



FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA

APLICACIÓN DEL SOFTWARE DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTO METÁLICO EN IMPLANTES DENTALES POR TOMOGRAFÍA – LIMA 2020

Línea de investigación:

Salud pública

Tesis para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología Médica en
la especialidad de Radiología

Autora:

Chávarry Vargas, Ethel Lucero

Asesora:

Bances Gonzales, Maria Francisca
(ORCID: 0000-0001-6767-0162)

Jurado:

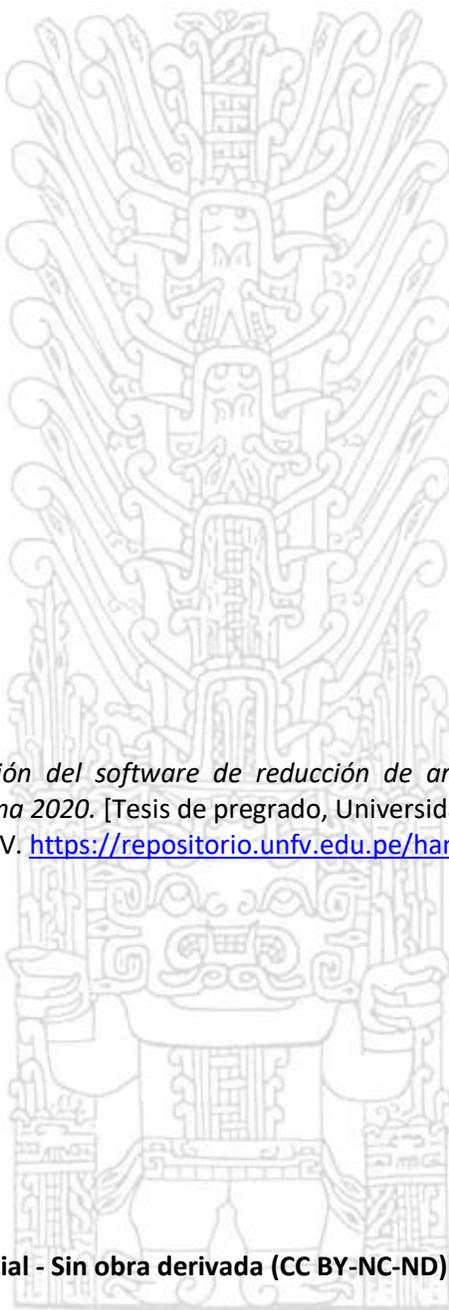
Silva Luque, Gina Julia Estela

Sánchez Acostupa, Karim

Olivera Mejia, Nila

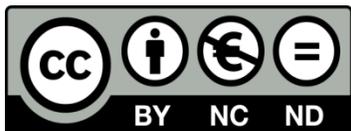
Lima - Perú

2022



Referencia:

Chávarry, E. (2022). *Aplicación del software de reducción de artefacto metálico en implantes dentales por tomografía – Lima 2020*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional Federico Villarreal]. Repositorio Institucional UNFV. <https://repositorio.unfv.edu.pe/handle/20.500.13084/6590>



Reconocimiento - No comercial - Sin obra derivada (CC BY-NC-ND)

El autor sólo permite que se pueda descargar esta obra y compartirla con otras personas, siempre que se reconozca su autoría, pero no se puede generar obras derivadas ni se puede utilizar comercialmente.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>



Universidad Nacional
Federico Villarreal

VRIN | VICERRECTORADO
DE INVESTIGACIÓN

FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA

APLICACIÓN DEL SOFTWARE DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTO METÁLICO EN
IMPLANTES DENTALES POR TOMOGRAFÍA – LIMA 2020

Línea de Investigación: Salud Pública

Tesis para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología Médica en la especialidad de
Radiología

Autor:

Chávarry Vargas, Ethel Lucero

Asesor:

Bances Gonzales, Maria Francisca
(ORCID: 0000-0001-6767-0162)

Jurado:

Silva Luque, Gina Julia Estela
Sánchez Acostupa, Karim
Olivera Mejia, Nila

Lima- Perú

2022

Dedicatoria

A mi más grande motivo que es mi madre Nelly Vargas, mi hermano y mi enamorado, Por siempre estar para mí, cuando necesitaba un aliento para continuar con mis metas y los buenos consejos. Gracias por el tiempo y sacrificio que me brindaron.

Agradecimientos

Mi agradecimiento enorme a mis docentes de la Universidad Nacional Federico Villarreal que brindaron el conocimiento necesario para poder ser una gran profesional y dar las gracias a mis revisores, asesora de tesis y jurados por haberme apoyado en la culminación de este proyecto de tesis.

ÍNDICE

ÍNDICE.....	4
Resumen	7
I. INTRODUCCIÓN	9
1.1 Descripción y formación del problema.....	9
1.2 Antecedentes.....	11
1.3 Objetivos.....	16
1.4 Justificación.....	17
1.5 Hipótesis	18
II. MARCO TEÓRICO.....	19
2.1 Bases teóricas sobre el tema de investigación.....	19
III. MÉTODO.....	26
3.1 Tipo de investigación.....	26
3.2 Ámbito temporal y espacial	26
3.3 Variables.....	27
3.4 Población y muestra.....	28
3.5 Instrumentos.....	29
3.6 Procedimientos	29
3.7 Análisis de los datos.....	29
3.8 Consideraciones éticas	30
IV. RESULTADOS	31
V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	40
VI. CONCLUSIONES.....	41
VII. RECOMENDACIONES	42
VIII. REFERENCIAS.....	43
IX. ANEXOS	46

Índice de tablas

	Pág.
Tabla 1: Unidad Hounsfield en: Tejido adiposo, partes blandas y tejido óseo, de la imagen sin software reducción de Artefactos Metálicos (SEMAR) en el Hospital Nacional Dos de Mayo del 2020.....	32
Tabla 2: Unidad Hounsfield en: Tejido adiposo, partes blandas y tejido óseo, de la imagen con Software de Reducción de Artefactos Metálicos (SEMAR) en el Hospital Nacional Dos de Mayo del 2020.....	33
Tabla 3: Comparación de Unidades Hounsfield en: Tejido adiposo, partes blandas y tejido óseo, de la imagen con SEMAR y sin SEMAR en el Hospital Nacional Dos de Mayo del 2020.....	34
Tabla 4: Interpretabilidad diagnóstica con la aplicación del SEMAR en el Hospital Nacional Dos de Mayo del 2020.....	36
Tabla 5: Prueba del chi cuadrado.....	38

Índice de figuras

	Pág.
Figura 1: Histograma de edad de los pacientes.....	30
Figura 2: Distribución de pacientes según sexo.....	31

Resumen

Objetivo: Determinar la utilidad del software de reducción de artefactos metálicos en los estudios de tomografía computarizada de cabeza y cuello en los pacientes con implantes dentales del Hospital Nacional Dos de Mayo. **Método:** La investigación fue cuasiexperimental, transversal de enfoque cuantitativo, y retrospectivo. **Resultados:** La edad promedio de los pacientes fue de 52 años, el 62,50% de pacientes fueron del sexo masculino, y del sexo femenino 37,50%. La densidad promedio de las Unidades Hounsfield en zonas de cabeza y cuello sin software de reducción de artefactos metálicos (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 de reducción de artefactos metálicos (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. Se confirmó la hipótesis alterna con una confiabilidad al 95% y un índice de error del 5%. **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.

Palabras clave: artefacto metálico, MARs, unidades Hounsfield

Abstract

Objective: To determine the usefulness of metal artifact reduction software in computed tomography studies of the head and neck in patients with dental implants at Hospital Nacional Dos de Mayo. **Method:** The research was quasi-experimental, cross-sectional with a quantitative approach, and retrospective. **Results:** The average age of the patients was 52 years, 62.50% of patients were male, and 37.50% female. The average density of the Hounsfield Units in head and neck areas without metal artifact reduction software (SEMAR) were: for adipose tissue -108.678 HU; for the soft tissues it was 65.92 HU; and for bone tissue it was 610.549 HU. While with the metal artifact reduction software (SEMAR) it was visualized that the average density for adipose tissue was -75.03 HU; for the soft tissues it was 51.89 HU; and for bone tissue, it was 476.087 HU. The alternative hypothesis was confirmed with a reliability of 95% and an error rate of 5%. **Conclusions:** 82% of the images with impaired quality due to artifacts caused by metal parts improved considerably after the application of the metal artifact reduction software.

