



FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA

APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACIÓN DE IMÁGENES
TOMOGRÁFICAS DE PACIENTES CON PRÓTESIS DENTAL FIJA, LIMA 2022

**Línea de investigación:
Biotecnología en salud**

Tesis para optar el Título Profesional de Licenciado Tecnólogo Médico en
Radiología

Autora

Gallardo Quispe, Luz Margarita

Asesor

Zuñiga Osorio, Javier Rene

ORCID: 0000 0001 6978 2694

Jurado

Pachas Barbaran, Liliana Maribel

Fernández Torres, Mariela Raida

Meza Salas, Walter Junior

Lima - Perú

2025



"APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACIÓN DE IMÁGENES TOMOGRÁFICAS DE PACIENTES CON PRÓTESIS DENTAL FIJA, LIMA 2022"

INFORME DE ORIGINALIDAD

16%	15%	2%	4%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	repositorio.unfv.edu.pe Fuente de Internet	5%
2	repositorio.ucv.edu.pe Fuente de Internet	2%
3	hdl.handle.net Fuente de Internet	1%
4	cybertesis.unmsm.edu.pe Fuente de Internet	1%
5	Submitted to Universidad Nacional Federico Villarreal Trabajo del estudiante	1%
6	edoc.pub Fuente de Internet	1%
7	Submitted to Ilerna Online Trabajo del estudiante	<1%
8	repositorio.upla.edu.pe Fuente de Internet	<1%
9	repositorio.upao.edu.pe Fuente de Internet	<1%
10	"Aplicación de la tomografía computarizada médica para el análisis y estudio en escultura policromada en madera", 'Universitat Politecnica de Valencia'	<1%



Universidad Nacional
Federico Villarreal

VRIN | VICERRECTORADO
DE INVESTIGACIÓN

FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA

**APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACIÓN DE
IMÁGENES TOMOGRÁFICAS DE PACIENTES CON PRÓTESIS DENTAL FIJA,**

LIMA 2022

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN:

BIOTECNOLOGÍA EN SALUD

Tesis para optar el Título Profesional de Licenciado Tecnólogo Médico en Radiología

Autor(a):

Gallardo Quispe, Luz Margarita

Asesor

Mg. Zuñiga Osorio, Javier Rene

(ORCID: 0000 0001 6978 2694)

Jurado:

Pachas Barbaran, Liliana Maribel

Fernández Torres, Mariela Raida

Meza Salas, Walter Junior

Lima-Perú

2025

Dedicatoria

A mi madre Sara Q. y padre Lorenzo G. por sus enseñanzas, consejos y su amor incondicional.

A mis tres hermanos, por su apoyo.

A mis pequeños sobrinos Dariel y Sofia, por sus sonrisas y tiernos abrazos.

A Luis Enrique, por su gentil amor y por estar conmigo en los momentos difíciles.

Agradecimientos

Al Mg. Javier Zuñiga Osorio por su amabilidad y paciencia brindada durante la asesoría.

A los Licenciados Tecnólogos Médicos del Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins por su colaboración y aporte de conocimientos.

A mi casa de estudios UNFV.

ÍNDICE

Resumen.....	7
Astract.....	8
I. INTRODUCCIÓN.....	9
1.1. Descripción y formulación del problema	9
1.2. Antecedentes.....	12
1.3. Objetivos.....	21
1.4. Justificación	22
1.5. Hipótesis	23
II. MARCO TEÓRICO.....	25
2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación	25
III. MÉTODO	46
3.1. Tipo de investigación.....	46
3.2. Ámbito temporal y espacial.....	46
3.3. Variable	46
3.4. Población y muestra.....	47
3.5. Instrumentos.....	49
3.6. Procedimientos	49
3.7. Análisis de datos.....	50
3.8. Consideraciones éticas.....	51
IV. RESULTADOS	52
V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	59
VI. CONCLUSIONES	61
VII. RECOMENDACIONES	62
VIII. REFERENCIAS.....	63

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Primer prototipo de CT de William Oldendorf	26
Figura 2 Primer prototipo de TAC de Godfrey Hounsfield	26
Figura 3 TC de adquisición secuencial	29
Figura 4 TC de adquisición helicoidal o continuo	29
Figura 5 TC de adquisición helicoidal multidetector	30
Figura 6 Valores de las Unidades Hounsfield en diferentes tejidos	33
Figura 7 Imagen en corte axial con artefacto de endurecimiento de haz	36
Figura 8 Imágenes en corte coronal y axial respectivamente con artefacto de reducción de fotones	37
Figura 9 Imágenes TC con artefacto de movimiento y sin artefacto de movimiento respectivamente	38
Figura 10 Artefacto por metal	39
Figura 11 Artefacto de anillo en varias imágenes de TC cerebral	40
Figura 12 Artefacto fuera de campo (lado izquierdo)	41
Figura 13 Artefacto de volumen parcial (flecha)	42
Figura 14 Algoritmos de reducción de artefactos metálicos (MAR) de diferentes marcas de equipos de TC	43
Figura 15 Imagen de TC de un corte axial de pelvis sin SEMAR y con SEMAR respectivamente	44
Figura 16 Esquematación del proceso del algoritmo SEMAR	45

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Distribución de los pacientes adultos atendidos el centro de diagnóstico RESOTEM	47
Tabla 2 Características sociodemográficas	52
Tabla 3 Distribución de frecuencias y porcentajes de la dimensión nivel de Unidades Hounsfield.....	52
Tabla 4 Distribución de frecuencias y porcentajes de la dimensión visibilidad de artefactos	53
Tabla 5 Distribución de frecuencias y porcentajes de la dimensión calidad de imagen	53
Tabla 6 Distribución de frecuencias y porcentajes de observación en las imágenes tomográficas.....	54
Tabla 7 Prueba de Wilcoxon para probar la Hipótesis General según estadísticos de contraste	55
Tabla 8 Prueba de Kolmogorov-Smirnov para la normalidad de los datos analizados	56
Tabla 9 Prueba de t-student de muestras relacionadas para probar la Hipótesis Especifica 1	56
Tabla 10 Prueba de Wilcoxon para probar la Hipótesis Estadística 2 según estadísticos de contraste	57
Tabla 11 Prueba de Wilcoxon para probar la hipótesis estadística 3 según estadísticos de contraste	58

Resumen

Objetivo: Determinar de qué manera la aplicación del algoritmo de Reducción de artefacto metálico de energía única (SEMAR) influye en la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022. **Método:** Investigación de enfoque cuantitativo con diseño experimental de tipo preexperimental (pre test y post test de un solo grupo) de corte longitudinal. La población de estudio estuvo representada por pacientes con prótesis dental que se realizaron una Tomografía Computarizada (TC) de cuello sin contraste. La muestra estuvo conformada por 59 pacientes. Se analizó los 59 estudios antes y después de aplicar el algoritmo SEMAR a las imágenes tomográficas. Se utilizó el paquete estadístico IBM SPSS Statistics 26.0 donde se realizó la prueba de t de student para muestras relacionadas y la prueba de los rangos con signos de Wilcoxon. **Resultados:** La observación de imágenes mejoró significativamente ($p=0,000$), se obtuvo que el nivel de Unidades Hounsfield (UH) se redujo significativamente ($p=0,000$), la visibilidad de artefactos disminuyó significativamente ($p=0,000$) y la calidad de imagen mejoró significativamente ($p=0,000$), el rango de edad de 71-85 años representó el mayor porcentaje con un 33,9%, y el sexo femenino representó el 71,2%. **Conclusión:** Se determinó que la aplicación del algoritmo SEMAR mejoró significativamente la observación de las imágenes tomográficas, se demostró que la aplicación del algoritmo SEMAR redujo significativamente las UH, disminuyó significativamente la visibilidad de artefactos y mejoró significativamente la calidad de imagen.

Palabras clave: Algoritmo SEMAR, imágenes tomográficas, artefactos metálicos.

Astract

Objective: To determine how the application of the Single Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) algorithm influences the observation of tomographic images of patients with fixed dental prostheses, Lima, 2022. **Method:** Quantitative approach research with a pre-experimental experimental design (pre-test and post-test of a single group) of longitudinal section. The study population was represented by patients with dental prostheses who underwent a non-contrast Computed Tomography (CT) of the neck. The sample consisted of 59 patients. The 59 studies were analyzed before and after applying the SEMAR algorithm to the tomographic images. The IBM SPSS Statistics 26.0 statistical package was used where the student t test for related samples and the Wilcoxon signed rank test were performed. **Results:** Image observation improved significantly ($p=0.000$), the level of Hounsfield Units (HU) was significantly reduced ($p=0.000$), the visibility of artifacts significantly decreased ($p=0.000$) and the image quality significantly improved ($p=0.000$), the age range of 71-85 years represented the highest percentage with 33.9%, and the female sex represented 71.2%. **Conclusion:** It was determined that the application of the SEMAR algorithm significantly improved the observation of tomographic images, it was shown that the application of the SEMAR algorithm significantly reduced the HU, significantly decreased the visibility of artifacts and significantly improved image quality.

Key words: SEMAR algorithm, tomographic images, metal artifacts.

I. INTRODUCCIÓN

1.1. Descripción y formulación del problema

1.1.1. Descripción del problema

En radiología, la imagen de TC representa la parte más fundamental y esencial de este método de diagnóstico, ya que de ella depende que se dé un diagnóstico eficaz, certero y óptimo a la hora de identificar estructuras patológicas y no patológicas sin omisión de algún detalle mínimo. Asimismo, con el avance tecnológico se ha ido mejorando el hardware y software de los equipos de TC con la finalidad de mejorar la presentación de la imagen tomográfica, ya que en algunos casos se verá afectada por algunos factores intrínsecos y extrínsecos.

En los países desarrollados, donde abunda la población de la edad del adulto mayor según la infografía publicada en Visualcapitalist y el constante aumento de intervenciones quirúrgicas por implantes metálicos o reemplazo articular; tiene un efecto, pues la gran mayoría de personas portan en el interior del cuerpo algún tipo de implante metálico como prótesis de cadera, rodilla o prótesis dental, marcapasos, stens coronario, elementos de osteosíntesis, etc (Desjardins, 2019). Estos dispositivos representan un problema, generan artefactos que deterioran o degradan la imagen tomográfica; por lo tanto, existen diversos estudios e investigaciones relacionados con la imagen, prótesis y softwares para reducir estos artefactos.

SEMAR es un algoritmo integrado al software de los tomógrafos de Toshiba y Canon, y su aplicación es utilizada actualmente en muchos países de primer mundo para la reducción de artefactos originados por los dispositivos metálicos internos que portan las personas, esto lo afirmó Asai (2019) quien en su estudio realizado en Japón concluyó que el algoritmo SEMAR redujo el artefacto metálico y mejoró la calidad de imagen de TC alrededor de la circunferencia de la prótesis de cadera de una paciente; y en Italia, Finazzo et al. (2019) reafirmaron que el algoritmo SEMAR actúa eficazmente cuando se evalúa los implantes protésicos y estructuras adyacentes a ella, mejorando así la calidad de imagen.

En América Latina, no se registran investigaciones con la técnica del SEMAR; no obstante, se evidencian investigaciones referentes con softwares para reducir los artefactos llamados Reducción de Artefactos Metálicos (MARs) que cambia de nombre según la marca de TC; en estas investigaciones citan al implante metálico o al cuerpo extraño como la causa principal del problema de la baja calidad de imagen. En Brasil, el autor Mendes (2019) refiere que “cuando existen implantes, dispositivos o cualquier objeto metálico en determinada zona anatómica, durante la realización de un examen, se produce la generación de artefactos del tipo raya, produciendo regiones con saturación de información y pérdida de información”. (pag.5)

En Perú, se evidencia escasas investigaciones con algoritmos para la reducción de artefactos. Por otra parte, debido a la información y comunicación global, se han ido introduciendo nuevos equipos tomográficos de alta gama en centros públicos y privados, según el reporte del Ministerio de Salud (2020). En paralelo, también se ido incrementando la portabilidad de algún implante metálico en las personas como también de una alta demanda de curaciones y portabilidad de prótesis dentales, debido a una alta prevalencia de caries según el Minsa. Por lo tanto, esas prótesis dentales fijas, generaría un problema en la observación de las imágenes cuando el Tecnólogo Medico realice la tomografía y más adelante cuando el Medico realice el informe médico.

En una clínica privada, las imágenes tomográficas de cuello sin sustancia de contraste de los pacientes que portan prótesis dental fijo, adquiridos con un tomógrafo helicoidal multicorte de marca Canon de modelo Alquilion Start (TSX-037A) de 16 filas de detectores, presentan artefactos metálicos de forma de rayas oscuras y blancas impidiendo la identificación de tejidos cerca a la prótesis, reduciendo la calidad de imagen.

El problema identificado para este estudio tiene varias causas y de diferente índole, pero los comunes son los artefactos que produce “una distorsión, adición o error en una imagen que no tiene correlato en el sujeto o región anatómica estudiada” (Sartori, 2015, p.2). Los artefactos

más comunes en TC son el movimiento de paciente, presencia de dispositivos médicos en el cuerpo, lecturas inexactas de los cálculos de atenuación, endurecimiento del haz, efecto del volumen parcial, ruido, detectores con errores de fabricación o falta de calibración y factores ambientales. Sin embargo, se ha detectado como principal causa el artefacto por metal. El artefacto por metal provoca en la imagen tomográfica rayas oscuras y brillantes alrededor del metal.

Las consecuencias de este problema están en cadena, comenzando desde la adquisición que produciría como resultado una imagen tomográfica con artefactos, esto a la vez provocaría una calidad de imagen degradada producto del artefacto, lo cual conllevaría a una inexactitud de las estructuras y se omitirían características patológicas (Cruz, 2022). Ante esto, se produciría un alto coste en el rendimiento diagnóstico, tales como un mal informe y posteriormente un equívoco tratamiento. Finalmente, el paciente probablemente no tendría una recuperación de su salud y bienestar.

Este problema tiene varias alternativas de solución, desde lo más convencional hasta lo más digital, en el primer caso sería aumentar los parámetros técnicos de kilovoltaje (kv) y miliamperaje (mA) antes de la adquisición del estudio; y en el segundo caso, sería activar el algoritmo SEMAR desde las imágenes del Raw Data después de la adquisición. Sin embargo, para el primer caso al aumentar los parámetros técnicos aumenta también la dosis de radiación en el paciente lo cual podría generar un efecto estocástico, es decir, una probabilidad que desarrolle el paciente algún cáncer; y en segundo caso, sería activar el algoritmo SEMAR que no tiene ningún efecto nocivo en el paciente. Entonces, surge la necesidad e importancia de investigar y determinar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la observación de las imágenes tomográficas de los pacientes con prótesis dental fija adquirido con un equipo Canon Alquilion Start (TSX-037A) de 16 filas de detectores.

1.1.2. Formulación del problema

1.1.2.1. Problema General

¿De qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022?

1.1.2.2. Problemas Específicos

¿Cuáles son las características sociodemográficas (edad y sexo) de los pacientes con prótesis dental fija a quienes se le aplicó el algoritmo SEMAR en las imágenes tomográficas, Lima 2022?

¿De qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022?

¿De qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022?

¿De qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022?

1.2. Antecedentes

1.2.1. Antecedentes Internacionales

Jabas et al. (2023) realizaron la investigación “*Reducción de artefactos metálicos de energía única (SEMAR) en angiografía por TC de resolución ultraalta (UHR) de pacientes con implante intracraneales*”. Objetivo: evaluaron los efectos del SEMAR. Estudio preexperimental retrospectivo. Población: 54 pacientes con tratamientos de embolización y clipaje. Metodología: colocaron 5 ROIs cerca y lejos de la bobina/clip para medir los artefactos metálicos en las imágenes estándar y con SEMAR; dos médicos radiólogos evaluaron la calidad general de la imagen, la confianza diagnóstica, la delineación de arterias, la evaluación del estado del aneurisma tratado, y la gravedad de los artefactos metálicos. Resultados: el índice de artefacto se redujo en las imágenes con SEMAR en comparación a las imágenes estándar

($70,9 \pm 22,1$ vs $331,8 \pm 157,5$) respectivamente y más distantes del paquete de la bobina ($24,7 \pm 6,7$ vs. $52,4 \pm 20,3$) respectivamente; $p < 0,001$ para cada uno en los pacientes con bobinas, SEMAR fue significativamente superior en todas las categorías cualitativas a las imágenes estándar ($p < 0,001$), sin embargo, en pacientes con clips sólo los artefactos fueron significativamente menores ($p < 0,05$) con SEMAR. Conclusión: SEMAR redujo significativamente los artefactos metálicos en imágenes angiográficas UHR-CT con implantes intracraneales y mejoró la calidad de la imagen y la confianza diagnóstica.

