



UNIVERSIDAD PARTICULAR DE CHICLAYO
FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA PROFESIONAL DE TECNOLOGIA MÉDICA



TESIS

**“ANÁLISIS DE LA DOSIS DEL PACIENTE EN MAMOGRAFÍA DIGITAL DE
CAMPO COMPLETO EN UN HOSPITAL DE CHICLAYO.”**

**Para Optar el Título de LICENCIADA EN TECNOLOGIA MEDICA –
ESPECIALIDAD DE RADIOLOGIA**

AUTOR:

BACH. CHAVEZ LLONTOP ALEXANDRA TERESSA

ASESOR:

MG. CHANCAFE RODRIGUEZ JOSÉ GERARDO

CHICLAYO – PERU

2020

DEDICATORIA

A Dios, por permitirme llegar a este momento especial en mi vida. Por los triunfos y los momentos felices que me han enseñado a valorarlo cada día más.

A mis Padres por ser las personas que me han acompañado durante todo mi trayecto estudiantil y quienes han velado por mí durante este arduo camino para convertirme en una profesional.

A mi Esposo e hijos que durante este tiempo han sabido apoyarme para continuar y nunca renunciar, gracias por su amor incondicional.

A mi abuelo Carlos, sé que, aunque no está presente de cuerpo, siempre está acompañándome, estás en mi corazón y te recuerdo a todo momento.

A mis hermanas y a mis sobrinos por siempre estar presente dándome su apoyo incondicional.

AGRADECIMIENTO

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que me han ayudado a finalizar esta tesis, sino que además han sido colaboradores y compañeros del camino recorrido que me ha llevado hasta aquí.

A mi asesor Lic. José Gerardo Chancafe Rodríguez por su apoyo en esta investigación.

ÍNDICE

I.	RESUMEN.....	1
II.	INTRODUCCION.....	3
	2.1.- Marco Teórico	4
	A) Situacion Problemática	4
	B) Antecedentes Bibliográficos.....	7
	C) Base Teórico.....	9
	2.2.- Problema	15
	2.3.- Hipótesis.....	15
	2.4.- Objetivos.....	16
	2.5.- Justificación E Importancia.....	16
	2.6.- Contrastación Y Operacionalización De Variables.....	17
III.	MATERIALES Y METODOS.....	22
	3.1.-Tipos De Investigación	22
	3.2.-Diseño De Contrastación de hipótesis	22
	3.3.-Poblacion Y Muestra	24
	3.4.-Instrumentos Y Técnicas De Recolección De Datos	25
	3.5.- Análisis Estadísticos	25
IV.	RESULTADOS.....	27
V.	DISCUSION	45
VI.	CONCLUSIONES.....	53
VII.	RECOMENDACIONES.....	54
VIII.	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	55
IX.	ANEXOS.....	59

I.- RESUMEN

La mamografía tiene como finalidad la reducción de mortalidad por cáncer de mama mediante diagnóstico precoz, pero este a su vez conlleva un riesgo radiológico que muchas pacientes ignoran.

Ante la necesidad de optimizar el procedimiento y contribuir a una mejora en las medidas de protección radiológica del examen mamográfico, surge el presente estudio; que tiene como objetivo general determinar los valores de dosis Glandular media aplicados en un examen de mamografía en las pacientes que sean atendidas en el Hospital Regional Docente "Las Mercedes" en el periodo que comprende desde diciembre 2019 - hasta mayo 2020.

La población estuvo conformada por un total de 98 pacientes, entre las edades promedio de 40-60 años que acudieron a realizarse el examen en el periodo establecido y que cumplieron con los criterios de selección para el estudio.

Se obtuvo que los valores de riesgo a incremento de la Dosis Glandular media fueron: el mAs, Mama densa, mama heterogéneamente densa, grosos de la mama y compresión de la mama.

PALABRAS CLAVES: Mamografía de campo completo, dosis glandular media, factores de variación de dosis.

ABSTRACT

Mammography aims to reduce mortality from breast cancer through early diagnosis, but this in turn carries a radiological risk that many patients ignore.

Given the need to optimize the procedure and contribute to an improvement in the radiological protection measures of the mammographic examination, the present study arises; whose general objective is to determine the average glandular dose values applied in a mammography examination in patients who are treated at the "Las Mercedes " Regional Teaching Hospital in the period from December 2019 to May 2020.

The population consisted of a total of 98 patients, between the average ages of 35-60 years, who attended the examination in the established period and who met the selection criteria for the study.

It was obtained that the risk values for increasing the mean Glandular Dose were: el mAs, dense breast, heterogeneously dense breast, breast thickness and breast compression.

Keywords: Full-field monograph, mean glandular dose, dose variation factors.

II.- INTRODUCCIÓN

El presente de trabajo tiene como líneas de Investigación a la Salud Integral Humana. La mamografía con sistemas digitales o de campo completo, fue implementada con el objetivo de desarrollar nuevas técnicas de almacenamiento de imágenes y adquisición, y así mejorar la calidad de imagen para el diagnóstico del cáncer de mama. Actualmente, estos sistemas de imágenes digitales están siendo más requeridos en los procedimientos clínicos.

La dosis glandular media (DGM) es determinada como la dosis media absorbida en el tejido glandular mamario. Esta medida dosimétrica caracteriza mejor los riesgos carcinogénicos producto de la radiación ionizante, una vez que el tejido glandular es altamente sensible a la radiación ionizante en mamografía. La DGM es conformada por tres factores: los factores técnicos seleccionados, las características del equipamiento, densidad y tamaño de la mama estudiada.

Uno de los principales obstáculos de dichos sistemas digitales es tener buena resolución espacial, alta resolución de contraste y elevada razón señal- ruido con DGM comparado con los sistemas convencionales. Debido a que el desarrollo de digitalización está sujeto a la interferencia de luz difusa que afecta la resolución espacial y de contraste haciendo difícil la obtención de imágenes con calidad elevada con dosis bajas.

La DGM es superior en mamas con mayor volumen, para ello es necesario una máxima penetrabilidad de los ejes de rayos X, incrementando el mAs y la tensión (kV). El límite establecido por el Protocolo Europeo de Dosimetría para mamografía es de 3mGy.

2.1.-- MARCO TEÓRICO

a.- Situación Problemática

La mamografía es una técnica radiológica especialmente compleja debido a la conformación de la mama. Esta tiene tres tipos de tejidos que se distribuyen sin patrón fijo y varían en cada mujer, según la edad, el espesor, la gestación, la lactancia y la situación hormonal. Debido al pequeño tamaño de algunas estructuras patológicas que permitirían una detección precoz del cáncer, la mamografía se convierte en el estudio radiológico más dependiente de los factores de calidad del mamógrafo y de su ejecución [1, 2, 3]

En particular, la compresión de la mama durante la realización de la mamografía ha sido objeto de diferentes estudios, ya que produce una reducción uniforme del espesor de la mama, optimiza el contraste radiológico, disminuye la distancia objeto-receptor (permitiendo obtener mayor nitidez y detalle, y mayor resolución de bordes de las estructuras glandulares)[4], reduce la dosis radiante al paciente¹, inmoviliza el órgano disminuyendo la borrosidad cinética, y separa estructuras glandulares sobrepuestas, facilitando su interpretación. La compresión en la mamografía es un importante y fundamental componente de la técnica y del control de calidad[3]. Sin embargo, constituye un tema álgido y controversial dentro de los comentarios de nuestras pacientes [5, 6].

Un chequeo mamográfico típico, consistente en 2 ó 3 proyecciones de cada mama (en total 4 ó 6 mamografías), imparte una dosis en el tejido glandular de entre 2 y 12 mili Gy aproximadamente (entre 1 y 4 mili Gy por proyección, dependiendo del espesor de la mama y de los ajustes del sistema de imagen). La dosis indica la energía de los rayos X absorbida en un tejido específico. En la mama, el tejido glandular es el más sensible a la radiación. El procedimiento habitual para determinar la dosis consiste en calcularla e indicar su valor en términos de dosis media o más concretamente la dosis glandular media (DGM) a cada mama. Las pacientes con mamas de tamaño inferior a la media recibirán una DGM más baja.

Por el contrario las dosis serán más altas en las pacientes con mamas de mayor tamaño. Cualquier imagen adicional que pudiera ser necesaria incrementará la dosis a la paciente.[7]

DGM no se puede medir directamente, ya que se absorbe en el interior de la mama. Se puede estimar para una paciente en concreto a partir del rendimiento del tubo de rayos X, el cual se puede medir directamente, y de los parámetros de exposición utilizados para obtener la imagen de dicha paciente. Sin embargo, la composición exacta de la mama no se conoce y esto también influye en la DGM de forma que los valores obtenidos siempre son aproximaciones más o menos exactas de la dosis que recibe el tejido glandular. Algunos sistemas de mamografía digital la calculan automáticamente y muestran el valor de la DGM para cada paciente.[8]

La mamografía digital de campo completo (MDCC) es de muy reciente introducción. La implantación de la MDCC en clínica va a desplazar a la mamografía analógica por sus ventajas sobre ésta. En cuanto a irradiación se calcula entre 20 y 80 % de reducción con MDCC respecto a la analógica. Asimismo la versatilidad de la imagen, y su manejabilidad, al emplear la tecnología digital, hacen que ésta se pueda emplear de formas que resultan imposibles para la tecnología analógica, como la telerradiología, los sistemas de archivos de imágenes y sistemas de comunicación (PACS), los sistemas integrados de historial patológico (HIS) e información radiológica (RIS), Tomosíntesis (TACT), Diagnóstico y detección asistidos por computadora (CAD), etc [8], e incluso se está investigando en la sustracción de imágenes tras la administración de contraste, con prometedores resultados similares a la Resonancia Magnética de mama [9], y otras prometedoras áreas.