Keywords: metal artifact, MARs, Hounsfield units

I. INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada es un estudio de apoyo al diagnóstico por imágenes el cual nos permite visualizar las estructuras anatómicas del cuerpo humano en diferentes planos, en el caso de pacientes con implantes metálicos encontraremos la dificultad ante la presencia de artefactos, la cual logra deteriorar la calidad de imagen obtenida, no obstante, con el avance las nuevas tecnologías, se ha empleado un software de reducción de artefactos metálicos.

El software de reducción de artefacto metálico (MAR) es una tecnología diseñada para poder disminuir el artefacto, producido por los implantes metálicos en los estudios de tomografía computada multicorte.

La tecnología MAR es necesaria en muchos casos de los estudios, ya que obtiene una buena calidad de imagen, control de dosis y versatilidad con los pacientes que presenten algún implante de metal como: las prótesis dentales, cadera, columna, u otros.

Uno de los problemas más comunes en las imágenes de tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo son los implantes dentales, generando un artefacto que oculta gran parte de las estructuras anatómicas y no permite visualizar correctamente las patologías del paciente.

En este sentido, existe la necesidad de conocer estos nuevos softwares de reducción de artefacto metálico en tomografía computada que revolucionan la tecnología en ámbito de la salud, para el bienestar del paciente y el profesional a cargo.

1.1 Descripción y formación del problema

La radiología es una especialidad de las ciencias de la salud que busca generar imágenes del interior del cuerpo humano mediante el uso de diversos agentes físicos (rayos X, ultrasonidos, campos magnéticos, etc.) para de esta manera servirse de las imágenes para su diagnóstico oportuno de diversas patologías, pero también aprovecha las propiedades de estos

mismos agentes físicos para mejorar el pronóstico y dar tratamiento diversas patologías. (Ramírez Giraldo et al., 2008)

La tomografía computarizada (TC) permite obtener imágenes de distintas secciones del cuerpo, cumple una tarea muy importante al momento de evaluar pacientes con implantes de metal. A pesar de ello, no se ha logrado contrarrestar uno de los grandes problemas vinculados con esta técnica: la aparición de artefactos que deterioran la calidad de la imagen, llamados artefactos metálicos o peri protésicos, los cuales son generados por los implantes de metal ya sea bucal, columna, cadera, rodilla, etc. Las estructuras anatómicas para estudiar a menudo quedan completamente oscurecidas por los artefactos, lo cual aumenta el riesgo de perder información útil para el diagnóstico radiológico. La combinación de fenómenos físicos como la inanición de fotones y endurecimiento del haz hacen posible el origen de los artefactos metálicos. (Dong et al., 2013)

Es necesario conocer el tipo de implante metal de cadera utilizado ya que cada una causa artefactos metálico de manera diferente en las imágenes de TC que aparecen como bandas oscuras y brillantes de diferente densidad. los artefactos metálicos debidos a las prótesis de cadera pueden perjudicar significativamente la precisión a la hora de evaluar cualquier tipo de patología localizada. (Hirata et al., 2015)

Existen diferentes implantes metálicos en diferentes lugares de la anatomía como, por ejemplo: clips quirúrgicos, tornillos, implantes de columna, prótesis de hombro, hardware ortopédico, etc. los cuales también provocan artefactos metálicos siendo representados con rayas brillantes y oscuras en la imagen. (Han et al., 2014)

Uno de los más reiterados implantes son los pacientes con implantes dentales lo cual perjudica en su mayoría los estudios realizados en la cabeza, dando mucho artefacto metálico en las zonas colindantes. (Dong, 2013)

La marca Toshiba presenta el Software de Reducción de Artefactos Metálico llamado SEMAR, la cual está diseñada para mejorar la visualización de las estructuras anatómicas de la tomografía que no se logran visualizar a causa de los artefactos metálicos, este software presenta ciertas desventajas en los estudios de tomografía, ya que no siempre se utiliza este software por motivos de que no presenta cambios significativos.

Por todo lo anteriormente expuesto se formula el siguiente problema de investigación:

Pregunta general

¿Cuál es la utilidad de la aplicación del software de reducción de artefacto metálico en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo de octubre a diciembre del 2020?

Preguntas específicas

- ¿Cuáles serán los resultados al definir las UH del tejido adiposo con y sin SEMAR en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo de octubre a diciembre del 2020?
- ¿Cuáles serán los resultados al señalar las UH de las partes blandas con y sin SEMAR en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo de octubre a diciembre del 2020?
- ¿Cuáles serán los resultados al conocer UH del tejido óseo con y sin SEMAR en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo de octubre a diciembre del 2020?

1.2 Antecedentes

Se han realizado escasos estudios sobre la utilidad del software de reducción de artefacto metálico de tomografía computada multicorte en los diversos hospitales donde se han

llevado a cabo estos estudios a nivel mundial en los cuales se evidenciaron los siguientes hallazgos:

Mera Fernández et al., (2018) en “Utilidad de la tomografía computarizada de energía dual en la reducción del artefacto metálico generado por clips y coils intracraneales” tuvo como objetivo analizar el diferente impacto que dicha reducción tiene en función del tipo de dispositivo estudiado. Se analizaron retrospectivamente 13 pacientes (6 clips, 7 coils). Se obtuvieron imágenes virtuales monoenergéticas (IVM) en un rango de 40 a 150 keV. Se midió el ruido dentro del área de máximo artefacto. La evaluación subjetiva del ruido fue realizada por dos radiólogos. Las diferencias encontradas se evaluaron mediante la prueba ANOVA. La prueba MANNWRITNEY se utilizó para comparar las diferencias entre clips y coils. Se determinó el grado de discordancia inter observador (coeficiente k) en los resultados el ruido fue más bajo en los niveles energéticos más altos ($p < 0.05$) el ruido fue mayor en pacientes con coils ($p < 0.001$) la correlación inter observador fue buena ($k = 0.72$). En conclusión, el uso de TCED con reconstrucción virtual monoenergético ayuda a minimizar el artefacto producido por clips y coils intracraneales en estudios de angiotomografía cerebral. La reducción del artefacto conseguida es mayor en el grupo de pacientes con clips que en el grupo de pacientes con coils.

Reynoso et al. (2017) en su investigación “Tomografía Computada de doble Energía Nueva tecnología para la reducción de artefactos de metal” tiene como objetivo calcular la energía mediante tecnología de imágenes espectrales gemstone y de un programa destinado a la reducción de artefactos de metal (MARS), para evaluar tejidos peri protésicos, y la interpretabilidad diagnóstica de patologías relacionadas con implantes. Se comparó la densidad ósea, de partes blandas y de grasa en el tejido peri prótesis y en tejido de control sin implante, utilizando un escáner de alta definición de tomografía de doble energía tanto en imágenes convencionales, como en monocromáticas virtuales con MARS, en 80 pacientes con prótesis

metálica en diversas regiones musculoesqueléticas. Se valoró la calidad de imagen y la interpretabilidad diagnóstica mediante la escala de Likert. Con imágenes policromáticas hubo diferencias entre el área peri protésica en los 3 tejidos respecto a los controles ($p < 0.0001$); sin diferencias significativas utilizando imágenes espectrales monocromáticas virtuales – MARS (hueso = 0.053, partes blandas $p = 0.32$ y grasa $p = 0.13$), con más similitud con el tejido normal los niveles de ruido fueron significativamente mayores con imágenes policromáticas ($p < 0.0001$) que con imágenes espectrales monocromáticas virtuales – MARS. Se consideraron no interpretables todas las regiones peri protésicas en las imágenes policromáticas y 11(9%) en las imágenes espectrales monocromáticas virtuales- MARS. No hubo diferencias significativas en las dosis de radiación comparada con el grupo de control ($p = 0.21$). En conclusión, la tomografía computarizada de doble energía puede reducir los artefactos peri protésicos logrando un significativo incremento en la capacidad de identificar tejidos.

