



UNIVERSIDAD PARTICULAR DE CHICLAYO

FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD

ESCUELA PROFESIONAL DE TECNOLOGIA MÉDICA



TESIS

**“RELACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA CON EL MILIAMPERAJE
Y EDAD DE PACIENTES SOMETIDOS A MAMOGRAFÍA DIGITAL”**

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN TECNOLOGÍA
MÉDICA – ESPECIALIDAD DE RADIOLOGÍA**

AUTOR:

BACH. GENEBRARDO ALONSO BURGA SOTO

ASESOR:

DR. MAX MUNDACA MONJA

CHICLAYO 2021

DEDICATORIA

A dios, a mis padres por haberme apoyado siempre a realizar mi sueño de ser un profesional.

También a cada una de las personas que me apoyaron a cumplir mi objetivo.

AGRADECIMIENTO

A mi asesor DR. MAX MUNDACA MONJA por su dedicación y enseñanza que me dio para poder culminar mi objetivo y a mis jurados por ayudarme en todo.

Estoy muy agradecido al personal del hospital donde hice el estudio de mi investigación por brindarme la ayuda necesaria para poder culminar.

ÍNDICE

II. DEDICATORIA.....	2
III. AGRADECIMIENTO	3
IV. ÍNDICE	4
V. RESUMEN	6
ABSTRACT	7
VI. INTRODUCCION	8
6.1 Marco Teórico	9
a. Situación Problemática	9
b. Antecedentes bibliográficos	13
c. Base Teórica	28
c.1 Historia de la mamografía.....	28
c.2 El espectro de rayos x.....	29
c.3 Dosis glandular media.....	34
c.4 La mama	34
6.2 Problema.....	39
6.3 Hipótesis	39
6.3.1 Hipótesis General	39
6.3.2 Hipótesis específicas	39
6.4 Objetivos	39
6.4.1 Objetivo general.....	39
Determinar la relación entre la Dosis Glandular Media (DGM), el Miliamperaje y la edad del paciente aplicado en una mamografía.....	39
6.4.2 Objetivos específicos.	39
6.5 Justificación e Importancia del estudio.....	40
6.6 Definición y Operacionalización de variables	40
6.6.1 Variable dependiente	40
6.6.2 Variable independiente (constructo)	40
6.6.3 Operacionalización de variables	41
VII. Material y Métodos.....	44
7.1 Tipo de investigación:	44

7.2 Diseño de contrastación de hipótesis.....	44
7.3 Población y muestra: tipo de muestreo, tamaño de muestra	44
7.4 Materiales Instrumentos y Técnicas de Recolección de Datos	45
7.5 Análisis estadístico.....	45
7.5.1 Procesamiento de datos:	45
7.5.2 Análisis e interpretación de los datos:.....	46
VIII. Resultados	47
IX. Cuadros y Gráficas	51
X. Discusión	65
XI. Conclusiones	67
XII. Recomendaciones.....	67
XIII. referencias.....	68
XIV. Anexos	71
Anexo 01 Prueba de Normalidad de Shapiro - Wild.....	76
Anexo 02 Ficha de recolección de datos	77
Anexo 03 Documento de AUTORIZACION donde realice mi investigación.....	78

RESUMEN

Dicha investigación tiene como objetivo fundamental la importancia que tiene la relación de la dosis glandular media con el miliamperaje y edad en pacientes sometidos a mamografía digital en el HOSPITAL REGIONAL DE LAS MERCEDES en el periodo de enero – abril del 2020.

La metodología que se ha usado en la investigación es de tipo básica descriptiva – transversal – correlacional cuyo diseño no ha sido experimental.

La población con la que fue trabajada ha sido de 47 pacientes donde la edad de las pacientes evaluadas evidenció una edad mínima de 40 años y máxima de 68 años.

El Miliamperaje-tiempo aplicado en los exámenes de mamografía, evidencia una mayor cantidad de corriente tiempo en las proyecciones RMLO y LMLO.

No existe relación significativa entre la edad de la paciente y la dosis Glandular media, pero existe relación significativa entre la intensidad de corriente- tiempo y la dosis glandular media.

ABSTRACT

The main objective of this research is the importance of the relationship between the mean glandular dose with milliamperage and age in patients undergoing digital mammography at the HOSPITAL REGIONAL DE LAS MERCEDES in the period January - April 2020.

The methodology that has been used in the research is of a basic descriptive - transversal - correlational type whose design has not been experimental.

The population with which it was worked has been 47 patients where the age of the patients evaluated showed a minimum age of 40 years and a maximum of 68 years.

The milliamperage-time applied in mammography examinations shows a greater amount of current time in the RMLO and LMLO projections.

There is no significant relationship between the age of the patient and the mean glandular dose, but there is a significant relationship between the intensity of current-time and the mean glandular dose.

INTRODUCCIÓN

La dosis glandular media es definida como la dosis media absorbida en el tejido glandular mamario, la dosis glandular media en la mama de un paciente viene determinada por una combinación de 3 factores: “las características del equipo utilizado, los parámetros técnicos seleccionados para el examen, el tamaño y la densidad de la mama de la paciente”.

Cada equipo de mamografía esta calibrado de tal manera que cuando administre una dosis absorbida específica y conocida a una mama de referencia (tamaño promedio) al radiografiarla con unos parámetros técnicos específicos.

Nosotros como personal de salud debemos de tomar las precauciones necesarias para poder realizar un examen optimo ya que de eso dependerá el resultado que obtengamos del paciente.

6.1. MARCO TEÓRICO

a. Situación Problemática

La dosis glandular media en la mama de una paciente viene determinada por una combinación de tres factores: “(I) las características del equipo utilizado, (II) los parámetros técnicos seleccionados para el examen, y (III) el tamaño y la densidad de la mama de la paciente”. 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 (la combinación de película y pantalla, 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 mAs 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.(1)

Generalmente se utiliza la dosis glandular media (DGM) para analizar la dosis absorbida en la mama. “Esta utilización proviene de asumir que la parte más sensible a los efectos de la radiación es el tejido glandular de la mama, y no el tejido adiposo ni la grasa”. (1)

La DGM se define como la dosis media en el tejido glandular de la mama y 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 .(2)

Para detectar las lesiones en las imágenes mamográficas y poder realizar un diagnóstico adecuado se requiere imágenes con alto contraste, bajo ruido y alta resolución. “Estas exigencias han conducido a una optimización continua de los equipos de rayos X, los detectores de imagen y las técnicas radiográficas”.(2)

Para garantizar el logro de la calidad de imagen necesaria con la dosis más baja posible, “la mamografía debe ser realizada por radiólogos altamente calificados, capaces de evaluar la mama de cada paciente y, a partir de esto seleccionar los valores óptimos de kV y de los demás parámetros de exposición”.(2)

Los equipos de mamografía poseen unas características diferentes a comparación de los equipos destinados a exámenes convencionales. El tubo de rayos X está ligeramente inclinado para que el haz de radiación sea más intenso en la región de la mama próxima a la pared torácica que es la que tiene mayor espesor. El haz está colimado en forma de un semicono con el plano de simetría que pasa por su generatriz tangente al borde del soporte de la mama próximo al tórax. Además, para favorecer una mayor resolución espacial, el tamaño de foco de los equipos mamográficos (0.3– 0.4 mm) es menor que el de los tubos convencionales.(3)

Para obtener la mamografía, la mama se apoya en un soporte de dimensiones 18x24 cm² o 24x30 cm² fabricado con fibra de carbono que transmite prácticamente el 100% del haz de radiación. Debajo de este soporte se coloca la rejilla antidifusora y a continuación, el detector de la imagen.

Los detectores digitales se fabrican con Se amorfo (detección directa) o con Si amorfo acoplado a un centellador (detección indirecta). En ambos casos, la señal eléctrica (carga) generada en la interacción del haz de radiación con el material es recolectada por transistores de película fina (TFT) dispuestos formando una matriz.

El tamaño de los TFTs (transistor de película delgada) de los detectores de mamografía está entre 50 Pm y 100 Pm, mucho menor que en los equipos de radiografía convencional. Entre la mama y el tubo de rayos X se coloca la pala de compresión que tiene unos 3 mm de espesor y está fabricada con polimetilmetacrilato (PMMA). Es muy importante mantener la mama comprimida durante la adquisición de la imagen para evitar la borrosidad por movimiento, conseguir una ecualización del espesor de la mama, aproximar las estructuras mamarias al detector mejorando así la resolución, disminuir la radiación dispersa (menor ruido) y, finalmente, disminuir la dosis de radiación.(3)

Los tubos de rayos X utilizados en mamografía se fabrican con ánodos que pueden ser de molibdeno (Mo), rodio (Rh) o tungsteno (W). “El espectro generado con Mo o Rh contiene una proporción alta de rayos X característicos (líneas L de ambos materiales) con energías inferiores a 20 keV para potenciar el contraste entre los tejidos y las lesiones mamarias”.(3). Los filtros que se utilizan en combinación con estos ánodos son de Mo y de Rh (combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh) para eliminar parte de los fotones de alta y baja energía del espectro generado.

La introducción de los detectores digitales ha facilitado la incorporación de tubos con ánodos de W y filtros de otros materiales (Ag). “El procesado posterior de las mamografías digitales compensa las posibles pérdidas de contraste debidas a la eliminación de los fotones de rayos X característicos y a una calidad del haz más penetrante”.(3)

El control automático de exposición (CAE) de los equipos de mamografía selecciona automáticamente la calidad del haz (ánodo, filtro y tensión) y la carga del tubo (mAs). “Esta selección se hace en función del espesor de mama bajo compresión y de la atenuación de la mama, determinada a través de exposición previa (predisparo) con bajo mAs”.(3)

Existen factores que afectan la dosis en mamografía, como lo son: el haz de energía, el blanco o tarjeta, los filtros, la rejilla, la magnificación, el espesor de mama y composición del tejido, la compresión, la densidad óptica, las combinaciones pantalla película y las condiciones del proceso de la película. Al incrementar miliamperaje la dosis glandular media aumenta en una proporción lineal directa. El haz de energía: el rango de kilovoltaje (kV) es

menor que el usado en otras aplicaciones radiográficas, debido a la necesidad de un alto contraste en la imagen. El rango útil es 24-30 kV, altos voltajes requieren menos salida de miliamperaje-segundo (mAs), resultando una dosis baja.(4)

De lo expuesto se observa que la dosis en mamografía depende de un conjunto de factores y entre ellos el haz de energía que tienen que ver con la Intensidad de Corriente-Tiempo dado en miliamperaje-segundo (mAs). “Tanto con la intensidad de corriente como con el tiempo de exposición no se modifica la calidad del haz de rayos X, es decir su energía media ni su capacidad de penetración, pero sí la cantidad total de fotones que lo componen y la dosis aumenta por que se utiliza más fotones por unidad de área para formar la imagen”.(5)

En los diversos centros donde se desarrollan estudios de mamografía, regularmente los encargados de estos procedimientos pocas veces o nunca toman en consideración la evidencia dada por cada examen en relación con la dosis en la mama (Dosis Glandular Media), preocupándose más por la imagen que obtendrán que para el efecto establecen parámetros para el estudio como son kilovoltaje y Miliamperaje seguramente sin considerar que la magnitud de la dosis glandular media es el mejor estimador del riesgo carcinogénico.

Establecer una relación entre la dosis glandular media la intensidad de corriente y la edad, permitirá a los profesionales de la salud encargados de la mamografía digital contar con un algoritmo que le permita establecer la corriente optima de tal forma que seleccione está en el examen de tal forma que la dosis glandular media no supere los 3 mGy considerado como límite de riesgo. Por otro lado, la glandularidad de la mama se establece en función de la edad de la paciente, por eso establecer la relación de la dosis glandular media con la edad de la paciente permitirá también establecer un algoritmo que relacione estas dos variables y calcular la dosis en la mama en función de la edad con fines de optimización de la dosis.

b. Antecedentes bibliográficos

Ramos O, Villarreal M. (2008). Unidad de imagenología, Centro Clínico María Edelmira Araujo - en su investigación mencionan los “Factores que afectan la dosis en Mamografía” indica que su objetivo fundamental fue: “conocer y analizar los factores que afectan la dosis en mamografía”, como lo son: “el haz de energía, el blanco o tarjeta, los filtros, la rejilla, la magnificación, el espesor de mama y composición del tejido, la compresión, la densidad óptica, las combinaciones pantalla película y las condiciones del proceso de la película”.(4)

De un registro de 325 exploraciones, la investigación la desarrollaron con una muestra de 120 exploraciones. Los exámenes de mamografía con proyecciones cráneo-caudal y medio lateral oblicua en ambas mamas. Cálculo de La dosis glandular promedio para una mama de espesor dado, que es el producto de la exposición de entrada y un factor de conversión (establecido en función del espesor hemirreductor), y el kV de la exposición en cuestión.

El resultado de las 120 exploraciones con proyecciones cráneo-caudal y medio lateral oblicua en ambas mamas, y con un espesor de mama comprimida en el rango de 2,5 a 6,5 cm; se determinó “que los valores medios de la DGP, por proyección cráneo-caudal se encontraban por debajo del valor de referencia dado por la ACR”. (Tabla 1)

Peso (cm)	kV	mAs	DGM
2,5	23,2	58,4	0,5 (0,1)
3,0	23,4	65,2	0,6 (0,1)
3,5	23,6	77,7	0,8 (0,2)
4,0	24,0	94,1	1,0 (0,3)
4,5	23,8	104,2	1,1 (0,3)
5,0	24,3	116,3	1,4 (0,3)
5,5	24,9	126,6	1,7 (0,3)
6,0	24,5	145,0	1,8 (0,4)

6,5	26,8	141,3	2,6 (0,5)
-----	------	-------	-----------

Los investigadores llegaron a la conclusión que al incrementar el miliamperaje la dosis glandular media aumenta en una proporción lineal directa y la dosis absorbida en el tejido mamario durante la mamografía deberá ser tan baja como, sea razonablemente posible, sin sacrificar la información de diagnóstico necesaria.

M Ali R, England A, Mercer CE, Tootell A, Hogg P. (2018) University of Salford

- Calculating Individual Lifetime Effective Risk from Initial Mean Glandular Dose Arising from the First Screening Mammogram – los autores de dicha investigación hablan sobre el “Cálculo del riesgo efectivo individual de por vida a partir de la dosis glandular media inicial que surge de la primera mamografía de detección” su objetivo fue: “utilizar la dosis glandular media inicial (DGM) que surge de la primera mamografía de detección para estimar el riesgo efectivo de detección total individual de por vida”.