Zhang et al. (2021) ejecutaron el estudio “*Reducción de artefactos metálicos de prótesis tumorales de rodilla en imágenes de TC: valor del algoritmo de reducción de artefactos metálicos de energía única (SEMAR)*”. Objetivo: evaluaron el efecto del algoritmo SEMAR en las imágenes con prótesis tumorales de rodilla en una TC de doble energía (DECT). Metodología: primero sometieron un fantoma de prótesis de tumor a una exploración DECT, reconstruyeron en dos volúmenes, por reconstrucción iterativa (IR) y IR más SEMAR, luego realizaron mediciones del valor medio del número de CT y el ruido de la imagen alrededor de la prótesis a nivel del vástago y de la articulación. Segundo, las imágenes de los 95 pacientes fueron reconstruidos con los dos métodos e hicieron las mismas mediciones como en el fantoma. Cuatro radiólogos calificaron la calidad de la imagen (0 a 5), también evaluaron la presencia de complicaciones protésicas y la recurrencia del tumor en la misma escala. Resultados: con SEMAR, los números de CT estaban más cerca del valor normal y el ruido de las imágenes usando kernel estaba suave y más nítido, se redujo respectivamente hasta en un 77,1 % y un 43,4 % a nivel de tallo, y hasta en un 82,2 % y 64,5% a nivel articular. Las puntuaciones aumentaron de 1 a 3 puntos y de 1 a 4 puntos en los dos niveles, respectivamente. Se diagnosticaron complicaciones protésicas y recidiva tumoral en 66 pacientes. También aumentó la confianza diagnóstica de complicaciones protésicas y recidiva tumoral (4~5 vs.

1~1,5). Conclusión: el algoritmo SEMAR pudo reducir significativamente los artefactos metálicos y aumentar la confianza diagnóstica.

Nagayama et al. (2020) realizaron la investigación *“Reducción de artefactos metálicos en TC de cráneo realizado en pacientes con dispositivos de estimulación cerebral profunda: eficacia de un algoritmo de reducción de artefactos metálicos de energía única”*. Objetivo: fue investigar el impacto del algoritmo SEMAR en la calidad de imagen. Tuvo un diseño experimental con datos recolectados retro prospectivamente. Población: 34 pacientes. Las imágenes lo adquirieron con un tomógrafo multidetector de 320 filas de detectores. Realizaron dos reconstrucciones de 5mm; en la primera, usaron AIDR 3D y en la segunda AIDR 3D más SEMAR. Trazaron 4 ROIs de aproximadamente 20mm^2 alrededor de cada electrodo y promediaron la media y la desviación estándar (DS) de las UH, dos médicos radiólogos evaluaron la calidad de imagen en escala Likert. Resultados: la media y DS de los ROIs alrededor de los electrodos fueron más bajos en las imágenes SEMAR que en las no SEMAR (P,0,01), SEMAR brindó menos artefactos y mejoró la visualización de los electrodos y las estructuras circundantes (P,0,001); también obtuvo nuevos artefactos las imágenes SEMAR, posiblemente inducidas por cables de los electrodos. Conclusión: el algoritmo SEMAR redujo sustancialmente los artefactos metálicos de los DBS y mejoró la visibilidad de las estructuras intracraneales sin afectar la calidad de imagen de fondo.

Wei et al. (2020) realizaron la investigación *“Aplicación combinada de técnicas de reconstrucción y reducción de artefactos metálicos de energía única en pacientes con implantes cocleares”*. Objetivo: determinaron qué tan efectivo es SEMAR para mejorar las imágenes producidas por los electrodos cocleares. Fue un estudio retrospectivo. La población estuvo conformada por 30 pacientes, con un total de 34 oídos adquiridos con un TC de 320 detectores. Metodología: dos médicos radiólogos examinaron y evaluaron utilizando el instrumento de escala Likert de 3 puntos, también utilizando las UH y la DS. Resultados:

tuvieron buena consistencia con un puntaje de la calidad de imagen subjetiva ($P < 0.01$), el SEMAR redujo significativamente el ruido de la imagen y el índice de artefactos y mejoró significativamente la relación señal-ruido. Conclusión: SEMAR redujo significativamente los artefactos metálicos generados por los electrodos del implante coclear y mejora la calidad de las imágenes de TC.

Barreto et al. (2020) realizaron la investigación “*Comparación de la reducción de artefactos metálicos usando TC de energía simple y TC de energía dual con varios implantes metálicos en cadáveres*”. Objetivo: compararon la efectividad de SEMAR y DECT. Metodología: realizaron reconstrucciones en volúmenes estándar, SEMAR y DECT, en una TC de 320 cortes, a seis cadáveres que integraban implantes metálicos en la cabeza, cuello, abdomen, la pelvis y en las extremidades; cuatro radiólogos especializados calificaron la gravedad de los artefactos metálicos, la visualización de estructuras anatómicas, la interpretación diagnóstica y la preferencia de imágenes, cada uno en escala likert. Resultados: las puntuaciones fueron significativamente mejores para SEMAR que para las imágenes estándar en las exploraciones de cadera, rodilla, pelvis, abdomen y maxilofacial ($3,25 \pm 0,88$ vs $2,14 \pm 0,93$, $p < 0,001$). Sin embargo, se desarrollaron nuevos artefactos de reconstrucción en las imágenes SEMAR que no estaban presentes en las imágenes estándar. Las puntuaciones para la gravedad de los artefactos metálicos y la visualización de estructuras lisas fueron significativamente mejores para las imágenes DECT que para las imágenes estándar en la columna cervical ($3,50 \pm 0,50$ vs $2,0 \pm 0,58$, $p < 0,001$) y un radiólogo prefirió las imágenes estándar. En todos los casos prefirieron SEMAR a las imágenes estándar y DECT. Concluyeron: SEMAR fue más efectivo en la reducción de artefactos metálicos que DECT.

Groves et al. (2020) realizaron el estudio “*Rendimiento de la reducción de artefactos metálicos de energía única en la tomografía computarizada cardíaca: un estudio clínico y fantoma*”. Objetivo: investigar el rendimiento del SEMAR frente a la reconstrucción estándar

en estudios de TC cardiaca y en un fantoma con cable desfibrilador. Metodología: estudio clínico transversal retrospectivo, con 122 estudios realizados en un tomógrafo de 320 filas detectores, se realizaron reconstrucciones estándar y SEMAR. Para cada reconstrucción evaluaron el radio máximo del artefacto de endurecimiento del haz, la variación de la atenuación del artefacto alrededor del metal implantado y la calidad de la imagen en una escala de 4 puntos. Luego escanearon el fantoma a diferentes potencias y corrientes de tubo, y reconstruyeron con ambos métodos (estándar y SEMAR), midieron el radio de artefacto de endurecimiento de haz máximo y la variación de atenuación de artefacto promedio. Resultado: en el estudio clínico, SEMAR redujo notablemente el radio máximo del artefacto de endurecimiento del haz en un 77 % (estándar: 14,8 mm frente a SEMAR: 3,4 mm, $p < 0,0001$) y la variación de la atenuación del artefacto en 51% (estándar: 130,0 UH vs SEMAR: 64,3 UH, $p < 0,0001$). La calidad de imagen mejoró con SEMAR (estándar: 3 vs. SEMAR: 2, $p < 0,0001$). El estudio del fantoma confirmó estos resultados. Conclusión: la reconstrucción SEMAR logró una calidad de imagen superior y redujo notablemente el radio máximo del artefacto de endurecimiento del haz y la variación de la atenuación del artefacto en comparación con la reconstrucción estándar y también en el fantoma.

Grandmougin et al. (2020) realizaron la investigación *“Reducción de artefactos metálicos para pequeños implantes metálicos en TC: con la finalidad de conocer qué algoritmo de reconstrucción de imagen funciona mejor”*. Objetivo: comparar diferentes algoritmos de reconstrucción en presencia de objetos metálicos de diferentes tamaños y niveles de dosis. Metodología: perforaron un hueso de fémur bovino e introdujeron siete brocas de diámetro. Adquirieron imágenes de TC con ocho niveles dosis y reconstruyeron con tres algoritmos: reconstrucción iterativa híbrida (RIH), reconstrucción iterativa basada en modelos completos (RIM) y SEMAR. La distorsión trabecular adyacente al metal lo evaluaron en escala likert. Los artefactos del perfil del borde y el ancho del halo que rodeaba la broca lo evaluaron midiendo

la sobreestimación del diámetro de la broca. Resultados: la distorsión trabecular fue mayor con RIM en comparación con RIH y SEMAR ($P < 0,0001$) y aumentó con brocas mayores de 1,2 mm y con dosis inferiores a 18,1 mGy.cm. El tamaño de los halos de baja densidad y la sobreestimación del diámetro de la broca disminuyeron con RIM en comparación con los otros dos algoritmos de reconstrucción, y SEMAR en comparación con RIH tuvo disminución ($p < 0,0001$). Hubo una sobreestimación media de la broca de $0,56 \pm 0,25$ mm para RIM frente a $0,68 \pm 0,09$ mm para SEMAR y diámetros medios de halo de baja densidad de $0,03 \text{ mm} \pm 0,08$ para RIM frente a $0,42 \text{ mm} \pm 0,09$ para SEMAR. Conclusiones: el rendimiento del algoritmo estuvo influenciado por los niveles de dosis y el tamaño del objeto metálico y ningún algoritmo individual proporciona el mejor rendimiento general. RIM es mejor para reducir los artefactos de borde y SEMAR es la mejor opción para implantes metálicos más grandes y protocolos de baja dosis.

Douis et al. (2020) realizaron la investigación “*Reducción de artefactos metálicos para proyectiles intracraneales en tomografía computarizada post mortem*”. Objetivo: compararon la calidad de imagen de TC craneal obtenida con y sin SEMAR en cadáveres con proyectiles metálicos intracraneales. Metodología: realizaron reconstrucciones en iterativa convencional (IR) y SEMAR. Para evaluar el impacto de los artefactos metálicos, delinearon el área intracraneal total (TA), la zona no interpretable (NIZ), la zona de interpretación alterada (DZ) y la superficie total del artefacto (ATS). Dos lectores independientes identificaron hemorragia extra axial (EAH) y hemorragia subaracnoidea (SAH). Los informes de autopsia se utilizaron como referencia. Población: once cadáveres. Resultados: SEMAR mostró una disminución significativa en la relación ATS con respecto a IR convencional ($72,1 \pm 26,1\%$ [rango: 26,8-99,1] vs. $86,4 \pm 17,8\%$ [rango:37,2-100]; $P < 0,001$) y cocientes NIZ/TA ($11,6 \pm 8,26\%$ [rango:0,95–33,4] vs. $42,5 \pm 30,5\%$ [rango:3,86–100]; $P < 0,001$). La reproducibilidad Inter observador en el diagnóstico de HAE y HAS fue excelente con IR convencional (0,82) y buena

con SEMAR (0,75). SEMAR redujo los diagnósticos inciertos de HAE en 7 sujetos para el Lector 1 y en 6 para el Lector 2, pero no influyó en el diagnóstico de HSA para ninguno de los lectores. Concluyeron: SEMAR redujo la influencia de los artefactos metálicos y aumenta la confianza con la que se puede realizar el diagnóstico de EAH en la TC post mortem.

Finazzo et al. (2019) realizaron el estudio *“Tomografía computarizada multidetector con algoritmo de reducción de artefactos metálicos de energía única en las complicaciones posteriores al reemplazo de cadera y rodilla. Experiencia preliminar”*. Objetivo: evaluaron la TC multidetector de 160 cortes con el algoritmo SEMAR en la detección y caracterización de complicaciones en la artroplastia. Tuvo una muestra de 18 pacientes. Todos los exámenes se reconstruyeron con AIDR 3D y SEMAR. Evaluaron la calidad de imagen de la prótesis, interfaz-prótesis, visualización de hueso y tejidos blandos. Resultados: la calidad de la prótesis, interfaz hueso-prótesis, hueso y partes blandas fue adecuada con el algoritmo SEMAR para el diagnóstico en todos los casos (18/18; 100%). Detectaron complicaciones en 10 pacientes: aflojamiento aséptico del implante en 6 casos; reacción al cuerpo extraño en 1 caso ; reacción a cuerpo extraño con pseudotumor en un caso ; aflojamiento séptico (infecciones en 1 caso ; fractura protésica en 1 caso). Conclusión: la TC multidetector con el algoritmo SEMAR pudo ser una herramienta eficaz para la evaluación de implantes protésicos, prótesis ósea redondas, interfaz hueso-prótesis, tejido blando periarticular.

Niehues et al. (2018) ejecutaron la investigación *“Impacto de la reducción de artefactos metálicos de energía única en la calidad de imagen de TC en pacientes con hardware dental”*. Objetivo: evaluaron si el algoritmo SEMAR de Canon puede mejorar significativamente la calidad de imagen de los pacientes con hardware dental no extraíble. Investigación preexperimental con recolección de datos retrospectivamente. Población: compuesta por 154 pacientes. Metodología: las imágenes con SEMAR lo reconstruyeron a partir de imágenes de AIDR de rutina. Población: 46 mujeres y 108 hombres; edad media $66,3 \pm 10,5$ años. Dos

radiólogos de manera independientes evaluaron la calidad de imagen de SEMAR y AIDR del suelo de la boca, de las glándulas sublinguales, del anillo linfático y de la impresión general con un instrumento con escala Likert. El acuerdo entre evaluadores lo realizaron mediante el coeficiente de correlación intraclase (ICC). Además, colocaron ROIs en el piso de la boca y midiendo las UH y DE. Resultados: SEMAR mejoró significativamente la calidad de imagen en todas las estructuras evaluadas para todos los evaluadores ($p < 0.001$). Además, la SEMAR redujo significativamente los artefactos metálicos y el ruido de la imagen ($p < 0,001$). Concluyeron: SEMAR mejoró significativamente la calidad diagnóstica de las imágenes de TC de la cavidad oral y la orofaringe al reducir los artefactos causados por el hardware dental.

Ragusi et al. (2018) realizaron la estudio *“Evaluación de la calidad de la angiografía por TC adquirida con el algoritmo de reducción de artefactos metálicos de energía única (SEMAR) en pacientes tras reparación aortica endovascular compleja”*. Objetivo: evaluaron el valor del algoritmo SEMAR en la calidad de imagen después de una reparación aortica endovascular compleja con dispositivos fenestrados y ramificados. La población estuvo conformada por 18 pacientes que sometieron a un procedimiento de reparación aortica endovascular. La investigación fue de diseño experimental retrospectivo. Métodos: evaluaron la calidad de imagen utilizando la DE de las UH y la relación de contraste ruido (CNR) en las regiones de interés de las arterias; también, dos médicos radiólogos evaluaron el grado de artefactos y la visualización de la luz del stent. Resultados: la DE de la atenuación fue significativamente menor en todas las arterias viscerales diana ($p/.001$), la arteria celiaca ($p=.002$), la arteria mesentérica superior (SMA; $P=.043$) y las arterias renales ($p/.001$) en las imágenes de TC con reconstrucción SEMAR. El CNR aumentó significativamente en todas las arterias viscerales dianas reconstruidas por SEMAR (en general; $P/.001$, la arteria celiaca: $p=009$; arteria mesentérica superior: $P=.003$; arterias renales: $p/.001$). Los revisores calificaron un grado de artefacto significativamente más bajo en todos los vasos objetivos y

una visualización significativamente mejorada de la permeabilidad del stent en todos los vasos objetivos en las imágenes SEMAR. La preferencia general de ambos revisores estuvo a favor de la reconstrucción SEMAR en 15/18 casos (83%). Concluyeron: la reconstrucción con el algoritmo SEMAR mejora significativamente la calidad de imagen de la CT en pacientes después de la EVAR compleja.

1.2.2. Antecedentes Nacionales

Chávarry (2022) con su tesis “*Aplicación de Software de reducción de artefacto metálicos en implantes dentales por tomografía -Lima 2022*”. Objetivo: determinó la utilidad del software de reducción de artefactos metálicos en los estudios de tomografía de cabeza y cuello en los pacientes con implantes dentales. Investigación cuasiexperimental, transversal de enfoque cuantitativo y retrospectivo. Resultados: edad promedio de los pacientes fue de 52 años y 62,50% de pacientes fueron del sexo masculino. La densidad promedio de las UH en zonas de cabeza y cuello sin software SEMAR fueron: para el tejido adiposo de -108,678 UH; para las partes blandas fue de 65,92 UH; y para el tejido óseo fue 610,549 UH. Mientras que con el software SEMAR se visualizó que la densidad promedio para el tejido adiposo fue de -75,03 UH; para las partes blandas fue 51,89 UH; y para el tejido óseo, fue 476,087 UH. Conclusiones: el 82% de las imágenes con calidad deteriorada por artefactos causados por piezas metálicas mejoraron considerablemente tras la aplicación del software de reducción de artefacto metálico.