Crespo Silva et al., 2015 en “Comparación entre los artefactos producidos en tomografía computada de haz cónico con diferentes materiales intracanal. Estudio in-vitro”, el objetivo de este estudio in vitro fue comparar la presencia, cantidad y magnitud de los artefactos en premolares extraídos sellados con gutapercha, postes metálicos y de fibra de vidrio en canales radiculares observados con la TC de haz cónico. 90 sellados con gutapercha y la muestra se dividió en tres grupos: un primer grupo con 30 dientes completamente sellados con gutapercha; un segundo grupo de 30 dientes incluyendo postes metálicos preformados, y el último grupo de 30 dientes con fibra Reforpost Angelus, ambos cementados con Rely X Luting 3M ESPE. Todos los dientes se insertan en un material similar a tejido óseo. Resultados: las imágenes se adquirieron en los exámenes de TC de haz cónico y se observaron artefactos similares para todos los materiales (58% de los casos), con la diferencia en la cantidad de artefactos: gutapercha presenta una mayor cantidad de artefactos que los otros materiales ($p = 0,049$) y también su magnitud fue mayor. Conclusiones: Guttapercha como un material sellador

produce un mayor número de artefactos en comparación a los postes metálicos o de fibra, aunque los tres materiales estudiados presentan artefactos en las imágenes de TC de haz cónico.

Han et al. (2014) en “Metal artifact reduction software used with abdominopelvic dual-energy CT of patients with metal hip prostheses: assessment of image quality and clinical feasibility” presento como objetivo: determinar la viabilidad del uso del software de reducción de artefactos metálicos (MAR) para la TC abdomino pélvica de energía dual en pacientes con prótesis metálicas de cadera. Resultado: la calidad de la imagen fue significativamente mejor con la reconstrucción MAR que en todos los sitios, excepto en la plataforma rectal, donde la calidad de la imagen no había cambiado o había empeorado después de la reconstrucción MAR. El valor medio de atenuación se cambió después de la reconstrucción MAR a su valor esperado original en la pared lateral de la pelvis ($p < 0.001$) y dentro de la vejiga ($p < 0.001$). El valor de atenuación SD disminuyó significativamente después de la reconstrucción de MAR en la pared lateral pélvica ($p = 0.019$) pero no mostró diferencias significativas en la vejiga ($p = 0.173$) o la plataforma rectal ($p = 0.478$). En el estudio fantasma, todas las lesiones oscurecidas por artefactos metálicos en las imágenes de reconstrucción estándar se visualizaron después de la reconstrucción MAR; sin embargo, se han desarrollado nuevos artefactos en otras partes de las imágenes de reconstrucción MAR. Conclusión: El uso del software MAR con TC de energía dual disminuye los artefactos metálicos y aumenta la confianza diagnóstica en la evaluación de la cavidad pélvica, pero también introduce nuevos artefactos que pueden ocultar las estructuras

Lee et al. (2012) en la investigación “Metal artifact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artifact reduction software” el objetivo es evaluar la utilidad de la TC de doble energía (DECT) de imágenes espectrales de piedras preciosas (GSI) con / sin software de reducción de artefactos metálicos (MAR). Métodos: Para evaluar la utilidad de la TC de doble energía de imágenes espectrales de piedras preciosas (GSI) con / sin software de reducción de artefactos metálicos (MAR). Para evaluar la utilidad de la

TC de doble energía de imágenes espectrales de piedras preciosas (GSI) con / sin software de reducción de artefactos metálicos (MAR). Resultados: La reconstrucción de GSI-MAR puede reducir notablemente los artefactos relacionados con el metal, y la calidad de la imagen se vio afectada por la composición de la prótesis y el DFOV. Los números de CT espectral de la prótesis y las regiones peri protésicas mostraron diferentes patrones en placas de acero inoxidable y titanio. Conclusión: La TC de energía dual con GSI-MAR puede reducir los artefactos relacionados con el metal y mejorar la delineación de la prótesis y la región peri protésica. Debemos ser cautelosos al usar GSI-MAR porque la calidad de la imagen se vio afectada por la composición de la prótesis, la energía (en keV) y el DFOV. La composición y el tamaño metálicos deben considerarse en las imágenes metálicas con reconstrucción de GSI-MAR.

Mahnken et al. (2003) en “ ” el objetivo es evaluar un algoritmo recientemente desarrollado para la reducción de artefactos metálicos (MAR) en la TC. Métodos: se desarrolló un algoritmo de interpolación de proyección para MAR con segmentación de metales basadas en el umbral. Primero el algoritmo se probó con un fantasma de cadera simulado. Bajo demanda, simulo la presencia de insertos metálicos, que representan endoprótesis totales de cadera. En segundo lugar, los datos de TC de 20 pacientes con endoprótesis total de cadera se reconstruyeron con y sin la aplicación del algoritmo MAR. La calidad de la imagen fue evaluada independientemente por dos radiólogos experimentados utilizando una puntuación cualitativa. El resultado se introdujo con éxito un nuevo algoritmo para la reducción de artefacto metálico en la rutina clínica. El algoritmo MAR puede servir para mejorar la calidad de la imagen en pacientes con implantes metálicos.

A nivel nacional tenemos la tesis de Pérez Mejía (2019) titulada “Utilidad del software de reducción de artefactos metálicos en tomografía computarizada aplicado a pacientes con implantes metálicos. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Lima 2018” tiene como

objetivo determinar la utilidad del software de Reducción de Artefactos Metálicos (MARs) en tomografía computarizada en pacientes con implantes metálicos en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas durante los meses de Setiembre a noviembre del año 2018. Método: Se utilizó 50 imágenes tomográficas, empleando la tecnología de la tomografía computarizada de energía dual, a las cuales se les aplicó el software de Reducción de Artefactos Metálicos como también no se les aplicó dicho software, para evaluar determinadas zonas del cuerpo donde se ubica el implante metálico. Los resultados: En las imágenes sin MARs se observó una notable diferencia en las mediciones de los tres tejidos peri protésicos (tejido óseo, partes blandas y tejido graso) con respecto al tejido control; por otro lado, en las imágenes con MARs fue donde se observó una mínima diferencia entre mediciones de tejido peri 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 del MARs a bueno y en el 48% a excelente.

1.3 Objetivos

Objetivos general

Determinar la utilidad de la aplicación del software de reducción de artefactos metálicos en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020

Objetivos específicos

- Definir las UH del Tejido de adiposo con y sin SEMAR en estudios tomográficos con implante dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020.

- Señalar las UH de tejido de partes blandas con y sin SEMAR en estudios tomográficos con implante dental por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020.
- Conocer las UH del tejido óseo con y sin SEMAR en estudios tomográficos con implante dental por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020.

1.4 Justificación

Desde el inicio de la tomografía computarizada, los artefactos metálicos han reflejado una limitación significativa en la evaluación de imagen de diagnóstico. En la actualidad el aumento de pacientes que son atendidos con un implante metálico ya sea en la cadera, columna, dentales o en otra zona del cuerpo, viene siendo muy frecuente.

Lo cual significa que el uso de un software de reducción de artefactos metálicos en un tomógrafo tiene que ser básico; ya que sería deseable evaluar el implante de metal en sí, la interfaz entre el implante y el hueso, el tejido adyacente y otros órganos aledaños que pueden ser encubiertos por el artefacto generado por el metal, el centro médico a estudiar cuentan con su departamento de Radiodiagnóstico como lo son: el Hospital Dos de Mayo que cuenta con un tomógrafo computarizado de marca Toshiba modelo Aquilion Prime, el cual tiene el software adecuado para la reducción de artefacto metálico SEMAR.

Esta investigación aportará beneficios a la atención de los pacientes con implantes dentales, como el beneficio de una buena calidad de imagen diagnóstica. Por otro lado, la investigación busca difundir a los centros médicos la utilidad de nuevas tecnologías de la tomografía computarizada moderna, que aporta mucha información en el informe médico. Cabe resaltar la importancia del tecnólogo médico para la implementación de estas nuevas tecnologías y software para mejorar la calidad de las imágenes adquiridas.

1.5 Hipótesis

H1: La aplicación del software de reducción de artefactos metálicos reduce las UH en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020.

H0: la aplicación del software de reducción de artefactos metálicos no reduce las UH en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020.