Las dosis de órganos de exposiciones de cribado de mamografía digital de campo completo (FFDM) (oblicuo craneocaudal y mediolateral para cada seno) se midieron utilizando un enfoque simulado, con grosor promedio de seno y fantasmas ATOM adultos, en 16 máquinas FFDM. “Las dosis se midieron usando dosímetros termoluminiscentes acomodados dentro del espectro ATOM; se calculó la MGD de mama examinada”.

El riesgo efectivo total durante la vida de un cliente se calculó para 150 escenarios de detección de diferentes edades y frecuencias de inicio de detección. Para cada escenario, “se obtuvo un conjunto de factores de conversión para convertir los valores de MGD en riesgo efectivo total”.

El resultado final para las 16 máquinas FFDM, MGD aporta aproximadamente el 98% del riesgo efectivo total. Esta contribución es aproximadamente constante para diferentes regímenes de detección de diferentes edades de inicio de detección. La contribución de MGD permanece constante, pero el riesgo se reduce porque la radiosensibilidad de todos los tejidos del cuerpo, incluido el tejido mamario, se

reduce con la edad. Se obtuvieron tres conjuntos de factores de conversión para tres frecuencias de detección (anual, bienal, trienal). Se crearon tres gráficos de relación entre la edad de inicio del cribado y el riesgo efectivo total, como porcentajes de MGD.

Dichos investigadores llegaron a la conclusión de que La representación gráfica del riesgo total podría ser una manera fácil de ilustrar el riesgo efectivo total durante la vida de un cliente. La frecuencia de detección, la edad de inicio y la MGD son buenos predictores del riesgo efectivo total, generando más datos comprensibles para los clientes que la MGD.

Dr. Oswaldo Ramos N, MSc. Manuel Villarreal U. (2009) Revista Chilena de Radiología - plantearon una investigación donde hablan sobre la “Determinación de un método de cálculo de dosis glandular promedio en exámenes de mamografía convencional” su objetivo es estimar la dosis glandular promedio en mamografía y durante dos meses los autores realizaron 162 exploraciones con proyecciones cráneo-caudal y medio lateral oblicua en ambas mamas.

“El Mamógrafo General Electric, tensión del tubo: 20-35 kV con incrementos de 1 kV; carga del tubo: 10-250 mAs; combinación ánodo-filtro de Molibdeno-Molibdeno, aplicaron un modelo numérico para estimar la dosis glandular promedio en mamografía”.(6)

El resultado de cada examen de mamografía que hicieron fue que el espesor de cada mama comprimida se encuentra en el rango de 2,5 a 6,5 cm.

Los rangos de dosis glandular promedio, por cada proyección cráneo-caudal, se encuentran de 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. Las conclusiones de dichos investigadores fue que los valores medios de dosis glandular promedio estimados por proyección cráneo-caudal, en su totalidad resultan por debajo del valor de referencia dado por el Colegio Americano de Radiología (3 mGy).(6)

Carolina marcela Viloria barragán (2010) Universidad Nacional de Colombia -

la investigadora da a conocer sobre la “evaluación de la dosis glandular media en exámenes de mamografía” el objetivo es poder “determinar la dosis glandular media en exámenes de Mamografía y obtener los datos de pacientes para calcular la DGM en centros de mamografía de la ciudad de Medellín”, teniendo en cuenta parámetros tales como la edad del paciente, la técnica utilizada, el Rendimiento del equipo, las medidas de Kerma realizadas.

Se realizó un “estudio de estimación de dosis a un grupo de 463 pacientes sometidas a estudios mamográficos en 10 centros hospitalarios del área metropolitana de Medellín”. “Se obtuvieron datos de cada paciente y para cada estudio se consideró la técnica utilizada (kV y mAs), el espesor de la mama comprimida y el tipo de proyección realizada, Cráneo Caudal y Medio Lateral Oblicua”.

La investigadora obtuvo 1836 radiografías, “los cuales corresponden a los cuatro procedimientos realizados a la mayoría de las mujeres y solo a un pequeño porcentaje de ellas se les tomó la radiografía de una proyección en cada mama o se examinó una sola de las mamas”.

Los resultados que obtuvo la investigadora fueron que: “la dosis glandular media promedio para las 463 pacientes de los diez centros mamográficos evaluados, considerando las 1836 radiografías realizadas, fue de 1.83 ± 0.98 mGy utilizando los factores de conversión de Dance y de 1.65 ± 0.89 mGy utilizando los factores de conversión de Klein para una mama de 50% de glandularidad”.

La autora llegó a la conclusión que: “el promedio de la Dosis Glandular Media, DGM, en el área metropolitana de Medellín es de 1.83 ± 0.98 mGy utilizando los factores de conversión de Dance y de 1.65 ± 0.89 mGy utilizando los factores de conversión de Klein para una mama de 50% de glandularidad. Existiendo una relación inversa entre la dosis glandular media y la edad”.

Chevalier M, Morán P, Ten JI, Fernández Soto JM, Cepeda T, Vañó E. Patient dose in digital mammography (2004) National Center for Biotechnology Information - los investigadores hablan sobre la “dosis del paciente en mamografía digital” analizaron la dosis de pacientes que se sometieron a exámenes mamográficos con un sistema de mamografía digital de campo completo. En la presente investigación, los autores analizaron la dosis de 5034 pacientes (20,137 imágenes) que se sometieron a exámenes mamográficos con un sistema de mamografía digital de campo completo.

La información relevante para este estudio se extrajo del encabezado DICOM de la imagen y se almacenó en una base de datos durante un período de 3 años (marzo de 2001 a octubre de 2003).

Los datos del paciente incluyeron edad, grosor del seno, kVp, mAs, combinación objetivo / filtro y valores de dosis nominales. El kerma de aire de superficie de entrada (ESAK) sin retrodispersión se calculó a partir de la salida del tubo medido para cada voltaje utilizado en condiciones clínicas y de la carga del tubo (mAs) incluida en el encabezado DICOM.

Los valores medios para la edad del paciente y el grosor del seno comprimido fueron 56 años (DE: 11) y 52 mm (DE: 13), respectivamente. La mayoría de las imágenes se adquirieron utilizando el modo automático STD (estándar) (98%).

La combinación objetivo / filtro más frecuente seleccionada automáticamente para senos menores de 35 mm fue Mo / Mo (75%); para espesores intermedios entre 35 y 65 mm, las combinaciones fueron Mo / Rh (54%) y Rh / Rh (38.5%); Rh / Rh fue la combinación seleccionada para el 91% de los casos para senos de más de 65 mm de grosor. Se observó un amplio rango de kVp para cada combinación objetivo / filtro. Los valores más frecuentes fueron 28 kVp para Mo / Mo, 29 kVp para Mo / Rh y 29 y 30 kV para Rh / Rh.

Los tiempos de exposición variaron de 0.2 a 4.2 s con un valor medio de 1.1 s. Las dosis glandulares promedio (AGD) por exposición se calcularon multiplicando los valores de ESAK por los factores de conversión tabulados por Dance para las

mujeres en los grupos de edad de 50 a 64 y de 40 a 49. Este enfoque se basa en la dependencia de la glandularidad del seno con el grosor del seno y años. La dosis glandular media total (AGD (T)) se calculó sumando los valores asociados con la preexposición y con la exposición principal.

Dichos autores tienen como resultado que la AGD media (T) por exposición fue de 1,88 mGy (IC 0,01) y la AGD media (T) por examen fue de 3,8 mGy, con un promedio de 4 imágenes por examen.

La dosis media para las imágenes de vista cráneo-caudal (CC) fue de 1,8 mGy, que es menor que la de la vista oblicua medio-lateral (MLO) porque el grosor de las imágenes de CC fue en promedio un 10% más bajo que el de las imágenes de MLO.

La AGD media (T) para el grupo de mujeres de más edad (1.90) fue un 3% más alta que la AGD (T) para el grupo de jóvenes (1.85) debido al mayor grosor de los senos comprimidos de las mujeres en el grupo de más edad (10% en promedio)

Las conclusiones que llegaron los investigadores fueron que: “las diferencias entre los valores correspondientes de AGD (T) de cada grupo de edad fueron más bajas para el grosor de los senos en el rango de 40-60 mm, siendo ligeramente más altas para las mujeres en el grupo de mayor edad”.

Beckett JR, Kotre CJ. (2000) National Center for Biotechnology Information - Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography – los investigadores hablan sobre la importancia de las “implicaciones dosimétricas de los cambios glandulares relacionados con la edad en la mamografía de detección” el Servicio Nacional de Salud del Reino Unido está actualmente organizado para evaluar rutinariamente a mujeres entre las edades de 50 y 64 años, con pruebas de detección para mujeres mayores disponibles a pedido. “El extremo inferior de este rango de edad coincide estrechamente con la edad media de la menopausia (51 años), durante la cual se sabe que se producen cambios significativos en la composición de la mama”.

Para cuantificar el efecto dosimétrico de estos cambios, se han “utilizado factores radiográficos y datos de grosor del seno comprimido para una cohorte de 1258

mujeres de entre 35 y 79 años que se someten a una mamografía de detección de senos para obtener estimaciones de la glandularidad del seno y la dosis glandular media (MGD)", y examinar su variación con la edad. También se investiga la variación de los factores medios de exposición radiográfica con la edad. La presencia de un número significativo de mujeres en edad de prueba dentro de la cohorte permitió estudiar un rango de edad extendido.

Las estimaciones de MGD que incluyen correcciones para la glandularidad del seno basadas solo en el grosor del seno comprimido, el grosor del seno comprimido y la edad y para cada mujer individual se comparan con el MGD en base al supuesto convencional de una composición adiposa / glandular 50:50. Se ha encontrado que "el uso de la suposición convencional 50:50 lleva a sobreestimar la MGD de hasta 13% sobre el rango de edad considerado". "Al usar el grosor del seno comprimido para estimar la glandularidad del seno, este rango de error se puede reducir al 8%, mientras que las estimaciones de glandularidad basadas en la edad y el grosor del seno comprimido dan como resultado un rango de error del 1%".

Ohmori N1, Ashida K, Fujita O (2003) National Center for Biotechnology Information – "Estimation of glandular content rate and statistical analysis of the influence of age group and compressed breast thickness on the estimated value" – en dicha investigación hablan sobre la "Estimación de la tasa de contenido glandular y análisis estadístico de la influencia del grupo de edad y el grosor del seno comprimido sobre el valor estimado" el contenido glandular es un factor importante en la evaluación de la detección del cáncer de seno y la dosis glandular promedio, es importante en la investigación de mamografía estimar y analizar esta tasa. "El propósito de este estudio fue obtener una fórmula para la estimación estadística de la tasa de contenido glandular, para aclarar estadísticamente la influencia del grupo de edad y el grosor del seno comprimido (TCC) en la estimación de la tasa de contenido glandular, y mostrar estadísticamente la relación general entre glandular tasa de contenido y los factores de edad y TCC".(7)

Los investigadores tuvieron a 740 mujeres japonesas de 20 – 91 años (media +/- DE: 48,3 +/- 12,8 años) que se habían sometido a una mamografía. "En

nuestro estudio, la tasa de contenido glandular se estimó estadísticamente a partir del grupo de edad, el valor de mAs y la TCC cuando las pacientes se sometieron a una mamografía, a partir de una simulación fantasma y a partir de imágenes de RM de mama”. Además, se realizó un análisis multivariado para examinar estadísticamente la influencia del grupo de edad y la TCC en la tasa de contenido glandular.

Los resultados que obtuvieron los autores fueron que: “la tasa media de contenido glandular estimada por grupo de edad fue la siguiente: 35.6% para aquellos en sus 20 años, 33.4% en los 30, 27.5% en los 40, 23.8% en los 50 y 21.8% en los 60 y más”. La tasa para los sujetos en su conjunto fue del 27,1%. Este estudio indicó que “se produjo una sobreestimación si el valor estimado de la tasa de contenido glandular no se corrigió en la medición 3D por MRI. Además, este estudio mostró que la influencia estadística en la tasa de contenido glandular fue significativamente mayor para la TCC que para la edad”.

Control de calidad en mamografía (2006) Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) - dicho organismo da a conocer la “Técnica de mamografía y dosis de radiación” la mama de una paciente viene determinada por una combinación de tres factores: “(I) las características del equipo utilizado, (II) los parámetros técnicos seleccionados para el examen, y (III) el tamaño y la densidad de la mama de la paciente”.

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 (la combinación de película y pantalla, 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 mAs para obtener la exposición necesaria al receptor de imagen. “La combinación de la reducción de kV y el incremento de mAs 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.

Aysegül Özdemir. (2007) Center for Biotechnology Information - Clinical evaluation of breast dose and the factors affecting breast dose in screen-film mammography - el investigador nos da a conocer como la “Evaluación clínica de la dosis de seno y sus factores afectan la dosis de seno en la mamografía de película” se realizó 622 mamografías calificadas obtenidas con el uso de la técnica de “kV variable”, modo semiautomático, en mamografía de película. “Las dosis reales de mama se calcularon y analizaron para determinar el papel de dos pantallas y tres películas, dos selecciones de ánodo / filtro (Mo / Mo y Mo /Rh), tres proyecciones de imagen (craneocaudal, 45 ° y oblicuo mediolateral de 60 ° [MLO]), grosor de los senos y composición de los senos”.(8)

El investigador tuvo como resultado que la pantalla Min R 2190 proporcionó aproximadamente la mitad de la dosis de Min R pantalla. Todas las películas utilizadas con la pantalla más rápida dieron como resultado dosis similares en espesores <50 mm (media, 0.9–1.1 mGy) ($P > 0.05$). “Las dosis fueron significativamente mayores en senos más gruesos (≥ 50 mm), en senos densos y en Vista de 45 ° MLO, en comparación con los senos <50 mm, senos grasos y en vista de 60 ° ($P < 0.05$)”.

El autor tuvo como resultado que los factores que afectan la dosis son muchos, y sus Las interrelaciones complejas son difíciles de controlar en entornos clínicos. Adaptación de pozos de combinación kVp / ánodo / filtro, selección de pantallas más rápidas y bien adaptadas las películas son obligatorias, mientras que 60 ° en lugar de 45 ° en proyección oblicua puede ayudar a reducir la dosis. Sin embargo, la adaptación de kVp / ánodo / filtro, que debería ser basado tanto en el grosor de los senos como en la composición, es difícil de lograr con precisión en todo momento.(8)

Por lo tanto, “el control automático de la calidad del haz debe reemplazar el modo semiautomático en mamografía de película de pantalla para proporcionar más fácil y más efectivo control de dosis mamaria y calidad de imagen”.