Pérez (2019) realizó la investigación “*Utilidad del software de reducción de artefactos en tomografía computarizada aplicados a pacientes con implantes metálicos. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Lima 2018*”. Objetivo: fue determinar la utilidad del software de Reducción de Artefactos Metálicos (MARs). La investigación tuvo el enfoque de tipo cuantitativo, analítico y relacional con diseño de preexperimental, prospectivo y longitudinal. La población estuvo conformada por 50 pacientes que presentaron implantes

metálicos en cualquier región del cuerpo. Utilizó la técnica del análisis documental y observacional, y una ficha de recolección de datos como instrumento. El primer instrumento estuvo estructurado en tres partes, la primera recolectó los datos demográficos, la segunda parte recolectó las densidades de los tejidos mediante la UH sin MARs y la tercera parte recolectó las densidades de los tejidos mediante las UH con MARs. El segundo instrumento con escala Likert evaluó la interpretabilidad diagnóstica y la calidad de imagen. Resultados: las imágenes sin MARs notó una notable diferencia en las mediciones de los tres tejidos peri protésicos con respecto al tejido de control; por otro lado en las imágenes con MARs, observó una mínima diferencia entre mediciones de tejido protésico y tejido control; la comparación entre imágenes sin MARs y con MARs en los tres tejidos ($p=0.000$) demostró grandes diferencias significativas con respecto a la imagen; con respecto a la interpretabilidad diagnóstica, se demostró que el 24% de las imágenes deterioradas por el artefacto metálico mejoró tras la aplicación a bueno y 48% a excelente. Conclusión: la aplicación del MARs en combinación con la TC de energía dual logró disminuir los artefactos metálicos mejor que una tomografía convencional, incrementando la capacidad de identificar tejidos peri protésicos.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Determinar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

1.3.2. Objetivos Específicos

Identificar las características sociodemográficas (edad y sexo) de los pacientes con prótesis dental fija a quienes se le aplicó el algoritmo SEMAR en las imágenes tomográficas, Lima 2022.

Demostrar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

Demostar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

Demostrar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

1.4. Justificación

En este estudio existe una justificación teórica ya que primeramente diversos autores han enunciado teorías acerca de la Imagen tomográfica, desde que se obtuvo la primera imagen en tomografía computarizada 1972 hasta como ha ido mejorando en su calidad y representación gracias a la introducción de aplicaciones de sistemas de hardware y softwares. Segundo, también existe conocimiento teórico de autores que alegan sobre la aplicación de algoritmos o softwares para la reducción de artefactos metálicos que ofrece distintas casas comerciales con el fin de mejorar la imagen. Asimismo, existe conocimiento teórico de la aplicación del algoritmo SEMAR de los tomógrafos de la marca Canon y Toshiba de 160 y 320 filas de detectores, sin embargo, se enfatiza que en este estudio se aplicará el mismo algoritmo SEMAR, pero para un tomógrafo de 16 filas de detectores de la marca Canon, en los pacientes que tengan empastes o prótesis dentales fija; por lo tanto, este estudio contribuirá al conocimiento teórico.

Desde el punto de vista práctico, mi investigación es de tipo preexperimental de tal manera que es aplicable y repetible para futuras investigaciones relacionados con software o algoritmos de reducción de artefactos.

Por otra parte, también tiene una justificación social, ya que se aplicará a las imágenes tomográficas de los pacientes que tengan prótesis dental fija, de tal maneral que, si tiene un

efecto positivo, se puede mejorar la calidad de sus imágenes y por lo tanto el rendimiento diagnóstico será eficaz y certero, lo que podría conllevar a un buen tratamiento.

1.5. Hipótesis

Hipótesis General

La aplicación del algoritmo SEMAR mejora significativamente la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

Hipótesis Específicas

La aplicación del algoritmo SEMAR reduce significativamente el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

La aplicación del algoritmo SEMAR disminuye significativamente la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

La aplicación del algoritmo SEMAR mejora significativamente calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

Hipótesis Estadísticas

Hipótesis Estadística General

H_0 : La aplicación del algoritmo SEMAR no mejora significativamente la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

H_1 : La aplicación del algoritmo SEMAR mejora significativamente la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022

Hipótesis Estadística Específicas

Hipótesis estadística específica 1

H_0 : La aplicación del algoritmo SEMAR no reduce significativamente el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

H₁: La aplicación del algoritmo SEMAR reduce significativamente el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

Hipótesis estadística específica 2

H₀: La aplicación del algoritmo SEMAR no disminuye significativamente la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

H₁: La aplicación del algoritmo SEMAR disminuye significativamente la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

Hipótesis estadística específica 3

H₀: La aplicación del algoritmo SEMAR no mejora significativamente la calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

H₁: La aplicación del algoritmo SEMAR mejora significativamente calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Bases teóricas sobre el tema de investigación

2.1.1. Terminología de la Tomografía

La palabra Tomografía se deriva del término griego “tomus” que refiere a corte y “grafía” que significa escritura, imagen y gráfico. (González, 2011)

2.1.2. Concepto de Tomografía Computarizada

La TC es un estudio de diagnóstico por imágenes, generada por los rayos x para la obtención de información de la estructura. Está constituido por un sistema informático para el proceso de los datos de dicha estructura que posteriormente se presentará en imágenes bidimensionales y tridimensionales en un ordenador. (Aragonés, 2015)

2.1.3. Historia de la Tomografía

El pionero en las investigaciones fue el matemático austriaco Johann Radón en 1917, quien demostró que se podía reconstruir objetos o estructuras a partir de múltiples proyecciones con cálculos matemáticos, sin embargo, no logró concluir sus investigaciones debido a que la tecnología en esa época era muy rudimentaria. En 1960, el neurólogo estadounidense William H. Oldendorf sentó las bases de la tomografía y desarrolló el primer prototipo experimental de TC (Figura 1) constituido por yodo radiactivo (I^{131}) como fuente de radiación y un cristal de centelleo de yoduro de sodio como sistema de detección. En 1963, el físico Allan Cormack reconoció el valor de los coeficientes de atenuación de los rayos x distribuidos en el cuerpo y propuso la reconstrucción de las imágenes computacional. (Itás et al., 2014)

En 1967, el ingeniero Godfrey Hounsfield diseñó en primer equipo a partir de las ideas de Radón, las simulaciones computacionales, el análisis de los coeficientes de atenuación, los vóxeles y ecuaciones lineales de una sección de un objeto de estudio; y en 1971 construyó el primer prototipo de tomografía denominado “EMI Scanner” para uso de estudio cerebral que

duraba horas en la adquisición y reconstrucción (Figura 2). En 1973 apareció por primera vez en el mercado el primer tomógrafo comercial llamado EMI CT 1000. (Guedes, 2018)

Figura 1

Primer prototipo de CT de William Oldendorf



Adaptado de “La historia de la neuroimagen”, por Sabbatine, 2004, *Brian & Mind Magazine*.

Figura 2

Primer prototipo de TC de Godfrey Hounsfield.



Tomado de “Godfrey Newbold Hounsfield: historia e impacto de la tomografía computada”, por Ortega y Socolsky, 2012, *Revista Argentina de Radiología*, 4(76).

2.1.4. Evolución de la TC

2.1.4.1. Generaciones. Según Guedes (2018), las generaciones de la TC tenían las siguientes características:

A. Primera generación. Estos tomógrafos fueron desarrollados por Godfrey Hounsfield y Allan Cormarck. Su funcionamiento se basaba en la técnica de “traslación-rotación”, donde el tubo de rayos X emitía un haz de forma lineal sobre un solo detector, y daba medio giro de 180° para adquirir solamente una imagen de un grosor de 13mm que duraba 5 minutos. (Guedes, 2018)

B. Segunda generación. Tiene la misma técnica de la primera generación de “traslación- rotación”, sin embargo, el tubo de rayos X emitía el haz en forma de abanico sobre varios detectores. Se redujo el tiempo de adquisición de una imagen a 20 segundos. (Guedes, 2018)

C. Tercera generación. En esta generación existe un gran avance en la tecnología de los sistemas del hardware y los softwares de los TC comparados con los tomógrafos de la primera y segunda generación. Primeramente, eliminaron por completo los cables de alta tensión que unía el tubo de rayos X con la fuente de energía y los reemplazaron por anillos rozantes, estos anillos administran energía al tubo de rayos X y a los detectores. En efecto, el anillo rozante permitió que el tubo de rayos X y los detectores giren 360 grados alrededor del paciente, lo que dio como resultado una adquisición continua o como actualmente se llama una adquisición helicoidal que dura 5 segundos. Por otra parte, también fabricaron detectores en forma de curva que adoptan la forma del anillo y permita la técnica teórica de “rotación-rotación”. Finalmente, construyeron una el haz de rayos X en forma de abanico. Gracias a todo lo mencionado, es que actualmente son los tomógrafos más utilizados. (Guedes, 2018)

D. Cuarta generación. Estos equipos fueron desarrollados para mejorar la calidad de imagen y reducir los tiempos de adquisición, se basan en la forma de configuración de los

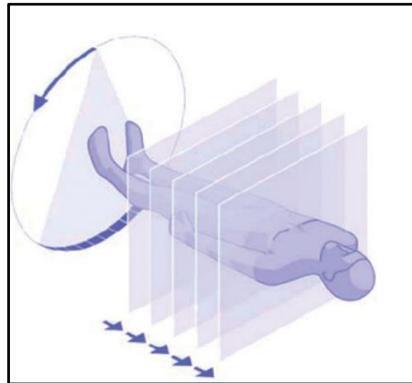
detectores fijos que se encuentran alrededor del anillo rozante. No obstante, estos equipos no han tenido éxito debido al exuberante precio que tiene el tomógrafo por el número de detectores que porta. (Guedes, 2018)

E. Quinta Generación. Se desarrollaron estos equipos para estudios cardiacos, ya que se basaba en la adquisición de un haz estrecho sin movimiento de la mesa, lo cual se necesitó dos tubos de rayos X y dos juegos de detectores. Tuvo una buena resolución temporal, pero una baja calidad de imagen. Se llegaron a comercializar estos tipos de tomógrafos, pero no tuvo éxito. (Guedes, 2018)

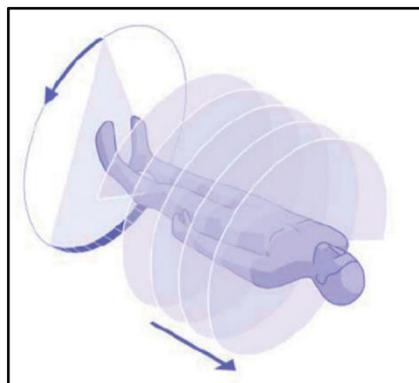
2.1.4.2. Tecnología actual

A. TC helicoidal o espiral. A inicios de los años noventa, los tomógrafos axiales convencionales o tomógrafos axiales computarizados (TAC) que adquirían de modo secuencial de corte en corte como se observa en la figura 3, fueron cayendo en desuso por los largos tiempos de adquisición y por los artefactos provocados por el movimiento del paciente; en tal sentido fabricaron tomógrafos helicoidales o continuos (Figura 4) que adquirían también de modo secuencial. Estos innovadores equipos tomográficos evolucionaron, de adquisición secuencial a helicoidal gracias a la eliminación de los cables de energía que unía al tubo de rayos X con la fuente de alta tensión de energía, y se reemplazaron por escobillas o anillos deslizantes colocados alrededor del gantry, esta tecnología permite el giro continuo del tubo de rayos X sin interrupción. (Rojo, 2020)

Gracias a introducción de estos sistemas de hardware mejoraron muchas características principales de la tomografía helicoidal como por ejemplo mejoró resolución espacial, la resolución de contraste y se redujeron los tiempos de exploración (resolución temporal) y los artefactos por movimiento respiratorio de tórax y abdomen. (Aragonés, 2015)

Figura 3*TC de adquisición secuencial*

Tomado de *TC secuencial (imagen cortesía de Siemens)*, por Argones, 2014, Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico.

Figura 4*TC de adquisición helicoidal o continuo*

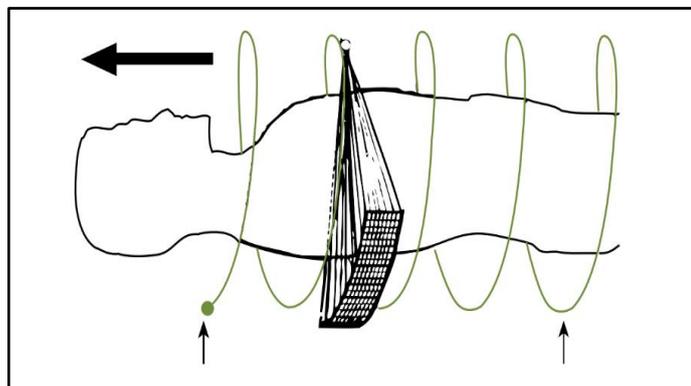
Tomado de *TC helicoidal (imagen cortesía de Siemens)*, por Argones, 2014, Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico.

B. TC helicoidal multidetector. A finales de los noventa la TC revolucionó con la tecnología helicoidales multidetectores o también llamados tomografía computarizada multidetector (TCDM). Integraron a los tomógrafos helicoidales hileras de detectores con la finalidad de aprovechar el haz de radiación en una sola vuelta de giro o revolución para obtener múltiples cortes de proyecciones, de esta manera se redujo el tiempo de adquisición y se

aumentó la información. En la actualidad existen tomógrafos helicoidales multidetectores de 16, 64, 128 y 300 filas de detectores. Todo el conjunto de detectores se le conoce como matriz de detectores, sin embargo, una limitación de este equipo es que el haz de rayos x se distorsiona cuando la cobertura del haz se abre más por el efecto de la ortogonalidad del haz de rayos x, es por eso que solo se permite activar una cierta cantidad aceptable de detectores dependiendo del estudio. (Torres, 2012). (Figura5)

Figura 5

TC de adquisición helicoidal multidetector



Tomado de *Esquema del funcionamiento de un equipo helicoidal multicorte*, por Torres, 2004. Fundamentos de Física Medica.

C. Tomografía computarizada de doble energía (TCDE). Estos tomógrafos se caracterizan por utilizar dos espectros energéticos de baja y alta energía. La energía baja brinda una resolución en alto en contraste sin embargo la relación señal-ruido es muy baja (señal muy ruidosa). La alta energía ofrece una imagen muy poco contrastada pero la relación señal-ruido es excelente. Estos equipos en general ofrecen una diferenciación en la caracterización de estructuras identificando su composición química, como también ofrece la corrección de los artefactos de endurecimiento del haz respecto a una tomografía convencional. (Rojo, 2020)

Existen diferentes diseños de tomógrafos de doble energía, entre todas mencionaremos algunos.

C.1. Doble tubo con o sin filtración de haz. Se trata de un tomógrafo compuesto por dos tubos de rayos X posicionados entre 90° y 95°, con sus respectivos sistemas detectores cada uno. (Rojo, 2020)

C.2. Cambio de voltaje rápido con un único tubo. Se trata de un solo tubo de rayos X que cambia de voltaje rápidamente entre 80 y 140 kvp. Los datos son adquiridos por separados en un mismo sistema de detectores. (Rojo, 2020)

C.3. Detector de doble capa con un único tubo. Son tomógrafos constituidos por un solo tubo de rayos X, pero con doble capa de detectores. El haz policromático es detectado por los detectores, los que están en el primer nivel, absorben fotones de baja energía mientras que los que están en el segundo nivel, los de alta energía. (Rojo, 2020)

C.4. Filtro dividido con un único tubo. Se trata de un tubo de rayos X que tiene un filtro compuesto por dos distintos materiales, uno de oro de 0.05mm de grosor y la otra de estaño de 0.6mm de grosor. (Rojo, 2020)

C.5. Doble escáner secuencial con un único tubo. Se trata de un escáner con un único tubo de rayos X que adquiere dos secuencias seguidas de exploraciones, pero con diferentes voltajes de 80 y 140 kvp respectivamente. (Rojo, 2020)

2.1.5. Reconstrucción de la imagen digital

Los datos que son recogidos por el sistema de detección de datos (DAS), son transformados en señales eléctricas y enviados al ordenador, y mediante ecuaciones matemáticas y algoritmos se reconstruyen y forman en imagen digital que se visualiza en un computador. (Villena, 2019)

Los algoritmos para la reconstrucción de imágenes son los métodos algebraicos, los métodos iterativos y los métodos analíticos. Los métodos algebraicos dejaron de utilizarse debido a que los procesos abarcaban más coste computacional. Los métodos iterativos se basan en las continuas repeticiones iterativas para las correcciones y soluciones, sin embargo, las

imágenes se forman cuando se termina todo el proceso, cabe mencionar que también tiene un alto coste computacional. (Ansó & Orgaz, 2015)

Los métodos analíticos se basan en el principio del Teorema de Radón y la Teoría de Fourier; dentro de los métodos analíticos, el algoritmo que ha sido utilizado por décadas es la retroproyección filtrada (RPF), este se basa en las reconstrucciones continuas creando una imagen bidimensional en el ordenador mientras los datos se están recibiendo hasta formarse una imagen tridimensional. En definitiva, esta imagen es filtrada por un filtro kernel que tiene como finalidad resaltar los datos de la imagen para un mejor diagnóstico. (González, 2011).