II. MARCO TEÓRICO

2.1 Bases teóricas sobre el tema de investigación

La tomografía espiral multicorte es una herramienta de diagnóstico radiológico que otorga una imagen como resultado de la reconstrucción bio tridimensional de un cuerpo o tejido adquirido a través de un ordenador, después de que los fotones de la radiación producida por el aparato son absorbidos por detectores y sometidos a un proceso informático analógico-digital, que construye la imagen irradiada en un monitor, la cual se envía a un revelador de películas fotográficas. (Pedrosa & Casanova Gómez, 2002)

La Tomografía Computarizada Multi Detector (TCMD) es un tipo de Tomografía Helicoidal Computarizada donde el sistema detector consta de detectores de múltiples filas en lugar de uno. Estos equipos pueden mejorar aún más la resolución espacial y temporal. Debido a que los TCMD son muy rápidos, es muy útil para los niños, ancianos o pacientes en estado crítico, en términos de cantidad de contraste, menos radiación, menos tiempo de adquisición, no hay discontinuidad entre imágenes. (Hernández y Mitjavila , 2006)

La tomografía espiral multicorte es mucho más complicado porque no necesariamente se basa en una línea espiral, donde solamente se dan giros para obtener imágenes, sino que también integra el hardware, software, elementos establecidos en matrices, la abertura del haz, incluso los detectores dan el nombre al equipo. (Gonzales, 2011)

Nos referiremos a las Unidades Hounsfield para comprender el coeficiente de atenuación lineal μ , el cual corresponde a la habilidad de un material para detener fotones lo que es directamente proporcional al número atómico del material (Z) y su densidad, mientras que se relaciona inversamente con la energía. Esta variable μ depende de dos mecanismos de interacción de los rayos X con la materia: Compton y el efecto fotoeléctrico. Compton, predomina en los tejidos blandos, y se caracteriza porque se absorbe parte de la energía del

fotón incidente, y el resto se invierte en la expulsión de un electrón de alta energía y la dispersión de un fotón de menor energía. El efecto fotoeléctrico predomina en los materiales de alto número atómico y aunque también se caracteriza porque el fotón incidente causa la expulsión de un electrón y la producción de un fotón de baja energía, la diferencia, entre el anterior fenómeno, radica en que este fotón se dispersa debido a que un electrón de las capas exteriores se desplaza hacia una capa más interior y en que no se presenta absorción de energía. (Lehmann et al., 1981)

Las unidades de Hounsfield (uH), en homenaje al descubridor de Tomografía computarizada (Godfrey Hounsfield), se utilizan para medir diferentes densidades, representando los grados de atenuación del haz de radiación al atravesar diferentes estructuras. Estas unidades reciben un valor arbitrario, donde 0 es la densidad del agua. La grasa tiene valores negativos (alrededor de -70 o -90 uH) y valores positivos de tejidos blandos (+ 30, + 70 uH). En las extremidades de la escala están la densidad del hueso (+ 500 uH), metal (+1500) y aire (-1000 uH). El monitor del TCMD puede generar unos 256 tonos de gris mientras el ojo humano puede diferenciar hasta 20 tonos. La Ventana se refiere al conjunto de valores de atenuación que se muestran en la pantalla. El nivel de densidad promedio o Ventana debe colocarse lo más cerca posible de la densidad del tejido a examinar. Por ejemplo, debido a su alto contenido de aire, el pulmón se estudiará mejor ajustando la ventana a un nivel bajo de uH mientras que el hueso requiere un ajuste a niveles altos. El ancho de la ventana (valores de atenuación) afecta el contraste de la imagen: cuanto más estrecho sea mejor será el contraste. Los niveles de densidad para casi todos los tejidos blandos están en un rango entre +10 y +90 uH. Esta superposición entre densidades significa que no podemos beneficiarnos de qué tejido o sustancia sea, solo desarrollamos en su nivel de densidad. El nivel de densidades puede variar dependiendo del paciente, va a depender de la cantidad contraste en la sangre o en las vísceras. Para los tejidos blandos se centra una ventana de 50 uH con un ancho de ventana a 350 uH. Si

el parénquima del pulmón debe ser examinado, el centro de la ventana debe ser menor, aproximadamente -500 uH y anchura entre 1500-2000 uH (Hernández y Mitjavila , 2006)

Ahora hablaremos sobre la calidad de la imagen la cual se definirá como la fidelidad que guarda la imagen obtenida con la estructura anatómica estudiada. La calidad de la imagen viene determinada por una serie de características. (Costa y Soria, 2015)

La calidad de una imagen tomografía se estima en base a su nitidez (visualización de detalles y ausencia de esfumado) y su contraste. Estos factores cualitativos están directamente ligados a la dosis utilizada y para un determinado espesor de imagen. (Dillenseger, 2012)

Las características de una imagen tomográfica se expresan según:

Resolución espacial, es la capacidad de todo método de imagen, de discriminar imágenes de objetos pequeños muy cercanos entre sí. Depende de:

- Tamaño del píxel, a menor tamaño mayor resolución espacial
- Grosor de corte (voxel), a más fino el grosor mayor resolución espacial
- Algoritmo de reconstrucción. (Gonzales, 2011)

Resolución de contraste, es la capacidad de distinguir estructuras de diferente densidad, sean cuales sean su forma y su tamaño, se denomina resolución de contraste. Traduce la exactitud de los valores de absorción de los rayos x por el tejido n cada voxel o píxel. Depende de:

- Contraste de objeto
- Ruido de fondo del equipo (es inherentes). (Gonzales, 2011)

Ruido, es la resolución de contraste del sistema. La variación de los valores de representación de cada píxel sobre un mismo tejido por encima o por debajo del valor medio se denomina ruido del sistema. (Sartori et al., 2015)

Los artefactos acontecen como resultado de la interacción entre paciente y el tomógrafo. Se dividen según su origen, aunque, se visualizan como rayas, anillos, ruidos y bandas blancas

y negras superpuestas. Si se produjera estudios con artefacto lo más recomendable repetir el estudio. (Sartori, 2015)

Los artefactos de imagen corresponden a cualquier estructura que aparece en la imagen, que no está presente en el objeto examinado, los artefactos tienen diferentes presentaciones y se les puede atribuir a muchas cosas. Degrada la imagen de la tomografía computada, pudiendo llegar a no ser diagnóstica, por lo que es importante reconocerlos y comprender por qué se producen para así evitar su aparición. (Costa y Soria, 2015)

Los artefactos tienen numerosas causas y tenemos las siguientes:

El movimiento es un tipo de artefacto más frecuente del paciente tanto los movimientos voluntarios como involuntarios (respiración, latido cardíaco, peristaltismo, etc.). del paciente pueden provocar artefacto en la imagen, las cuales aparecen como rayas, desenfoque o borrosidad. Se producen porque los datos adquiridos para reconstruir la imagen cambian su posición por el movimiento del paciente (Costa y Soria, 2015).

Estos artefactos se manifiestan como líneas blancas y negras intercaladas, manchas o lunares negros, pérdida de resolución, desdoblamiento de los contornos de las diferentes zonas de una estructura o distorsión de la anatomía. Se soluciona tranquilizando y explicando del estudio al paciente. En caso de pacientes pediátricos, también se puede emplear mecanismos de inmovilización, contención y sedación. Aumentar la comodidad o utilizar métodos de barrido rápido, especialmente la tomografía computada multicorte (TCMC) que reduce la etapa de adquisición, disminuye el tiempo de apnea. (Sartori, 2015)

El artefacto fuera de campo es un defecto en la medición por no encontrarse todo el objeto dentro del abanico de radiación, es decir una parte del cuerpo del paciente no queda dentro del área de medición de los detectores o del campo de irradiación. Esto puede suceder por un mal posicionamiento del paciente en la mesa de exploración o porque es demasiado grueso

para ser cubierto totalmente por el haz. Este artefacto aparece como rayas y sombras en la imagen. (Costa y Soria, 2015)

El artefacto por endurecimiento del haz es cuando el haz de rayos x se endurece al atravesar una estructura, es decir la imagen media del haz aumenta, ya que los fotones de menor energía son absorbidos antes que los de alta energía. Los factores que intervienen en el endurecimiento del haz son la dependencia del coeficiente de atenuación con la energía y la policromaticidad del haz de rayos x (abanico de energía del haz). A mayor endurecimiento, mayor es la señal del haz de rayos x al alcanzar los detectores. Cuando existen muchas interfaces (aire-liquido, aire-hueso, liquido-hueso), pueden aparecer bandas eso significa que hay una superioridad en la variación en el grado de endurecimiento del haz al atravesar uno y otra estructura de un cuerpo. (Costa y Soria, 2015)