Andrés y Bellotti (2007) Revista Dialnet - los autores comentan sobre la “estimación de la dosis glandular media en exámenes de mamografía convencional” indican que debido a que la tasa de contenido glandular es un factor importante en la evaluación de la detección del cáncer de seno y la dosis glandular promedio, es importante en la investigación de mamografía estimar y analizar esta tasa. El propósito de este estudio fue “obtener una fórmula para la estimación estadística de la tasa de contenido glandular, para aclarar estadísticamente la influencia del grupo de edad y el grosor del seno comprimido (TCC) en la estimación de la tasa de contenido glandular, y mostrar estadísticamente la relación general entre glandular tasa de contenido y los factores de edad y TCC”.

Los sujetos fueron 740 mujeres japonesas de 20-91 años (media +/- DE: 48,3 +/- 12,8 años) que se habían sometido a una mamografía. En nuestro estudio, “la tasa de contenido glandular se estimó estadísticamente a partir del grupo de edad, el valor de mAs y la TCC cuando los sujetos se sometieron a una mamografía, a partir de una simulación fantasma y a partir de imágenes de RM de mama”.

Además, se realizó un análisis multivariado para examinar estadísticamente la influencia del grupo de edad y la TCC en la tasa de contenido glandular. La tasa media de contenido glandular estimada por grupo de edad fue la siguiente: 35.6% para aquellos en sus 20 años, 33.4% en los 30, 27.5% en los 40, 23.8% en los 50 y

21.8% en los 60 y más. La tasa para los sujetos en su conjunto fue del 27,1%. Este estudio indicó que se produjo una sobreestimación si el valor estimado de la tasa de contenido glandular no se corrigió en la medición 3D por MRI. Además, este estudio mostró que la influencia estadística en la tasa de contenido glandular fue significativamente mayor para la TCC que para la edad.

Castro Villarreal Verónica (2015) Tesis de Licenciatura. Universidad Central del Ecuador – el autor habla de la importancia del “Estudio comparativo en mamografía digital versus Tomosíntesis en pacientes de 40 a 50 años realizado en el centro IMADE de la ciudad de Quito de enero a abril del 2015” el objetivo del estudio fue comparar las diferencias significativas entre los exámenes como: “Ventajas y Desventajas, Detectabilidad y la Visibilidad, Tasa de Detección de Cáncer, Índice de Falsos Positivos, Tasa de Rellamado, con relación a las técnicas y proyecciones radiológicas en estudios de Mamografía Digital vs. Tomosíntesis”; La Tomosíntesis de mama es una técnica relativamente nueva, que consiste en una modificación a la mamografía digital, que permite la adquisición de imágenes 3D, el mismo que ha demostrado mejorar la evaluación; estimar el ahorro de dosis que supondría utilizar la imagen sintetizada en los exámenes de Tomosíntesis.

Para el estudio comparativo en Mamografía Digital Versus Tomosíntesis. Resultados: “Nódulos, Lesiones tienen características específicas para su descripción y categorización 48 mujeres 100%; 19 exámenes según mamografía digital representan el 40%; y 29 exámenes 60% con Tomosíntesis”. La Distorsión de la Arquitectura de la glándula mamaria mediante Mamografía Digital en 12 pacientes 25% y con Tomosíntesis 36.

Resultados positivos y negativos para cáncer mamario Mediante Mamografía Digital presentan que 27 pacientes 56% y 21 pacientes 44% mediante Tomosíntesis presentaron.

Pérez Tito (2014) Tesis de Licenciatura. Universidad Nacional Mayor de San Marcos – el investigador habla sobre la “Valoración diagnóstica de la mamografía 3D (Tomosíntesis) en el diagnóstico de cáncer de mama en pacientes mujeres de 40 a 60 años Clínica Internacional – Sede San Borja Año 2013” se realizó un estudio

“de tipo observacional, descriptivo, retrospectivo y de corte transversal, en el cual se revisaron las historias clínicas de las pacientes que comprendían una edad entre 40 y 60 años, donde se correlacionaron las características de las Tomosíntesis con los resultados histopatológicos de 75 pacientes que cumplieron con los criterios de inclusión”.

Para el análisis de la sensibilidad y especificidad se realizó “a aplicación de las curvas ROC, para determinar el mejor punto de corte para los BIRADS tomando como Gold standard a la biopsia”. Se obtuvo como resultado “una sensibilidad del 68%, una especificidad del 70%, el Valor Predictivo Positivo fue de 20.7% y el Valor Predictivo Negativo 95%”. El signo radiológico más frecuente según biopsia fue “de Distorsión de Arquitectura. Los signos que tuvieron mayor relación con biopsia positiva fueron las microcalcificaciones y nódulos espiculados”.

El autor llegó a la conclusión que “el valor diagnóstico de la Tomosíntesis en la Clínica Internacional - San Borja para el diagnóstico de cáncer de mama, es una prueba diagnóstica válida probando mejorar la detección de nódulos reduciendo los efectos del solapamiento tisular y facilita el análisis morfológico de los mismos, principalmente en mamas densas en las que el riesgo de cáncer es mayor”.

Defilippi Shinzato Luis (2016) Tesis de Maestría. Universidad Nacional de Ingeniería – en la tesis del investigador nos explica sobre la “Reducción de la dosis colectiva impartida en exámenes de mamografía mediante el criterio de la imagen rechazada”, “el cáncer de mama se ha convertido en una de las enfermedades más frecuentes en las mujeres a partir de los 40 años de edad, situándose como la quinta causa de muerte por cáncer a nivel mundial, con una probabilidad de 1 a 8 de que se le diagnostique dicho cáncer y de 1 a 34 de morir por esta causa”.

Según lo indica el “Breast Cáncer Incidence and Mortality World wide of International Agency for Research of Cáncer 2010”. “La mamografía es el método utilizado para detectar el cáncer de mama, permitiendo su tratamiento y curación de la paciente”.

Este método utiliza radiación ionizante (rayos X) que tiene asociado un riesgo radiológico relacionado con la dosis depositada en el tejido de la mama.

“Sólo una imagen mamográfica de buena calidad permite el diagnóstico correcto, evitando diagnósticos incorrectos o repetición de exposiciones a los rayos X que repercuten en la salud de la paciente”.

El presente trabajo aplica el parámetro de la tasa de rechazo de imágenes en mamografía para determinar la calidad de las mismas en el servicio de mamografía del “Instituto Nacional de enfermedades Neoplásicas (INEN)” utiliza este parámetro como indicador para la mejora del “Sistema de Generación de Imágenes”, reduciendo el número de imágenes repetidas y, por consiguiente, la dosis colectiva impartida a los pacientes.

En el presente trabajo de tesis de investigación, se planteó y ejecuto una nueva categorización para las imágenes rechazadas, permitiendo ubicar la falla en el precitado Sistema de una forma más sencilla y rápida, mejorándose el servicio de mamografía del “Instituto Nacional de enfermedades Neoplásicas (INEN)” en sus ambientes, equipos, personal, etc., dando como logro total “la reducción de la dosis colectiva en 16,2 % y la tasa de rechazo de imágenes en un 14 %, ubicándolas por debajo del nivel de tolerancia indicado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)”.

Zague PES (2017) Tesis de Bachiller. Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas Cuba – el autor nos da a conocer sobre la “Comparación de Calidad de Imagen en Mamografía con contraste de fase vs Mamografía digital usando un maniquí antropomórfico” el estudio de la calidad de las imágenes obtenidas en las pruebas de mamografía son diferentes tecnologías de adquisición.

“Se cuenta con una base de datos que cubre imágenes de un maniquí antropomórfico en diferentes equipos de adquisición con sistema DR (Digital Radiography) y mamografía con contraste de fase usando haces de sincrotrón”.

Se procesaron 52 imágenes de radiografía digital de un maniquí antropomórfico, previamente adquiridas, de las cuales 14 fueron obtenidas del General Electric 13

con un Giotto y 25 a partir de haces de sincrotrón. Se varió la energía del haz (kVp), la corriente del tubo (mAs) y la dosis (mGy), para encontrar las mejores condiciones de adquisición que permitieran una adecuada calidad de imagen con las menores dosis posibles.

Sobre las imágenes se seleccionaron regiones de interés sobre las que se calcularon indicadores de calidad de imagen para comparar las técnicas como son: relación señal ruido (SNR) del área y de los bordes, el FoM, el contraste y la visibilidad de detalles. “Se demuestra que la mamografía con contraste de fase usando haces de sincrotrón es una técnica factible para la detección de lesiones ya que produce mejoras en el contraste imagen y aumenta la visibilidad de los detalles más pequeños”.

Fares Simbaña Jessica (2015) Tesis de Licenciatura. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Ecuador – el investigador habla sobre la importancia de la “Elaboración de un protocolo de control de calidad mediante el uso del fantoma de acreditación mamográfico modelo 156 para el equipo de mamografía modelo mammomat 3000 nova del Hospital De Especialidades Fuerzas Armadas NO.1” esta investigación incluyó un proceso aplicativo descriptivo que incorporó la especificación del estado de funcionamiento del equipo, “determinación de los elementos que conforman el área de mamografía, reunificación de pruebas realizadas en protocolos ya establecidos y aplicabilidad de pruebas de control de calidad”. Además, se dispuso de observación sistemática para examinar los componentes y funcionamiento del equipo mamográfico.

“El protocolo comprendió una presentación, un segmento descriptivo de referencia a las funciones que realizó el personal involucrado, además del desarrollo de las pruebas de control de calidad”.

Como resultado se obtuvo que de “los parámetros evaluados: pruebas de seguridad del equipo, almacenamiento de películas, sistema de imagen, pruebas del generador y tubo de rayos X, control automático de exposición (CAE), pruebas geométricas, sistema de compresión, calidad de imagen, condiciones de

visualización de las imágenes, el 100% de las pruebas se encontraron dentro de los criterios de calidad establecidos en el protocolo”.

Se concluye que el “mamógrafo modelo MAMMOMAT 3000 NOVA funciona correctamente, asegurando un diagnóstico más acertado en la prevención y detección temprana de cáncer de mama, lo que establece una mejora en la calidad del servicio que ofrece el área de mamografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas No.1”. “Para una mejor eficacia del equipo mamográfico se recomienda implementar el presente protocolo de control de calidad en el área de mamografía del Hospital de Especialidades Fuerzas Armadas No 1.”

c. Base Teórica

c.1 Historia de la mamografía

Todo comenzó en...

1913 - Albert Salomón hace un esfuerzo por visualizar tumores en el seno con radiografía.

Década de 1920: Walter Vogel explicó cómo los rayos X podían detectar diferencias en el tejido mamario. Sus pautas que explicó todavía son utilizadas por los médicos de hoy.

Década de 1930: Stafford L Warren fue el primer médico en utilizar la mamografía para diagnosticar el cáncer de seno durante las observaciones prequirúrgicas.

Mediados de la década de 1950: Jacob Gershon Cohen usa una mamografía para detectar el cáncer de seno en mujeres sanas.

Finales de la década de 1950: Robert Egan desarrolló un nuevo método de mamografía de detección. Publicó sus resultados en un artículo en 1959 y en un libro en 1964.

Década de 1960: la mamografía se convirtió en una herramienta de diagnóstico ampliamente utilizada.

1963 - Philip Strax colabora en un estudio de mujeres, que termina mostrando que la mamografía redujo las muertes por cáncer de seno en un tercio.

1969 - Se pusieron a disposición las primeras unidades de rayos X dedicadas a las imágenes mamarias.

1973 - El Instituto Nacional del Cáncer comenzó a realizar un estudio de cuatro años sobre mujeres en los Estados Unidos. Revelaron que muchas mujeres que tenían tumores y tumores no cancerosos se habían sometido a una cirugía de seno, lo que sentían que era innecesario.

1976 - La mamografía como dispositivo de detección se convirtió en una práctica estándar.

1992 - El Congreso promulga la Ley de Normas de Calidad de la Mamografía, que garantiza que todas las mujeres tengan acceso a la mamografía para la detección del cáncer de seno.

1993 - El American College of Radiology, conocido como el Sistema de datos de generación de imágenes e informes de mama, crea un lenguaje común entre los médicos para informar los resultados de las mamografías.

2000 - La FDA aprueba el primer sistema de mamografía digital.

2009 - La Sociedad Estadounidense del Cáncer informa que las muertes por cáncer de seno disminuyeron un 30% como resultado de la detección temprana y el tratamiento con mamografía.

2011 - La FDA aprueba la tecnología de mamografía 3D de Hologic.

2014 - El Journal of the American Medical Association informa que la tecnología de mamografía 3D de Hologic detecta cánceres significativamente más invasivos que una mamografía tradicional.¹⁸

c.2 El espectro de rayos x

“Los fotones que integran el haz de rayos X emitido por el tubo presentan una distribución continua en energías con valores comprendidos, teóricamente, entre 0 y un valor máximo que corresponde al valor de tensión o kilovoltaje aplicado al tubo de rayos X”. (9)

En efecto, si aplicamos una tensión, por ejemplo, de 90 kV entre el cátodo y el ánodo, los electrones adquirirán una energía de 90 keV, y al chocar contra el ánodo, perderán energía emitiendo radiación de frenado. Los fotones de rayos X emitidos tendrán energías comprendidas entre 0 y 90 keV. Esta distribución de energías forma un espectro continuo.(9)

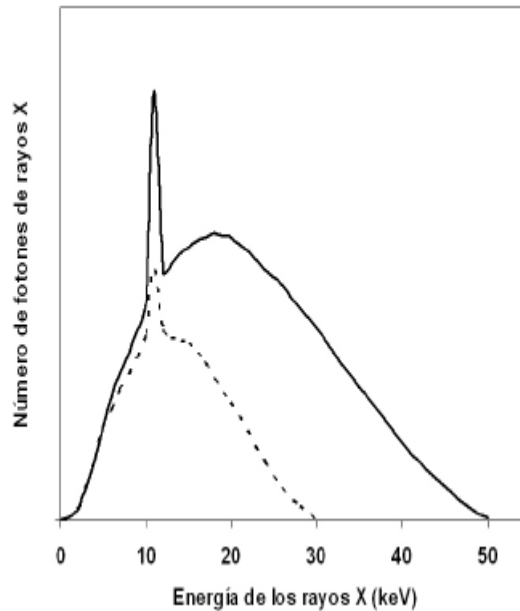


Figura 1. Espectro de radiación para distintas energías (30 kV, 50 kV) para un tubo con ánodo de tungsteno

Además de esta componente continua, el espectro de rayos X está formado también por una parte discreta en forma de picos de gran intensidad que se superponen a la primera. Estos picos se denominan radiación característica, ya que su posición dentro del espectro depende del material del ánodo, y más concretamente de su número atómico (número de protones de cada átomo). Los rayos X característicos se producen cuando los átomos excitados del ánodo por la colisión con los electrones, se desexcitan y emiten su exceso de energía en forma de radiación electromagnética.(10)

La radiación característica puede jugar un papel muy importante en la calidad de la imagen y de hecho, así es en el caso de la mamografía. La radiación X tal y como se produce en un tubo de rayos X se llama Bremsstrahlung o radiación de frenamiento. Se genera cuando una carga en movimiento experimenta una aceleración como ocurre con los electrones del tubo de rayos X al chocar contra la superficie del anticátodo, donde son frenados interiormente hasta el final de su recorrido.(10)

La distribución espectral de la radiación de frenamiento es análoga a la del cuerpo negro superpuesta a esta radiación continúan existiendo unas líneas (imágenes de la rendija del espectrómetro) cuya estructura depende de la naturaleza del anticátodo. “Se trata del espectro característico una imagen del mismo la proporciona el espectro del hidrógeno en el que se exhiben las series de Lyman, Balmer, Paschen, Brackett y Pfund”.¹⁹

“El espectro de emisión de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución por energías de los fotones que constituyen el haz, el espectro de rayos x es una representación gráfica de la distribución, por energías de los fotones que constituyen el haz”. En él se superponen el espectro continuo de los fotones de frenado y el discreto de los fotones característicos.