2.1.5.1. Imagen tomográfica. La imagen tomográfica se forma a partir de los datos almacenados electrónicamente que posteriormente se presentará en un formato llamado matriz de imagen. La matriz de imagen representa bidimensionalmente la imagen digital y está conformado por unidades denominados píxel, cada unidad contiene información de cientos de proyecciones y densidades de la estructura atenuada que se le asigna un número denominado UH. (Bushong, 2022)

Los píxeles también presentan la escala de grises, y la tonalidad de cada píxel depende de la densidad o el valor de coeficiente de atenuación de los rayos x sobre la estructura irradiada. En la escala de grises, las estructuras menos densas que atenúen menos la radiación tendrán un valor de tonalidad de gris oscuro o cercanos al negro; no obstante, las estructuras o materiales irradiados que tiene un mayor número atómico o una alta densidad tendrán una tonalidad gris claro o cercanas al blanco, debido a alta atenuación de los rayos x; un claro ejemplo de ello son los metales como las prótesis de cadera, rodilla etc., que tienen valores de 20000 a 3000 que saturan la imagen y causan artefactos. (Mendes, 2019)

Figura 6

Valores de las UH en diferentes tejidos

Substancia	Valor de UH
Aire	-1000
Pulmón	-500
Grasa	-100 a -50
Agua	0
Líquido cerebroespinal	15
Riñón	30
Sangre	30 a 45
Músculo	10 a 40
Sustancia Gris	37 a 45
Sustancia Blanca	20 a 30
Hígado	40 a 60
Medios de contraste	100 a 300
Hueso trabecular (esponjoso)	700
Hueso cortical (compacto)	1000

Tomado de “Importancia de la Unidades Hounsfield, en la Tomografía Computarizada y la de Haz Cónico”, por CR IMAX, 2015, *Revista Odontoespacio*.

2.1.6. Calidad de imagen

“La calidad de imagen se define como la fidelidad que guarda la imagen obtenida con la estructura anatómica estudiada” (Rodríguez & Vara, 2015, p. 37), y depende de cuatro parámetros importantes que son las siguientes: la resolución espacial, la resolución de contraste de la imagen, el ruido, la linealidad y la uniformidad. (Bushong, 2022)

2.1.6.1. Resolución espacial. Hace referencia a la capacidad de diferenciación de estructuras pequeñas que están muy cercas entre sí y depende del “tamaño de la mancha focal, ancho de la apertura de los detectores, espesor de corte o colimación, matriz, campo de visión (fiel of view), número de proyecciones y algoritmos” (Alvarez, 2018).

2.1.6.2. Resolución de contraste. También llamado bajo contraste, “viene a ser la diferencia del tono de gris entre un punto y otro de la imagen, lo que permite visualizar y diferenciar objetos o estructuras muy próximos de muy bajo contraste con pequeñas diferencias en su densidad” (Pérez, 2019, p. 23), y “depende del flujo de fotones que alcanza el detector, algoritmos y ruidos” (Spinelli, 2006, p. 23).

2.1.6.3. Ruido. Es la DE de los valores de los píxeles de cada estructura irradiada. Teóricamente la DE del agua en la fantoma es cero por ser un objeto homogéneo, no obstante, en la práctica esta tendrá variaciones superiores o menores a cero. Las desviaciones ocurren en todos los tejidos y va a estar influenciada por el tamaño del píxel, grosor de corte, eficacia de detectores, tensión de pico y filtrado y la dosis de radiación que recibe el paciente (Rodríguez & Vara, 2015). El ruido se puede observar en la imagen y es comúnmente llamado grano. (Pérez, 2019)

2.1.6.4. Linealidad. Está relacionado con la calibración del equipo, de manera que UH de agua debe ser cero, sin embargo, si existe una desviación de la atenuación del agua, nos indica que el equipo está desalineado de manera que afectará el análisis cuantitativo los tejidos. En definitiva, es importante la calibración periódica para que se cercioren que la atenuación del agua sea cero y los demás tejidos con sus atenuaciones correspondientes. (Rodríguez & Vara, 2015)

2.1.7. Artefactos

Los artefactos se definen como errores, adiciones o distorsiones presentadas en las imágenes adquiridas que no guarda relación con la estructura anatómica estudiada. Estos artefactos generan un problema grave, pues degradan la calidad de imagen y en efecto ocasionan falsos positivos en el diagnóstico omitiendo patologías, lesiones y/o caracterizaciones de estructuras sanas como patológicas. (Sartori et al., 2015)

Con el paso de los años los artefactos se han ido reduciendo gracias a las mejoras tecnológicas del hardware y a los programas informáticos de los equipos tomográficos, no obstante, es importante reconocer el origen para que las aplicaciones de estas técnicas tecnológicas den una solución. (López et al., 2015)

Según De Molina (2012) los artefactos en la imagen están clasificados según su origen; están los artefactos originados por fenómenos físicos, los artefactos producidos por el paciente, los artefactos provocados por la falla del hardware (detectores, tubo, colimadores, gantry, etc.) y finalmente los artefactos originados por el proceso de reconstrucción (software).

2.1.7.1. Tipos de artefactos

A. De origen físico.

A.1. Endurecimiento del haz. (Fig.7) También llamado beam hardening, se presentan como “franjas oscuras y el llamado *cupping* (un oscurecimiento del centro de los objetos), así como rayas que parecen surgir en las cercanías de los objetos densos (*streaks*)” (Vidal et al., 2006). Se originan por la dependencia del coeficiente de atenuación con la energía y por la policromaticidad del haz de los rayos X (abanico de energía del haz), es decir, los fotones de baja energía son absorbidos (el haz se endurece) por una estructura u objeto mientras que los fotones de alta energía atraviesan tal estructura, de tal manera que generan espectros diferentes que da como resultado medidas inconsistentes de cual se produce y se forman los artefactos. (De Molina, 2012)

Figura 7

Imagen en corte axial con artefacto de endurecimiento de haz.

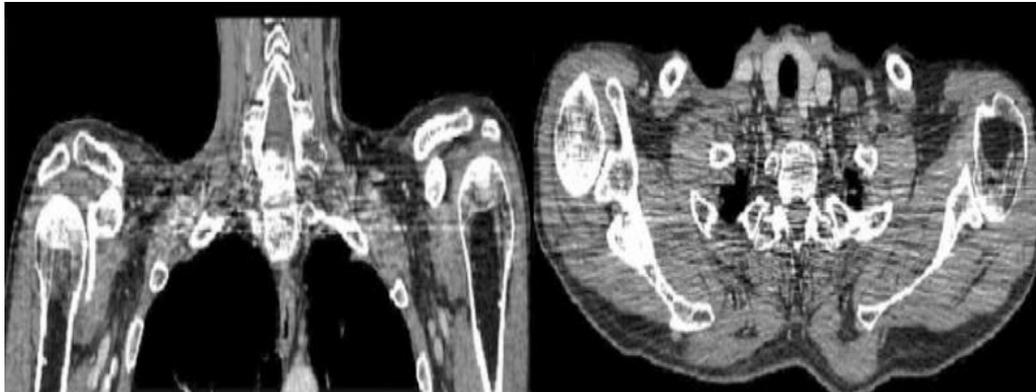


Tomado de Artefacto por endurecimiento del haz, por Rodríguez y Vara, 2015. Tomografía computarizada dirigida a Técnicos Superiores en Imagen para el Diagnóstico.

A.2. Reducción de los fotones. Estos artefactos se originan por la escasa señal ocurridos en los detectores debido a una insuficiente llegada de los fotones, dando lugar a imágenes ruidosas. Para disminuir este artefacto se utilizan software con filtros de corrección de imagen antes de su reconstrucción, también se evita este tipo de artefactos antes de la adquisición, modulando o aumentando la corriente del tubo. (Rodríguez & Vara, 2015). (Figura 8).

Figura 8

Imágenes en corte coronal y axial respectivamente con artefacto de reducción de fotones



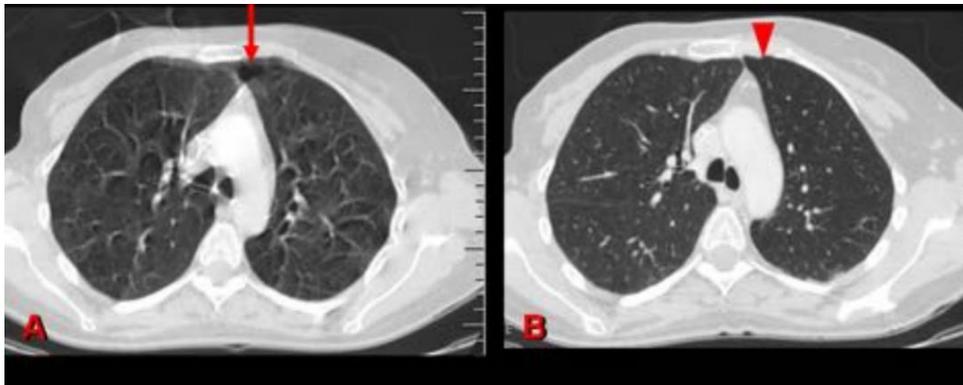
Tomado de *Corte coronal (izq.) y corte axial (dcha.) de una imagen de TAC clínico producidos por photon starvation en la zona de la clavícula*, por De Molina, 2012, Corrección del artefacto por endurecimiento del haz (Beam Hardening) para imágenes obtenidas con tomógrafo de rayos X de pequeños animales.

B. Originados por el paciente.

B.1. Movimiento del paciente. Se presenta como borrosidad en las imágenes y es ocasionado por los movimientos voluntarios e involuntarios del paciente. Por ejemplo, los movimientos voluntarios son ocasionados por el nerviosismo, disconfort o falta de apnea durante la adquisición; por otro lado, los movimientos involuntarios son producidos por movimientos fisiológicos como los peristálticos, latidos de corazón, etc. La solución para evitar los movimientos voluntarios es explicar detalladamente al paciente el estudio a realizar o/u también usar los mecanismos de inmovilización, contención o sedación. (Sartori et al., 2015) (Figura 9).

Figura 9

Imágenes TC con artefacto de movimiento y sin artefacto de movimiento respectivamente



Tomado de “Artefactos por movimiento en TC. Conocerlos y evitarlos, por Martin et. al, s. f, *Sociedad Española de Radiología Médica*.

B.2. Artefactos por metal. También conocido con el termino Streaking (Pérez, 2019), es el resultado de la interacción de los rayos X con los objetos metálicos presentes en el cuerpo del paciente durante el escaneo.

Estos objetos pueden ser reemplazo de dientes, prótesis articulares, clips quirúrgicos, marcapasos, tornillos, etc., todo ellos poseen una alta densidad y un alto número atómico por lo que es difícil para los rayos X poder penetrarlos (Di & Erin, 2017), generando así según Ortiz (2020) “cuatro efectos físicos: endurecimiento del haz, dispersión, infra muestreo y déficit de fotones”.

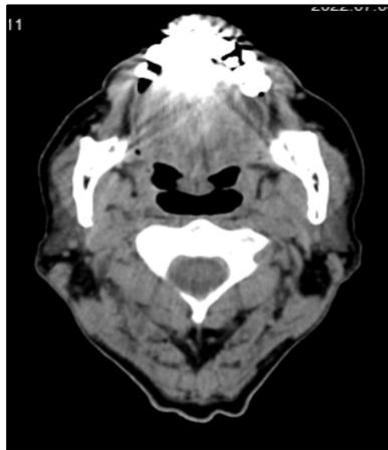
Se presentan como franjas oscuras y/o franjas luminosas en la imagen, ocurren cuando los rayos duros de alta intensidad al interactuar con el tejido u objeto 1) son absorbidos al 100% por lo que no llega información a los detectores resultando una imagen con franjas oscuras o 2) los rayos sufren una atenuación brusca generando que los rayos se dispersen en otras direcciones saturando la región y la aparición de las franjas luminosas. (Mendes, 2019)

La cantidad de artefactos visibles está estrechamente relacionada con el tipo de material (número atómico), tamaño, espesor y geometría de la estructura metálica, los parámetros de potencia (kv) y corriente(mAs) y el tipo de reconstrucción (De Melo, 2016).

En la actualidad las distintas casas comerciales disponen en su software algoritmos que ayudan a reducir el efecto del artefacto por metal. (Mendes, 2019)

Figura 10

Artefacto por metal



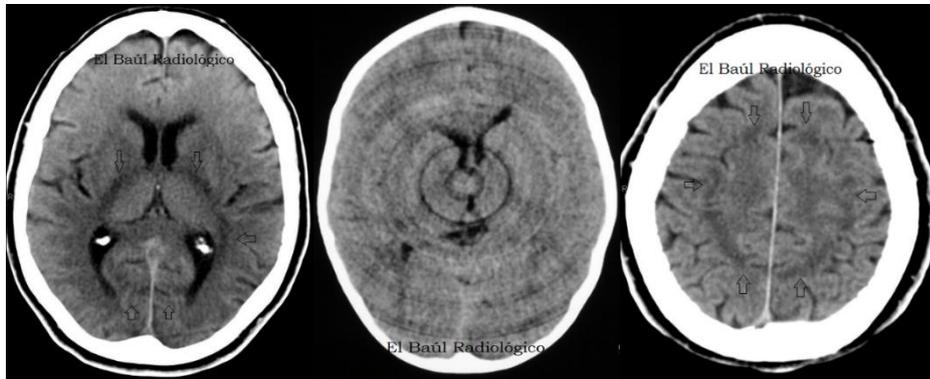
Nota. Imagen de TC de cuello sin contraste de corte axial de un paciente con prótesis dental, se desconoce el material de la prótesis dental.

C. Originados por el escáner.

C.1. Artefactos de anillo. De Molina (2012) dice que el origen del artefacto reside en el detector o detectores, esto se debe a un problema relacionado con las diferencias de ganancias en los pixeles del detector, es decir, según Rodríguez y Vara (2015) cuando un objeto homogéneo es irradiado y seguidamente leído por los detectores, teóricamente se debería tener atenuaciones homogéneas, sin embargo, si un detector no cumple con la medida de atenuación como los que tienen los demás detectores vecinos, dará como resultado un error en la imagen, dando así artefactos de anillos concéntricos. Una de las soluciones es la calibración periódica del equipo.

Figura 11

Artefacto de anillo en varias imágenes de TC cerebral



Tomado de *Artefacto oscuro en forma de anillo y artefacto en diana producido por falta de calibración*, por Mazas, 2013, El baúl radiológico.

C.2. Artefactos de origen mecánico. El problema generalmente reside en los detectores, por falla de fabricación en la posición del detector o detectores con respecto a su posición geométrica ideal o por falla física del mismo. Cuando el detector está desalineado geométricamente se producen diferentes tipos de artefacto dependiendo del sistema de reconstrucción aparecen anillos concéntricos o rayas. Para la corrección de estos artefactos, es indispensable la calibración para obtener nuevos parámetros y compensar la posición del detector. (De Molina, 2012)

D. Artefactos en la reconstrucción.

D.1. Proyecciones truncadas. También llamado proyecciones incompletas, hace referencia al campo de visión (FOV). Se trata cuando la estructura que se desea estudiar sobrepasa los límites de las medidas del FOV o también cuando una estructura anatómica se encuentra fuera de ella; un ejemplo de ello es en los pacientes con gran volumen corporal en donde el FOV no cubre por completo todo el ancho del paciente, o cuando un paciente de contextura estándar durante un estudio de tórax o abdomen mantiene los brazos al costado, todo esto genera una información incompleta ocasionando artefactos de rayas o sombreado

como se muestra en la figura 13. Para evitar este artefacto es importante posicionar correctamente al paciente, ampliar el FOV, o en la reconstrucción utilizando filtros de convolución. (Sartori et al., 2015)

Figura 12

Artefacto fuera de campo (lado izquierdo)

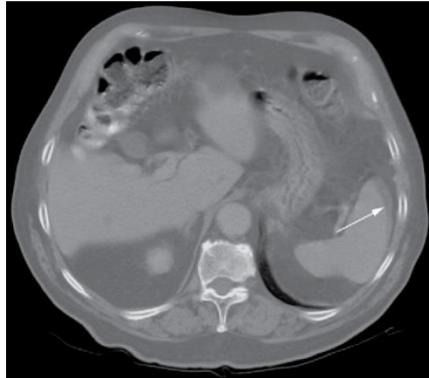


Tomado de Imagen TAC con artefactos (banda blanca) debido a que el diámetro del paciente es mayor (70 cm) que el campo de visión del escáner (50 cm de diámetro), De Molina, 2012, Corrección del artefacto por endurecimiento del haz (Beam Hardening) para imágenes obtenidas con tomógrafo de rayos X de pequeños animales.