El artefacto por error de estabilidad se produce por una pérdida de sensibilidad de un detector o de un grupo de detectores o de un grupo de detectores. Dependiendo del sistema de reconstrucción de imagen, aparecen anillos concéntricos o rayas, como consecuencia aumenta el ruido de la imagen. Este artefacto solo puede solucionar mediante la calibración de los detectores. Hoy en día hay equipos de TC que tienen sistema de autocalibración. (Costa y Soria Jerez, 2015)

El artefacto por falta de linealidad es cuando una estructura de atenuación homogénea es leída por cada detector en cada proyección, todas las atenuaciones serán iguales, pero si la medición obtenida por algún detector no es proporcional al de los detectores cercanos (hay una diferencia de un 0.1% de ganancia), dará un error, en la imagen se mostrará como un artefacto en modo de anillos o rayas parciales. Si en lugar de un solo detector es un grupo de detectores, el error se puede subsanar disminuyendo el grosor de corte mediante la colimación. (Costa y Soria, 2015)

El artefacto metálico es también conocido con el término inglés STREAKING, está producido por la presencia de objetos metálicos dentro del área de visión. Debido a su alta densidad, estos objetos metálicos exceden el umbral para el adecuado procesamiento de los datos obtenidos dando lugar a imágenes en estrella. (Costa y Soria, 2015)

En la práctica, para evitar este artefacto, es necesario tratar de evitar todas las estructuras metálicas que posiblemente estén presentes en el volumen explorado (prótesis dentales, joyas, piercings, cables y conectores que puedan encontrarse en el lugar. (Dillenseger, 2012)

El artefacto debido a aliasing se produce cuando en la secuencia de corte un detector pasa de medir un fotón de extraordinariamente atenuado (por ejemplo, un objeto metálico) a medir un fotón de atenuación normal o baja (por ejemplo, el asa intestinal o el pulmón). Este cambio brusco de nivel energético que el detector debe medir ocasiona un retardo en el tiempo de reacción del detector y como consecuencia se produce un falso halo de atenuación en torno al componente de alta densidad. Se puede disminuir o eliminar situando el elemento perturbador lo más centrado posible en el campo de medición, aumentando el número de proyecciones por corte o aumentando el tiempo de exploración (reduciendo la velocidad del gantry). (Costa y Soria, 2015)

El artefacto de volumen se origina cuando las estructuras de diferente densidad se sitúan en el espesor de un mismo voxel. Este artefacto disminuye empleando cortes finos y con pequeños incrementos. El modo de adquisición helicoidal ha permitido reducir de manera importante este artefacto y explica su disminución sobre los cortes primarios. (Dillenseger, 2012)

Un claro ejemplo de este artefacto se produce al analizar la base de cráneo, donde hay tejidos de diferentes densidades. Se puede evitar reduciendo el grosor de corte. (Costa y Soria, 2015)

La tecnología MAR es un algoritmo de reducción de artefactos de origen metálico, permite una clara visualización de estructuras que de otra forma se verían oscurecidas por la presencia de implantes metálicos.

La tecnología MAR presenta las siguientes ventajas:

- **Imágenes de calidad excepcional:** La tecnología MAR utiliza un proceso de tres fases basado en proyecciones con el que se consigue imágenes de calidad uniforme y mejorada que solucionan los problemas causados por artefactos debidos al endurecimiento del haz y la atenuación de los fotones.
- **Flujo de trabajo optimizado que aporta comodidad al paciente:** El proceso eficaz con una única exploración le permite reducir el tiempo que pasa el paciente dentro del escáner.
- **Versatilidad:** La tecnología MAR se ha diseñado para mejorar la claridad en aquellos casos en los que hay piezas metálicas, incluidas las exploraciones con implantes de cadera, empastes dentales u otras piezas metálicas en el cuerpo.
- **Control de dosis:** Con la tecnología MAR sólo es necesaria una exploración para crear una imagen de gran claridad, lo que facilita el control de la dosis. (General Electric, s. f.)

III. MÉTODO

3.1 Tipo de investigación

La presente investigación fue de diseño cuasi-experimental, debido a que se realizará una intervención a la variable de estudio y se realizará una medición de los resultados; fue retrospectiva, ya que los hechos ocurrieron previamente a la elaboración del proyecto. Cuantitativa porque los resultados obtenidos se interpretarán utilizando análisis estadísticos y serán representadas por tablas y gráficas.

3.2 Ámbito temporal y espacial

El presente estudio se llevó a cabo en el Hospital Nacional Dos de Mayo, ubicado en el parque "Historia de la Medicina Peruana", S/N, Av. Miguel Grau 13, Cercado de Lima 15003, entre los meses de octubre a diciembre del 2020.

3.3 Variables

Variable	Definición operacional	Indicadores	Ítem	Tipo	Escala de medición	Instrumento de recolección
Unidades Hounsfield	Se utilizan para medir diferentes densidades, representando los grados de atenuación del haz de radiación al atravesar diferentes estructuras.	Valor numérico determinado por el tomógrafo.	1	Cuantitativa	De razón	Ficha de recolección de datos
SEMAR	Algoritmo de reducción de artefactos de origen metálico, permite una clara visualización de estructuras que de otra forma se verían oscurecidas por la presencia de implantes metálicos	<p>A: No se observa en su totalidad las imágenes, lo que lo hace imposible para su diagnóstico.</p> <p>B: Imagen deteriorado por presencia de artefacto.</p> <p>C: Reducción de la calidad de imagen, pero es suficiente para su valor diagnóstico.</p> <p>D: Presencia de poco artefacto en las estructuras, con adecuada distinción de las estructuras.</p> <p>E: Óptima, ausencia de artefacto con excelente visualización de las estructuras anatómicas, Concluyendo con un buen valor diagnóstico.</p>	2	Cualitativa	Nominal	

3.4 Población y muestra

Población

La población de estudio estuvo conformada por los estudios tomográficos con implantes metálicos dentales, en los pacientes atendidos en el Hospital Nacional Dos de Mayo, de octubre a diciembre del 2020.

Criterios de inclusión:

Todos los estudios tomográficos de cabeza y cuello donde se apreció implantes dentales metálicos en los pacientes mayores de 18 años, del Hospital Nacional Dos de Mayo, de octubre a diciembre del 2020.

Criterios de exclusión:

Todos los estudios tomográficos de cabeza y cuello, donde se apreció implantes dentales metálicos en los pacientes menores de 18 años, del Hospital Nacional Dos de Mayo, de octubre a diciembre del 2020.

Muestra

La muestra estuvo conformada por todos los estudios tomográficos de cabeza y cuello donde se apreció implantes dentales metálicos en los pacientes mayores de 18 años, del Hospital Nacional Dos de Mayo, de octubre a diciembre del 2020.

Muestreo

El tipo de muestreo a utilizar será el probabilístico, aleatorio simple. Aplicando la siguiente fórmula:

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

En donde:

N= Tamaño de la población = 44

Z= 1.96 (al 95% de confianza)

P= Numero de éxitos (0.50)

Q= Numero de fracasos (0.50)

D= Margen de error =5%

n= Tamaño de la muestra = 40

3.5 Instrumentos

La recolección de datos se da por medio de una escala de tipo Likert para la evaluación de la interpretabilidad diagnóstica (escala de tipo Likert de cinco puntos)

3.6 Procedimientos

Se presentó una solicitud dirigida al jefe del Servicio de tomografía del Hospital 2 de ayo, solicitando autorización para la revisión de las fichas de los estudios de cabeza y cuello, que después de ser aprobada, se acudió al Departamento de Diagnóstico por Imágenes, en el servicio de Tomografía se obtendrán las hojas de registro de los pacientes, de donde se recopiló estudios de tomografía de cabeza y cuello con implantes dentales y pueda llenarse la ficha de recolección por un observador. En este servicio funciona un tomógrafo Toshiba modelo Aquilion Prime.