Sin embargo existe en el ámbito radiológico una leyenda negativa, respecto a que su calidad es sensiblemente inferior a la de la mamografía analógica, sobre todo hacer frente a lesiones como las micro- calcificaciones, y este es el que ha venido a obviar la aparición de los nuevos sistemas, ya que con los de 5 pares de líneas por milímetro (plm), cuyo píxel equivalente es de 100m, no quedaba del todo solucionado y debía recurrirse a otros recursos como la magnificación [10, 11].

Las mamografías digitales o de campo completo producen las tres cuartas partes de la radiación que las convencionales (si bien las convencionales emiten una cantidad de radiación mínima y segura). En la mamografía digital, la ventaja es que sistema de imagen puede ser controlado electrónicamente, permitiendo que la cantidad de radiación sea ajustada en función de la relación señal-ruido más adecuada al examen. Generando imágenes optimas pero que van en desmedro de la optimización de la dosis absorbida en la mama.

Lo anterior interfiere en la optimización y en la selección de las técnicas radiográficas en la mamografía digital, habiendo una posible mejoría en la calidad de la imagen, así como una reducción de la dosis de radiación, en comparación con la mamografía convencional. **[12]**

Es preciso indicar que los estudios aleatorios han demostrado que la mamografía de screening, podría reducir la mortalidad por ca de mama hasta en un 63% a partir de los 40 años, la mamografía análoga es efectiva con el fin de la locación de cánceres pequeños, sin embargo tiene limitaciones como: menos sensibilidad en mamas fibrosas, técnica y operador dependiente, impedimento de cambiar la imagen ya procesada y alguna duda requiere una nueva exposición.

Las limitaciones de la mamografía convencional son superadas por la mamografía digital permitiendo asi la manipulación de la imágenes digitales, eliminación de la toma de imágenes radiograficas de más y el proceso de revelado, etc. Además, introduce la detección de lesiones por computadora, transmisión de imágenes en red a otro centro o a otro país, como por ejmplo la tomosíntesis, que estudia la mama en tres dimensiones, para conocer lesiones situadas a fondo de la mama.

b.- Antecedentes bibliográficos

Guerrero, Jorge (2015)El rol de la mamografía en el diagnóstico del cáncer de mama, " refiere que la mamografía es un instrumento radiológico que cada año alrededor del mundo salva la vida de miles de mujeres al detectar el ca de mama en estadios tempranos y, aunque actualmente se ha despertado una controversia al postularse que el descenso de la mortalidad que se ha observado ha despertado en si una controversia en los cohortes sometidos a despistajes con mamografía que se relacionan directamente con los nuevos tipos de tratamiento , existen gran cantidad de miles de personas que apoyan como método eficiente los exámenes mamográficos por considerarse efectivo en el despistaje en el ca de mama ". GUERRERO, JORGE (2015) **(13)**

Julio Abugattas Saba; Javier Manrique Hinojosa; Tatiana Vidaurre Rojas (2015) "Mamografía como herramienta de tamizaje en cáncer de mama, manifiesta que considera el ca de mama la segunda neoplasia maligna y en el mundo es la quinta causa de muerte por ca en la población femenina. En nuestro país, ocupa el segundo lugar en incidencia y es la tercera causa de muerte por ca en la población femenina. En la década de 1960 la mamografía se comienza a utilizar como tamizaje siendo el objetivo encontrar sospechosas lesiones de ca antes de que sean clínicamente evidentes, para mejorar el pronóstico y la sobrevida de las pacientes portadoras de este tumor. Se han hecho varios estudios para verificar la importancia de la mamografía como tamizaje y a la vez para estandarizar a que edad comenzar, recomendar su frecuencia Y hasta q cierta edad puede ser indicada En este artículo habla sobre la mamografía como despistaje, la discusión, incluido los efectos colaterales y como tamizaje en Perú." JULIO ABUGATTAS SABA; JAVIER MANRIQUE, TATIANA VIDAURRE (2015) **(14).**

Requelme Portocarrero, Frank (2017); Sensibilidad diagnóstica de la mamografía tridimensional (Tomosíntesis Digital) en la detección del cáncer de mama en pacientes en el Hospital Nacional Almanzor Aguinaga Asenjo, durante el periodo Julio de 2016 – Junio de 2017, “manifiesta que el cáncer de mama es el cáncer más habitual en el sexo femenino, el cual se viene presentando a edades cada vez más tempranas, aumentando la morbilidad y disminuyendo la expectativa de vida en estas pacientes. La mamografía es considerada para los estudios poblacionales y es, en general, el primer procedimiento de imágenes para la evaluación de las mamas en mujeres con signos y síntomas que pueden indicar un cáncer. En un estudio realizado en Lima, Perú, en el año 2010, se evaluó la sensibilidad y especificidad de la mamografía en el diagnóstico de cáncer de mama, en el cual se encontró 65% y 87% respectivamente. En el 2012, Albán M. Realizó un estudio buscando la importancia de la mamografía digital en la detección de cáncer de mama teniendo como resultados: sensibilidad del 90.48%, una especificidad del 89.13%. El objetivo es Demostrar la sensibilidad diagnóstica de la mamografía digital en pacientes con sospecha de cáncer de mama. Este estudio corresponde a un diseño analítico, descriptivo. La población estará constituida por todas las pacientes que se realizaron mamografía tridimensional en el Servicio de Radiología del Hospital AAA durante Julio de 2016 – junio de 2017.” **REQUELME PORTOCARRERO , FRANK (2017) (15)**

Trujillo y Rojas (2016) “En una tesis de Licenciatura desarrollada en el Hospital Nacional Almanzor Aguinaga Asenjo, determino el valor de la dosis Glandular media en pacientes entre 40 a 64 años obteniendo un valor de 2,3mGy, que se encuentra por debajo del límite establecido por el Protocolo Europeo de Dosimetría (3mGy).” **TRUJILLO Y ROJAS (2016). (16)**

García (2017) "realiza la evaluación de la Dosis Glandular Media (DGM) para equipos de mamografía digital en el departamento de Antioquia, se pretende a través de este estudio establecer un nivel de referencia para los diferentes centros de mamografía en el departamento como estrategia para estandarizar esta práctica, disminuir la dosis de radiación y por ende prevenir a la población femenina del cáncer de mama. También se realizan análisis referentes a los diferentes espectros de rayos X utilizados en mamografía (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh W/Rh etc) y su influencia sobre la dosis y la calidad de la imagen. Posteriormente, se comparan las dos tecnologías actuales en mamografía: digital directa y digital indirecta o computarizada, nuevamente, bajo el enfoque de bajas dosis y alta calidad de imagen. Los resultados obtenidos revelan un promedio de DGM de 1,86 mGy, valor que se encuentra por debajo de los límites establecidos internacionalmente." GARCIA (2017). **(17)**

C.- Base Teórica.

La Mamografía digital conocida incluso como mamografía digital de campo completo (MDCC), donde la película de rayos X es sustituida por un sistema electrónico que transforman los rayos X en imágenes mamográficas. Estos sistemas son similares a los que tienen las cámaras digitales y su eficiencia permite obtener mejores fotografías con una dosis más baja de radiación. Estas imágenes de las mamas se transfieren a una computadora para su revisión y para su almacenamiento a largo plazo. La experiencia del paciente durante un mamograma digital es similar a la de un mamograma convencional.**[18]**

Los sistemas de detección asistida por computadora (SAC) ayuda a encontrar en las imágenes digitalizadas áreas anormales de densidad, calcificación o masa que puedan indicar la presencia de cáncer. El SAC resalta estas áreas en las imágenes, prevenir al radiólogo sobre la necesidad de examinar minuciosamente esta área. **[19]**

El índice de exposición no está ligado a la dosis del paciente, ya que este indica al operador si la dosis absorbida por el detector está dentro del rango permitido (por ej., color verde o azul) o si es muy alto (por ej., color rojo).

Este implemento es útil de capacitación y de control de la calidad. En la actualidad diferentes fabricantes calculan el índice de exposición de distintas maneras y sería salúfero si se pudiera concertar un ajuste uniforme. La recopilación de información de dosis en tiempo real, es decir una indicación fácilmente visible sobre el panel de control, permitiría una comparación con los NRD, facilitaría la gestión de la dosis y ayudaría a prevenir las dosis excesivas al paciente **[20]**. Además, facilitaría la compilación automática de cualquier registro de dosis individual al paciente y proporcionaría información para las auditorías retrospectivas de las dosis al paciente en una instalación particular].

El fin de la protección radiológica significa que la gestión de las dosis absorbidas por los tejidos en la región de interés del cuerpo, a la que le sacaron la radiografía, a un nivel compatible con la obtención de la información clínica necesaria para el paciente en particular (ICRP, 1991). Este concepto es particularmente importante en materia de radiología digital debido a que estos estudios pueden realizarse sobre un amplio rango de dosis. Sin embargo, en la mayoría de los casos, una imagen con una calidad de diagnóstico aceptable puede obtenerse con una dosis de radiación menor. Por tanto, los estudios radiológicos deberían realizarse con una dosis al paciente que sea tan baja como sea razonablemente alcanzable (ALARA, por su sigla en inglés). Y aún conmensurada para el propósito de obtener la imagen médica requerida. Existen varios aspectos en la optimización de la protección radiológica en la radiología digital. Algunos se aplican a las consideraciones de diseño de equipos y los métodos técnicos para reducir la dosis al paciente. Otros son enfoques operativos para reducir dosis innecesarias al paciente mediante una selección adecuada del estudio radiológico y los parámetros técnicos. **(21)**

Los niveles de referencia para diagnóstico fueron introducidos por el ICRP 1991, 1996 **(22, 23)** como herramienta práctica para la gestión para dosis al paciente en radiología. “Estos niveles, que son una forma de nivel de investigación, se aplican a una cantidad fácilmente medida, a menudo a la dosis absorbida en aire o en un material equivalente al tejido en la superficie de un fantoma estándar simple o paciente representativo” **(24)**.