D.3. Volumen parcial. Se presenta como líneas o bandas blancas y es producido por la diferencia enorme de atenuaciones de densidades que hay un solo vóxel. Por ejemplo, en la adquisición de la base del cerebro, en un vóxel están incluida la densidad de hueso (1000 UH) y la densidad de sustancia blanca (46 UH) y el promedio de estas densidades es 523 UH, una densidad inexistente, que en efecto de esa densidad inexistente se crea el artefacto. La solución para evitar y minimizar este artefacto es con la adquisición de cortes finos. (Spinelli, 2006)

Figura 13

Artefacto de volumen parcial (flecha).



Tomado de *Artefacto de volumen parcial*. Se observa una línea en el bazo que simula una posible lesión. Este artefacto se debe a que existen varios tejidos dentro de un mismo vóxel y al calcular la medida da lugar a una falsa densidad. Rodríguez y Vara, 2015. Tomografía computarizada dirigida a Técnicos Superiores en imagen para el diagnóstico.

2.1.8. SEMAR

El algoritmo SEMAR (Single Energy Metal Artifact Reduction) es un método para reducir los artefactos producidos por dispositivos ortopédicos u otro material metálico, que tras su aplicación genera una visión mejorada de los tejidos adyacentes al metal. (Di, 2017)

Se puede activar después de la adquisición de tal manera que facilita el flujo de trabajo. (Miki, 2016)

En 1978 se desarrolló el primer algoritmo para reducir el artefacto por metal, que tuvo como base la corrección de datos en sinograma sin procesar identificando los datos corruptos originados por el haz de alta atenuación y reemplazarlo con estimaciones de valores vecinos. Este proceso matemático con el paso de los años fue mejorando y modificándose, de manera que, en la actualidad existen diferentes tipos de métodos matemáticos o también llamados

algoritmos que ofrecen distintas marcas comerciales de tomógrafos (figura 14) que ayudan a reducir los artefactos provocado por el metal. (De Melo, 2016).

Figura 14

MAR de diferentes marcas de equipos de TC.

Marca del equipo	Philips	toshiba	GE	Siemens
Algoritmo de reducción de artefactos metálicos	O-MAR – Metal Reducción de artefactos para ortopedia implantes	SEMAR - Single metal energético Reducción de artefactos	MARTE – Inteligente Artefacto de metal reducción	iMAR – Iterativo Artefacto de metal reducción

Tomado de *Algoritmos MAR disponibles para diferentes marcas de equipos de TC*, de De Melo, 2016, Reconstrucción iterativa de imágenes en tomografía computarizada para evaluación de material ortopédico- Análisis de calidad de imagen usando un algoritmo iterativo de MAR

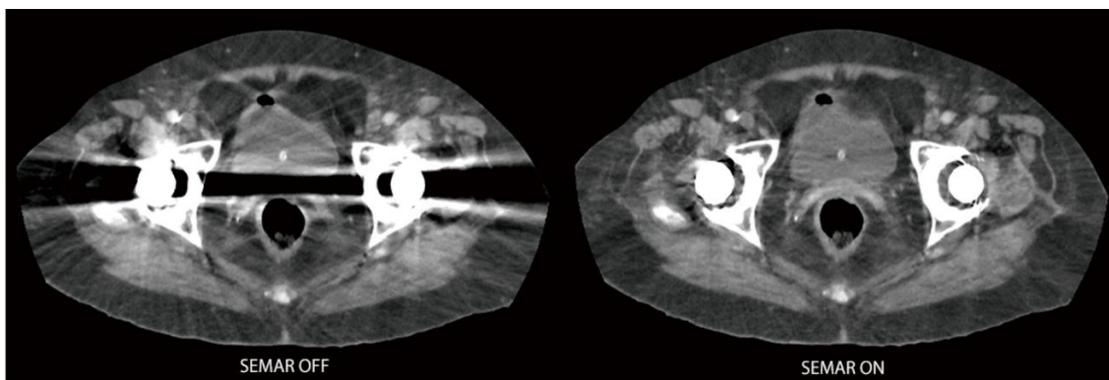
2.1.8.1. Principio del algoritmo SEMAR.

Según Miki et al. (2016) señala que: El SEMAR es un algoritmo basado en datos sin procesar que reduce los artefactos metálicos mediante la aplicación de interpolación lineal para repetir los procesos de proyección hacia adelante y hacia atrás. Gondim Teixeira et al introdujeron los pasos de cálculo de la SEMAR. En primer lugar, las densidades de los metales en la imagen CT original se segmentan por umbral HU. Luego, la imagen del metal segmentado se proyecta hacia adelante para seguir la trayectoria del metal en el sinograma de los datos sin procesar. La trayectoria del metal se define por interpolación lineal, utilizando valores registrados por los canales adyacentes en cada posición angular. Los datos sin procesar interpolados linealmente se reconstruyen para general una imagen con los objetos metálicos eliminados (imagen de segundo paso). La imagen del segundo paso se clasifica por umbrales HU para aire, agua y hueso (modelado de clase de tejido) que

se proyectan hacia adelante en la trayectoria del metal. La proyección hacia adelante clasificada por tejido se integra linealmente a los datos sin procesar interpolados y se reconstruye nuevamente para obtener una imagen de tercer paso. Finalmente, la imagen de CT de metal segmentado se agrega a la imagen de tercer paso para obtener la imagen final corregida. (p.2)

Figura 15

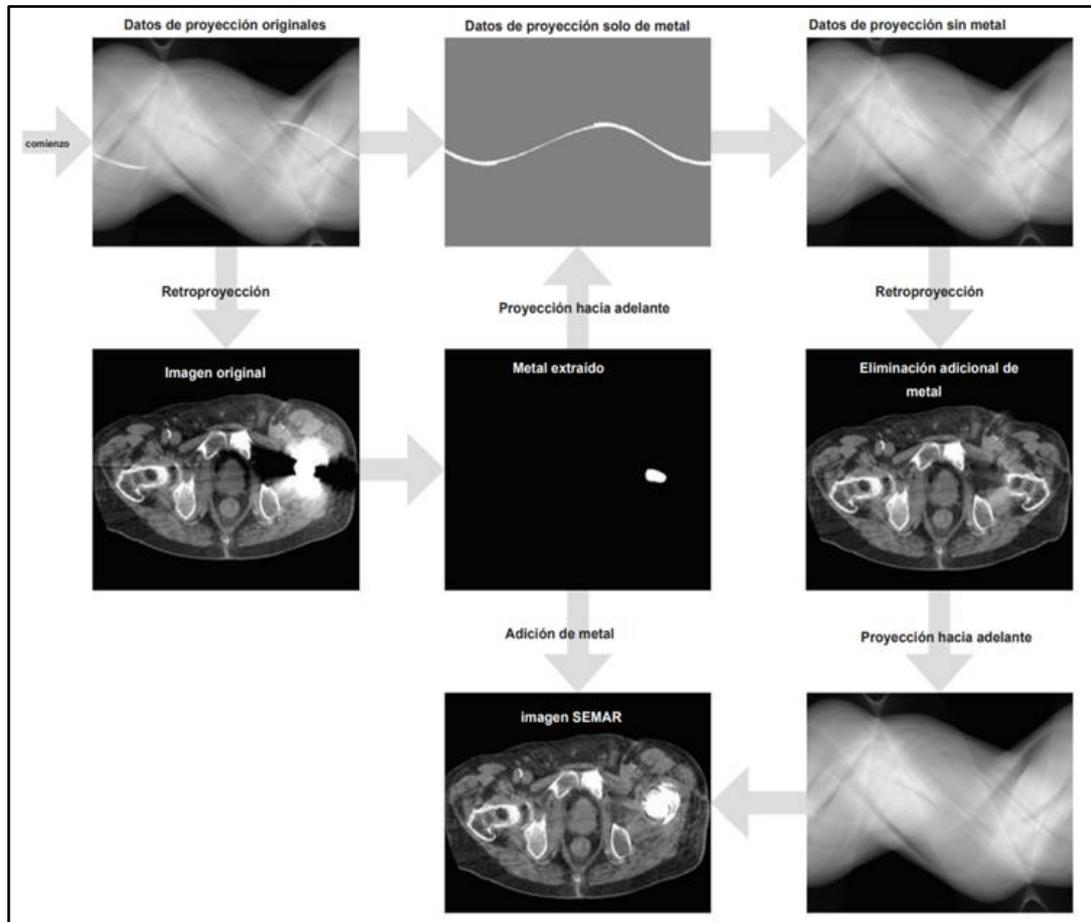
Imagen de TC de un corte axial de pelvis sin SEMAR y con SEMAR respectivamente



Tomado de Visión mejorada de huesos y tejidos blandos con reducción de artefactos metálicos basados en datos adquiridos con energía única, por Canon Medical Systems S.A, s.f.

Figura 16

Esquemización del proceso del algoritmo SEMAR.



Tomado de "SEMAR algorithm", Di Zhang, 2017, de Toshiba America Medical Systems 2017.

III. MÉTODO

3.1. Tipo de investigación

Corresponde a una investigación de enfoque cuantitativo; con diseño experimental de tipo preexperimental (pre-test y post-test de un solo grupo), donde la variable de un grupo de la muestra fue medida antes y después de aplicar el algoritmo SEMAR, es decir, se aplicó en dos tiempos diferentes a la misma muestra, primero se obtuvo una primera observación sin la aplicación, luego después de aplicar dicha prueba, se obtuvo una segunda observación sobre la misma muestra, por lo que corresponde de corte longitudinal. Además, es retrospectivo porque se tomaron los estudios de la base de datos.

Respectivo diagrama o esquema del diseño preexperimental de pre- test/post -test con un solo grupo se explica de la siguiente manera. (Hernández, 2014)

$$M: O_1 \rightarrow X \rightarrow O_2$$

Donde:

- M : Muestra
- O₁ : Pre-test (Observación de la imagen)
- X : Aplicación (Algoritmo SEMAR)
- O₂ : Post- test (Observación de la imagen)

3.2. Ámbito temporal y espacial

La investigación se realizó de enero hasta diciembre del 2022.

Se llevó a cabo con los pacientes atendidos en el Centro de Diagnóstico RESOTEM ubicado en el distrito de Zapallal de Lima, Perú.

3.3. Variable

Variable 1 (dependiente): Observación de las imágenes tomográficas

Variable 2 (independiente): SEMAR

3.4. Población y muestra

3.4.1. *La población de estudio*

Estuvo conformada por pacientes adultos de mayores 25 años atendidos en el servicio de tomografía que se realizaron una tomografía de cuello sin contraste en el centro de diagnóstico RESOTEM, sede Zapallal entre los meses de enero del 2022 hasta diciembre del 2022, cumpliendo los criterios de selección.

Tabla 1

Distribución de los pacientes adultos atendidos el centro de diagnóstico RESOTEM

Meses	Población
Enero	7
Febrero	11
Marzo	6
Abril	7
Mayo	6
Junio	3
Julio	2
Agosto	6
Setiembre	8
Octubre	5
Noviembre	5
Diciembre	3
Total	69

3.4.2. *Criterios de selección*

-Criterio de inclusión

Imágenes tomográficas de pacientes con estudio de cuello sin contraste.

Imágenes tomográficas de pacientes de ambos sexos.

Imágenes tomográficas de pacientes de mayores de 25 años.

Imágenes tomográficas de pacientes que presenten implantes de prótesis dental fija.

Imágenes tomográficas con artefacto de brillo (raya blanca), donde el área del ROI capture en su totalidad al artefacto.

-Criterio de exclusión.

Imágenes tomográficas de pacientes con artefacto de movimiento cinético.

Imágenes tomográficas de pacientes con intubación endotraqueal.

Imágenes tomográficas de pacientes con brackets metálico o de otro material.

Imágenes tomográficas de pacientes con retracción de la lengua que impida la medición de la UH.

La población del estudio, con los criterios de inclusión y exclusión equivale a 69 pacientes.

3.4.3. Muestra

Para el presente estudio se consideró una muestra representativa de una población de 69 estudios de las imágenes tomográficas, para lo cual se aplicó la fórmula para calcular una muestra para poblaciones finitas:

$$n = \frac{N \times Z_a^2 \times p \times q}{d^2 \times (N - 1) + Z_a^2 \times p \times q}$$

N = Población del estudio (69)

Z = Confianza (1.96)

P = Proporción esperada con probabilidad de éxito (0.5)

Q = Proporción esperada con probabilidad de fracaso (0.5)

D = Proporción admisible como máximo error (0.05)

$$n = \frac{(69) (1.96)^2 (0.50) (0.50)}{(0.05)^2 (68) + (1.96)^2 (0.50) (0.50)}$$

$$n = \frac{(69) (0.9604)}{0.17 + 0.9604} \quad n = \frac{66.2676}{1.1304} \quad n = 58.6231422505$$

n = 59

Son 59 estudios que se analizó antes de aplicar el algoritmo SEMAR y los mismos 59 estudios de imágenes se evaluó después de aplicar el algoritmo SEMAR.

3.4.4. Muestreo

El tipo de muestreo a utilizar fue probabilístico de tipo aleatorio simple.

3.5. Instrumentos

Se utilizó dos fichas de recolección de datos mediante la técnica de análisis documental y observacional. La primera ficha se recopiló datos sobre la información básica del paciente (sexo y edad) y también datos numéricos UH de las imágenes tomográficas antes y después de aplicar el algoritmo SEMAR. La segunda ficha con escala de Likert, se recolectó la evaluación del grado de artefactos (5 puntos) y la evaluación del grado de la calidad de imagen (5 puntos) de las imágenes tomográficas antes y después de la aplicación SEMAR.

3.6. Procedimientos

Una vez aprobado el proyecto de tesis por las autoridades de la Universidad Nacional Federico Villareal, se solicitó un permiso y/o autorización necesaria para el acceso a la base de datos de los estudios tomográficos de los pacientes atendidos en el Servicio de TC. Con la aprobación y autorización se procedió a la ejecución del proyecto de investigación.

En primera instancia se procedió a buscar las tomografías de cuello que hayan sido escaneados desde la plataforma del tomógrafo Canon, modelo Alquilion Start V9.0 (TSX-037A) de 16 filas de detectores, teniendo en cuenta los criterios de inclusión y exclusión. Se seleccionó los estudios desde el Raw Data (datos crudos) y se activó el algoritmo SEMAR para la reconstrucción y post procesado. Luego, en la imagen MPR del plano axial, se llevó a cabo las mediciones de las UH, que constó con una ROI de un área de $30mm^2$ ubicados en el artefacto de raya en brillo dentro del cuerpo de la lengua; primeramente, se midió en la imagen

sin la aplicación del algoritmo SEMAR y después se midió en la imagen con la aplicación del algoritmo SEMAR; para que la ubicación de las UH en ambas imágenes fuera exacta se hizo un “sobreposición de imágenes”. Se registró la información básica del paciente (sexo y edad) y de las mediciones de los ROI en el instrumento N°1 (ANEXO N°1). Las imágenes fueron rotuladas, capturadas y guardadas, también se guardó los volúmenes sin y con la aplicación del algoritmo SEMAR y posteriormente fueron grabadas en dispositivos de almacenamiento (DVDs , CDs y/o USB).

Con la recopilación de los 69 estudios tomográficos de la población de estudio, los volúmenes de las imágenes se convirtieron a formato video y se procedió a ordenarlos sistemáticamente en un dispositivo de almacenamiento. Se utilizó la fórmula para calcular la muestra y 59 estudios fueron seleccionados. Finalmente se visitó individualmente a dos médicos Radiólogos, con 20 y 22 años de experiencia, y observaron los videos de las imágenes tomográficas y marcaron con un aspa el instrumento N°2 (ANEXO N°2) donde evaluaron el grado de artefactos y el grado de calidad de imagen en las imágenes sin la aplicación del algoritmo SEMAR y con la aplicación de algoritmo SEMAR.

3.7. Análisis de datos

Luego de ser recopilada la información basada en la observación de los estudios en las respectivas fichas de recolección, se procedió a ordenarla en una hoja de cálculo de Microsoft Excel 2021, luego se traspasó los datos y se realizó el análisis estadístico en el paquete de software IBM SPSS Statistics 26.0.

Como siguiente paso para probar las hipótesis, se utilizó el estadístico de Kolmogórov-Smirnov (por los 59 datos evaluados) para obtener la distribución de los datos. Se obtuvo como resultado una distribución normal y se aplicó la estadística paramétrica, específicamente la t de student de muestras relacionadas, sin embargo, para las dimensiones cualitativas se utilizó la

estadística no paramétrica, específicamente Wilcoxon para muestras relacionadas. Posteriormente fueron representados en tablas para su correcto análisis y interpretación.