3.7 Análisis de los datos

Para el análisis de los datos se utilizó estadística descriptiva, las variables cualitativas fueron estimadas mediante medidas de distribución de frecuencias (absolutas y relativas) y las variables cuantitativas mediante medidas de tendencia central y de dispersión, que fueron presentados mediante gráficos de barras y tablas de doble entrada utilizando el paquete estadístico SPSS v.25, además se utilizará la prueba estadística Chi cuadrado para la contrastación de hipótesis.

3.8 Consideraciones éticas

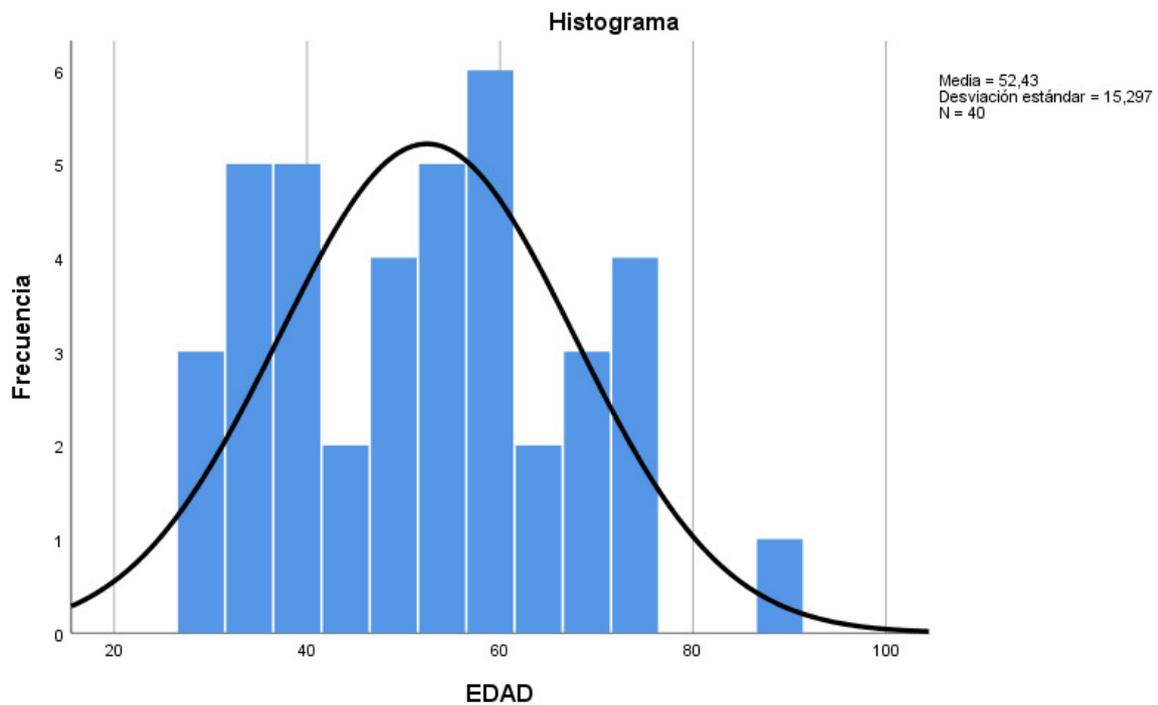
El presente estudio fue evaluado por el comité institucional de ética en investigación de la Facultad de Tecnología Médica de la UNFV. Además, se procurará seguir las normas éticas establecidas para este tipo de estudio dadas por la Asociación Médica Mundial (AMM) a través de la declaración de Taipei en el año 2016.

IV. RESULTADOS

Las figuras y tablas que se desarrollaran describen y explican los resultados obtenidos, los cuales serán evaluadas y contrastadas con diversas fuentes durante el estudio. Cabe señalar que las figuras y tablas son de elaboración propia.

Figura 1.

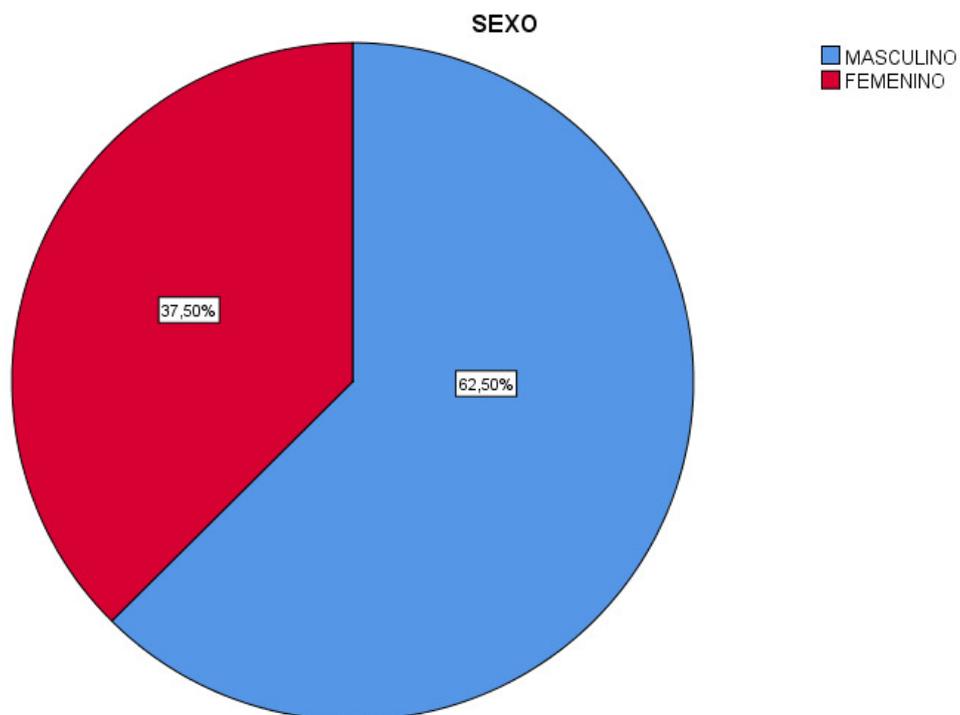
Histograma de edad de los pacientes



Nota. En la figura se muestra la frecuencia de edades de los pacientes que formaron parte del estudio, teniendo una media de 52,43 años con una desviación estándar de 15,297

Figura 2.

Distribución de pacientes según sexo



Nota. La figura muestra que el 62,50% (25) de pacientes fueron del sexo masculino, mientras que el sexo femenino solo representó un 37,50% (15) del total de pacientes.

Tabla 1.

Unidad Hounsfield en: Tejido adiposo, partes blandas y tejido óseo, de la imagen sin software reducción de Artefactos Metálicos (SEMAR) en el Hospital Nacional Dos de Mayo del 2020.

Unidad Hounsfield del área sin SEMAR	N	Media	Desviación	Mínimo	Máximo
Tejido adiposo	40	-108,678	146,917	-978	-28,74
Partes blandas	40	65,92	28,07	34,37	195,40
Tejido óseo	40	610,549	380,657	89,65	1360,24

Nota. En la tabla 1 se observa el promedio de las Unidades Hounsfield evaluadas en diferentes zonas sin reducción de artefactos metálicos (SEMAR) observándose que: para el tejido adiposo la densidad promedio es de -108,678 UH; En cuanto, a las partes blandas la densidad promedio es 65,92 UH; Respecto al tejido óseo, la densidad promedio es 610,549 UH.

Tabla 2.

Unidad Hounsfield en: Tejido adiposo, partes blandas y tejido óseo, de la imagen con Software de Reducción de Artefactos Metálicos (SEMAR) en el Hospital Nacional Dos de Mayo del 2020.

En la tabla 2 se observa el promedio de las Unidades Hounsfield evaluado en diferentes zonas

Unidad Hounsfield del área con SEMAR	N	Media	Desviación	Mínimo	Máximo
Tejido adiposo	40	-75,03	25,94	-132,04	-15,90
Partes blandas	40	51,89	20,09	17,35	98,63
Tejido óseo	40	476,087	332,04	49,22	1248,51

con reducción de artefactos metálicos (SEMAR) observándose que: para el tejido adiposo la densidad promedio es de -75,03 UH; En cuanto, a las partes blandas la densidad promedio es 51,89 UH; Respecto al tejido óseo, la densidad promedio es 476,087 UH.

Tabla 3.