El asesoramiento adicional sobre la aplicación de los NRD está dado en el ICRP 2001(25).

Un valor menor al NRD indica que el procedimiento utiliza una dosis al paciente dentro de la usual para la práctica local. Un valor sistemáticamente mayor al NRD puede requerir una revisión para determinar si el protocolo para el procedimiento de imágenes necesita revisarse con respecto a los aspectos que importa en las dosis al paciente.

Es de particular importancia que los Niveles de Referencia de Dosis (NRD) deben aplicarse a la adquisición de imágenes digitales debido a la posibilidad de producir imágenes de alta calidad que producen niveles excesivos de exposición al paciente. La dosis de entrada al paciente se mide directamente en el sistema digital. Mediciones similares se realizan como parte del programa de control de calidad para los equipos digitales. Estos ensayos permitirán identificar cuando el equipo fue instalado o calibrado de manera poco satisfactoria o cuando se deterioró el intensificador de imagen a lo largo de un período de tiempo. Sin embargo, no existe actualmente consenso internacional establecido sobre los valores de NRD que deberían aplicarse a estudios digitales específicos.

Existen diversos enfoques para auditar niveles de dosis en el área de imágenes digitales; algunos autores recomiendan la medición de la dosis incidente o de la dosis absorbida en la superficie de entrada del paciente ($D_{a,i}$ o $D_{a,e}$ en el plano del paciente) y otros recomiendan la dosis incidente o la dosis absorbida en la superficie de entrada del detector digital ($D_{a,i}$ o $D_{a,e}$ en el plano del detector). Existe una diferencia sustancial entre los valores numéricos medidos y la filosofía detrás de las dos estrategias de medición.

La ventaja de medir la dosis absorbida en el plano del detector es que puede incorporarse fácilmente en un programa de garantía de calidad. El valor real medido dependerá del protocolo de medición utilizado “Publicación 93 del ICRP” (a saber, el tipo y espesor de cualquier atenuador). Puede utilizarse para comparar distintos tipos de equipos y para predecir el equipo en que se puede anticipar dosis más altas.

La principal desventaja es que no refleja la dosis absorbida real recibida por el paciente; que está influenciada por el tamaño y composición del paciente y el protocolo clínico utilizado **(26)**. Habrá diferencias en los valores numéricos de las dos cantidades (es decir, la dosis absorbida en el plano del paciente o el plano del detector). Estas surgen de la ley de la inversa del cuadrado, la atenuación en el paciente y el protocolo clínico. Toda diferencia será particularmente dependiente del potencial del tubo y de la filtración utilizada.

La mamografía se ve dificultosa consecuente a la estructura de la mama y esta compuesta por tres tipos de tejido (adiposo, fibro-conectivo y glandular), que varía de mujer a mujer y con la edad; y también la diferencia de espesor de la mama entre la zona correspondiente al pezón y la contigua al tórax. Durante los últimos 30 años se ha hecho un esfuerzo muy importante en el diseño de equipos de rayos X específicos para mamografía, con combinaciones ánodo y filtro que proporcionan calidades del haz en consonancia con las características de los tejidos que componen la mama y dispositivos dirigidos a homogeneizar su espesor. Todos estos aspectos hacen que sea necesario desarrollar un protocolo de control de calidad específico para las instalaciones mamográficas, que abarque todos los elementos que puedan afectar a la formación de la imagen y, por tanto, a su calidad, así como a la dosis de radiación. Ha comenzado a generalizarse el uso de equipos de mamografía que disponen de pistas anódicas y de filtros de diferentes materiales.

Gran parte de estos equipos disponen también de programas automáticos que seleccionan los parámetros de la técnica radiográfica, según se desee dar prioridad a la reducción de dosis, la calidad de la imagen o una mezcla de ambas. El control automático de exposición (CAE) puede seleccionar la combinación ánodo-filtro que proporcione el espectro más adecuado, en función de las características de la mama a radiografiar y de las exigencias de calidad de imagen impuestas por el operador del equipo. Para el Diccionario de la Real Academia Española (RAE) la palabra análisis significa “m. Distinción y separación de las partes de algo para conocer su composición”.

La dosis de mama de una paciente se determina por una combinación de tres factores: las características del equipo, los parámetros técnicos selectos para el examen, y el volumen y densidad de la mama. Normalmente el haz de radiación de cada equipo de mamografía está calibrado de manera que administre una dosis absorbida específica y conocida a una mama de referencia (de tamaño medio) al radiografiarla con unos parámetros técnicos específicos. En estas condiciones de referencia, los principales factores que determinan la dosis son la sensibilidad de los receptores de imagen (las características de los receptores de imagen digitales), y el ajuste del control automático de exposición (AEC) para obtener una determinada densidad de la película. Generalmente, para una determinada densidad óptica, la dosis aumenta al aumentar el tamaño y la densidad de la mama. En cuanto a los aspectos técnicos, los factores que más influyen en la dosis son la selección del valor de kV (dentro de un intervalo típico de 24 kV a 32kV) y la combinación de ánodo y filtro. Para aumentar el contraste de la imagen se utilizan valores de kV más bajos, pero esto no proporciona la suficiente penetración a través de un tejido mamario muy denso o muy grueso, en cuyo caso es necesario utilizar valores de kV más altos. Si se reduce el valor de kV en un determinado examen, esto obliga a incrementar el valor de más para obtener la exposición necesaria al receptor de imagen. La combinación de la reducción de kV y el incremento de más da lugar a dosis más altas.

Generalmente la dosis aumenta al aumentar el tamaño y la densidad de la mama, debido a que se necesita una mayor cantidad de radiación para penetrar el tejido mamario y exponer al receptor de imagen.

De acuerdo a lo anterior podemos afirmar que la dosis en la mama depende de varios factores: características del equipo utilizado (sensibilidad de los receptores de imagen- características de los receptores de imagen digitales, ajuste del control automático de exposición (AEC)), parámetros técnicos seleccionados para el examen (valor de kV entre 24 kV a 32 kV, la combinación de ánodo y filtro, valor de más), el tamaño de la mama de la paciente, la densidad de la mama de la paciente, compresión de la mama.

La DGM se define como la dosis media en el tejido glandular de la mama. A la DGM se la considera una magnitud adecuada para el estudio comparativo de los riesgos en diferentes estudios de mamografía.

La DGM no se puede medir directamente, ya que se absorbe en el interior de la mama. Se puede estimar la DGM para una paciente en concreto a partir del rendimiento del tubo de rayos X, el cual se puede medir directamente, y de los parámetros de exposición utilizados obtener la imagen de dicha paciente. Normalmente esta estimación la realizan los físicos. Sin embargo, la composición exacta de la mama no se conoce y esto también influye en la DGM. Algunos sistemas de mamografía digital calculan automáticamente y muestran el valor de la DGM para cada paciente.

Respecto a la glándula mamaria podemos desarrollar la siguiente descripción: El primer indicio de las glándulas mamarias es un engrosamiento a manera de banda de la epidermis, la línea mamaria o cresta mamaria, en el embrión de siete semanas, se extiende a ambos lados del cuerpo desde la base de la extremidad superior hasta la región de la extremidad inferior. Hacia el final de la vida intrauterina, los brotes epiteliales se canalizan y forman los conductos galactóforos, mientras que los esbozos constituyen los conductos de menor calibre y los alveolos de la glándula.

Las glándulas dentro de las mamas se clasifican como glándulas túbulo alveolares compuestas y consisten en 15 a 20 lóbulos que se irradian desde el pezón y se separan entre sí por tejidos adiposos y conectivo colagenoso.

Cada lóbulo es drenado por su conducto lactífero propio que lleva directamente al pezón, y antes de llegar al pezón cada uno se dilata para formar un seno lactífero y a continuación se estrecha antes de desembocar en el pezón.⁵,

Los conductos y lobulillos están tapizados por dos tipos de células. Las mioepiteliales contráctiles con miofilamentos que se disponen como una malla sobre la membrana basal y las células epiteliales luminales que se superponen a las células mioepiteliales.

También existen dos tipos de estroma mamario. El estroma interlobulillar, que corresponde a un tejido conjuntivo fibroso denso mezclado con tejido adiposo. Y el estroma intralobulillar que rodea a los acinos de los lobulillos.

Las glándulas mamarias son glándulas sudoríparas modificadas que se sitúan sobre la fascia superficial, anteriores a la musculatura pectoral y a la pared torácica anterior.

Los tejidos mamarios están unidos a la piel que los recubre y al tejido subcutáneo mediante bandas fibrosas o aponeuróticas llamadas ligamentos de Cooper, que sostienen a la mama en posición erecta sobre la pared torácica.

Esta se extiende justo por debajo de la segunda costilla por la parte inferior hasta la sexta o séptima costilla. La protuberancia de la mama está situada entre el borde esternal externo y el pliegue axilar anterior.

El espacio retromamario separa la mama de la fascia profunda del músculo pectoral mayor y proporciona cierto grado de movimiento sobre las estructuras subyacentes.

2.2.- PROBLEMA

¿Cuáles son los niveles de dosis en mamografía digital de campo completo en un hospital de Chiclayo?