El conocimiento del espectro de emisión de RX es clave para comprender como afectan los cambios de: tensión (KVp), corriente (mA), el tiempo, y la filtración a las interacciones del haz con el paciente, el receptor de imagen u otro material que se interponga en el haz. “Es la huella dactilar del haz. Conociéndolo, podemos saber cuál será la dosis absorbida en cualquier punto del paciente, cuál será la calidad de la imagen (contraste, resolución...) y cuál será la cantidad de radiación dispersa (radiación que reciben los trabajadores). Manipulándolo podemos modificar la dosis y la calidad de la imagen”.

“En la figura 1 se muestra el espectro de emisión para un tubo con ánodo de tungsteno y para diferentes valores de tensión aplicados al tubo de rayos X. En él se superponen el espectro continuo procedente de los fotones de frenado y el espectro discreto generado por los fotones característicos”.

El conocimiento de los espectros de emisión de los equipos de rayos X es un dato clave para comprender cómo afectan los cambios de la tensión de pico o kilovoltaje, la intensidad de corriente, el tiempo y la filtración en las características de la imagen radiológica.

Es preciso resaltar que, en radiología convencional con película radiográfica, la forma del espectro de rayos X está fuertemente relacionada con las características de la imagen, especialmente por el hecho de que la interacción de los fotones con la materia es muy sensible a la energía de éstos y una variación en su energía afecta de manera apreciable al contraste.(5)

En radiología digital debido a su amplia latitud, la formación de la imagen tiene lugar a casi cualquier grado de exposición y la imagen puede ser luego procesada en el ordenador variando su brillo y contraste. El límite para no poder disminuir más la dosis está determinado por el máximo nivel de ruido admisible en la imagen.

El término radiología digital se utiliza para denominar a la radiología que obtiene imágenes directamente en formato digital sin haber pasado previamente por obtener la imagen en una placa de película radiológica. La imagen es un fichero en la memoria de un ordenador o de un sistema que es capaz de enviarlo a través de una red a un servidor para su almacenamiento y uso posterior. Por el contrario, la radiología analógica utiliza para obtener imágenes un chasis con cartulinas de refuerzo y película radiológica o si es radiología en tiempo real un intensificador de imágenes que se visualizan en un monitor a la vez que se están obteniendo.(11)

“Una posibilidad para modificar el espectro de un haz de rayos X es variar la intensidad de corriente del tubo, es decir el número de electrones por segundo que van a ser acelerados y van a impactar contra el ánodo. Con ello, ni la energía máxima del espectro ni su energía media se modifica, pero sí el número de fotones del haz de radiación”. (véase la figura 1). (5)

Al incrementar la intensidad de corriente, es posible emitir todos los fotones necesarios para la formación de la imagen radiológica en menos tiempo, y ello va a tener una incidencia muy importante en la reducción de la borrosidad por movimiento del paciente durante la exploración, o en aquellas exploraciones en las que haya órganos en movimiento (por ejemplo, una exploración de tórax para evitar la borrosidad del corazón).(12)

Necesariamente es muy elevado. La borrosidad cinética de algunas mamografías comienza a hacerse manifiesta en la imagen cuando el tiempo de exposición excede de 1 segundo, pero puede llegar a ser un problema cuando se alcanzan 2 segundos. Con una compresión insuficiente, puede apreciarse con exposiciones incluso de 0'2 segundos La borrosidad cinética es más fácil apreciarla en mamas de mayor tamaño, menos compresibles, más fibroglandulares, así como cuando se emplea parrilla antidifusora. Las mamografías magnificadas son más susceptibles de presentar borrosidad cinética porque se utiliza el foco fino. Todo lo anterior comporta un incremento de mili amperaje por segundo ($I \times t$) (mAs), o la necesidad de un mayor tiempo de exposición.(12)

Por el contrario, cuanto mayor sea la intensidad de corriente, mayor debe ser la potencia y capacidad del tubo para poder soportarlo, y ello en ocasiones no es posible sin recurrir a un filamento (cátodo) más grueso que no se funda con corrientes elevadas. “Hay por tanto un compromiso entre exploraciones que requieran tiempos cortos y por ello, intensidades de corriente más altas, y otras, en las que el tiempo no sea tan crítico y se pueda utilizar un foco (filamento o cátodo) más fino y de mejor resolución”.(12)

“Es evidente que el efecto que tiene el tiempo de exposición en el espectro del haz de rayos X es el mismo que el que tiene la intensidad de corriente”.

Da lo mismo incrementar al doble el número de fotones por segundo que salen del tubo de rayos X (es decir, incrementar al doble la intensidad de corriente) durante un tiempo determinado, que, manteniendo la misma corriente, duplicar el tiempo de exposición, y por tanto el número de fotones que salen del tubo de rayos X. El producto de la intensidad de corriente por el tiempo de exposición es la carga de disparo (a veces denominada mAs por las unidades en que se mide), y tiene que ver con el número total de fotones que salen del tubo de rayos X. Tanto con la intensidad de corriente como con el tiempo de exposición no se modifica la calidad del haz de rayos X, es decir su energía media ni su capacidad de penetración, pero sí la cantidad total de fotones que lo componen.(13)

“Es evidente a partir de todo lo expuesto hasta ahora, que el haz de radiación tiene una gran importancia en la calidad de imagen final del estudio radiológico, y en la dosis recibida por el paciente como consecuencia de dicho estudio”. (14)

En efecto, un haz de radiación con un kilovoltaje más alto o una filtración de tubo elevada (lo que hemos definido como una calidad de haz alta) será más penetrante y atravesará más fácilmente los tejidos del paciente, alcanzando el sistema de imagen sufriendo una atenuación menor.

Ello se traducirá fundamentalmente en una reducción importante de la dosis en la superficie de entrada del paciente y, en una disminución de la dosis efectiva, aunque en mucha menor medida. Sin embargo, la utilización de haces más penetrantes, va a producir un incremento de la proporción de radiación dispersa que llega al detector con la consecuente pérdida en la calidad de imagen por emborronamiento de la misma. Por el contrario, si se utiliza una calidad de haz más baja, se tiene, por un lado, un aumento de la proporción de fotones que son atenuados por el paciente y no alcanzan el sistema de imagen, o lo que es lo mismo se produce un aumento de la dosis al paciente; y por otro, un incremento de la calidad de imagen por mejora del contraste al predominar el efecto fotoeléctrico y reducirse la componente de radiación dispersa.(14)

“Desde este punto de vista, los conceptos de calidad de imagen y dosis al paciente son inversamente proporcionales y es necesario llegar a un compromiso entre una calidad suficiente para el diagnóstico con la menor dosis posible”.(14)

c.2 Dosis glandular media

La dosis glandular media (MGD) “es una cantidad utilizada para describir la dosis absorbida de radiación al seno en la mamografía. Se basa en una medición de kerma de aire y factores de conversión”. MGD puede calcularse a partir de mediciones realizadas con bloques de PMMA. “A menudo se usa para comparar dosis típicas con pacientes entre diferentes centros o internacionalmente, y es la medida preferida del riesgo potencial de la mamografía”.(15)

La MGD se puede calcular a partir de un kerma de aire incidente medido en la parte superior del seno, K, de la siguiente manera:

$$D = K_{gcs}$$

Que convierte el kerma de aire incidente a MGD, con una glandularidad del 50%, en función del grosor de los senos y la HVL. Corrige la glandularidad que no sea del 50%, según el grosor de los senos y el HVL, con dos versiones para las edades de 50-64 y 40-49. Se corrige los espectros de rayos X en uso con una tabla de combinaciones de objetivo / filtro.

La MGD se usa generalmente para definir límites a las exposiciones a la mamografía por parte de organizaciones nacionales e internacionales como la Unión Europea y la Agencia Internacional de Energía Atómica, a <2.5 miligramos (mGy) por exposición a un seno estándar (4.5 cm PMMA). En las pruebas de control de calidad de rutina del equipo mamográfico, se recomiendan ampliamente las mediciones de MGD para un rango de espesores de seno efectivos con PMMA, y de exposiciones reales de pacientes.

Para la mamografía la DG representa un indicador del riesgo de carcinogénesis de acuerdo a lo descrito por Martin C. (2008). “Para obtener esta magnitud se aplica una serie de factores adimensionales relacionados, siendo fueron obtenidos con métodos de Montecarlo y posteriormente comprobados empíricamente”.(16)

c.3 La mama

Las mamas son glándulas cuya función principal es la producción de leche durante el período de lactancia. Las mamas están presentes en los dos sexos,

pero en el varón se mantienen rudimentarias. En la mujer varían en su desarrollo según edad. Hasta la pubertad se mantienen poco desarrolladas, y su máximo desarrollo se produce durante la lactancia.(17)

La glándula mamaria consta de dos elementos fundamentales:

- “Los acinos glandulares o lóbulos glandulares, donde se encuentran las células productoras de leche”.
- “Los ductos, un conjunto de estructuras tubulares que confluyen en canalículos (conductos más grandes) que terminan en los conductos galactóforos, dilataciones ductales a modo de reservorios situados inmediatamente después del pezón, formados por un epitelio escamoso. Estos conductos se encargan de llevar la leche desde los lóbulos glandulares hasta el pezón”.

Están localizadas en la parte anterior del tórax sobre el músculo pectoral mayor, “su base se extiende desde la segunda hasta la sexta costilla y desde el borde externo del esternón hasta la línea axilar media y su parte más superior y externa llega hasta la axila”.(17)

Las glándulas mamarias presentan variaciones sustanciales en cuanto a forma, peso, tamaño y consistencia de unas mujeres a otras y dentro de cada una de ellas en las diferentes etapas de la vida. De manera esquemática podemos distinguir tres tipos de tejidos en su estructura: tejido glandular, que forman los lóbulos que producen leche; tejido fibro-conectivo, que conecta los lóbulos y sirven de sostén a la mama; y tejido adiposo, que ocupa el espacio entre los lóbulos protegiéndolos.(18)

Todo ello recubierto por la piel y con un sistema de salida láctea formado por conductos que desembocan en la areola-pezón, cada glándula está compuesta entre 15 y 25 lóbulos que irradian alrededor, y se abren al pezón. Los lóbulos están acolchados y separados unos de otros por tejido conectivo fibroso y grasa.(19)

“Este tejido conectivo entre los lóbulos forma los ligamentos suspensorios (ligamentos de cooper) que dan soporte natural al órgano y se anclan a la capa muscular y a las dermis subyacentes”. (19)

De esta forma la red de ligamentos suspensorios forma una suerte de “brasier” integrado que mantiene los senos en su lugar.

Dentro de los lóbulos existen unidades más pequeñas conocidas como lobulillos que contienen las unidades funcionales productoras de la leche o alveolos glandulares. Estas glándulas compuestas alveolares vierten la leche a los conductos lactíferos que terminan abiertos al exterior en el pezón. Cuando el conducto lactífero alcanza la zona profunda a la areola este se agranda para formar los senos lactíferos que sirven como acumuladores de la leche. La piel de la mama posee un grosor constante excepto en la región del complejo areola-pezón, donde se modifica en grosor y en apariencia; la piel es más gruesa y de aspecto ondulado por la presencia de unas glándulas sebáceas llamadas “tubérculos de Morgagni” que durante el embarazo son más prominentes y secretan una sustancia denominada calostro (tubérculos de Montgomery).(18)

La anatomía radiológica de la mama va a estar condicionada por:³³

- 1.- “Configuración anatómica”.
- 2.- “Edad de la mujer”.
- 3.- “Cantidad de grasa- tejido glandular y conectivo”.

Con respecto al primer punto la disposición de la mama siguiendo el músculo pectoral mayor hace muy complejo el recogerla en su totalidad en las dos proyecciones básicas. De ahí el especial hincapié en realizar un posicionamiento de esta en el portachasis lo más correcto posible. Con respecto al segundo punto la apariencia de la mama varía en la pubertad, adolescencia, edad adulta y periodo senil. (18)

Por otro lado, la influencia de hormonas endógenas y exógenas (tratamiento hormonal sustitutivo en la menopausia), “provocan cambios en la densidad mamaria. Con respecto al tercer punto el predominio de la densidad de grasa en la mamografía aumenta la sensibilidad y la especificidad en la detección de anormalidades”. (19)

“El predominio de las estructuras con densidad de tejidos blandos (epitelial, conectivo) disminuye la sensibilidad y especificidad ya que las anormalidades pueden quedar oscurecidas dentro de las áreas densas”. (19)

Además, siempre existe una marcada simetría en cuanto a la densidad entre ambas mamas; las variaciones posibles en esta simetría deben considerarse anormales, aunque la mayor parte de las veces carecen de significado patológico. En cuanto al espesor de la mama es variable – mayor en la pared del tórax que en la parte del pezón – aunque los dispositivos de compresión utilizados en mamografía disminuyen en gran medida las diferencias. En

general, el espesor de la mama bajo compresión está comprendido entre 2 cm y 10 cm, con un valor promedio entre 4,5 cm y 5,5 cm dependiendo del tipo de población. Y esta mama comprimida puede tener una pequeña área de 35 cm².(18)

También se sabe que la proporción de tejido glandular varía con el espesor disminuyendo desde un 68%, para espesores inferiores a 3 cm, hasta un 16% para espesores mayores que 7 cm. El tejido glandular (incluyendo epitelio acinar y ductal y el estroma asociado) es el que tiene un mayor riesgo de cáncer radio inducido.