Comparación de Unidades Hounsfield en: Tejido adiposo, partes blandas y tejido óseo, de la imagen con SEMAR y sin SEMAR en el Hospital Nacional Dos de Mayo del 2020.

Tipo de tejido	C/S		Media	Desviación	Desv. Error promedio	p*
	SEMAR	N				
Tejido adiposo	Sin SEMAR	40	-108,6815	146,91632	23,22951	0,135*
	Con SEMAR	40	-72,4550	32,61738	5,15726	
Partes blandas	Sin SEMAR	40	65,9312	28,06855	4,43803	0,15*
	Con SEMAR	40	52,3918	19,53049	3,08804	
Tejido óseo	Sin SEMAR	40	610,2998	380,94089	60,23204	0,98*
	Con SEMAR	40	476,3625	331,73086	52,45125	

*T de Student para dos muestras relacionadas

Nota. En la tabla 3 se muestra la comparación de las unidades Hounsfield, previa demostración según la prueba de normalidad, en diferentes zonas del área estudiada sin reducción de artefactos metálicos y con reducción de artefactos metálicos, donde:

Para tejido adiposo: se observa que la densidad promedio del tejido sin reducción de artefactos metálicos es -108,6815 UH lo cual es menor a diferencia con SEMAR cuyo promedio es mayor (-72,45 UH) observándose diferencias significativas ($p=0.135$).

Para partes blandas: se observa que la densidad promedio en el tejido sin reducción de artefactos metálicos es 65,93 UH lo cual es mayor a diferencia con SEMAR cuyo promedio es menor (52,39 UH) observándose diferencias significativas ($p=0.15$).

Para tejido óseo: se observa que la densidad promedio en el tejido sin reducción de artefactos metálicos es 610,299 UH lo cual es mayor a diferencia con SEMAR cuyo promedio es menor (476,362 UH) observándose diferencias significativas ($p=0.15$). Por lo que se concluye que SEMAR reduce considerablemente las unidades UH de los tejidos estudiados.

Tabla 4.

Interpretabilidad diagnostica con la aplicación del SEMAR en el Hospital Nacional

Dos de Mayo del 2020

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Con SEMAR	D*	24	60	60,0	60,0
	E*	16	40	40,0	100,0
	Total	40	100	100,0	
Sin SEMAR	B*	13	32,5	32,5	
	C*	20	50	50 Eyen	
	D*	7	17,5	15,7	
	Total	40	100	100	

Leyenda:

B* Imagen deteriorado por presencia de artefacto

C* Reducción de la calidad de imagen, pero es suficiente para su valor diagnóstico

D* Presencia de poco artefacto en las estructuras, con adecuada distinción de las estructuras.

E* Optima, ausencia de artefacto con excelente visualización de las estructuras anatómicas.
Concluyendo con un buen valor diagnóstico

Nota. se observa la interpretabilidad diagnostica sin SEMAR y con SEMAR observándose diferencias significativas entre ambas, es decir, que el 82% de las imágenes con calidad deteriorada por artefactos en pacientes sin SEMAR mejoró tras la aplicación con SEMAR.

Comprobación de la hipótesis general

La aplicación del software de reducción de artefactos metálicos reduce las UH en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020.

H0: El software de reducción de artefactos metálicos no reduce las UH en implantes dentales por tomografía.

H1: El software de reducción de artefactos metálicos reduce las UH en implantes dentales por tomografía.

Nivel de Significancia

El nivel de significancia teórica es $\alpha = 0.05$, que corresponde a un nivel de confiabilidad del 95%.

Estadístico de prueba

Se realizó la prueba Chi cuadrado, debido a que ambas variables son de tipo categóricas.

Lectura del error

Rechazar H0 cuando la significación observada “p” es menor que α .

No rechazar H0 cuando la significación observada “p” es mayor que α .

Tabla 5.**Pruebas de chi-cuadrado**

	Valor	df	Significación asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	80,000 ^a	79	,044
Razón de verosimilitud	110,904	79	,010
Asociación lineal por lineal	5,879	1	,015
N de casos válidos	80		

Toma de decisión: El valor p encontrado fue 0,044 siendo menor al valor alfa, por ello se rechaza la hipótesis nula (H₀). Al 95% de confianza, podemos afirmar que el software de reducción de artefactos metálicos reduce las UH en implantes dentales por tomografía

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En el presente estudio se ha resuelto que la aplicación del SEMAR ofrece ventajas potenciales frente a la TC convencional en la reducción de artefactos metálicos, la mejora de la calidad de la imagen y el valor diagnóstico, después de aplicar el SEMAR, respecto a la evaluación de tejido óseo, la densidad promedio fue 470.08 UH, partes blandas 51,89 UH y tejido adiposo -75.03, similares a los obtenidos por Pérez Mejía (2019), quien reporta una densidad promedio en tejido óseo de 89UH, en partes blandas 39UH y en tejido graso -76 UH. Ambos resultados demostraron una notable diferencia entre mediciones del tejido periprotésico antes y después de aplicar el MARs

La interpretabilidad diagnóstica mejoro en un 82% respecto a calidad de imagen con la aplicación de SEMAR, siendo esto concordante con los resultados de Mera Fernández et al. (2018) donde la calidad de imagen de los pacientes con clips y coils mejora con el uso de TCED, asimismo, Reynoso et al. (2017) señala que el uso de MARs logro reducir los artefactos periprotésicos y se logró una mejor identificación de los tejidos. Han et al. (2014) y Mahnken et al (2003) también concluyen que el uso de MAR mejora considerablemente la calidad de imagen mientras que Lee at al. (2012) menciona que los artefactos producidos por el metal son reducidos y se logra una mejor delineación de la prótesis. Por último, Pérez Mejía (2019) demuestra que en un 24% la calidad de imagen mejora a buena y en un 48% mejora a excelente.

Limitaciones

Una de las limitaciones durante la presente investigación fue la baja cantidad de pacientes con implantes metálicos y la dificultad por acceder a recolectar estos datos durante el contexto de la pandemia por Covid – 19.

VI. CONCLUSIONES

- El software de reducción de artefactos metálicos (SEMAR) se aplicó a un total de 40 pacientes, la edad promedio de los pacientes de esta investigación es de 52 años, mientras que más de la mitad pertenece al género masculino.
- Para tejido adiposo se observó la densidad promedio del tejido sin SEMAR es - 108,6815 UH lo cual es menor a diferencia con SEMAR cuyo promedio es mayor - 72,45 UH observándose diferencias significativas ($P=0,135$).
- Para partes blandas se observó que la densidad promedio sin SEMAR es de 65,93 UH lo cual es mayor, a diferencia con SEMAR cuyo promedio es menor es menor 52,39 UH observándose diferencias significativas ($P=0,15$).
- En tejido óseo se observa la densidad promedio en tejido sin SEMAR es 610,299 UH lo cual es mayor, a diferencia con SEMAR cuyo promedio es menor 476,362 UH observándose diferencias significativas ($P=0,5$), por lo que concluye que el SEMAR reduce las UH de los tejidos estudiados.
- Según hipótesis el software de reducción de artefactos metálicos reduce las UH en implantes dentales por tomografía.

VII. RECOMENDACIONES

- Se recomienda que se realicen más investigaciones sobre el tema en otras instituciones de salud y con una población de estudio muchos más grande, así como su aplicación en otras áreas del cuerpo donde se encuentren elementos metálicos, para comparar los resultados encontrados en este estudio.
- Se sugiere la realización de una investigación comparando los distintos softwares de reducción de artefactos metálicos y conocer cuál es el más eficiente en los estudios de tomografía computarizada para cada zona del cuerpo
- Se recomienda la implementación de un protocolo único al momento de la adquisición de los estudios de cerebro y cuello con el software de reducción de artefactos metálicos en los implantes dentales.
- Se sugiere realizar capacitaciones constantes a los tecnólogos médicos del Hospital Nacional Dos de Mayo sobre el uso del software de reducción de artefactos metálicos.