3.8. Consideraciones éticas

Se respetó en todo momento los principios de la ética en la investigación. Se respetó además el anonimato de los pacientes en los estudios seleccionados. No se utilizó el consentimiento informado ya que es un estudio retrospectivo

IV. RESULTADOS

4.1 Estadística descriptiva

Tabla 2

Características sociodemográficas

Característica Sociodemográficas		N	%
Sexo			
	Masculino	17	28,8
	Femenino	42	71,2
Edad			
-Media:59,44	23-30	2	3,4
-Desv.Estándar:15,43	31-40	1	1,7
	41-50	18	30,5
	51-60	9	15,3
	61-70	9	15,3
	71-85	20	33,9
Total		59	100

Nota. La mayor parte de la muestra es para el sexo femenino (71,2%); con respecto a la edad, la media es de 59,44 \pm 15,43 y el rango de 71-85 años presenta el mayor porcentaje con 33,9%.

Tabla 3

Distribución de frecuencias y porcentajes de la dimensión nivel de Unidades Hounsfield

	Nivel de Unidades Hounsfield			
	Sin SEMAR		Con SEMAR	
	N	%	N	%
Muy alto	4	6,8	0	0
Alto	15	25,4	0	0
Medio	22	37,3	0	0
Bajo	15	25,4	4	6,8
Muy bajo	3	5,1	55	93,2

Nota. Se muestra que antes de aplicar el algoritmo SEMAR, se obtuvo un nivel medio (37,3%) de las Unidades Hounsfield y cuando se aplica el algoritmo SEMAR, el nivel de Unidades Hounsfield se reduce al nivel muy bajo (93,2%), quiere decir que, el algoritmo SEMAR reduce el nivel de Unidades Hounsfield en las imágenes tomográficas.

Tabla 4

Distribución de frecuencias y porcentajes de la dimensión visibilidad de artefactos

	Visibilidad de artefactos			
	Sin SEMAR		Con SEMAR	
	N	%	N	%
Muy visibles y extensos	35	59,3	0	0
Altamente visibles	24	40,7	4	6,8
Regularmente visibles	0	0	32	54,2
Mínimamente visible	0	0	23	39,0
Ausencia	0	0	0	0

Nota. La visibilidad de artefactos pasa de muy visibles y extensos (59,3%) a regularmente visibles (54,2%) luego de aplicar el algoritmo SEMAR a las imágenes tomográficas. Por lo tanto, el algoritmo SEMAR minimiza la visibilidad de artefactos.

Tabla 5

Distribución de frecuencias y porcentajes de la dimensión calidad de imagen

	Calidad de imagen			
	Sin SEMAR		Con SEMAR	
	N	%	N	%
Muy mala calidad	34	57,6	0	0
Mala calidad	25	42,4	6	10,2
Regularmente de buena calidad	0	0	29	49,2
Buena calidad	0	0	19	32,2
Excelente calidad	0	0	5	8,5

Nota. Se observa de muy mala calidad (57,6%) las imágenes tomográficas antes de la aplicación del algoritmo SEMAR, y luego cuando se aplica el algoritmo SEMAR, la calidad mejora a regularmente de buena calidad (49,2%). Por lo tanto, la calidad de imagen mejora cuando se aplica el algoritmo SEMAR.

Tabla 6

Distribución de frecuencias y porcentajes de observación en las imágenes tomográficas

	Observación de las imágenes			
	Sin SEMAR		Con SEMAR	
	N	%	N	%
Pésima observación	14	23,7	0	0
Mala observación	29	49,2	0	0
Regular observación	16	27,1	3	5,1
Buena observación	0	0	42	71,2
Excelente observación	0	0	14	23,7

Nota. Se observa una mala observación en las imágenes (49,2%) antes de aplicar algoritmo SEMAR, y cuando se le aplica, mejora a buena observación (71,2%), es decir, la observación en las imágenes mejora cuando se aplica el algoritmo SEMAR.

4.2 Estadística inferencial

4.2.1 Contrastación Hipótesis estadística General

Datos: NO PARAMÉTRICOS

Selección de prueba estadística: Wilcoxon

Nivel de significancia: $\alpha=0.05$

H_0 : La aplicación del algoritmo SEMAR no mejora significativamente la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022.

H_1 : La aplicación del algoritmo SEMAR mejora significativamente la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022

Tabla 7

Prueba de Wilcoxon para probar la Hipótesis General según estadísticos de contraste

	Observación de las imágenes tomográficas al aplicar el algoritmo SEMAR- Observación de las imágenes tomográficas sin aplicar el algoritmo SEMAR
Z	-6,847
Sig. asintótica (bilateral)	0,00

Nota. El p-valor es $0,00 < \alpha=0.05$, lo cual existe evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula. Este resultado confirma que al aplicar algoritmo SEMAR mejora significativamente la observación de las imágenes tomográficas.

A. Hipótesis Específica 1

Prueba de Normalidad

H_0 : Unidades Hounsfield sin aplicación del algoritmo SEMAR y con aplicación del algoritmo SEMAR tienen una distribución normal.

H_1 : Unidades Hounsfield sin aplicación del algoritmo SEMAR y con aplicación del algoritmo SEMAR no tienen una distribución normal.

Nivel de significancia: $\alpha=0.05$

Regla de decisión:

Si Sig.=p-valor $>\alpha$; no se rechaza la hipótesis nula.

Si Sig.=p-valor $<\alpha$; se rechaza la hipótesis nula.

Tabla 8

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para la normalidad de los datos analizados

	Kolmogorov-Smirnov Sig.
Unidades Hounsfield sin algoritmo SEMAR	0,200
Unidades Hounsfield con algoritmo SEMAR	0,200

Nota. El p-valor es $0,2 > \alpha=0.05$, por lo tanto, no se rechaza la hipótesis nula y se confirma que los datos cuentan con distribución normal. De manera que se usará la estadística paramétrica, específicamente la prueba t de student para muestras relacionadas.

Contrastación de hipótesis de investigación

H₀: La aplicación del algoritmo SEMAR no reduce significativamente el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

H₁: La aplicación del algoritmo SEMAR reduce significativamente el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

Tabla 9

Prueba de t-student de muestras relacionadas para probar la Hipótesis Especifica 1

	Media	DE	t	T-student gl	Sig.(bilateral)
U H sin algoritmo SEMAR	329,05	122,9	16,656	58	0,000
U H con algoritmo SEMAR	59,13	34,88			

Nota. El p-valor es $p=0,000 < \alpha=0.05$, entonces existe evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula y aceptar la hipótesis alterna. Se confirma que la aplicación del algoritmo SEMAR reduce significativamente el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

B. Hipótesis Específica 2

Datos: NO PARAMÉTRICOS

Selección de prueba estadística: Wilcoxon

Nivel de significancia: $\alpha=0.05$

H_0 : La aplicación del algoritmo SEMAR no disminuye significativamente la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

H_1 : La aplicación del algoritmo SEMAR disminuye la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

Tabla 10

Prueba de Wilcoxon para probar la Hipótesis Estadística 2 según estadísticos de contraste

	Visibilidad de artefactos al aplicar el algoritmo SEMAR- Visibilidad de artefactos sin aplicar el algoritmo SEMAR
Z	-7,051
Sig. asintótica (bilateral)	0,000

Nota. El p-valor obtenido es $p=0,000 < \alpha=0.05$, entonces existe evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula y aceptar la hipótesis alterna. Se confirma que la aplicación del algoritmo SEMAR disminuye significativamente la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

C. Hipótesis Específica 3

Datos: NO PARAMÉTRICOS

Selección de prueba estadística: Wilcoxon

Nivel de significancia: $\alpha=0.05$

H_0 : La aplicación del algoritmo SEMAR no mejora significativamente la calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

H_1 : La aplicación del algoritmo SEMAR mejora significativamente la calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

Tabla 11

Prueba de Wilcoxon para probar la hipótesis estadística 3 según estadísticos de contraste

	Calidad de las imágenes tomográficas al aplicar el algoritmo SEMAR- Calidad de las imágenes tomográficas sin aplicar el algoritmo SEMAR
Z	-6,902
Sig. asintótica (bilateral)	0,000

Nota. El p-valor obtenido es $p=0,000 < \alpha=0.05$, entonces existe evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula y aceptar la hipótesis alterna. Se confirma que la aplicación del algoritmo SEMAR mejora significativamente la calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La presente investigación tuvo como objetivo determinar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, en pacientes de 25 a 85 años atendidos en un policlínico ubicado en el distrito de Zapallal, se contó con una muestra de 59 pacientes de ambos géneros que se realizaron una tomografía de cuello sin contraste.

En la investigación se evidenció una diferencia significativa entre las imágenes cuando se aplicó algoritmo SEMAR, dando como resultado una mejora en la observación ($p=0,000$), este resultado es semejante a Rugusi et al. (2017) quien sostiene que las imágenes con SEMAR tienen una visualización mejorada en comparación con la reconstrucción estándar ($p=0,001$).

Con respecto a los resultados sociodemográficos, la población femenina fue de mayor con 71,2% y la edad media de $59,44 \pm 15,43$ años, resultados que no concuerdan con Niehues et al. (2018) quien refiere que su población con mayor proporción fue para el sexo masculino con 70,1% y en lo que refiere a edad, no obstante, sí se asemeja a la media con $66,3 \pm 10,5$ años, cabe mencionar que estos estudios difieren geográfica y socioeconómicamente de tal manera que surja el desacuerdo, ya que Kumar et al. (2023) menciona que la población que se encuentra en contextos socioeconómicos más desfavorecidos donde el nivel de educación es inferior, tienden a tener mayor prevalencia a la pérdida de diente y por consiguiente, al mayor uso de prótesis dentales y según la OMS informa que la población femenina es más vulnerable a desarrollar problemas periodontales especialmente debido al embarazo.

Las Unidades Hounsfield son valores numéricos de las densidades y son dados por la atenuación de los rayos x sobre la estructura anatómica irradiada y Miki et al. (2016) señala que los artefactos metálicos modifican los valores de UH en los tejidos. Los resultados encontrados en la investigación fue que el algoritmo SEMAR redujo significativamente las UH en las imágenes tomográficas donde se encuentra el artefacto ($p=0,000$), resultados semejantes

a Chávarry (2022) quien confirma que SEMAR reduce las Unidades Hounsfield adyacente a los implantes dentales ($p=0,004$), esta concordancia es posiblemente a que ambas investigaciones tienen como muestras a pacientes con prótesis dental y por eso el algoritmo SEMAR tuvo el mismo efecto.

Por otro lado, el autor Zhang et. al (2021) aporta que la visualización de artefactos metálicos se manifiesta en las imágenes como rayas oscuras y brillantes, y es resultado de los efectos de las interacciones físicas de fotones de alta y baja energía con el material atenuado. Los resultados obtenidos en la investigación fueron que SEMAR disminuyó la visibilidad de artefactos ($p=0,000$) respecto a las imágenes sin SEMAR, resultado que coincide con Nagayama et al (2020) quien sostiene que las imágenes con SEMAR proporcionan menos artefactos metálicos ($p=0,01$) en comparación con las imágenes sin SEMAR.

En cuanto a la calidad de imagen es comprendido por la precisión de la imagen resultante con la estructura anatómica evaluada y según los resultados obtenidos de la estadística descriptiva fue regularmente de buena calidad con 49,2% y solo un 10,2% fue de mala calidad, resultados discordantes con Finazzo et al. (2019) quien obtuvo que la calidad de imagen fue adecuada para todos con un 100%, esto es probablemente al tomógrafo utilizado, en esta investigación se utilizó un tomógrafo de 16 filas detectores y Finazzo usó un tomógrafo de 80 filas de detectores.

Por lo tanto, es indispensable añadir el uso del algoritmo SEMAR en las imágenes tomográficas ya que complementan a mejorar la observación y por consiguiente a tener un apoyo más certero al diagnóstico médico. En el Perú existen ínfimas investigaciones sobre aplicaciones que ayudan a mejorar la observación de la imagen tomográfica y por ende pocos tecnólogos médicos conocen de esta herramienta que puede brindar el tomógrafo.

VI. CONCLUSIONES

6.1. Se determinó que la aplicación del algoritmo SEMAR mejoró significativamente la observación de las imágenes tomográficas en pacientes con prótesis dental fija.

6.2. Se identificó una mayor población para el sexo femenino con 71,2%, la edad media de la población fue de $59,44 \pm 15,43$ años de la cual el rango de edad que destacó fue 71-85 años (33,9%).

6.3. Se demostró que la aplicación del algoritmo SEMAR redujo significativamente el nivel de UH.

6.4. Se demostró que la aplicación del algoritmo SEMAR disminuyó significativamente la visibilidad de artefactos.

6.5. Se demostró que la aplicación del algoritmo SEMAR mejoró significativamente la calidad de imagen.

VII. RECOMENDACIONES

Para el Licenciado Tecnólogo Médico en Radiología:

7.1. Se recomienda aplicar el algoritmo SEMAR en las imágenes tomográficas de cuello sin contraste en pacientes con prótesis dental fija.

7.2. Se sugiere estudios prospectivos para averiguar el efecto del SEMAR en diferentes tipos de material de prótesis dentales.

7.3. Se sugiere investigar los efectos del algoritmo SEMAR en otros tipos de tomógrafos de media o alta gamma y considerar evaluar su efectividad.

7.4. Se sugiere realizar estudios de investigación de prótesis que se encuentra en otras estructuras anatómicas.

7.5. Se recomienda estudios comparativos de los efectos de las Algoritmos de Reducción de Artefactos que están en otros tomógrafos sobre las imágenes que tengan prótesis dental e identificar su valoración.

VIII. REFERENCIAS

- Alvarez, M. (2018). *Calidad de imagen en exámenes de abdomen en tres tipos de tomógrafos*. Instituto Nacional Enfermedades Neoplásicas, Lima 2016 (Tesis de licenciatura) [Universidad Nacional Mayor de San Marcos].
<https://cybertesis.unmsm.edu.pe/handle/20.500.12672/11612>
- Ansó, J., & Orgaz, M. (2015). Imagen digital en TC helicoidal. In *Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico* (pp. 19–34). Elsevier.
<http://calameo.download/0051741415c9e24a343e1>
- Aragonés, B. (2015). Principios básicos. In *Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico* (pp. 3–10). Elsevier.
<http://calameo.download/0051741415c9e24a343e1>
- Asai, S., Sobue, Y., Asai, N., Takahashi, N., Watanabe, T., Matsumoto, T., Ishiguro, N., & Kojima, T. (2019). Computed tomography evaluation of the periacetabular gap of a porous tantalum acetabular component. *Nagoya Journal of Medical Science*, 81(1), 159.
<https://doi.org/10.18999/NAGJMS.81.1.159>
- Barreto, I., Pepin, E., Davis, I., Dean, C., Massini, T., Rees, J., Olguin, C., Quails, N., Correa, N., Rill, L., & Arreola, M. (2020). Comparison of metal artifact reduction using single-energy CT and dual-energy CT with various metallic implants in cadavers. *European Journal of Radiology*, 133, 109357. <https://doi.org/10.1016/J.EJRAD.2020.109357>
- Bushong, S. (2022). *Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica*. Elsevier. [https://www.berri.es/pdf/MANUAL DE RADIOLOGÍA PARA TÉCNICOS, Física, biología y protección radiológica/9788413821474](https://www.berri.es/pdf/MANUAL_DE_RADIOLOGÍA_PARA_TÉCNICOS,_Física,_biología_y_protección_radiológica/9788413821474)
- Canon. (2016a). *Aquilion Lightning. Redefining a cost-of-ownership CR solution*. CT. Canon Medical Systems. <https://global.medical.canon/products/computed-tomography/aquilion-lightning16>

- Canon. (2016b). *Aquilion Start. Quality Care for All*. Canon Medical. <https://www.canon-medical.com.ua/Katalogi/Aquilion Start Quality Care for All Canon Medical.pdf>
- Centro Digital de Radiodiagnóstico IMAX. (2015). *Importancia de la Unidades Hounsfield, en la Tomografía Computarizada y la de Haz Cónico - Noticias Odontoespacio*. Odontoespacio.Net. <https://www.odontoespacio.net/noticias/importancia-de-la-unidades-hounsfield-en-la-tomografia-computarizada-y-la-de-haz-conico/>
- Cruz, E. (2022). Artefactos frecuentes en TAC. *Ocronos*, 5(2) (34). <https://revistamedica.com/artefactos-frecuentes-tac/>
- Chávarry, E (2022). Aplicación del software de reducción de artefacto metálico en implantes dentales por tomografía-Lima 2020. (Tesis de licenciatura). *Universidad Nacional Federico Villarreal*. <https://hdl.handle.net/20.500.13084/6590>
- Cueva et al. (2023). *Métodos mixtos de investigación para principiantes*. Instituto Universitario de innovación ciencia y tecnología Inudi Peru. <https://doi.org/10.35622/inudi.b.106><https://doi.org/10.35622/inudi.b.106>
- De Melo, F. (2016). *Reconstrução iterativa de imagem em Tomografia Computorizada para avaliação de material ortopédico – Análise da qualidade de imagem com recurso a um algoritmo iterativo de redução de artefactos de metal (iMAR) (Tesis de maestría)* [Instituto Politécnico de Lisboa]. [https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/6973/1/Reconstrução iterativa de imagem em tomografia computadorizada para avaliação de material ortopédico.pdf](https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/6973/1/Reconstrução%20iterativa%20de%20imagem%20em%20tomografia%20computorizada%20para%20avaliação%20de%20material%20ortopédico.pdf)
- De Molina, C. (2012). *Corrección del artefacto de endurecimiento de haz (beam hardening) para imágenes obtenidas con tomógrafo de rayos X de pequeños animales (Tesis de licenciatura)* [Universidad Autónoma de Madrid]. <https://repositorio.uam.es/handle/10486/9637>
- Desjardins, J. (2019). *Mapped: The Median Age of the Population on Every Continent*. Visual