La densidad del seno es una medición proporcional de los tejidos glandular, conectivo y graso de los senos de una mujer. Se la determina generalmente usando una mamografía, un examen de diagnóstico que utiliza rayos X en dosis bajas. El tener senos densos no es una condición anormal; de hecho, aproximadamente la mitad de todas las mujeres de más de 40 años tienen senos densos.(20)

Todavía se desconoce la relación exacta entre la densidad de los senos y el cáncer de seno, “pero el tener senos densos puede aumentar su riesgo de desarrollar cáncer de seno. No existen pruebas claras de que reduciendo la densidad de los senos se reduzca su riesgo de cáncer de seno”.

Hable con su médico sobre la densidad del seno y discuta que impacto podría tener en su plan de detección temprana del cáncer de seno. Los exámenes de detección temprana son pruebas que se realizan para encontrar una enfermedad antes de que comiencen los síntomas. El objetivo de la detección temprana es detectar una enfermedad en su etapa más temprana y más tratable. Para que pueda ser ampliamente aceptado y recomendado por los médicos, un programa de detección temprana debe cumplir con una serie de criterios, que incluyen la reducción del número de muertes por la enfermedad.(20)

Las pruebas de detección pueden incluir pruebas de laboratorio para evaluar la sangre y otros fluidos, pruebas genéticas que buscan marcadores genéticos heredados asociados a la enfermedad, y los exámenes por imágenes que producen imágenes del interior del cuerpo. “Estas pruebas generalmente están disponibles para la población en general; sin embargo, las necesidades de una persona con respecto a una prueba de detección se basan en factores tales como la edad, el sexo y los antecedentes familiares”.(21)

A continuación, se muestra Las composiciones atómicas de los tejidos adiposo y glandular de la mama obtenidas por Hammerstein y colaboradores. “Las composiciones atómicas de los tejidos adiposo y glandular de la mama son importantes para el estudio de las propiedades físicas del sistema mamográfico y para la optimización de las técnicas radiográficas”(22). A los datos de esta tabla hay que añadir la composición de las microcalcificaciones que son muchas veces el único signo de anormalidad visible en un cáncer precoz.

Las calificaciones son Motas o granos de hidroxapatita de calcio o fosfato de calcio que están asociados con el cáncer de mama hasta en un 50% de los casos. Su diámetro individual va desde algunos milímetros a menos de 0,05 mm. En la práctica se pueden visualizar calcificaciones a partir de un diámetro de 0,1 ó 0,2 mm. Otros detalles patológicos de interés son las masas tumorales con dimensiones de unos pocos milímetros inmersas en tejido glandular o las estructuras filamentosas tales como extensiones fibrosas en tejido adiposo.(21)

“El conocimiento de la composición de estos tejidos es de gran importancia para cualquier estudio de propiedades físicas del sistema mamográfico”.

Tabla I. 1. Composición del tejido adiposo y glandular de la mama.

	Tejido	Composición								Densidad (g cm ⁻³)
		H	C	N	O	Cl	Ca	P	Al	
Hammerstein Et al(1979)	Graso	11,20	61,9	1,7	25,1	-	-	0,1	-	0,93
	Glandular	10,2	18,4	3,2	67,7	-	-	0,5	-	1,04
CIRS(1993)	Graso	11,76	75,95	1,23	9,82	1,17	-	-	-	0,924
	Glandular	10,93	70,21	1,15	12,51	1,10	0,61	-	3,46	1,040

Fuente: Extraído de los trabajos de Hammerstein, et al (1979) y CIRS(1993)

6.2 Problema

¿Cuál es el nivel de relación entre la Dosis Glandular Media (DGM), el Miliamperaje y la edad de pacientes sometidos a una mamografía digital?

6.3 Hipótesis

6.3.1 Hipótesis General

Existe una relación significativa entre la dosis glandular media con el Miliamperaje y la edad de pacientes sometidos a mamografía digital.

6.3.2 Hipótesis específicas

1. Existe una relación significativa entre la dosis glandular media y la edad del paciente.
2. Existe una relación significativa directa entre la dosis glandular media y el Miliamperaje

6.4 Objetivos

6.4.1 Objetivo general

DETERMINAR LA RELACIÓN ENTRE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA (DGM), EL MILIAMPERAJE Y LA EDAD DEL PACIENTE APLICADO EN UNA MAMOGRAFÍA

6.4.2 Objetivos específicos

- 1.-Identificar la Dosis Glandular Media en pacientes sujetas a mamografía.
- 2.-Evaluar el Miliamperaje aplicado en los exámenes de mamografía.
- 3.-Medir la relación entre la Dosis Glandular Media (DGM) y el Miliamperaje.
- 4.-Establecer la relación entre la dosis glandular media (DGM) y la edad de la paciente

6.5 Justificación e Importancia del estudio

Es probable que existe una relación entre la Dosis Glandular Media (DGM) y el miliamperaje aplicado en un estudio mamográfico, en la medida que este último incrementa la cantidad total de fotones del espectro de rayos X.

Esta métrica, regularmente no se desarrolla y al desarrollarla optimizaría la medida de la DGM. Considerando que la variación del miliamperaje no modifica la estructura del espectro de rayos X, pero de alguna forma modifica la medida de la dosis glandular media, entonces esta es la razón por la que se trata de establecer si existe una relación significativa entre esta última y el Miliamperaje.

Por otro lado, es conocido que la glandularidad de la mama tiene relación con la edad de la paciente y también la glandularidad aporta elementos para el cálculo de la dosis glandular media, en consecuencia, la edad de la paciente sería un predictor importante en el cálculo de la dosis glandular media.

La investigación imprime importancia en la medida que el conocimiento de esta relación (Dosis Glandular media, Miliamperaje y edad) permitirá pronosticar y controlar el valor de la dosis en la mama: El Miliamperaje daría pautas teóricas para los procesos de control de calidad de los equipos de mamografía digital y la edad un factor de pronóstico de la dosis ligado a la glandularidad de la mama.

6.6 Definición y Operacionalización de variables

6.6.1 Variable dependiente

Dosis Glandular Media

Dosis media absorbida en el tejido glandular mamario. Es la grandeza dosimétrica que mejor caracteriza el riesgo carcinogénico de la radiación ionizante en mamografía, una vez que el tejido glandular es altamente sensible a la radiación ionizante.

6.6.2 Variable independiente (constructo)

Intensidad de Corriente (mA)

Factor responsable del número de fotones en el uso de los rayos X

Edad de paciente

Años de vida que tiene la paciente al momento de la aplicación de la mamografía

6.6.3 Operacionalización de variables

VARIABLES	DEFINICION OPERACIONAL	DIMENSION	INDICADORES	INDICES	ESCALA	INSTRU- MENTOS
Dependiente: Dosis Glandular Media	medida aceptada como indicativo del riesgo carcinogénico en mamografía.	Clínica- Radiológica	Medición directa de la dosis glandular media dada por un Mamógrafo	Valor en mili Gray (mGy)	Razón	Mamógrafo
Independiente: MILAMPERAJE	Factor responsable del número de fotones en el uso de los rayos X	Técnica radiológica	Medición directa dada por un Mamógrafo	Valor en miliamperios(mA)	Razón	Mamógrafo
Variable independiente: Edad	tiempo transcurrido a partir del nacimiento de un individuo	Demográfica	Diferencia entre la fecha de nacimiento y fecha de desarrollo de la mamografía	Valor en años	Razón	Historia clínica

VII. MATERIAL Y MÉTODOS

7.1 Tipo de investigación:

Básica descriptiva – transversal – correlacional

7.2 Diseño de contrastación de hipótesis

Análisis de Correlación lineal

7.3 Población y muestra: tipo de muestreo, tamaño de muestra

La población está conformada por todos los pacientes mujeres mayores de 40 años.

Se quiere evaluar la hipótesis que la dosis glandular media está relacionado con el Miliamperaje

Se desea estudiar la asociación entre la dosis glandular media y el miliamperaje, ambas medidas dadas por el mamógrafo. “Para ello se diseña un estudio en el que se determinará mediante un análisis los valores de la dosis glandular media en una muestra aleatoria de los pacientes atendidos en un centro hospitalario durante un periodo de tiempo prefijado, de los que también se registrará su Miliamperaje”.

Se cree que el valor del coeficiente de correlación lineal de Pearson entre los valores de la dosis glandular media y el Miliamperaje puede oscilar alrededor de $r=0,4$ (valor que establece una correlación mínima).

Aplicando la fórmula establecida para este cálculo, con un planteamiento bilateral, una seguridad del 95% y un poder estadístico del 80%, se obtiene:

$$n = \left(\frac{z_{1-\frac{\alpha}{2}} + z_{1-\beta}}{\frac{1}{2} \ln \frac{1+r}{1-r}} \right)^2$$
$$n = \left(\frac{1.96+0.84}{\frac{1}{2} \ln \frac{1+0.4}{1-0.4}} \right)^2 + 3$$

$$n = 47$$

47 mujeres mayores de 40 años, que es el número de pacientes mujeres a los cuales hay que investigar.

Criterios de Inclusión:

Pacientes mayores de 40 años sujetas a mamografía de screening.

Criterio de exclusión:

Pacientes con cáncer de mama definido.

7.4 Materiales Instrumentos y Técnicas de Recolección de Datos

Materiales: Ficha de recolección de datos: Consiste en un cuadro donde se obtienen los datos de la mamografía formado por dos apartados que establecen el número de mamografía realizada y el número de Hoja de datos.

Por otro lado, en base a las variables utilizadas la fecha se compone de tres segmentos que incluyen las variables: Edad, DGM y Miliamperaje.

Instrumento: Se utilizó una ficha de recolección de datos confeccionada para tal fin, que incluye: edad del paciente, Dosis Glandular Media, Miliamperaje. La ficha de recolección de datos será utilizada para reportar los datos obtenidos en el Sistema de Información Automático del Mamógrafo que reporta la dosis glandular media y el Miliamperaje.

Técnica de recolección de datos: Se utiliza como fuente de datos las medidas de la DGM y el mA dados por un mamógrafo de los pacientes que asisten al Servicio de Diagnóstico por imágenes en un Hospital de la ciudad de Chiclayo.

7.5 Análisis estadístico

7.5.1 Procesamiento de datos:

- a) "Revisión de los datos: Para así examinar en forma exhaustiva y crítica cada una de las fichas utilizadas 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 los ítems esperados”.
- c) “Se clasifico los datos según codificación, escala y nivel de medición, distribución de frecuencias”.
- d) “Recuento de datos, según el método utilizado para conseguir el plan de tabulación”.

7.5.2 Análisis e interpretación de los datos:

7.5.2.1 Análisis descriptivo

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

7.5.2.2 Análisis Inferencial

Análisis del análisis de regresión lineal y multivariado.

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

VIII. RESULTADOS

Para el diseño de la metodología propuesto en la investigación se realiza un análisis de un grupo de coeficientes existentes para el cálculo de la correlación entre variables cuantitativas, así como las aplicaciones más frecuentes que presentan los mismos. El estudio centra su objetivo en los resultados que arrojan las variables Miliamperaje, edad y dosis glandular media. (23)

El primer paso que propone la metodología es el estudio de la correlación para lo cual se expone como primicia verificar el supuesto de que los datos sigan distribución normal; de ello depende el coeficiente a utilizar. Si se comprueba la normalidad de los datos se utiliza para el análisis el Coeficiente de Correlación de Pearson correspondiente a la vertiente paramétrica de las medidas de asociación y es calculable siempre que ambas variables se distribuyan normalmente. (23)

Encontrándose su estadístico representado por la siguiente expresión (ver anexo 1):

$$r = \frac{\text{Covarianza}}{S_x S_y}$$

“De no comprobarse la normalidad de los datos se remite a la utilización del coeficiente de Spearman que representa la vertiente no paramétrica de las medidas de asociación”. (24)

El coeficiente de correlación de Pearson (r) puede calcularse en cualquier grupo de datos, sin embargo, la validez del test de hipótesis sobre la correlación entre las variables requiere en sentido estricto: a) que las dos variables procedan de una muestra aleatoria de individuos. b) que al menos una de las variables tenga una distribución normal en la población de la cual la muestra procede. (25)

En la Tabla 1, se muestra el resultado obtenido de la edad de las pacientes sometidas a mamografía digital; se observa un valor mínimo de 40 años y un valor máximo de 68 años que establecen un valor promedio de 53.9 años con una desviación estándar de 8.5 años.

Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 0.50 se evidencia lo siguiente

(Tabla 2): Los datos tienen una distribución normal (significancia: 0.782 $p > 0.05$).

La Tabla 3 muestra los resultados de las observaciones realizadas a la variable Intensidad de corriente – tiempo (mAs) para cuatro posiciones distintas (teniendo en cuenta las proyecciones básicas y complementarias) desarrolladas en el examen de mamografía digital.

Para la proyección RCC se evidencia un valor mínimo de 39.6 mAs y un valor máximo de 229.1 mAs, un valor promedio de 115.2 mAs con un desvío estándar de 41.3 mAs. Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 0.50 se evidencia lo siguiente (Tabla 4): Los datos tienen una distribución normal (significancia:0.091 $p > 0.05$).

Para la proyección LCC se evidencia un valor mínimo de 76.9 mAs y un valor máximo de 196.0 mAs, un valor promedio de 116.5 mAs con un desvío estándar de 32.3 mAs. Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 0.50 se evidencia lo siguiente (Tabla 4): Los datos tienen una distribución normal (significancia:0.146 $p > 0.05$).

Para la proyección RMLO se evidencia un valor mínimo de 114.1 mAs y un valor máximo de 272.3 mAs, un valor promedio de 167.2 mAs con un desvío estándar de 39.9 mAs. Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 0.50 se evidencia lo siguiente (Tabla 4): Los datos tienen una distribución normal (significancia:0.085 $p > 0.05$).

Para la proyección LMLO se evidencia un valor mínimo de 88.4 mAs y un valor máximo de 216.6 mAs, un valor promedio de 145.1 mAs con un desvío estándar de 34.0 mAs. Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 0.50 se evidencia lo siguiente (Tabla 4): Los datos tienen una distribución normal (significancia:0.301 $p > 0.05$).

Para la Intensidad de corriente tiempo (mAs) combinada a las cuatro proyecciones se evidencia un valor mínimo de 85.6 mAs y un valor máximo de 226.7 mAs, un valor promedio de 136.0 mAs con un desvío estándar de 34.0 mAs. Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 0.50 se evidencia lo siguiente (Tabla 4): Los datos tienen una distribución normal (significancia:0.218 $p > 0.05$).

La tabla 5 evidencia la métrica de la dosis glandular media para las proyecciones principales y complementarias.