VIII. REFERENCIAS

- Costa Subias, J., y Soria Jerez, A. (2015). *Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico* (ELSEVIER).
<https://tienda.elsevier.es/tomografia-computarizada-dirigida-a-tecnicos-superiores-en-imagen-para-el-diagnostico-9788490227442.html>
- Crespo Silva, V., Orellana Lobos, D., Rebolledo Pavez, C., y Araneda Silva, L. (2015). Comparación entre los artefactos producidos en tomografía computada de haz cónico con diferentes materiales intracanal. Estudio in-vitro. *Anu. Soc. Oral Máxilo Facial de Chile*, 18, 8-14.
- Dillenseger, J.P. (2012). *Manual para Técnicos Radiólogos*. Ediciones Journal - libros profesionales para la salud.
<https://www.edicionesjournal.com/Papel/9789871259618/Manual+para+Técnicos+Radiólogos>
- Dong, J., Hayakawa, Y., Kannenberg, S., y Kober, C. (2013). Metal-induced streak artifact reduction using iterative reconstruction algorithms in x-ray computed tomography image of the dentoalveolar region. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 115(2), e63-73. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2012.07.436>
- General Electric. (s. f.). *Smart Metal Artifact Reduction*. Recuperado 17 de septiembre de 2020, de <https://www.gehealthcare.com/products/computed-tomography/radiation-therapy-planning/metal-artifact-reduction>
- Gonzales Vasquez, A. (2011). *Manual práctico de tomografía*. 304.
- Han, S. C., Chung, Y. E., Lee, Y. H., Park, K. K., Kim, M. J., y Kim, K. W. (2014). Metal artifact reduction software used with abdominopelvic dual-energy CT of patients with

metal hip prostheses: Assessment of image quality and clinical feasibility. *AJR*.

American Journal of Roentgenology, 203(4), 788-795.

<https://doi.org/10.2214/AJR.13.10980>

Hernández Muñis, S., y Mitjavila Casanovas, M. (2006). Introducción a la tomografía computarizada. *Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular*, 25(3), 2016-2214.

Hirata, K., Utsunomiya, D., Oda, S., Kidoh, M., Funama, Y., Yuki, H., Yoshida, M., y Yamashita, Y. (2015). Added value of a single-energy projection-based metal-artifact reduction algorithm for the computed tomography evaluation of oral cavity cancers. *Japanese Journal of Radiology*, 33(10), 650-656. <https://doi.org/10.1007/s11604-015-0471-9>

Lee, Y. H., Park, K. K., Song, H.-T., Kim, S., y Suh, J.-S. (2012). Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *European Radiology*, 22(6), 1331-1340. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2370-5>

Lehmann, L. A., Alvarez, R. E., Macovski, A., Brody, W. R., Pelc, N. J., Riederer, S. J., y Hall, A. L. (1981). Generalized image combinations in dual KVP digital radiography. *Medical Physics*, 8(5), 659-667. <https://doi.org/10.1118/1.595025>

Mahnken, A. H., Raupach, R., Wildberger, J. E., Jung, B., Heussen, N., Flohr, T. G., Günther, R. W., y Schaller, S. (2003). A new algorithm for metal artifact reduction in computed tomography: In vitro and in vivo evaluation after total hip replacement. *Investigative Radiology*, 38(12), 769-775.

<https://doi.org/10.1097/01.rli.0000086495.96457.54>

- Mera Fernández, D., Santos Armentia, E., Bustos Fiore, A., Villanueva Campos, A. M., Utrera Pérez, E., y Souto Bayarri, M. (2018). Utilidad de la tomografía computarizada de energía dual en la reducción del artefacto metálico generado por clips y coils intracraneales. *Radiología*, 60(4), 312-319.
- Pedrosa, C., y Casanova Gómez, R. (2002). *Diagnóstico por Imagen* (2.^a ed.). McGraw Hill - Interamericana. <https://booksmedicos.org/pedrosa-diagnostico-por-imagen/>
- Pérez Mejía, E. U. (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* [Universidad Nacional Mayor de San Marcos]. <https://cybertesis.unmsm.edu.pe/handle/20.500.12672/10849>
- Ramírez Giraldo, J. C., Arboleda Clavijo, C., y McCollough, C. H. (2008). Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2(4), 54-66.
- Reynoso, E., Carrascosa, P., Capuñay, C., Rasumoff, A., Vallejos, J., Carpio, J., y Lago, K. (2017). Tomografía Computada de doble Energía: Nueva tecnología para la reducción de artefactos de metal. [Dual Energy Computed Tomography: New technology for metal artifacts reduction.]. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*, 82(1), 5-13.
- Sartori, P., Rozowykniat, M., Siviero, L., Barba, G., Peña, A., Mayol, N., Acosta, D., Castro, J., y Ortiz, A. (2015). Artefactos y artificios frecuentes en tomografía computada y resonancia magnética. *Revista Argentina de Radiología*, 79(4), 192-204. <https://doi.org/10.1016/j.rard.2015.04.005>

IX. ANEXOS

Anexo 1: Ficha de Recolección de Datos

A criterio del observador y visualizando la imagen tomográfica evalúe según la leyenda.

marca con un aspa (x):

TEJIDO PARTES BLANDAS

	A	B	C	D	E
SIN SEMAR					
CON SEMAR					

TEJIDO ADIPOSEO

	A	B	C	D	E
SIN SEMAR					
CON SEMAR					

TEJIDO ÓSEO

	A	B	C	D	E
SIN SEMAR					
CON SEMAR					

LEYENDA:

A: No se observa en su totalidad las imágenes, lo que lo hace imposible para su diagnóstico.

B: Imagen deteriorado por presencia de artefacto.

C: Reducción de la calidad de imagen, pero es suficiente para su valor diagnóstico.

D: Presencia de poco artefacto en las estructuras, con adecuada distinción de las estructuras.

E: Optima, ausencia de artefacto con excelente visualización de las estructuras anatómicas, Concluyendo con un buen valor diagnóstico.

Anexo 2: Matriz de consistencia

Definición del Problema	Objetivos	Hipótesis	Metodología		
Problema principal	general	Hipótesis general	Variables	Población	Instrumento de medición
¿Cuál es la utilidad de la aplicación del software de reducción de artefacto metálico en implantes dentales en el Hospital Nacional Dos de mayo de octubre a diciembre del 2020?	¿Determinar la utilidad del software de reducción de artefactos metálico en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de mayo de octubre a diciembre del 2020?	La aplicación del software de reducción de artefactos metálicos reduce las UH en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020.	Unidades Hounsfield MAR EDAD SEXO	La población de estudio está conformada por los estudios tomográficos con implantes de metal del Hospital Nacional Dos de mayo de octubre a diciembre del 2020.	Se elaboró una ficha de recolección de datos donde se anotarán las variables de interés.
Problemas específicos	Objetivos específicos	Hipótesis específicas	Tipo y diseño de investigación	Muestra	Análisis de datos
¿Cuáles serán los resultados al definir las UH del tejido adiposo con y sin SEMAR en estudios tomográficos?	Definir las UH del tejido adiposo con y sin SEMAR en estudios tomográficos con implante dental.	H1: La aplicación del software de reducción de artefactos metálicos reduce las UH en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020.	La presente investigación fue de diseño cuasiexperimental, debido a que se realizará una intervención a la variable de estudio y se realizará una medición de los resultados; es retrospectiva, ya que los hechos ocurrieron previamente a la elaboración del proyecto. Cuantitativa porque los resultados obtenidos se interpretarán utilizando análisis estadísticos y serán representadas por tablas y gráficas.	La muestra estará compuesta por 40 pacientes que cumplieron con los criterios de selección.	La información recolectada será tabulada por medio de una matriz en el programa SPSS versión 25.0, y se procederá a la realización de cuadros estadísticos y gráficos para una interpretación más sencilla de estos, además se utilizará la prueba estadística Chi cuadrado para la contratación de hipótesis.
¿Cuáles serán los resultados al señalar las UH de las partes blandas con y sin SEMAR en estudios tomográficos?	señalar las UH de las partes blandas con y sin SEMAR en estudios tomográficos con implante dental.	H0: la aplicación del software de reducción de artefactos metálicos no reduce las UH en implantes dentales por tomografía en el Hospital Nacional Dos de Mayo entre los meses de octubre a diciembre del 2020.			
¿Cuáles serán los resultados al conocer UH del tejido óseo con y sin SEMAR en estudios tomográficos con implante dental?	Conocer las UH del tejido óseo con y sin SEMAR en estudios tomográficos con implante dental.				