- Capitalist. <https://www.visualcapitalist.com/mapped-the-median-age-of-every-continent/>
- Di, Z., & Erin, A. (2017). *Single Energy Metal Artifact Reduction. A Reliable Metal Management Tool in CT.* Toshiba America Medical Systems. https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:DfraEj9Kd_YJ:https://us.medical.canon/download/ct-aq-one-genesis-wp-semar&cd=1&hl=es&ct=clnk&gl=pe
- Douis, N., Formery, A., Hossu, G., Martrille, L., Kolopp, M., Gondim, P., & Blum, A. (2020). Metal artifact reduction for intracranial projectiles on post mortem computed tomography. *Diagnostic and Interventional Imaging, 101*(3), 177–185. <https://doi.org/10.1016/J.DIII.2019.10.009>
- Finazzo, M., Duranti, C., Peritore, G., Finazzo, F., & Messana, D. (2019). Multidetector computed tomography with single energy metal artifact reduction algorithm in the complications following hip and knee replacement. Preliminary experience. *Journal of Radiological Review, 6*(3). <https://doi.org/10.23736/S2283-8376.19.00173-6>
- González, J. (2011). *Manual Práctico de Tomografía.* Facultad de Tecnología Médica. Universidad Nacional Federico Villarreal. https://www.academia.edu/10780497/MANUAL_PRACTICO_DE_TOMOGRAFIA
- Grandmougin, A., Bakour, O., Villani, N., Baumann, C., Rousseau, H., Gondim Teixeira, P., & Blum, A. (2020). Metal artifact reduction for small metal implants on CT: Which image reconstruction algorithm performs better? *European Journal of Radiology, 127*, 108970. <https://doi.org/10.1016/J.EJRAD.2020.108970>
- Groves, D., Acharya, T., Steveson, C., Schuzer, J., Rollison, S., Nelson, E. A., Sirajuddin, A., Sathya, B., Bronson, K., Shanbhag, S., & Chen, M. (2020). Performance of single-energy metal artifact reduction in cardiac computed tomography: A clinical and phantom study. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography, 14*(6), 510–515. <https://doi.org/10.1016/J.JCCT.2020.04.005>

- Guedes, M. (2018). *A Tomografia Computorizada no estudo dos Aneurismas da Aorta Abdominal- do diagnóstico ao pós tratamento (Tesis de especialización)* [Instituto Politécnico do Porto. Escola Superior de Saúde do Porto]. <https://recipp.ipp.pt/handle/10400.22/14727>
- Hernández, R., Fernández, C., & Baptista, P. (2014). *Metodología de la Investigación* (6ta. Edici). McGraw-Hill/Interamericana Editores. <https://www.uca.ac.cr/wp-content/uploads/2017/10/Investigacion.pdf>
- Itás, D., Lechón, A., & Leines, Katherine. (2014). *Historia de la Tomografía y su Evolución*. Universidad Central Del Ecuador. https://www.academia.edu/38638779/Historia_y_Evolucion_Tomografia
- Jabas, A., Abello, M., Altmann, S., Ringel, F., Booz, C., Kronfeld, A., Sanner, A., Brockmann, M. & Othman, A. (2023). Single-Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) in Ultra-High-Resolution CT Angiography of Patients with Intracranial Implants. *Diagnostics Journal*, 13(4). 620. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13040620>
- Kumar, J., Crall, J., Holt, K. (2023). Oral Health of women and children: Progress, Challenges, and Priorities. *Maternal And Child Health Journal*, 27(11), 1930-1942. <https://doi.org/10.1007/s10995-023-03757-7>
- López, A., Blanco, D., & Nader, Y. (2015). Evaluación de la calidad de imagen en Tomografía Computada en Uruguay. *X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica “Radioprotección: Nuevos Desafíos Para Un Mundo En Evolución,”* 1–7. <http://www.irpabuenosaires2015.org/Archivos/tr-completos/irpa/LOPEZBLANCONADEREvaluacioncalidadimagenTC.pdf>
- Martín, J., Quintana, I., Elvira, L., Gonzalez, J., Gómez, T., & Artigas, J. (2018, November 22). “Eppur si muove”. *Artefactos por movimiento en TC*. Seram; Public Library of Science. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0098033>

- Mazas Luis. (2013). *Artefacto anular por falta de calibración en las imágenes de TC craneoencefálica: (Ring Artifact Produced for Lack of Calibration in Craneoencephalic CT)*. El Baúl Radiológico. <http://www.elbaurradiologico.com/2013/05/tc-craneoencefalica-artefacto-anular.html>
- Mendes, D. (2019). *Desenvolvimento e avaliação de um algoritmo de redução de artefatos metálicos em tomografia computadorizada para planejamento (Tesis de maestría)* [Universidad de Brasilia]. https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:Cw02MRBF8d8J:https://repositorio.unb.br/bitstream/10482/37759/1/2019_DhaianedeSenaMendesSilva.pdf&cd=6&hl=es&ct=clnk&gl=pe
- Miki, K., Mori, S., Hasegawa, A., Naganawa, K., Koto, M., (2016). Single energy metal reduction with CT for carbon-ion therapy treatment planning. *National Library of Medicine*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5258162/#>
- MINSA. (2020). *En tiempo récord y durante la pandemia se adquirieron 6 tomógrafos para hospitales de Lima - Noticias - Programa Nacional de Inversiones en Salud - Gobierno del Perú*. PRONIS. Noticias. <https://www.gob.pe/institucion/pronis/noticias/302112-en-tiempo-record-y-durante-la-pandemia-se-adquirieron-6-tomografos-para-hospitales-de-lima>
- Nagayama, Y., Tanoue, S., Oda, S., Sakabe, D., Emoto, T., Kidoh, M., Uetani, H., Sasao, A., Nakaura, T., Ikeda, O., Yamada, K., & Yamashita, Y. (2020). Metal Artifact Reduction in Head CT Performed for Patients with Deep Brain Stimulation Devices: Effectiveness of a Single-Energy Metal Artifact Reduction Algorithm. *AJNR. American Journal of Neuroradiology*, 41(2), 231–237. <https://doi.org/10.3174/AJNR.A6375>
- Niehues, S., Lucas, J., Tröltzsch, D., Hamm, B., & Shnayien, S. (2018). Impact of Single-Energy Metal Artifact Reduction on CT image quality in patients with dental hardware.

- Computers in Biology and Medicine*, 103, 161–166.
<https://doi.org/10.1016/J.COMPBIOMED.2018.10.023>
- Ortega, M., & Socolsky, G. (2012). Godfrey Newbold Hounsfield: historia e impacto de la tomografía computada. *Revista Argentina de Radiología*, 76(4), 331–341.
<https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=382538503009>
- Otzen, T., & Manterola, C. (2017). Técnicas de Muestreo sobre una Población a Estudio. *International Journal of Morphology*, 35(1), 227–232. <https://doi.org/10.4067/S0717-95022017000100037>
- Pérez, E. (2019). Utilidad del software de reducción de artefactos metálicos en tomografía computarizada aplicado a pacientes con implantes metálicos. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Lima 2018 (Tesis de licenciatura) [Universidad Nacional Mayor de San Marcos]. *Universidad Nacional Mayor de San Marcos*.
<https://cybertesis.unmsm.edu.pe/handle/20.500.12672/10849>
- Ragusi, M., van der Meer, R., Joemai, R., van Schaik, J., & van Rijswijk, C. (2018). Evaluation of CT Angiography Image Quality Acquired with Single-Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) Algorithm in Patients After Complex Endovascular Aortic Repair. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, 41(2), 329.
<https://doi.org/10.1007/S00270-017-1812-0>
- Rodríguez, D., & Vara, R. (2015). Calidad de la imagen. In *Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico* (pp. 35–46). Elsevier.
<http://calameo.download/0051741415c9e24a343e1>
- Royo, E. (2020). *Tomografía computarizada de doble energía: fundamentos, descripción y análisis de las dosis de radiación a pacientes* (Tesis de licenciatura) [Universidad de Valladolid]. <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/44465>
- Sabbatini, R. (2004). A História da Neuroimagem. *Revista Cérebro & Mente*.

https://cerebromente.org.br/n20/history/neuroimage4_p.htm

Sartori, P., Rozowykniat, M., Siviero, L., Barba, G., Peña, A., Mayol, N., Acosta, D., Castro, J., & Ortiz, A. (2015). Artefactos y artificios frecuentes en tomografía computada y resonancia magnética. *Revista Argentina de Radiología - Elsevier*, 79(4), 192–204. DOI: [10.1016/j.rard.2015.04.005](https://doi.org/10.1016/j.rard.2015.04.005)

Spinelli, C. (2006). *Calidad de la Imagen eb Tomografía Computada*. Universidad Nacional de San Martín (UNSAM). [https://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.1999-2006-Alumnos P.F.I/\(TAC\) SPINELLI CARLA.pdf](https://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.1999-2006-Alumnos P.F.I/(TAC) SPINELLI CARLA.pdf)

Torres, C. (2012). Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad. In A. Broset & P. Ruíz (Eds.), *Fundamentos de Física Médica. Vol. 2* (pp. 11–154). Sociedad Española de Física Médica. <http://proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/4-Libro-Volumen-2-fisica-medica-español.pdf>

Vidal, J., Abella, M., Sisniega, A., Vaquero, J., & Desco, M. (2006). Corrección del efecto del endurecimiento del haz basada en segmentación de materiales para imágenes de tomografía computariz. *Actas Del XXVII Congreso Anual de La Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 137–140. <https://seib.org.es/descarga/trabajos-caseib-2009/?wpdmdl=1297&ind=80>

Villena, F. (2019). *Calidad de vida en imágenes de torax con tomografía computada de 5mm al aplicar algoritmo standart y filtro hce comparado con la tecnica convencional con equipos siemens 2018 (Tesis de licenciatura)* [Universidad Nacional Federico Villarreal]. https://alicia.concytec.gob.pe/vufind/Record/RUNF_79ac7f31275824206bf5ffcd11eea37a

Wei, F., Li, J., Zhou, C., Li, Y., Wang, X., Huang, B., Sun, Q. & Xiong, G. (2020). Combined application of single-energy metal artifact reduction and reconstruction techniques in

patients with Cochlear implants. *Journal of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 49(65).

<https://doi.org/10.1186/s40463-020-00462-1>

Zhang, F., Li, R., Zhang, X., Zhang, Z., Ma, L., & Ding, L. (2021). Reduction of metal artifacts from knee tumor prostheses on CT images: value of the single energy metal artifact reduction (SEMAR) algorithm. *BMC Cancer*, 21(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s12885-021-09029-3>

IX. ANEXOS

Anexo A: Matriz de consistencia

PROBLEMAS	OBJETIVOS	HIPOTESIS	VARIABLES	INDICADORES	METODOLOGIA
<p>PROBLEMA GENERAL ¿De qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022?</p> <p>PROBLEMAS ESPECIFICOS 1)¿Cuáles son las características sociodemográficas (edad y sexo) de los pacientes con prótesis dental fija a quienes se le aplicó el algoritmo SEMAR en las imágenes tomográficas, Lima, 2022? 2) ¿De qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022?? 3) ¿De qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022? 4) ¿De qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima 2022?</p>	<p>OBJETIVO GENERAL Determinar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022</p> <p>OBJETIVOS ESPECIFICOS 1) Identificar las características sociodemográficas (edad y sexo) de los pacientes con prótesis dental fija a quienes se le aplicó el algoritmo SEMAR en las imágenes tomográficas, Lima, 2022 1) Demostar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022 2) Demostar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la visibilidad de artefactos según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022. 3) Demostar de qué manera la aplicación del algoritmo SEMAR influye en la calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022.</p>	<p>HIPOTESIS GENERAL La aplicación del algoritmo SEMAR mejora significativamente la observación de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022</p> <p>HIPOTESIS ESPECIFICAS 1) La aplicación del algoritmo SEMAR reduce significativamente el nivel de Unidades Hounsfield según las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022 2)La aplicación del algoritmo SEMAR disminuye significativamente la visibilidad de artefactos según imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima, 2022. 3) La aplicación del algoritmo SEMAR mejora significativamente la calidad de las imágenes tomográficas de pacientes con prótesis dental fija, Lima , 2022.</p>	<p>VD: Imágenes tomográficas</p> <p><u>DIMENSIONES</u></p> <p>X1: Unidades Hounsfield X2: Visibilidad de artefactos X3: Calidad de imagen</p> <p>VI: Algoritmo de Reducción de Artefactos de Energía Única (SEMAR)</p>	<p>X1: Región de Interés (ROI) X2: Grado de visibilidad X3: Grado de calidad de imagen</p>	<p>$M: O_1 \rightarrow X \rightarrow O_2$</p> <p>M:Muestra</p> <p>O₁:Observación de la variable dependiente o Pre-test (Observación de la imagen)</p> <p>X:Variable independiente (Algoritmo SEMAR)</p> <p>O₂:Observación de la variable dependiente o Post-test (Observación de la imagen)</p>

Anexo B: Operacionalización de variables.

Variable Dependiente	Definición conceptual	Definición operacional	Dimensiones	Tipo de variables	Escala	Indicador	Valores	Valores finales	Fuente de verificación
Observación de las imágenes tomográficas	Es la imagen formada por los grados de atenuación de la estructura irradiada que son representadas en una matriz de imagen (Mendes, 2019)	Imagen tomográfica en el plano axial donde se encuentra la prótesis dental fija y el artefacto más prominente	Unidades Hounsfield (UH)	Cuantitativa	Razón	Región de Interés (ROI)	Muy alto (516-646) (1) Alto (387-515) (2) Medio (258-386) (3) Bajo (129-257) (4) Muy bajo (1-128) (5)	Pésima (1) Mala (2) Regular (3) Buena (4) Excelente (5)	Estudios tomográficos de cuello sin contraste de paciente con prótesis dental fija.
			Visibilidad de artefactos	Cualitativa	Ordinal	Grado de Visibilidad	Muy masivos y extensos (1) Severamente visibles (2) Regularmente visibles (3) Mínimamente visibles (4) Ausencia (5)		
			Calidad de imagen	Cualitativa	Ordinal	Grado de calidad	Muy mala calidad (1) Mala calidad (2) Regularmente de buena (3) Buena calidad (4) Excelente calidad (5)		

Variable Independiente	Definición conceptual	Definición operacional	Dimensión	Tipo de variables	Escala	Indicador
SEMAR	“La innovadora tecnología SEMAR elimina virtualmente los artefactos metálicos, mejorando la visualización de implantes, huesos de soporte y tejidos blandos adyacentes” (Canon, 2020)	Valor de las imágenes tomográficas en combinación con algoritmo SEMAR, reconstruidas desde el Raw Data.	Volumen de imágenes tomográficas con aplicación del algoritmo SEMAR	Cualitativa	Ordinal	Observación del nuevo volumen

Anexo C: Instrumentos

INSTRUMENTO N°1

FICHA DE RECOLECCION DE DATOS

1. DATOS DEMOGRAFICOS

➤ PACIENTE N °: _____

➤ SEXO: _____

➤ EDAD: _____

2. DENSIDAD DE TEJIDOS

➤ UNIDADES HOUNSFIELD SIN LA APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR

- ROI de 30 mm^2 colocado en el artefacto de brillo (raya blanca) que se encuentra en la zona del cuerpo de la lengua: _____UH

➤ UNIDADES HOUNSFIELD CON LA APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR

- ROI de 30 mm^2 colocado en el artefacto de brillo (raya blanca) que se encuentra en la zona del cuerpo de la lengua: _____UH

INSTRUMENTO N°2

Estimado Medico Radiólogo, soy Luz Margarita Gallardo Quispe, bachiller en Radiología de la carrera profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Federico Villarreal, solicito su apoyo respondiendo de forma veraz esta ficha, con la finalidad de cumplir los objetivos de la investigación titulada:

“APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACION DE IMÁGENES TOMOGRAFICAS DE PACIENTES CON PROTESIS DENTAL FIJA, LIMA, 2022”

A continuación, observará imágenes tomográficas de cuello sin la administración de contraste de pacientes con prótesis dental fija, sin la aplicación del algoritmo SEMAR y con la aplicación del algoritmo SEMAR. Evalúe y según su criterio, marque con un aspa (X).

Agradezco de antemano por su importante participación.