Para la proyección RCC se evidencia un valor mínimo de 1.43 mGy y un valor máximo de 4.55 mGy, un valor promedio de 2.31 mGy con un desvío estándar de 0.75 mGy. Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 50 se evidencia lo siguiente (Tabla 6): Los datos tienen no una distribución normal (significancia:0.007 $p < 0.05$).

Para la proyección LCC se evidencia un valor mínimo de 1.52 mGy y un valor máximo de 3.75 mGy, un valor promedio de 2.29 mGy con un desvío estándar de 0.64 mGy. Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 50 se evidencia lo siguiente (Tabla 6): Los datos tienen una distribución normal (significancia:0.296 $p > 0.05$).

Para la proyección RMLO se evidencia un valor mínimo de 2.02 mGy y un valor máximo de 5.57 mGy, un valor promedio de 3.35 mGy con un desvío estándar de 0.93 mGy.

Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 50 se evidencia lo siguiente (Tabla 6): Los datos tienen una distribución normal (significancia:0.187 $p > 0.05$).

Para la proyección LMLO se evidencia un valor mínimo de 1.77 mGy y un valor máximo de 4.80 mGy, un valor promedio de 2.90 mGy con un desvío estándar de 0.80 mGy. Aplicando la prueba de normalidad

de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 50 se evidencia lo siguiente (Tabla 6): Los datos tienen una distribución normal (significancia:0.516 $p > 0.05$).

Para la dosis glandular media combinada a las cuatro proyecciones se evidencia un valor mínimo de 1.76 mGy y un valor máximo de 4.67 mGy, un valor promedio de 2.71 mGy con un desvío estándar de 0.73 mGy. Aplicando la prueba de normalidad de Shapiro – Wild (Ver anexo 2) puesto que la muestra es menor igual a 0.50 se evidencia lo siguiente (Tabla 6): Los datos tienen una distribución normal (significancia:0.175 $p > 0.05$).

La Tabla 7 evidencia los coeficientes de correlación de Pearson entre la Dosis Glandular Media y la edad donde se observa que para ninguna de las proyecciones ni para la combinación de las cuatro proyecciones existe correlación por que su valor del coeficiente de correlación es mayor de 0 pero menor de 0.3 ($p > 0.05$).

La Tabla 8 evidencia los coeficientes de correlación de Pearson entre la Dosis Glandular Media y la intensidad de corriente – tiempo (mAs) donde se observa que para las cuatro proyecciones y la combinación de las cuatro proyecciones evidencias un coeficiente de correlación mayor de 0.90 que representa un buen coeficiente de correlación, indicándonos que existe una excelente relación (causa – efecto) entre las dos variables ($p < 0.05$).

IX. CUADROS Y GRÁFICAS

Tabla 1

Estadística descriptiva de la Edad de las pacientes sometidas a mamografía digital

Estadísticos	Edad (años)				
	RCC	LCC	RMLO	LMLO	TOTAL
Media	53.9	53.9	53.9	53.9	53.9
Desviación estándar	8.5	8.5	8.5	8.5	8.3
Min	40.0	40.0	40.0	40.0	40.0
Max	68.0	68.0	68.0	68.0	68.0

Gráfico 1

Diagrama de barras de la edad de las pacientes sometidas a mamografía digital.

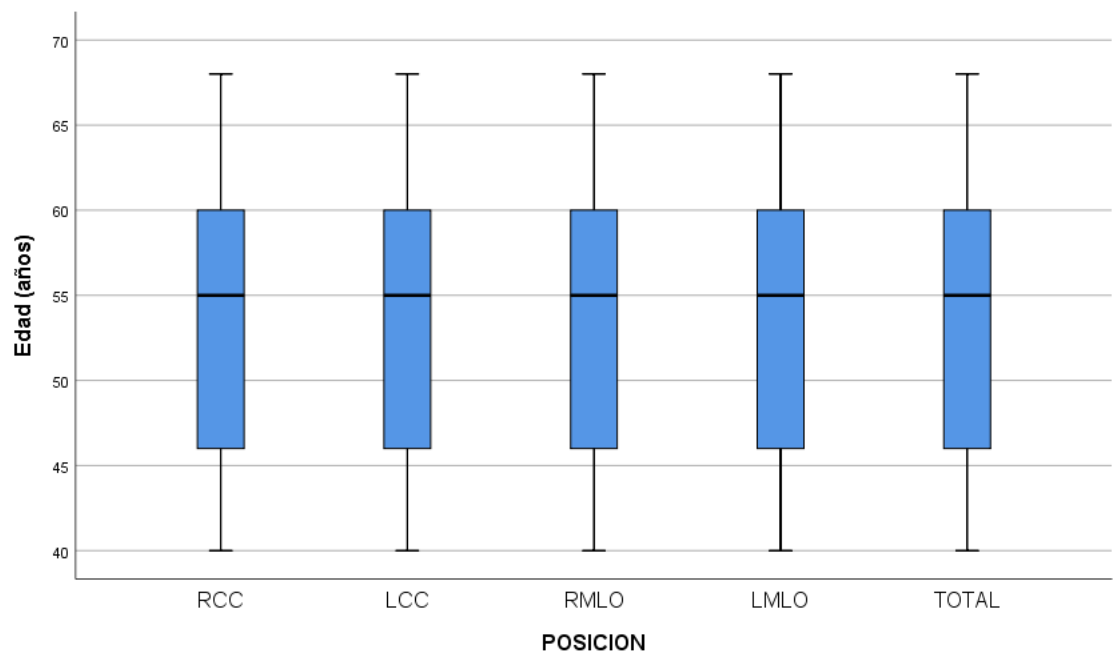


Tabla 2

Prueba de normalidad para la variable edad

	Prueba de normalidad Shapiro - Wilk		
	Estadístico	Grado de libertad	Significancia
RCC	,967	47	,782
LCC	,967	47	,782
RMLO	,967	47	,782
LMLO	,967	47	,782
TOTAL	,967	47	,782

Tabla 3

Estadística descriptiva de la intensidad de corriente utilizada en la mamografía

Estadísticos	Intensidad de Corriente-Tiempo (mAs)				
	RCC	LCC	RMLO	LMLO	TOTAL
Media	115.2	116.5	167.2	145.1	136.0
Desviación estándar	41.3	32.3	39.9	34.0	34.0
Min	39.6	76.9	114.1	88.4	85.6
Max	229.1	196.0	272.3	216.6	226.7

Gráfico 2

Diagrama de barras de la intensidad de corriente utilizada en la mamografía

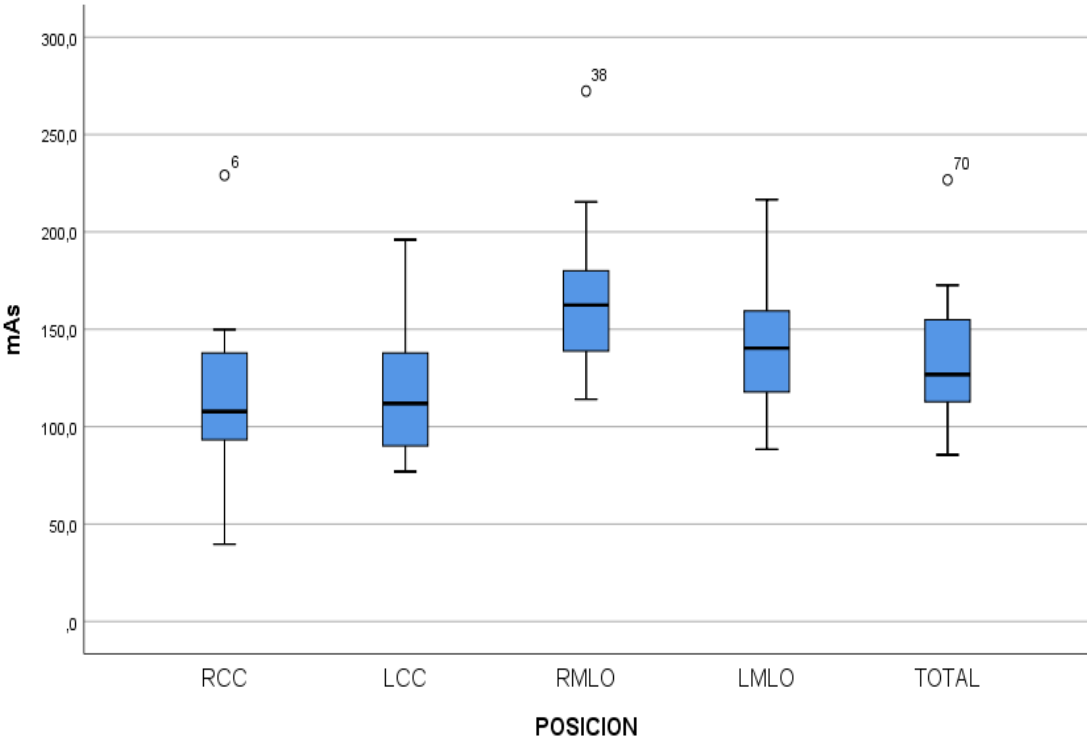


Tabla 4

Prueba de normalidad para la variable Intensidad de corriente – tiempo (mAs).

	Prueba de normalidad Shapiro - Wilk		
	Estadístico	Grado de libertad	Significancia
mAs_RCC	,903	47	,091
mAs_LCC	,916	47	,146
mAs_RMLO	,901	47	,085
mAs_LMLO	,936	47	,301
mAs_TOTAL	,927	47	,218

Tabla 5

Estadística descriptiva de la Dosis Glandular Media utilizada en la mamografía digital

Estadísticos	Dosis Glandular Media (mGy)				
	RCC	LCC	RMLO	LMLO	TOTAL
Media	2.31	2.29	3.35	2.90	2.71
Desviación estándar	0.75	0.64	0.93	0.80	0.73
Min	1.43	1.52	2.02	1.77	1.76
Max	4.55	3.75	5.57	4.80	4.67

Gráfico 3

Diagrama de barras de la Dosis Glandular Media utilizada en la mamografía

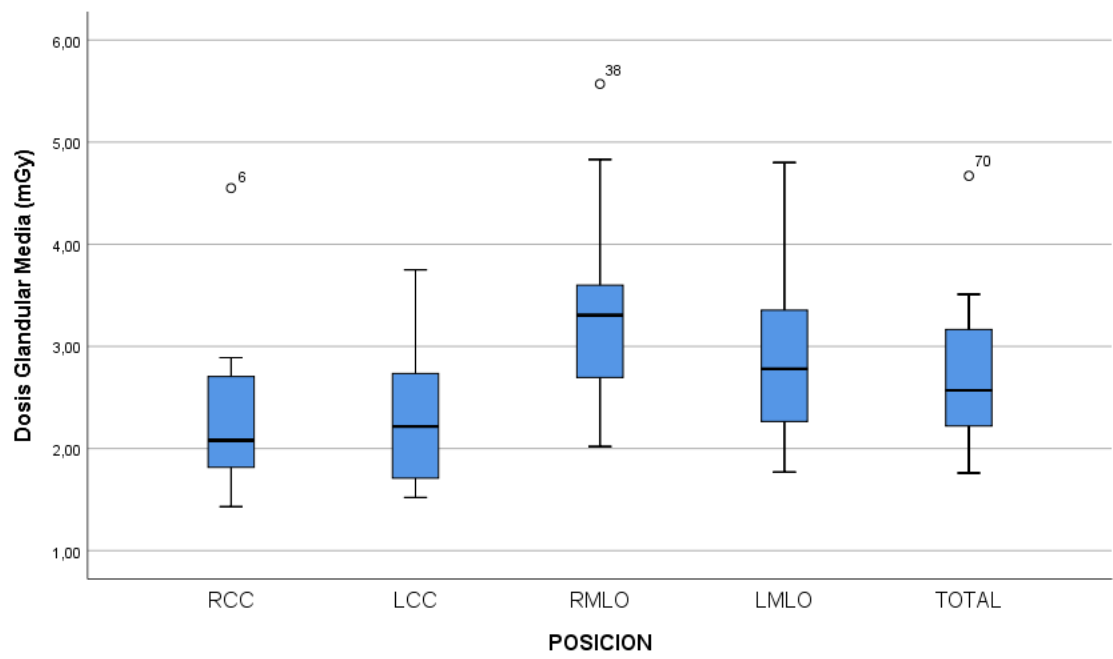


Tabla 6

Prueba de normalidad para la variable Dosis Glandular Media (mGy)

	Prueba de normalidad Shapiro - Wilk		
	Estadístico	Grado de libertad	Significancia
RCC	,831	47	,007
LCC	,935	47	,296
RMLO	,923	47	,187
LMLO	,952	47	,516
TOTAL	,921	47	,175

Tabla 7

Relación entre la dosis glandular media y la edad del paciente sujeto a mamografía digital.