2.3.- HIPÓTESIS

Si los factores que evalúan la dosis de radiación que reciben las pacientes en mamografía digital es de campo completo entonces quedan determinados como parámetros técnicos seleccionados para el examen, que están dados por el volumen, la densidad y compresión de la mama.

2.4.- OBJETIVOS

Objetivo general

Analizar la dosis en mamografía digital de campo completo en un hospital de Chiclayo

Objetivos específicos.

- Determinar los Factores de dosis de radiación que reciben las pacientes en mamografía digital de campo completo en un hospital de Chiclayo
- Establecer los parámetros técnicos seleccionados para un examen de MDCC en un hospital de Chiclayo
- Evidenciar el tamaño de la mama de la paciente y su relación con la dosis en mamografía digital de campo completo en un hospital de Chiclayo.
- Fijar la influencia de densidad de la mama de la paciente y su relación con la dosis en mamografía digital de campo completo en un hospital de Chiclayo.
- **Precisar** la influencia de la compresión de la mama y su relación con la dosis en mamografía digital de campo completo en un hospital de Chiclayo.

2.5.-JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DEL ESTUDIO

Justificación Técnica: La optimización de la dosis es el principal factor por lo que se realiza la presente investigación, que vierte su importancia en la aplicación del principio: ALARA.

En diversos hospitales de la ciudad de Chiclayo, se utiliza mamografía con el propósito de detectar diversas patologías. Pocas veces a nivel de tecnología médica se tiene en consideración los estudios de los Niveles de referencia de dosis.

Justificación Social: Es importante porque los exámenes mamográficos constituye las exploraciones radiológicas más importantes debido a que requieren alta resolución espacial, alto contraste y amplio rango dinámico. El sistema de registro más extendido en mamografía es el sistema cartulina/película por sus propiedades de excelso contraste y alta resolución. Sus limitaciones son debido a su corto rango dinámico, ruido estructural y que en ella concurren de forma inseparable el medio de adquisición de la imagen, de almacenamiento y de presentación.

Justificación Económica: implica una inversión buena puesto que se van emplear una serie de diferentes tecnologías para fabricar detectores digitales que superen las deficiencias del sistema analógico. En la presente investigación se explica esas tecnologías y se analizan sus ventajas, desventajas así como su impacto en los exámenes mamográficos y muy especialmente en los programas de cribado mamográfico.

2.6.- DEFINICIÓN Y OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Variable dependiente

Dosis del paciente de mamografía digital de campo completo (Parámetros técnicos seleccionados para el examen (valor de kV entre 24 kV a 32 kV, valor de más), el volumen de la mama, la densidad de la mama y la compresión de la mama).

Variable independiente (constructo)

Evaluación de la dosis del paciente en mamografía digital.

Operacionalización de las variables

VARIABLES	DEFINICION OPERACIONAL	DIMENSION	INDICADORES	INDICES	ESCALA	INSTRUMENTOS
Dependiente: Dosis del paciente de mamografía digital de campo completo	la dosis media absorbida en el tejido glandular mamario (Dosis Glandular Media)	Dosimétrica Radiológica	Numero entero	mGy	Razón	Mamógrafo digital
Dependiente: Compresión de la mama	Reducción uniforme de la mama para optimizar el contraste radiológico, disminuir la distancia objeto-receptor,	Clínica	Número real	centímetros	razón	Mamógrafo

Variable interviniente 2: Kilovoltaje	Responsable de la calidad de los rayos X, es decir de la penetración.	Dosimétrica	Número real	kV	razón	mamógrafo
Variable interviniente 3: <u>Miliamperaje</u>	responsable de la cantidad de rayos X que emite el tubo	Dosimétrica	Número real		razón	mamógrafo

Independient e Evaluación de la dosis del paciente en mamografía digital	Término que se usa para describir la cantidad de tejido denso en comparación con la cantidad de tejido graso que se observa en la mama durante una mamografía.	Clínica	Clasificador de densidad	a) Mama grasa b) Mama densa con tejido fibroglandul ar disperso c) Mama heterogéne amente densa d) Mama muy densa (más tejido fibroglandul ar que grasa)	Nominal	Informe radiológico
--	---	---------	-----------------------------	--	---------	---------------------

III.- MATERIAL Y MÉTODOS

3.1.- TIPO DE INVESTIGACIÓN

DESCRIPTIVO- CORRELACIONAL

DESCRIPTIVO. Porque trata de describir la realidad problemática de los pacientes que se exponen a las dosis de radiación al realizarse los exámenes de mamografía.

CORRELACIONAL: porque busca demostrar si dos o más factores influyen directamente con la dosis de radiación que reciben las pacientes al realizarse un examen de mamografía.

3.2.- DISEÑO DE CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS

La prueba de hipótesis, denominada también prueba de significancia tienen como objeto principal evaluar suposiciones o afirmaciones acerca de los valores estadísticos de la población, denominados parámetros.

La palabra docimar significa probar. Cuando se hace indispensable tomar una decisión sobre la validez de la representación en una población, con base en los resultados obtenidos a través de una muestra, se dice que se toman decisiones estadísticas. Para tomar una decisión, es necesario, ante todo, plantear posibilidades acerca de la característica o características a estudiar en una población determinada. La suposición puede ser cierta o falsa. Estas suposiciones se llaman decisiones estadísticas.

Contrastación de hipótesis:

	Dosis Glandular Media-DGM (mGy) Llamemos Y a la variable dependiente, que refleja la ocurrencia o no del suceso (Dosis adecuada o Dosis inadecuada). Puesto que Y es dicotómica, admitamos que puede asumir
	Factores que determinan la dosis de radiación 1. Parámetros técnicos seleccionados para el examen (valor de kV entre 24 kV a 32 kV, valor de mAs) 2. El tamaño de la mama de la paciente 3. La densidad de la mama de la paciente 4. La compresión de la mama
Hipótesis Nula: No son factores de la dosis son parámetros técnicos seleccionados para el examen, el tamaño de la mama de la paciente, la densidad de la mama de la paciente, compresión de la mama. Hipótesis alternativa: Son factores parámetros técnicos seleccionados para el examen, el tamaño de la mama de la paciente, la densidad de la mama de la paciente, compresión de la mama. alfa (nivel de significancia) del 5 % Aplicación de la técnica de regresión logística	

3.3.- POBLACIÓN Y MUESTRA: TIPO DE MUESTREO, TAMAÑO DE MUESTRA

La **población** está conformada por todos los pacientes sujetos a mamografía digital de campo completo.

¿Qué tamaño muestra parece razonable, para un nivel de significancia del 95 % con un error de 2 en cualquier sentido (± 2).

$$n = \frac{Z^2 N \sigma^2}{N E^2 + Z^2 \sigma^2}$$
$$n = 98$$

Criterios de inclusión

Mamografías de mujeres referidas del Servicio de Oncología, Servicio de Consulta Externa y/o servicio de Ginecología realizadas en el Servicio de Radiodiagnóstico.

Mamografías realizadas en mujeres mayores de 40 años.

Criterios de Exclusión

Mamografías de mujeres cuyo estudio de imágenes este incompleto.

Paciente de sexo femenino con ca de mama tratada con algún tipo de radioterapia convencional

Pacientes de sexo femenino con operación de mastectomía

Pacientes de sexo femenino con reconstrucción mamaria posterior a una cirugía radical.

3.4.- INSTRUMENTOS Y TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.

Materiales:

Hoja de recolección de Datos

Instrumento:

Se usó una ficha de recolección de datos, donde incluye: La dosis glandular media, kV, mA, tamaño de la mama, densidad de la mama, compresión de la mama.

Técnica de recolección de datos:

Se utiliza como fuente de datos la base de datos de la consulta externa y de los informes radiológicos de los pacientes de acuerdo al servicio que desarrollo la consulta externa en el Hospital de la ciudad de Chiclayo.

3.5.- Análisis estadístico

Procesamiento de datos:

- a) Verificación de los datos: Para poder revisar de forma extenuante y crítica cada una de las fichas empleadas a fin de poder realizar las correcciones pertinentes.
- b) Se realizará la codificación numérica de los datos, en la etapa de la recolección de acuerdo a las preguntas formuladas.
- c) Se selecciono la información según codificación, nivel y escala de medición, distribución de frecuencias.
- d) Recuento de información, según el método usado para conseguir el plan de tabulación.

Análisis e interpretación de los datos:

Análisis descriptivo

Se realizará el análisis descriptivo invariante, respecto a la incidencia de cada variable en la muestra.

Análisis Inferencial

Análisis de regresión logística.

ODDS RATIO [$Exp(\beta)$]

Para probar la hipótesis nula de que el OR es igual a uno se toma el siguiente criterio:

OR	INTERPRETACION
> 1	ASOCIACION (FACTOR CONFIERE RIESGO)
= 1	NO ASOCIACION (FACTOR NO CONFIERE RIESGO NI PROTECCION)
< 1	ASOCIACION (FACTOR CONFIERE PROTECCION)

Los datos se registrarán y analizarán en Excel y SPSS-25 para determinar la secuencia de presentación de las variables registradas y la significación estadística

IV.- RESULTADOS

En la Tabla 1 se evidencia que las pacientes sometidas a mamografía de campo completo tuvieron una edad mínima de 35 años y una edad máxima de 76 años, lo que implica una edad promedio de 57.21 años con desviación estándar de 12.01 años.

El grafico 1 muestra que la distribución de las edades evidencia una distribución aproximadamente normal.

Los parámetros radiológicos utilizados para la obtención de mamografía de campo completo son kilovoltaje y el miliamper-se gundo, en este caso se han utilizado valores de energía entre 28 y 32 kVp que representan un valor promedio de 30.15 kV para una desviación estándar de 1.39 kVp. Respecto al mAs se obtuvo un valor mínimo de 66 mAs y un valor máximo de 278 mAs que corresponde a un valor promedio de 151.16 mAs para una desviación estándar de 55.66 mAs. (Tabla 2).