1. Evaluación de Visibilidad de artefactos

	1	2	3	4	5
Antes (Sin SEMAR)					
Después (Con SEMAR)					

Leyenda

- 5: Ausencia de artefactos
- 4: Artefactos mínimamente visibles
- 3: Artefactos regularmente visibles
- 2: Artefactos altamente visibles
- 1: Artefactos masivos y extensos

2. Evaluación de Calidad de imagen

	1	2	3	4	5
Antes (Sin SEMAR)					
Después (Con SEMAR)					

Leyenda

- 5: Excelente calidad de imagen
- 4: Buena calidad de imagen
- 3: Regularmente de buena calidad de imagen
- 2: Mala de imagen
- 1: Muy mala calidad de imagen

Anexo D: Fichas de validación de instrumento.

FICHA DE VALIDACION DE INSTRUMENTO

1. EVALUADOR

1.1. Apellidos y Nombres del Experto : **Román Meza Alexander Humberto**

1.2. Grado académico y/o Especialidad: Magíster en Gerencia de Servicios de Salud – Especialista en Resonancia Magnética y Tomografía Computarizada

1.3. Cargo e Institución donde labora : Tecnólogo Médico de Radiología del Servicio de Tomografía y Resonancia del Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins

2. AUTOR

2.1. Apellidos y Nombres: Gallardo Quispe, Luz Margarita

2.2. Título de la investigación: *"APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACION DE IMÁGENES TOMOGRAFICAS DE PACIENTES CON PROTESIS DENTAL FIJA, LIMA 2022"*

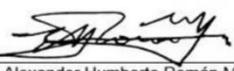
2.3. Condición para optar: Título Profesional de Licenciada en Tecnología Médica - Radiología

2.4. Nombre de Instrumento: Instrumento Escala Likert de cinco puntos

INDICADORES	CRITERIOS CUALITATIVOS/ CUANTITATIVOS	Deficiente 0-20%	Regular 21-40%	Bueno 41-60%	Muy bueno 61- 80%	Excelente 81-100%
1. CLARIDAD	Esta formulado con lenguaje apropiado.					100
2. OBJETIVIDAD	Esta expresado en conductas observables.					100
3. ACTUALIDAD	Adecuado al alcance de ciencia y tecnología.				80	
4. ORGANIZACION	Existe una organización lógica.					100
5. SUFICIENCIA	Comprende los aspectos para valorar aspectos de cantidad y claridad.					100
6. INTENCIONALIDAD	Adecuado para valorar aspectos de estudio.					100
7. CONSISTENCIA	Basados en aspectos Teóricos- Científicos y del tema en estudio.				80	
8. COHERENCIA	Entre los índices, indicadores, dimensiones y variables.					100
9. METODOLOGIA	La estrategia responde al propósito del estudio.					100
10. CONVENIENCIA	Genera nuevas pautas en la investigación y construcción de teorías.					100
SUB TOTAL					160	800
TOTAL				960		

VALORACION CUANTITATIVA (TOTAL x 0.20)/10 : **19.2**

FECHA: 23/03/2023


 Mg. Alexander Humberto Román Meza
 Lic. Tecnólogo Médico de Radiología - Esp. en
 Resonancia y Tomografía
 C.T.M.P. 8696 – R.N.G.A. - MG 0002 –
 R.N.E. 00107 - 00249

Firma del Experto
DNI: 46244074

FICHA DE VALIDACION DE INSTRUMENTO

1. EVALUADOR

- 1.1. Apellidos y nombres del experto: Verastegui Lopez William
- 1.2. Grado académico : Master en Gestión Pública
- 1.3. Cargo e Institución donde labora: Tecnólogo Médico del H.N.E.R.H.

2. AUTOR

- 2.1. Apellidos y nombres : Gallardo Quispe, Luz Margarita
- 2.2. Título de la investigación:
"APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACION DE IMÁGENES
 TOMOGRAFICAS DE PACIENTES CON PROTESIS DENTAL FIJA, LIMA 2022"
- 2.3. Condición para optar: Título Profesional de Licenciada en Tecnología Médica en la Especialidad de Radiología
- 2.4. Nombre de Instrumento: Instrumento Escala Likert de cinco puntos

INDICADORES	CRITERIOS CUALITATIVOS/ CUANTITATIVOS	Deficiente 0-20%	Regular 21-40%	Bueno 41-60%	Muy bueno 61- 80%	Excelente 81-100%
1. CLARIDAD	Esta formulado con lenguaje apropiado.					99
2. OBJETIVIDAD	Esta expresado en conductas observables.					99
3. ACTUALIDAD	Adecuado al alcance de ciencia y tecnología.					99
4. ORGANIZACION	Existe una organización lógica.					99
5. SUFICIENCIA	Comprende los aspectos para valorar aspectos de cantidad y claridad.					98
6. INTENCIONALIDAD	Adecuado para valorar aspectos de estudio.					98
7. CONSISTENCIA	Basados en aspectos Teóricos-Científicos y del tema en estudio.					98
8. COHERENCIA	Entre los índices, indicadores, dimensiones y variables.					99
9. METODOLOGIA	La estrategia responde al propósito del estudio.					99
10. CONVENIENCIA	Genera nuevas pautas en la investigación y construcción de teorías.					99
SUB TOTAL						987
TOTAL						987

VALORACION CUANTITATIVA (TOTAL x 0.20)/10 : 19.74

LUGAR Y FECHA: Lima, 22 de marzo del 2023

FIRMA DEL EXPERTO:  DNI: 10396305

ESSALUD H.N.E.R.H. RAR

Lic. WILLIAM VERASTEGUI LOPEZ
 Tecnólogo Médico del Servicio de Tomografía
 y Reconstrucción de Imágenes
 GTM: 4090

FICHA DE VALIDACION DE INSTRUMENTO

1. EVALUADOR

- 1.1. Apellidos y nombres del experto: FERNANDEZ CAMPOS ABEL
- 1.2. Grado académico : MAESTRIA EN GESTION POSGRADO
- 1.3. Cargo e Institución donde labora: TECNOLOGO MEDICO DEL H.N.E.R.M

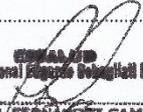
2. AUTOR

- 2.1. Apellidos y nombres : Gallardo Quispe, Luz Margarita
- 2.2. Título de la investigación:
"APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACION DE IMÁGENES
TOMOGRAFICAS DE PACIENTES CON PROTESIS DENTAL FIJA, LIMA 2022"
- 2.3. Condición para optar: Título Profesional de Licenciada en Tecnología Médica en la Especialidad de Radiología
- 2.4. Nombre de Instrumento: Instrumento Escala Likert de cinco puntos

INDICADORES	CRITERIOS CUALITATIVOS/ CUANTITATIVOS	Deficiente 0-20%	Regular 21-40%	Bueno 41-60%	Muy bueno 61- 80%	Excelente 81-100%
1. CLARIDAD	Esta formulado con lenguaje apropiado.					98
2. OBJETIVIDAD	Esta expresado en conductas observables.					98
3. ACTUALIDAD	Adecuado al alcance de ciencia y tecnología.					99
4. ORGANIZACION	Existe una organización lógica.					100
5. SUFICIENCIA	Comprende los aspectos para valorar aspectos de cantidad y claridad.					99
6. INTENCIONALIDAD	Adecuado para valorar aspectos de estudio.					99
7. CONSISTENCIA	Basados en aspectos Teóricos-Científicos y del tema en estudio.					99
8. COHERENCIA	Entre los índices, indicadores, dimensiones y variables.					99
9. METODOLOGIA	La estrategia responde al propósito del estudio.					100
10. CONVENIENCIA	Genera nuevas pautas en la investigación y construcción de teorías.					99
SUB TOTAL						990
TOTAL						990

VALORACION CUANTITATIVA (TOTAL x 0.20)/10 : 19.8

LUGAR Y FECHA: LIMA, 22 DE MARZO DEL 2023

FIRMA DEL EXPERTO:  DNI: 00942969

HOSPITAL NACIONAL FERNANDO DEL PUERTO
LIC. ABEL FERNANDEZ CAMPOS
Tecnólogo Médico en Radiología
C. P. N. P. 3393

FICHA DE VALIDACION DE INSTRUMENTO

1. EVALUADOR

1.1. Apellidos y nombres del experto: Coronado Chavarria Lizeth Eduvigis

1.2. Grado académico : Maestría en ciencias de Electrónica mención Ingeniería Biomédica

1.3. Cargo e Institución donde labora: Tecnólogo médico Hospital Nacional Edgardo

2. AUTOR

2.1. Apellidos y nombres : Gallardo Quispe, Luz Margarita

2.2. Título de la investigación:

"APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACION DE IMÁGENES
TOMOGRAFICAS DE PACIENTES CON PROTESIS DENTAL FIJA, LIMA 2022"

2.3. Condición para optar: Título Profesional de Licenciada en Tecnología Médica en la Especialidad de Radiología

2.4. Nombre de Instrumento: Instrumento Escala Likert de cinco puntos

INDICADORES	CRITERIOS CUALITATIVOS/ CUANTITATIVOS	Deficiente 0-20%	Regular 21-40%	Bueno 41-60%	Muy bueno 61-80%	Excelente 81-100%
1. CLARIDAD	Esta formulado con lenguaje apropiado.					100
2. OBJETIVIDAD	Esta expresado en conductas observables.					98
3. ACTUALIDAD	Adecuado al alcance de ciencia y tecnología.					99
4. ORGANIZACION	Existe una organización lógica.					98
5. SUFICIENCIA	Comprende los aspectos para valorar aspectos de cantidad y claridad.					100
6. INTENCIONALIDAD	Adecuado para valorar aspectos de estudio.					100
7. CONSISTENCIA	Basados en aspectos Teóricos-Científicos y del tema en estudio.					96
8. COHERENCIA	Entre los índices, indicadores, dimensiones y variables.					100
9. METODOLOGIA	La estrategia responde al propósito del estudio.					100
10. CONVENIENCIA	Genera nuevas pautas en la investigación y construcción de teorías.					99
SUB TOTAL						990
TOTAL						990

VALORACION CUANTITATIVA (TOTAL x 0.20)/10 : 19.8

LUGAR Y FECHA: Lima, 07 de mayo de 2023

FIRMA DEL EXPERTO: Lizeth Coronado Chavarria DNI: 43939221

LIZETH CORONADO CHAVARRIA
 Licenciada en Tecnología Médica - Radiología
 CTMP. 8417

FICHA DE VALIDACION DE INSTRUMENTO

1. EVALUADOR

- 1.1. Apellidos y nombres del experto: Rivas De La Cruz Daniel
- 1.2. Grado académico: Licenciado en Radiología
- 1.3. Cargo e Institución donde labora: Tecnólogo Médico del H.N.E.R.M

2. AUTOR

- 2.1. Apellidos y nombres: Gallardo Quispe, Luz Margarita
- 2.2. Título de la investigación:
"APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACION DE IMÁGENES
 TOMOGRAFICAS DE PACIENTES CON PROTESIS DENTAL FIJA, LIMA 2022"
- 2.3. Condición para optar: Título Profesional de Licenciada en Tecnología Médica en la Especialidad de Radiología
- 2.4. Nombre de Instrumento: Instrumento Escala Likert de cinco puntos

INDICADORES	CRITERIOS CUALITATIVOS/ CUANTITATIVOS	Deficiente 0-20%	Regular 21-40%	Bueno 41-60%	Muy bueno 61- 80%	Excelente 81-100%
1. CLARIDAD	Esta formulado con lenguaje apropiado.					99
2. OBJETIVIDAD	Esta expresado en conductas observables.					99
3. ACTUALIDAD	Adecuado al alcance de ciencia y tecnología.					100
4. ORGANIZACION	Existe una organización lógica.					99
5. SUFICIENCIA	Comprende los aspectos para valorar aspectos de cantidad y claridad.					99
6. INTENCIONALIDAD	Adecuado para valorar aspectos de estudio.					98
7. CONSISTENCIA	Basados en aspectos Teóricos-Científicos y del tema en estudio.					98
8. COHERENCIA	Entre los índices, indicadores, dimensiones y variables.					99
9. METODOLOGIA	La estrategia responde al propósito del estudio.					99
10. CONVENIENCIA	Genera nuevas pautas en la investigación y construcción de teorías.					98
SUB TOTAL						988
TOTAL						988

VALORACION CUANTITATIVA (TOTAL x 0.20)/10: 19.76

LUGAR Y FECHA: Lima, 22 de Marzo del 2023

FIRMA DEL EXPERTO: [Firma] DNI: 44526924

ESPECIALIDAD EN RADIOLOGIA
 Lic. DANIEL RIVAS DE LA CRUZ
 Tecnólogo Médico del Servicio de Tomografía
 y Radiología Diagnóstica
 CTM. 8048

FICHA DE VALIDACION DE INSTRUMENTO

1. EVALUADOR

- 1.1. Apellidos y nombres del experto: Conozco Guimaray Aldo Jesús
 1.2. Grado académico : Licenciado en Radiología
 1.3. Cargo e Institución donde labora: Tecnólogo Médico del INEN

2. AUTOR

- 2.1. Apellidos y nombres : Gallardo Quispe, Luz Margarita
 2.2. Título de la investigación:
"APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACION DE IMÁGENES
TOMOGRAFICAS DE PACIENTES CON PROTESIS DENTAL FIJA, LIMA 2022"
 2.3. Condición para optar: Título Profesional de Licenciada en Tecnología Médica en la Especialidad de Radiología
 2.4. Nombre de Instrumento: Instrumento Escala Likert de cinco puntos

INDICADORES	CRITERIOS CUALITATIVOS/ CUANTITATIVOS	Deficiente 0-20%	Regular 21-40%	Bueno 41-60%	Muy bueno 61-80%	Excelente 81-100%
1. CLARIDAD	Esta formulado con lenguaje apropiado.					96
2. OBJETIVIDAD	Esta expresado en conductas observables.					96
3. ACTUALIDAD	Adecuado al alcance de ciencia y tecnología.					97
4. ORGANIZACION	Existe una organización lógica.					97
5. SUFICIENCIA	Comprende los aspectos para valorar aspectos de cantidad y claridad.					98
6. INTENCIONALIDAD	Adecuado para valorar aspectos de estudio.					99
7. CONSISTENCIA	Basados en aspectos Teóricos-Científicos y del tema en estudio.					98
8. COHERENCIA	Entre los índices, indicadores, dimensiones y variables.					98
9. METODOLOGIA	La estrategia responde al propósito del estudio.					99
10. CONVENIENCIA	Genera nuevas pautas en la investigación y construcción de teorías.					98
SUB TOTAL						976
TOTAL						976

VALORACION CUANTITATIVA (TOTAL x 0.20)/10 : 19.52

LUGAR Y FECHA: Lima, 18 de marzo del 2023.

FIRMA DEL EXPERTO: [Firma] DNI: 45594483

Lic. Conozco Guimaray Aldo Jesús
 Tecnólogo Médico
 C.T.M.P. 10141

Anexo E: Análisis de confiabilidad en SPSS**Resumen de procesamiento de casos**

		N	%
Casos	Válido	15	100,0
	Excluido ^a	0	,0
	Total	15	100,0

a. La eliminación por lista se basa en todas las variables del procedimiento.

Estadísticas de fiabilidad

Alfa de Cronbach	N de elementos
,757	6

Anexo F: Carta de autorización



CARTA DE ACEPTACIÓN

Lima 07 de setiembre del 2024

SEÑORES
UNIVERSIDAD NACIONAL FEDERICO VILLAREAL
FACULTAD DE TEGNOLOGIA MEDICA
Presente. -

Asunto: Autorización de investigación para Tesis

De mi consideración:

Por medio de la presente, la Empresa RESOTEM PERU S.A.C. se dirige a ustedes para saludarlos y dar respuesta a lo solicitado mediante Oficio N° 520-2023-OGGE-FTM-UNFV de fecha 10 de julio del 2024, mediante la cual presenta a la Egresada LUZ MARGARITA GALLARDO QUISPE de la Especialidad de Radiología, para que se autorice la recolección de dato para su Tesis de investigación en nuestra Institución Médica.

Al respecto, aceptamos y autorizamos que la Egresada LUZ MARGARITA GALLARDO QUISPE de la Especialidad de Radiología, pueda efectuar la recolección de datos y/o información para la elaboración de su Tesis de Investigación titulada "APLICACIÓN DEL ALGORITMO SEMAR EN LA OBSERVACION DE IMÁGENES TOMOGRAFICAS DE PACIENTES CON PROTESIS DENTAL FIJA, LIMA 2022."

Sin otro particular, aprovecho la oportunidad para expresarle las muestras de mi especial consideración y estima personal.

Atentamente.


RESOTEM PERÚ SAC
HERNÁN ENRIQUE HILARIO FLORES
GERENTE GENERAL

Anexo G: Imágenes tomográficas: Imagen sin el algoritmo e imagen con el algoritmo SEMAR