Pearson. Correlación entre Dosis Glandular media y Edad

Correlación	Resultados				
	RCC	LCC	RMLO	LMLO	TOTAL
Coeficiente Pearson	0.186	0.014	0.372	0.171	0.217
Valor de p	0.490	0.958	0.155	0.526	0.420

Gráfico 4

Relación entre la dosis glandular media y la edad del paciente sujeto a mamografía digital

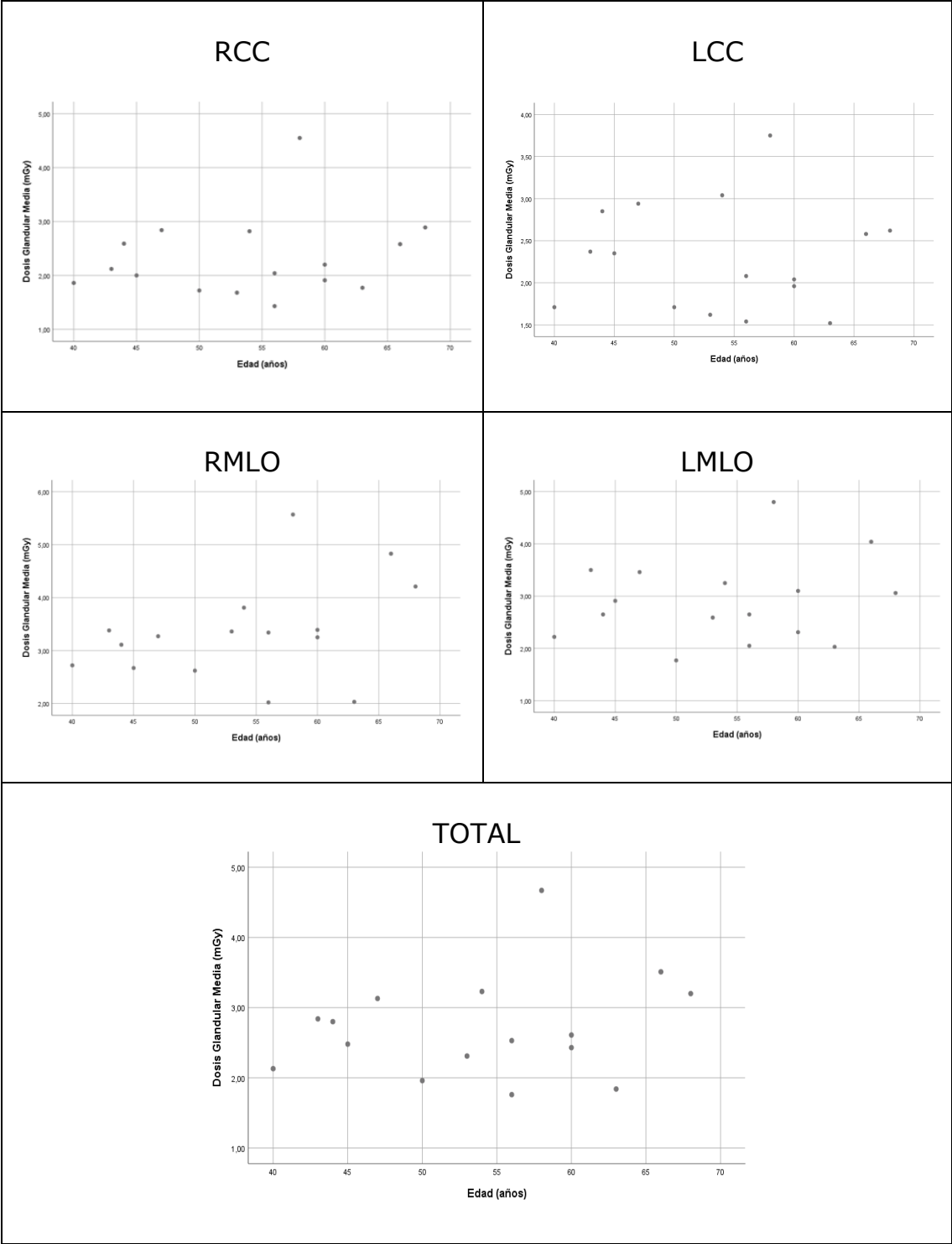


Tabla 8

Relación entre la dosis glandular media y la Intensidad de Corriente del paciente sujeto a mamografía digital

Pearson. Correlación entre Dosis Glandular media e Intensidad de corriente

Correlación	Resultados				
	RCC	LCC	RMLO	LMLO	TOTAL
Coeficiente Pearson	0.944	0.987	0.985	0.956	0.992
Valor de p	p<0.05	p<0.05	p<0.05	p<0.05	p<0.05

Tabla 9

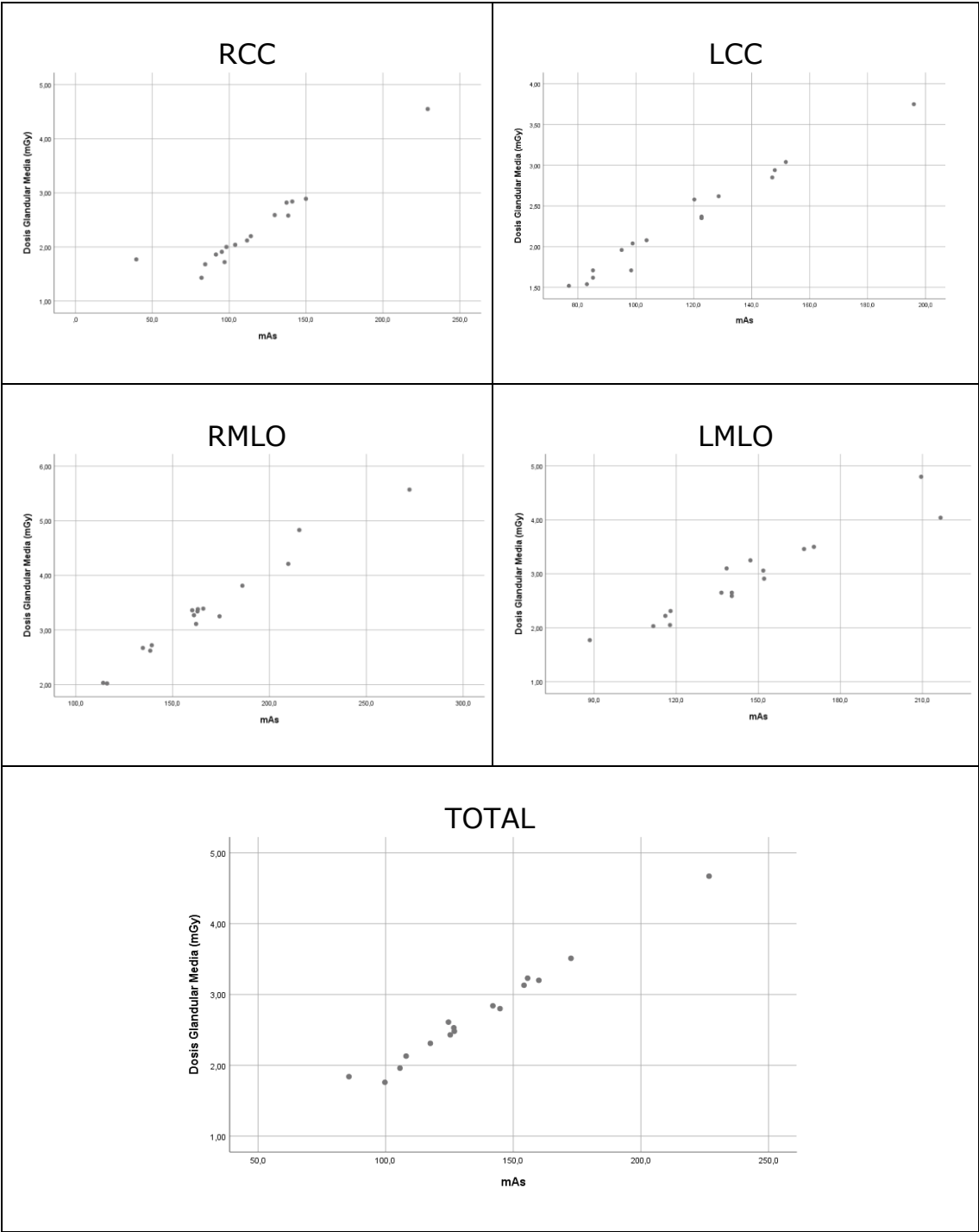
Relación entre la dosis glandular media y la Intensidad de Corriente del paciente sujeto a mamografía digital.

Spearman. Correlación entre Dosis Glandular media e Intensidad de corriente

Correlación	Resultados				
	RCC	LCC	RMLO	LMLO	TOTAL
Coeficiente Spearman	0.959	0.984	0.924	0.936	0.983
Valor de p	p<0.05	p<0.05	p<0.05	p<0.05	p<0.05

Gráfico 5

Relación entre la dosis glandular media y la Intensidad de Corriente del paciente sujeto a mamografía digital



X. DISCUSIÓN

Dado que el resultado obtenido mediante la prueba de Normalidad de Shapiro- Wilk confirmó la normalidad de la distribución de las dos variables de análisis (Intensidad de Corriente -Tiempo) y Dosis Glandular Media), se tomó la decisión de “aplicar el método de correlación de Pearson para realizar la prueba de hipótesis que será posteriormente comparada con los resultados que se obtenga de una segunda validación mediante el método de correlación de Spearman por el hecho de que una de las posiciones no sigue una distribución normal”. Ambos métodos de correlación son aplicables para muestras que presentan normalidad; sin embargo, “Spearman además es aplicable a muestras que no presentan normalidad que no es el presente caso, salvo la dosis glandular media de la posición RCC”. Tanto para el método de correlación de Pearson como el método de correlación de Spearman consideran que “si el coeficiente significación (valor de p) es menor a 0.05 existe significancia, es decir existe un 95% de probabilidad de que exista una correlación. Entonces, que establecido el siguiente criterio para el valor de p en ambos métodos de correlación: $p \leq 0.05$, existe significancia”.

Al aplicar el Método de Correlación de Pearson, como se visualiza en la Tabla 8, se obtuvo como resultado “un valor de correlación positivo del 99.2 % y un valor de p menor a 0.05 y por lo tanto existe significancia. Igualmente, mediante el Método de Spearman, “si bien se obtuvo como resultado un valor de correlación de 0.983, el valor de p es menor a 0.05 y por lo tanto también existe significancia (Tabla 9). Con estos resultados se rechaza en ambos casos la Hipótesis H_0 ”.

En conclusión: “Se rechaza H_0 mediante Método Pearson, Se rechaza H_0 mediante Método Spearman”.

Al contrastar estos resultados con uno de los antecedentes de la presente investigación, se halla evidencia suficiente para “validar lo sustentado por autores como Baek JB et al (2017) sobre que la Dosis Glandular Media guardaría relación con el Miliamperaje – tiempo”.

A continuación, se presenta la prueba para la Hipótesis Nula H_0 y su correspondiente Hipótesis Alternativa H_1 : H_0 : “Existe una correlación entre Dosis Glandular Media y edad”, H_1 : “No existe una correlación entre Dosis Glandular Media y Edad”. Al aplicar el Método de Correlación de Pearson, como se visualiza en la Tabla 8, se obtuvo como resultado “un valor de correlación positivo del 21.7% y un valor de p de 0.420 que es mayor a 0.05 y por lo tanto no existe significancia y que no hay correlación”.

Con este resultado “se rechaza la Hipótesis H_0 . En conclusión: Se rechaza H_0 mediante Método Pearson. Por lo que no existe correlación significativa entre la dosis Glandular media y la Edad”.

Al contrastar estos resultados con los antecedentes de la presente investigación, ***“no se halla evidencia suficiente para validar lo sustentado por autores como Baek JB et al (2017) sobre que la Dosis Glandular Media está alineado con la edad”***.

XI. CONCLUSIONES

La Dosis Glandular Media en pacientes sujetas a mamografía es de 2.71 mGy y está por debajo de los 3 mGy referencia del Colegio Americano de radiología.

El Miliamperaje-tiempo aplicado en los exámenes de mamografía, evidencia una mayor cantidad de corriente tiempo las proyecciones RMLO y LMLO.

La edad de las pacientes evaluadas evidenció una edad mínima de 40 años y máxima de 68 años.

No existe relación significativa entre la edad de la paciente y la dosis Glandular media.

Existe relación significativa entre la intensidad de corriente- tiempo y la dosis glandular media.

XII. Recomendaciones

Desarrollar continuamente control de calidad de los equipos de mamografía.

Recopilar una muestra mayor para establecer la relación existente entre la dosis glandular media y la edad.

Hacer un estudio sobre valores estándar de mama y tamaño.

XIII. REFERENCIAS

1. IAEA IAEA. Mamografía: Radiografía de la mama [Internet]. Protección radiológica a los pacientes. 2013 [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/Mammography/mammography-technique.htm
2. Sociedad Española de Protección Radiológica. APLICACIONES MÉDICAS (MAMOGRAFÍA) 1. ¿Qué es la mamografía? 2. ¿Qué es el programa de cribado del cáncer de mama? [Internet]. [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: <https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:k3wduxl5BCoJ:https://www.sepr.es/archivo-doc/recursos/otros/1857-3-3-aplicaciones-medicas-mamografia-pdf+&cd=1&hl=es&ct=clnk&gl=pe>
3. Castillo García M, Chevalier M, Río D. UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID FACULTAD DE MEDICINA DEPARTAMENTO DE RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA. 2018.
4. Ramos Manuel Villarreal O, Edelmira Araujo Apartado Postal Trujillo M. Factores que afectan la dosis en Mamografía. 2008 [citado el 21 de junio de 2021];8:190–3. Disponible en: <http://www-rayos.medicina.uma.es/rmf/radiobiologia/revista/numeros/RB8>
5. Infante Luna P. TEMA 4 EL HAZ DE RADIACION. ESPECTRO DE RAYOS X [Internet]. 2009 [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: <https://docplayer.es/53407405-Tema-4-el-haz-de-radiacion-espectro-de-rayos-x.html>
6. Oswaldo Ramos N, Manuel Villarreal U. Determination of a method for calculating mean glandular dose in conventional mammography exams. Rev Chil Radiol. 2009;15(4):197–200.
7. Paredes López L, Curo Maquén L, Colchado Aguilar J, Colchado Aguilar W, Rojas Aguilar B. Estimación de dosis glandular media en mamografía de pacientes de 40 a 64 años utilizando factores de Dance. HNAAA. UCV - HACER Rev Investig y Cult [Internet]. 2017 [citado el 21 de junio de 2021];6(1):86–91. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6090853>
8. Valenzuela Astudillo CP. Universidad Central Del Ecuador Facultad De Ciencias Administrativas. Univ Cent Del Ecuador [Internet]. 2017 [citado el 21 de junio de 2021];2017(c):258. Disponible en: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/8059/1/T-UCE-0006-053.pdf>
9. VIDEO: EL ESPECTRO DE RAYOS X. Laboratorio de Física Cuàntica de la Universitat de València [Internet]. [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: <https://www.uv.es/uvweb/departamento-fisica-teorica/es/departamento-fisica-teorica/video-espectro-rayos-laboratorio-fisica-cuantica-universitat-valencia-1285858344244/Novetat.html?id=1286050038014>
10. Garzón Ruipérez L. Los rayos X característicos: una revisión. Characteristic X-Rays: a review [Internet]. Vol. 7, Archivos de medicina, ISSN-e 1698-9465, Vol. 7, N°. 3, 2011, 10 págs. Asociación Española de Médicos Internos Residentes; 2011 [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: <http://www.archivosdemedicina.com>
11. Fernando Mugarra González C, Chavarría Díaz M. Monográfico: Radiología Digital 33 La Radiología Digital: Adquisición de imágenes.
12. Sulvaran R. Equipos Radiologicos [Internet]. Blog. 2017 [citado el 21 de junio de 2021].