Considerando que los estudios mamográficos se desarrollan en mujeres, existen pacientes mujeres que llegan al estudio con edades mayores de 51 años que corresponde la edad de menopausia. El Grafico 2 evidencia que el voltaje utilizado en promedio es el mismo tanto para las pacientes menores de 51 años como para las mayores de 51 años. Respecto a la corriente utilizada en el grafico 3 se evidencia que las pacientes con edades menores de 51 años han percibido mayor mAs.

Los senos (mamas) están compuestos de una mezcla de tejido fibroso, glandular y tejido adiposo. El seno que contiene mucho tejido fibroso o glandular pero poca grasa se considera denso. Aunque la densidad puede disminuir con la edad, en la mayoría de las mujeres la densidad cambia poco, si es que ocurre.

El radiólogo que interpreta una mamografía determina el grado de densidad mamográfica. Hay cuatro categorías de densidad mamográfica. El radiólogo asigna cada mamografía a una de las categorías. En este estudio la Tabla 3 y Grafico 4 indica que el 45.9 % de las mujeres sometidas a mamografía de campo completo mostraron Mama muy densa, el 22.4 % evidenciaron Mama heterogéneamente densa, 20.4 % Mama grasa y 11.2 % Mama densa.

Existen dos tipos de mamografía: la mamografía convencional y la mamografía digital de campo completo. Los dos segmentos se realizan de la misma manera. La disconformidad está en las imágenes que se obtienen: radiografías o archivos digitales que se almacenan directamente en un ordenador. Para realizar una mamografía, el tecnólogo debe comprimir la mama entre dos placas transparentes. Es necesario esto ya que al aplastarla se reduce su grosor. El haz de rayos X debe penetrar la menor cantidad posible de capas de tejido superpuesto. La Tabla 4 evidencia que se ha desarrollado compresiones de hasta 41 mm como mínimo y 78 mm como máximo que corresponde a un valor promedio de 60.09 mm para una desviación estándar de 9.86 mm.

La compresión o variación del grosor de la mama para el desarrollo del estudio depende de alguna forma de la densidad mamaria. El grafico 5 evidencia que se han desarrollado menos compresiones en la mama grasa, mama densa y mama heterogéneamente densa.

Respecto a la fuerza de compresión aplicada, la Tabla 5 evidencia la aplicación de una fuerza de compresión mínima de 10.7 lb y una compresión máxima de 18.9 lb que corresponde a un promedio de 13.99 lb para una desviación estándar de 2.15 lb.

El grafico 6 evidencia que son las mamas densas y las mamas heterogéneamente densas que se han aplicado mayor fuerza de compresión.

El límite establecido por el Protocolo Europeo de Dosimetría para mamografía es de 3mGy, de la métrica desarrollada en el mamógrafo del Hospital Docente Las Mercedes se evidencia que en promedio se tiene una dosis glandular media de 2.97 mGy (± 2.31 mGy) y en consecuencia menor a la establecida por el protocolo Europeo de Dosimetría para mamografía (Tabla 6).

Además, en el grafico 7 si bien se evidencia distribuciones de dosis altas en mamas heterogéneamente densas y mamas muy densas, si embargo lo que se considera para la toma de decisiones respecto a la protección radiológica es el valor promedio, así se observa que para Mama grasa se evidencia una media aproximada de 2.5mGy, Para mama densa 2.2 mGy, mama heterogéneamente densa 2.2mGy y mama muy densa 1.8 mGy.

Ahora se trata de analizar el nivel de riesgo de los factores Parámetros técnicos seleccionados para el examen (valor de kV entre 24 kV a 32 kV, valor de mAs), El tamaño, la densidad y la compresión de la mama. Para el efecto se toma en consideración lo mostrado en la tabla adjunta para establecer el riesgo de los factores referida a la dosis glandular media.

Definición de variables de estudio

NOMBRE	UNIDAD O CATEGORIA
kVp	1= Mayor del promedio 0= Menor del promedio
mAs	1= Mayor del promedio 0= Menor del promedio
Densidad mamaria	1 = Mama grasa 2= Mama densa con tejido fibroglandular disperso 3= Mama heterogéneamente densa 4=Mama muy densa
Grosor	1 = Mayor del promedio 0= Menor del promedio
Fuerza	1= Mayor del promedio 0= Menor del promedio

De la Tabla 7 podemos apoyarnos para demostrar la hipótesis:

Hipótesis Nula: No son factores de la dosis son parámetros técnicos seleccionados para el examen, el tamaño de la mama de la paciente, la densidad de la mama de la paciente, compresión de la mama.

Hipótesis alternativa: Son factores parámetros técnicos seleccionados para el examen, el tamaño de la mama de la paciente, la densidad de la mama de la paciente, compresión de la mama. Alfa (nivel de significancia) del 5 %.

Así, para el caso del kVp $\text{Exp}(B) = 0.341$ (IC 95 %: [0.095, 1.224], $p = 0.099$) resulta ser un factor que confiere protección, para el caso de mAs, $\text{Exp}(B) = 10.341$ (IC 95 %: [7.708, 39.449] $p = 0.001$), para el caso de la densidad mamaria: Mama grasa establece un factor protector $\text{Exp}(B) = 0.603$ (IC 95 %: [0.154, 2.357], $p = 0.467$), para el caso de mama densa se establece un factor de riesgo a la dosis $\text{Exp}(B) = 1.352$ (IC 95 %: [0.206, 8.865], $p = 0.753$), mama heterogéneamente densa es un factor de riesgo para el incremento de la dosis glandular media $\text{Exp}(B) = 3.981$ (IC 95 %: [0.765, 20.719], $p = 0.101$), el grosor es un factor de riesgo no significativo para un aumento de la dosis glandular media $\text{Exp}(B) = 1.030$ (IC 95 %: [0.320, 3.317], $p = 0.961$), la fuerza de compresión es un factor de riesgo no significativo para el crecimiento de la dosis glandular media $\text{Exp}(B) = 1.827$ (IC 95 %: [0.619, 5.392], $p = 0.275$).

CUADROS Y GRÁFICAS

Tabla 1: Estadística de la edad del paciente sometido a mamografía.

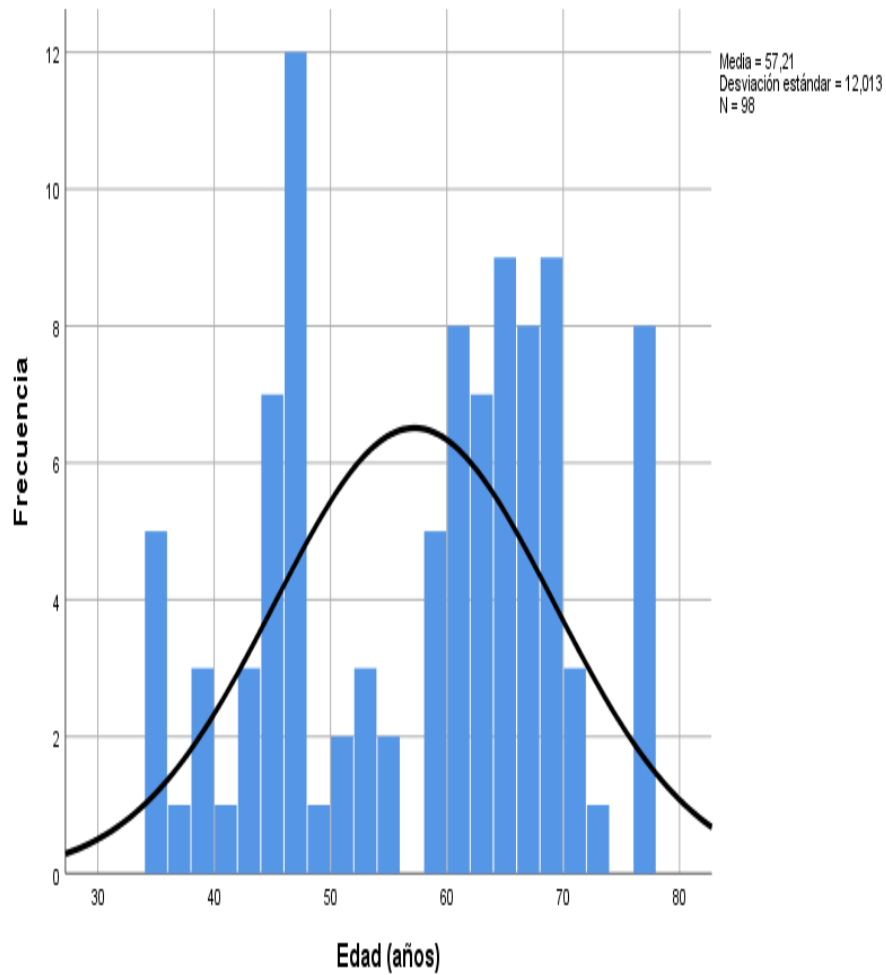
Estadísticos	Edad (años)
Media	57.21
Desviación estándar	12.01
Mínimo	35
Máximo	76
n	98

Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Gráfico N° 01

Distribución de frecuencia de la edad de las pacientes sometidas a mamografía.



Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Tabla 2

Estadística descriptiva de los valores de Kilovoltaje (kV)y miliampere - segundo (mAs) utilizado en la mamografía.

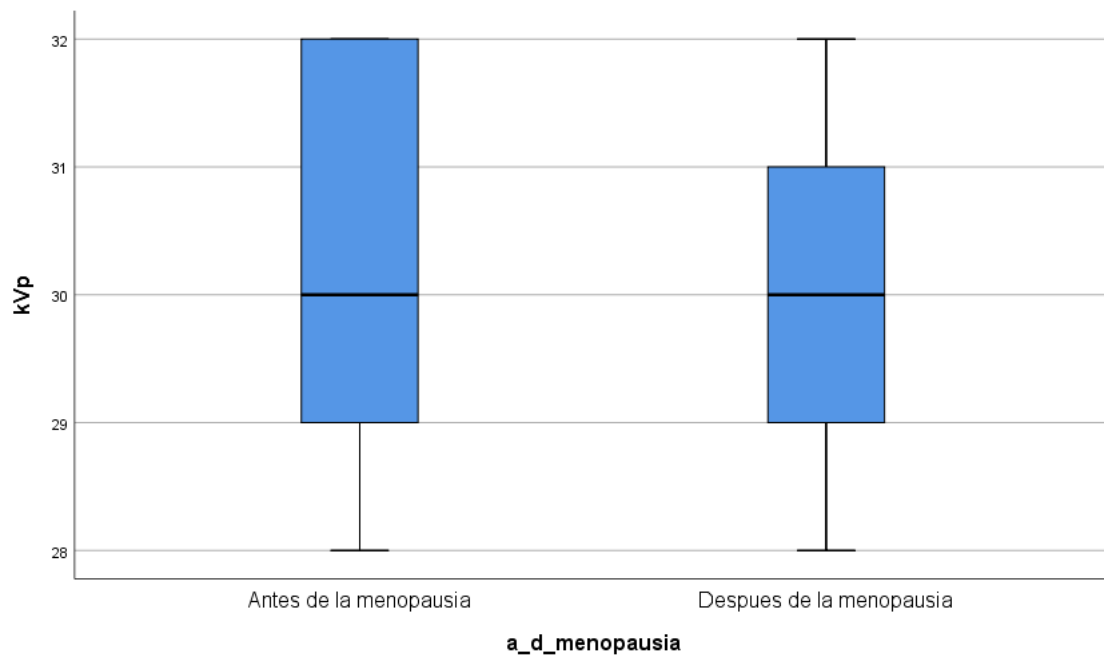
Parámetros del equipo	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
kVp	28	32	30.15	1.39
mAs	66	278	151.16	55.66

Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Gráfico 2

Diagrama de caja del kilovoltaje en relación a la menopausia.

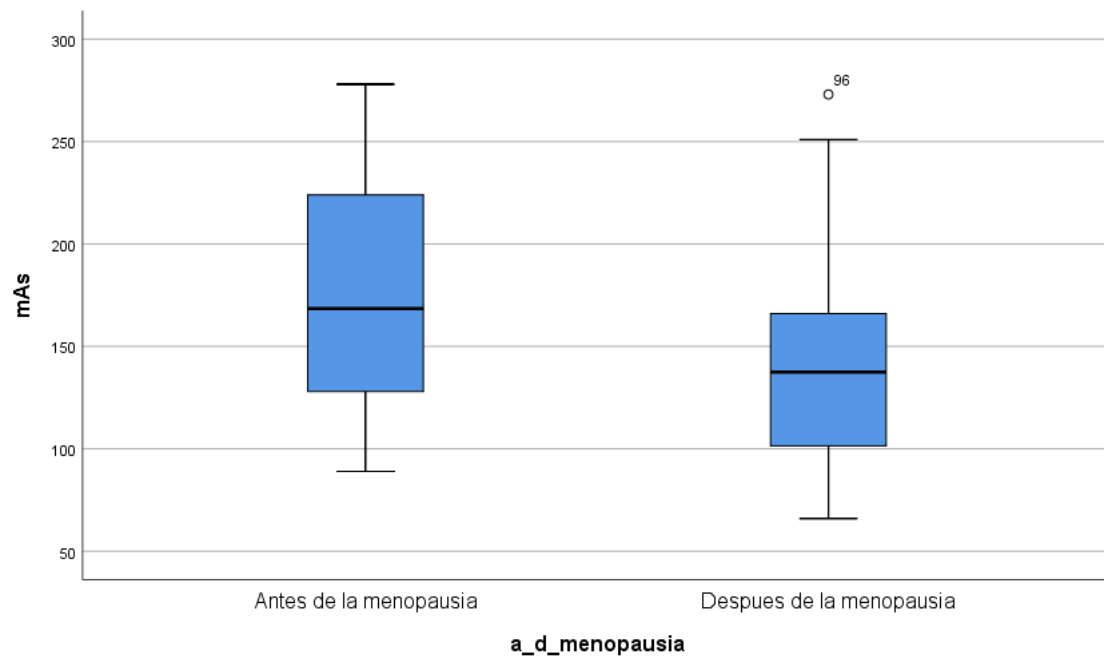


Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Gráfico 3

Diagrama de caja del Miliamperaje en relación a la menopausia



Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Tabla 3

Densidad mamaria de las pacientes sometidas a mamografía

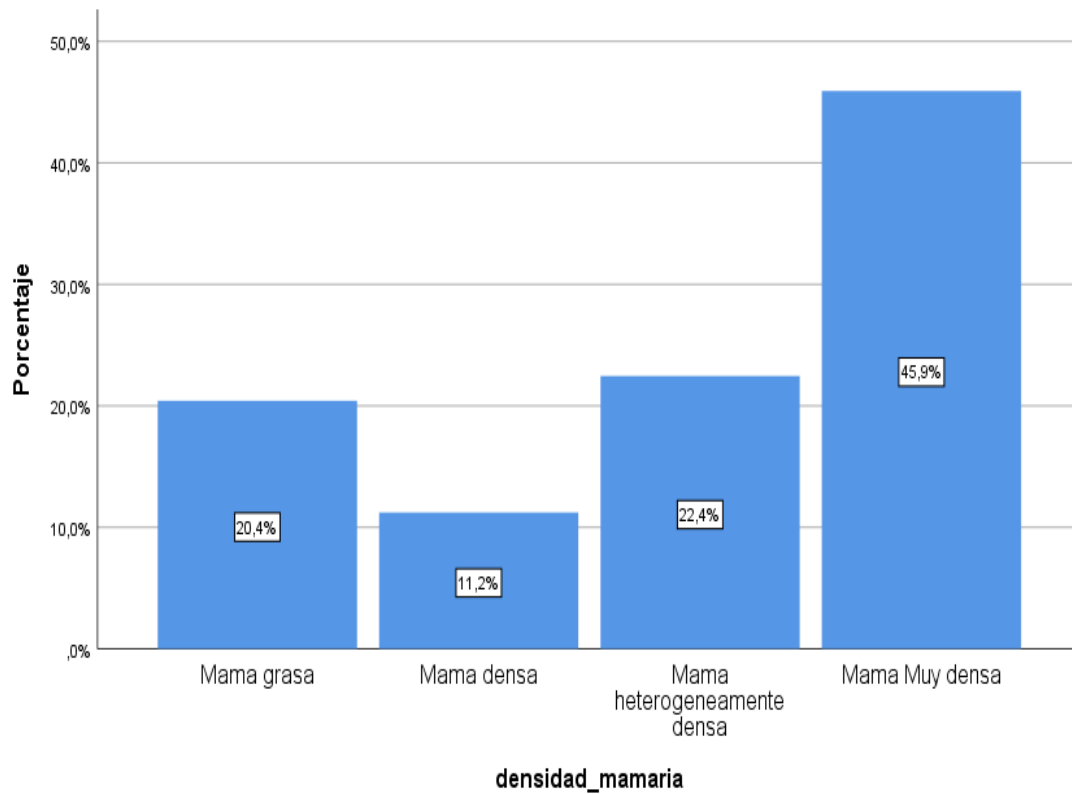
Densidad mamaria	Frecuencia	Porcentaje
Mama grasa	20	20.4 %
Mama densa	11	11.2 %
Mama heterogéneamente densa	22	22.4 %
Mama muy densa	45	45.9 %
Total	98	100.0 %

Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Gráfico 4

Distribución de frecuencia de la Densidad mamaria de las pacientes sometidas a mamografía



Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Tabla 4

Grosor de la mama de las pacientes sometidas a mamografía

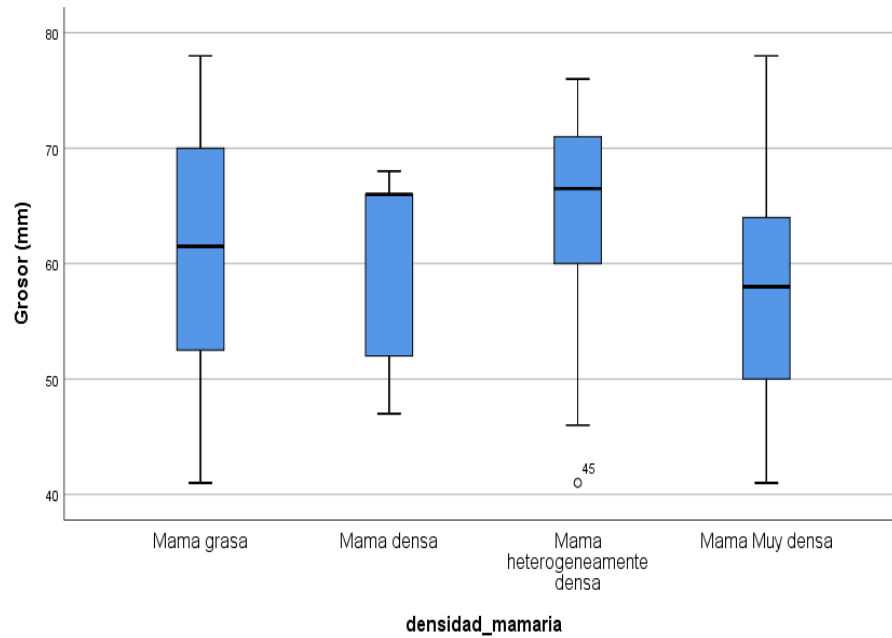
	n	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Grosor (mm)	98	41	78	60.09	9.86

Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Gráfico 5

Diagrama de caja del grosor de la mama en relación a la densidad mamaria de las pacientes sometidas a mamografía.



Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Tabla 5

Fuerza de compresión de la mama de pacientes sometidas a mamografía

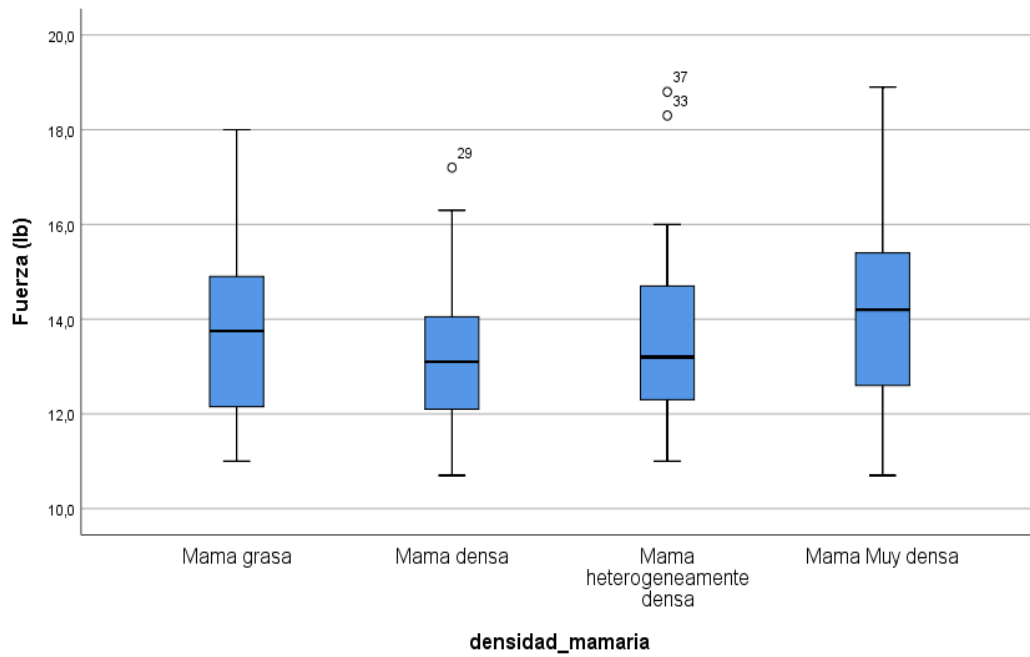
	n	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza de compresión (lb)	98	10.7	18.9	13.99	2.15

Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Gráfico 6

Diagrama de caja de la fuerza de compresión a la mama en relación a la densidad mamaria de las pacientes sometidas a mamografía.



Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Tabla 6

Dosis glandular media (mGy) de pacientes sometidas a mamografía.

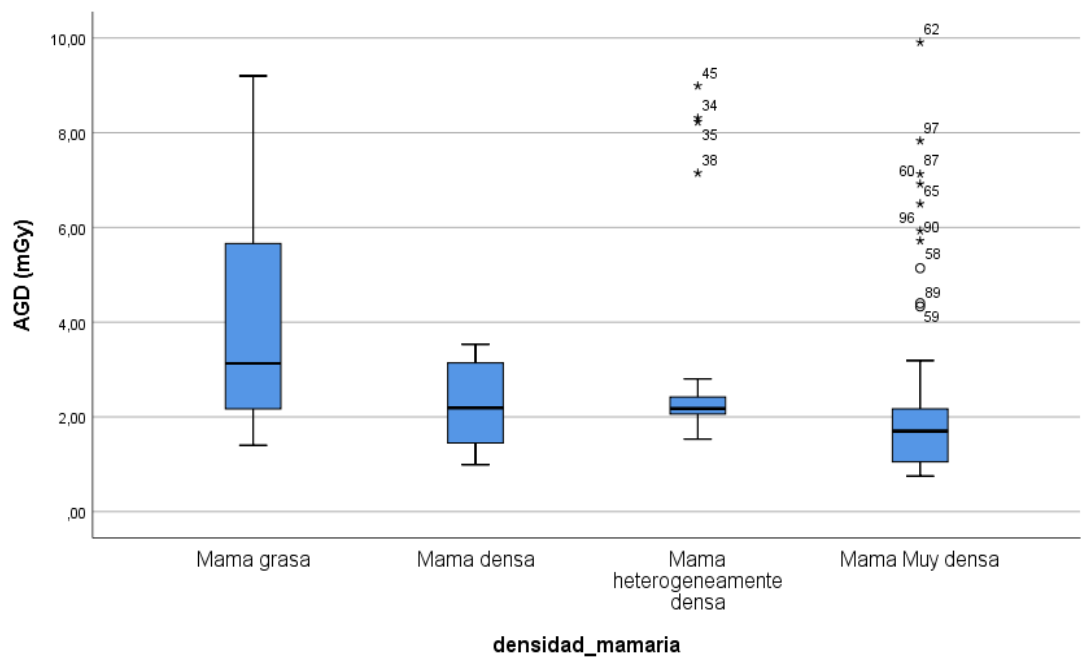
	n	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Dosis Glandular Media (mGy)	98	0.75	9.91	2.97	2.31

Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Gráfico 7

Diagrama de caja de Dosis Glandular Media (mGy) en la mama en relación a la densidad mamaria de las pacientes sometidas a mamografía.



Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

Tabla 7

Regresión Logística Múltiple

								IC 95 % Exp(B)	
DG M		B	Desv Error	Wald	g l	Sig.	Exp(B)	LI	LS
	Intersección	-0.087	0.710	0.015	1	0.902			
	kVp	-1.076	0.652	2.721	1	0.099	0.341	0.095	1.224
	mAs	2.336	0.648	11.674	1	0.001	10.341	7.708	39.449
	Densidad mamaria1	-0.506	0.696	0.529	1	0.467	0.603	0.154	2.357
	Densidad mamaria 2	0.301	0.960	0.099	1	0.753	1.352	0.206	8.865
	Densidad Mamaria 3	1.381	0.842	2.694	1	0.101	3.981	0.765	20.719
	Grosor	0.029	0.597	0.002	1	0.961	1.030	0.320	3.317
	Fuerza	0.602	0.552	1.190	1	0.275	1.827	0.619	5.392

Fuente: Base de datos de pacientes de sistema informático de mamógrafo.

Elaboración: Propia

V.- DISCUSIÓN

En la mamografía digital, permite visibilizar las imágenes en la pantalla que se almacenan directamente en una computadora y a la vez permite agrandar o resaltar zonas específicas. Los médicos pueden utilizar la computadora para analizarlo con mayor detenimiento. Las imágenes también pueden transferirse electrónicamente desde una ubicación a otra.

Un estudio realizado en el año 2005 con 50 000 mujeres, el Estudio Evaluativo de Imagenología con Mamografía Digital (DMIST, por su sigla en inglés), demostró que la mamografía digital es mejor instrumento de detección que la mamografía convencional para mujeres que: tienen menos de 50 años y tejidos mamarios muy densos o extremadamente densos, todavía menstrúan o están en el peri menopáusicas pero han tenido algún período en los últimos 12 meses.

Otra de las ventajas de la mamografía digital es que las imágenes digitales pueden manipularse para lograr una mejor visualización y pueden guardar más fácil.

Se ha desarrollado la investigación en un número determinado de pacientes sometidas a mamografía de Campo Completo o mamografía digital, según Guerrero, Jorge (2015) indica que la mamografía es un método seguro para el despistaje de cáncer de mama y con gran impacto en la disminución de la mortalidad del cáncer de mama. Abugattas et al (2015) considera que la mamografía como dispositivo de tamizaje de cáncer de mama es un procedimiento óptimo.

La estimación para la dosis absorbida en la mama se puede hacer utilizando la DGM, que es la cantidad dosimétrica más eficaz para estimar el riesgo en el tejido glandular, que es el más sensible a la radiación ionizante, de acuerdo a nuestro planteamiento teórico esta dosis glandular media depende de varios factores que intervienen en su métrica: Parámetros del equipo (kVp, mAs), densidad de la mama, espesor de la mama, fuerza de compresión. Estos factores tienen cierto grado de influencia y existen estudios que establecen alguna relación entre ellos. Así, Ramos y Villarreal (2009) indican que para un espesor de mama comprimida en el rango de 2.5 a 6.5 cm los rangos de dosis

glandular promedio se encuentran entre 0,4 a 0.7 mGy para un espesor de 2.5 cm y de 1.9 a 2.8 mGy para un espesor de 6.5 cm, valores por debajo del valor de referencia dado por el Colegio Americano de Radiología (3 mGy), nuestro estudio estableció un nivel de Dosis Glandular media de 2.97 mGy y también se observa que a mayor grosor mayor dosis.

Referida a la fuerza de compresión se conoce que a mayor fuerza de compresión utilizada menor es la dosis, observándose esta evidencia en nuestro estudio y corroborada por Taype (2013) al desarrollar una investigación que relacionaba la Fuerza de compresión y la dosis glandular media, obteniendo una correlación negativa por lo que cuanto mayor sea la compresión aplicada menor será la dosis glandular media.

Por escritos de Agencia Internacional de Energía Atómica podemos establecer que la dosis a la mama viene determinada por una combinación de factores: características del equipo utilizado, parámetros técnicos seleccionados para el examen y el tamaño y la densidad de la mama de la paciente. Sin embargo, Castillo (2017) establece que las diferencias de los valores de densidad no producen diferencias significativas en los valores de la Dosis Glandular.

Al analizar los niveles de riesgo para el incremento de la dosis glandular media se obtiene que Son factores de confieren protección: kVp, Densidad mamaria (Mama grasa) y son factores de riesgo a incremento de la dosis glandular media en mamografía de campo completo: mAs, Mama densa, Mama heterogéneamente densa, grosor de la mama y la fuerza de compresión.

VI.- CONCLUSIONES

Se analizó la dosis en mamografía digital de campo completo en un hospital de Chiclayo, con el fin de definir los Factores que determinan el establecimiento de esta dosis de radiación en las pacientes.

Se llegó a la conclusión que la dosis medida en base a la Dosis Glandular Media se encuentra entre los niveles recomendados por los organismos internacionales de protección radiológica referido al paciente y que los factores que determinan esta dosis son: el mAs, el tamaño de la mama de la paciente, la densidad de la mama de la paciente (Mama densa, Mama heterogéneamente densa) y compresión de la mama.

El estudio también permite concluir que el factor kVp y la característica de Mama grasa, son factores que no generan influencia en la dosis.

Desde el punto de vista personal, el desarrollo del proyecto integrador nos aportó conocimiento acerca de los equipos de diagnóstico por imágenes, las técnicas empleadas por los mismos y, principalmente, nos permitió comprender como se relacionan los diferentes elementos involucrados y que influencia tienen en la obtención de una imagen radiológica.

VII.- RECOMENDACIONES

Desde el punto de vista técnico, tomar en cuenta los factores: mAs, el tamaño de la mama de la paciente, la densidad de la mama de la paciente (Mama densa, Mama heterogéneamente densa) y compresión de la mama, en el momento de desarrollar un examen de mamografía

Los hallazgos encontrados sobre los factores que influyen en la dosis, sugiere incrementar el conocimientos de los mismos entre los profesionales de la salud dedicados al desarrollo de Mamografía de campo completo y resaltar como un adecuado manejo de estos en la mamografía permitirá una buena prueba diagnóstica, contribuyendo así a un diagnóstico de mayor eficacia.

A partir de los resultados obtenidos, prevé promover la búsqueda de otros parámetros para la evaluación de la calidad de imagen vinculados específicamente a factores técnicos y la estimación de parámetros relacionados con la dosis , que ofrezcan mejores resultados Para estos nuevos estudios se sugiere sistematizar la base de datos que tiene a disposición en los mamógrafos digitales de campo completo.

VIII.- REFERENCIA BIBLIOGRAFICAS

1. American College of Radiology, Committee on Quality Assurance in Mammography. Mammography Quality Control Manual. American College of Radiology; 2016.
2. Agencia Internacional de Energía Atómica, Organismo Internacional de Energía Atómica. Control de Calidad en Mamografía. TECDOC-1517. Viena: OIEA; 2017.
3. Agencia Internacional de Energía Atómica. Quality Assurance Programme for Digital Mammography IAEA Human Health Series 1482; Viena: IAEA;2016.XX
4. R.S. Saunders Jr., E. Samei The effect of breast compression on mass conspicuity in digital mammography Med Phys., 35 (2018), pp. 4464-4473XX
5. A. Korf, C.P. Herbst, W. Rae The relationship between compression force, image quality and radiation dose in mammography South African Journal of Radiology., 13 (2019), p. 86
6. Groot JE, Branderhorst W, Broeders M, den Heeten GJ, Grimbergen CA, Amsterdam NL, et al. Standardizing mammographic breast compression: Pressure rather than force? Revisado el 01 de diciembre de 2019. Disponible en: [181](#)
7. Sociedad Española de Protección Radiológica [Internet] [www.sepr.es/](http://www.sepr.es/Preguntas_y_respuestas_para_el_p%C3%BAblico_sobre_mamograf%C3%ADa_de_la_Sociedad_Espa%C3%B1ola_de_Diagn%C3%B3stico_por_Imagen_de_la_Mama_(SEDIM)_y_de_la_Sociedad_Espa%C3%B1ola_de_Protecci%C3%B3n_Radiol%C3%B3gica_(SEPR).pdf) Preguntas y respuestas para el público sobre mamografía de la Sociedad Española de Diagnóstico por Imagen de la Mama (SEDIM) y de la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR). Revisado el 01 de diciembre de 2019. Disponible en: <file:///C:/Users/USUARIO/Downloads/3.10%20Preguntas%20p%C3%BAblico%20%20mamograf%C3%ADa%20SEPR%20SEDIM.pdf>
8. Pisano ED. Current status of full-field digital mammography. Radiology, 214 (2018), pp. 26-8.
9. Pisano ED, Kuzmiak C, Comen M, Cance W. What every surgical oncologist should know about digital mamography. Semin Surg Oncol, 20 (2017), pp. 181-6.

10. Funke M, Breiter N, Hermann KP, Oestmann JW, Grabbe E. Storage phosphor direct magnification mammography in comparison with conventional screen-film mammography. A phantom study. *Brit J Radiol*, 71 (2017), pp. 528-34
11. R. Salvadora, M. Salvadoa, L. Caccioppolia. Mamografía digital de campo completo. Estudio comparativo con mamografía convencional. *Revista de Senología y Patología Mamaria*. Vol. 15. Núm. 4. páginas 166-171 (octubre 2016)
12. Instituto Nacional de Cáncer José Alencar Gomes da Silva. Actualización para técnicos en mamografía. División de Detección Precoz y Apoyo a la Organización de Redes. Rio de Janeiro: Inca, 2018. 128 p.: il.
13. Guerrero, J. (s.f.). El rol de la mamografía en el diagnóstico del cáncer de mama. Obtenido de <http://repebis.upch.edu.pe/articulos/carcinos/v1n2/a6.pdf>
14. Julio Abugattas Saba¹, a., Javier Manrique Hinojosa¹, b., & Tatiana Vidaurre Rojas¹, c. (16 de Julio de 2015). *Mamografía como instrumento de tamizaje en cáncer de mama*. Obtenido de http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2304-51322015000300018
15. Requelme Portocarrero, F. (30 de Junio de 2017). *Sensibilidad diagnóstica de la mamografía tridimensional (Tomosíntesis Digital) en la detección del cáncer de mama en pacientes en el Hospital Nacional Almanzor Aguinaga Asenjo, durante el periodo Julio de 2016 – Junio De 2017*. Obtenido de <http://repositorio.unprg.edu.pe/handle/UNPRG/3571>
16. Trujillo YW, Rojas AB. Estimación de la dosis glandular media en mamografía de pacientes de 40 a 64 años de edad utilizando los factores de conversión de dancé atendidos en el Hospital Nacional Almanzor Aguinaga Asenjo de junio 2014 a junio 2015. Tesis de Licenciatura. Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo. 2017.

17. García AM. Evaluación de la Dosis Glandular Media en equipos de mamografía digital del departamento de Antioquia. Tesis de Licenciatura. Universidad Nacional de Colombia. 2017
18. radiologyinfo.org [Internet] Radiological Society of North America. Mamografía. Revisado el 01 de diciembre de 2019 en <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=mammo>
19. Vañó, E., Fernández, J.M., Ten, J.I., Guibelalde, E., Gonzalez, L., Pedrosa, C.S. (2017). Real-time and measurement and audit of radiation dose to patients undergoing computed radiography. *Radiology*. 225, 283–288.
20. Mosser, H.M., Pärtan, G., Maltsidis, A., Hruby, W. (2017). Integration of healthcare information: quality assurance of exam optimisation with automatic transfer of exposure dose parameters into the electronic patient record. European Congress of Radiology, B-0501 ECR, Vienna, Austria.
21. Stahl, M., Aach, T., Dippel, S. (2018). Digital radiography enhancement by nonlinear multiscale processing. *Med. Phys.* 27, 56–65.
22. ICRP (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21(1–3)
23. ICRP (2017). Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73, Ann. ICRP 26(2).
24. ICRP (2017). Radiation and your patient: a guide for medical practitioners. Also includes: Diagnostic reference levels in medical imaging – review and additional advice. Supporting Guidance 2, Ann. ICRP 31(4).
25. Vañó, E., Gonzalez, L. (2016). Approaches to establishing reference levels in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 109–112.
26. Vañó, E., Faulkner, K., Padovani, R., Zoetelief, J., Toivonen, M., Neofostistou, V. (2018). DIMOND. European approach to establish and use reference levels in fluoroscopy-guided procedures. *Int. Conf. on the Radiol. Protec. of Patients*, Malaga, 26–30 March 2001, IAEA-CN-85-194, pp. 444–448.

27. Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F. (2018). Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK – 2000 Review. NRPB W14. National Radiological Protection Board, Chilton, UK
28. Vañó, E., Fernández, J.M., Ten, J.I., Guibelalde, E., Gonzalez, L., Pedrosa, C.S. (2017). Real-time and measurement and audit of radiation dose to patients undergoing computed radiography. *Radiology* 225, 283–288.

IX.- ANEXOS

ANEXO 1 HOJA DE DATOS

Núm. Informe		EDAD (años)		Núm. De Hoja de datos:	
Tipo de examen mamográfico:					
Kilovoltaje (kV)		Miliamperaje (mA)		Espesor de la mama (cm)	
DGM (mGy)					
Tamaño de la mama (cm)					
Densidad de la mama		a) Mama grasa b) Mama densa con tejido fibroglandular disperso c) Mama heterogéneamente densa d) Mama muy densa (más tejido fibroglandular que grasa)			
Compresión de la mama (cm)					