Disponible en: <https://bloglicsulbauric.blogspot.com/>

13. Guillermo J. P. Rayos x naturaleza producción [Internet]. 2013 [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/JuanManuelChinoMendoza/1-rayos-x-naturaleza-produccion>
14. Ramos D, Servicio A, Radiofísica DE, Protección Y, Hgu R. EL HAZ DE RADIACIÓN. ESPECTRO DE RAYOS X.
15. Reis, Cláudia; Pascoal, Ana; Sakellaris, Taxiarchis; Koutalonis M. "Garantía de calidad y control de calidad en mamografía: una revisión de la orientación disponible en todo el mundo". Percepciones sobre imágenes. 4:539–553.
16. Carlos Ubeda de la Cruz, Diego Nocetti G, Renato Alarcón E, Alonso Inzulza Sergio Calcagno Z., Mario Castro B., José Vargas C., Fernando Leyton L, Carlos Oyarzún C., Marjorie Ovalle V, Boris Torres C. Carlos Ubeda de la Cruz, Diego Nocetti G, Renato Alarcón BTC. Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo. Rev Chil Radiol [Internet]. 2015;21:94–9. Disponible en: <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rchradiol/v21n3/art04.pdf>
17. Bombí I. Anatomía de la mama [Internet]. canal SALUD MAFRE. 2020 [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: <https://www.salud.mapfre.es/salud-familiar/mujer/ginecologia-y-prevencion-de-otras-enfermedades/anatomia-de-la-mama/>
18. Dirección Xeral de Saúde Pública. Control de calidad en mamografía. [Internet]. Tórculo Artes Gráficas, S.A.L.; 2000 [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: <https://www.sergas.es/cas/Publicaciones/Docs/SaludPublica/PDF10-133.pdf>
19. Trujillo Yaipén, Walter; Rojas Aguilar B. Estimación de la Dosis Glandular media en Mamografías de Pacientes de 40 A 64 Años de Edad Utilizando los Factores de Conversión de Dance Atendidos en el Hospital Nacional Almanzor Aguinaga Asenjo de Junio 2014 Junio 2015 [Internet]. Universidad Nacional "Pedro Ruiz Gallo"; 2017 [citado el 22 de junio de 2021]. Disponible en: <https://1library.co/document/yj7g2mky-estimacion-glandular-mamografiasde-pacientes-utilizando-factores-conversion-atendidos.html>
20. Radiologyinfo.org. Senos densos - diagnóstico, evaluación y tratamiento [Internet]. 2020 [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/es/info/dense-breasts>
21. Álvarez Benito, Mariana; Cara García M. CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN AL DIAGNÓSTICO POR LA IMAGEN DE LA MAMA [Internet]. 2015 [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: http://www.sedim.es/nueva/wp-content/uploads/2015/01/Capítulo_1_Introduccion.pdf
22. Clavero A. Calidad en estudios de Mamografía [Internet]. 2016 [citado el 21 de junio de 2021]. Disponible en: <https://rdu.unc.edu.ar/bitstream/handle/11086/4796/TESISClaveroMolina3.pdf?s=>
23. Rodríguez SA. Some comments on the use of Pearson's coefficient as an index of interobserver agreement. Rev Mex análisis Conduct [Internet]. 1984;10:137–60. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S2218-36202016000400008&script=sci_arttext
24. Bustillo, C., Acuña, E., Morena, R., & Morales E. Estadística. Félix Varela; 2003.

25. Pita Fernández, S., Pértiga Díaz S. Metodología investigación: Relación entre variables cuantitativas [Internet]. Unidad de Epidemiología Clínica y Bioestadística. 2001 [citado el 21 de junio de 2021]. p. 8. Disponible en: <https://www.fisterra.com/formacion/metodologia-investigacion/relacion-entre-variables-cuantitativas/>
26. Martínez Bencardino C. Estadística y muestreo [Internet]. ECOE Ediciones; 2019 [citado el 22 de junio de 2021]. Disponible en: <https://www.ecoediciones.com/wp-content/uploads/2015/08/Estadistica-y-Muestreo-13ra-Edición.pdf>

XIV. ANEXOS

Análisis de regresión lineal

“El análisis de regresión, da lugar a una ecuación matemática que nos permite describir la relación existente entre dos variables. Es decir, obtener una línea ideal conocida como línea de regresión nos describe la relación o dependencia entre dos variables”.(26)

“El análisis de correlación nos describe el grado o fuerza con que se produce esta relación, para ello utilizaremos una medida conocida como **coeficiente de correlación** o **correlación de Pearson**”. (26)

El coeficiente de correlación es una medida de interdependencia de dos variables aleatorias.

Los datos de la distribución bidimensional pueden ser representada gráficamente en un par de ejes coordenados, considerando al eje de las abscisas para la primera variable (x_i) y al eje vertical o de las ordenadas, para los valores de la segunda variable (y_i).

“En un plano cartesiano, se presentan como puntos como pares de observaciones se tengan, correspondiendo cada punto a un par de observaciones; a esta representación gráfica se le conoce indistintamente: diagrama de desparramamiento, de dispersión, esparcimiento o nube de puntos”.(26)

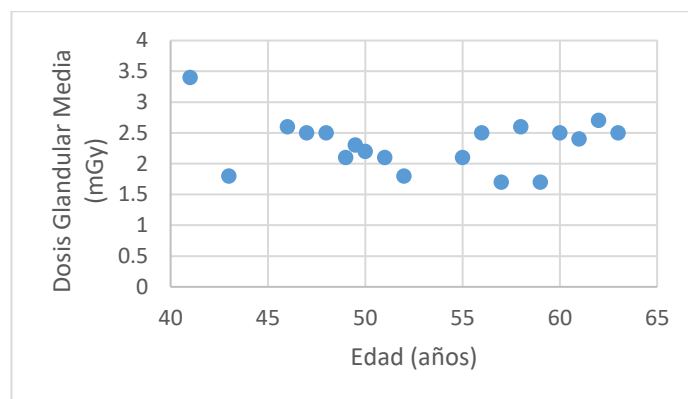
El problema consiste ahora en unir varios puntos de ese conjunto o nube de puntos, mediante una línea o cualquier otro tipo que represente al conjunto. En algunos casos esos puntos estarán condensados alrededor de ella, en otros presentaran dispersión pqueña o grande; en este último caso se pueden producir grandes errores, como consecuencia de que el ajuste realizado no sea el más indicado. El tipo de línea que se relaciona, dependerá de la forma que asuma el conjunto de puntos al hacer la respectiva gráfica, siendo esta una de las maneras de visualizar mejor; también de acuerdo a la experiencia del estadístico se puede determinar, cual deber ser el mejor ajuste, ya sea mediante el método grafico (mano alzada) o el analítico.(26)

Lo malo del método gráfico, es el de ser muy subjetivo, por lo tanto, el resultado dependerá de la persona que haga el estudio.

Una vez elaborada la gráfica surgen las siguientes interrogantes: ¿Qué línea se va a dibujar?, ¿Recta?, ¿Curvilínea?, ¿Exponencial? El criterio técnico y la experiencia serán de buena ayuda, pero se deben tener en cuenta algunos aspectos:

- “Observar cuidadosamente la forma que toma el conjunto de puntos”.
- “La línea debe reflejar la mejor posible tendencia de los puntos en la gráfica”.
- “La línea debe representar al conjunto de puntos, por lo tanto, debe pasar por el centro de esa nube. La línea debe ser, hasta donde sea posible sencilla”.(26)

Grafica 1. Nube de puntos o diagrama de dispersión



“Las fórmulas para el cálculo del coeficiente de correlación son diferentes, obteniéndose un resultado igual por cualesquiera de los métodos que se utilice”.(26)

En primer lugar, nos referiremos al cálculo del coeficiente de correlación al cuadrado denominado también como coeficiente de determinación, simbolizado por R^2 :

$$R^2 = \frac{covarianza^2}{s_x^2 s_y^2} = \frac{m_{xy}^2}{s_x^2 s_y^2}$$

$$Coarianza = m_{xy} = \frac{\sum x_i y_i}{n} - \bar{x} \bar{y}$$

El coeficiente de correlación al cuadrado debe ser un valor tal, que cumpla con la siguiente condición $0 \leq R^2 \leq 1$. Cuando el coeficiente de correlación al cuadrado es igual a 1, decimos que hay una correlación perfecta, ya que los valores observados son exactamente iguales a los estimados, en otras palabras, los puntos en una gráfica (nube de puntos) se confunden con los de la recta, se dice en este caso, que la varianza explicada es igual a la varianza total. A medida que el coeficiente de correlación al cuadrado disminuye, se aleja de uno, se dice también, que la recta representa cada vez menos a ese conjunto de observaciones. Un $R^2 \leq 0.30$ nos estará indicando que no hay correlación entre las variables.(26)

En segundo lugar, nos podemos referir simplemente al coeficiente de correlación, en este caso de una recta, el cual se simboliza por r ó R . Se define como la raíz cuadrada del coeficiente de determinación. “El signo del coeficiente dependerá del signo que tenga la covarianza o los coeficientes angulares (estos últimos deben tener el mismo signo y el producto debe ser menor o igual a uno)”.(26)

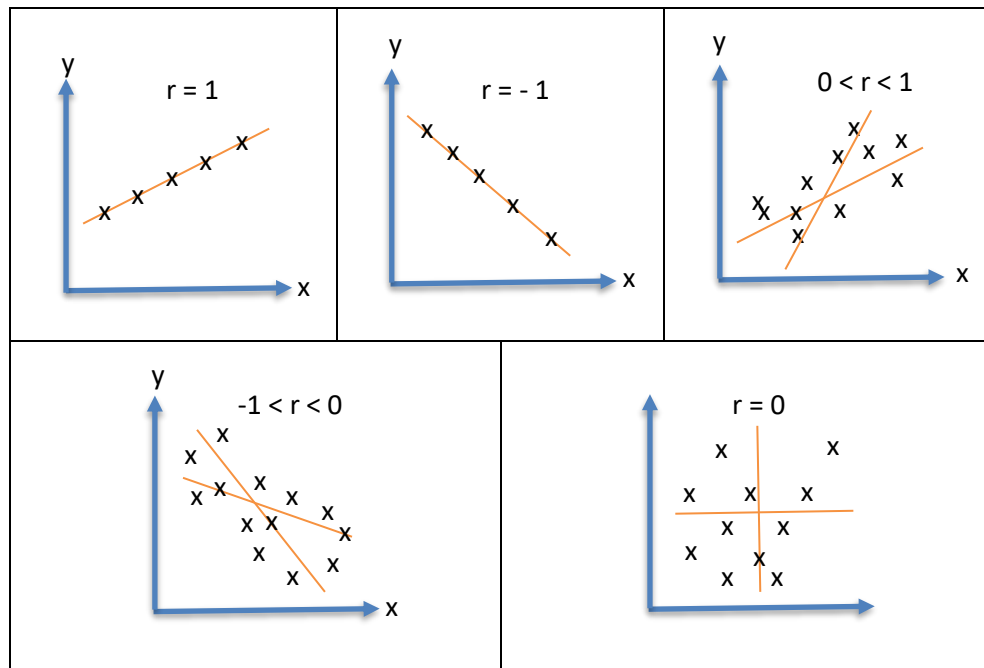
Su cálculo se puede realizar de la siguiente manera:

$$r = \frac{\text{Covarianza}}{s_x s_y}$$

“El coeficiente de correlación debe ser un valor comprendido entre -1 y 1, por lo tanto, se dirá que $-1 \leq r \leq 1$. La relación será perfecta cuando r es igual a 1 o -1; no hay ninguna relación cuando $r = 0$, o menor a 0.30”.(26)

Sabiendo que el coeficiente de correlación será en valor $-1 \leq r \leq 1$, se representará así:

Comportamiento del coeficiente de correlacion



El grado de correlación lo podemos clasificar tentativamente, evitando un tanto la rigidez de sus límites:

Correlación perfecta, cuando $r = 1$	$r = -1$
Correlación excelente, cuando r es mayor de 0.90 y menor de 1	$(-1 < r < -0.90)$
Correlación aceptable, cuando r se encuentra entre 0.80 y 0.90	$(-0.9 < r < -0.8)$
Correlación regular, cuando r se encuentra entre 0.60 y 0.80	$(-0.8 < r < -0.6)$
Correlación mínima, cuando r se encuentra entre 0.30 y 0.60	$(-0.6 < r < -0.3)$
No hay Correlación para r menor de 0.30 y mayor a 0	$(-0.3 < r < 0)$

Existe un procedimiento más para establecer si hay relación lineal, siendo esta la prueba al coeficiente de correlación obtenida en la muestra. “Para ello se considera que $\rho = 0$, es decir, que el coeficiente de correlación en la población es igual a cero”(26), frente a la alternativa de que sea diferente para ello se tendrá que:

Para un $r = 0.95$ con una muestra $n = 10$

$$t = \frac{r}{\sqrt{\frac{1-r^2}{n-2}}}$$

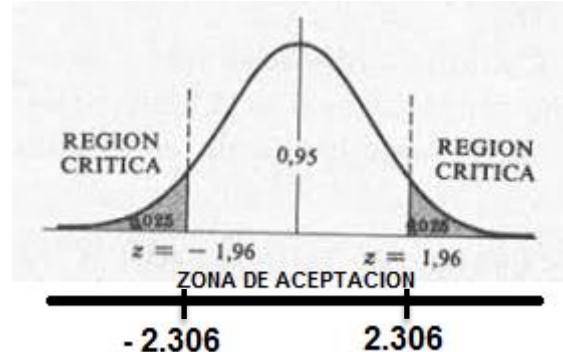
$$t = \frac{0.95}{\sqrt{\frac{1-(0.95)^2}{10-2}}} = 8.10$$

a) Hipótesis Nula $H_0: \rho = 0$ (No hay correlación)

Hipótesis alternativa $H_a: \rho \neq 0$ (Si hay correlación)

b) $\alpha = 0.05$

c) $t = 2.306$



d) Se observa que 8.10 se sitúa en la zona de rechazo de la hipótesis nula, es decir, que hay correlación entre las variables de la población, lo que equivale a concluir, que al nivel de significancia del 5% la correlación en la población es diferente a cero.

Anexo 01 Prueba de Normalidad de Shapiro - Wild

La prueba de normalidad de Shapiro-Wilk es aplicable cuando se analizan muestras compuestas por menos de 50 elementos (muestras pequeñas).

Las hipótesis estadísticas son las siguientes:

H0: La variable presenta una distribución normal

H1: La variable presenta una distribución no normal

Toma de decisión:

Sig (p valor) > alfa: No rechazar H₀ (normal).

Sig (p valor) < alfa: Rechazar H₀ (no normal)

Donde alfa representa la significancia, que en este ejemplo hipotético es igual al 5% (0,05).

Para el caso de la investigación:

Variable edad:

1. Planteo de hipótesis

H0: La variable edad presenta una distribución normal

H1: La variable edad presenta una distribución no normal

2. Nivel de significancia

Para una confianza del 95 %, significancia (alfa) 5 %

3. Prueba estadística a utilizar

Emplearemos la prueba de normalidad de Shapiro – Wild.

	Prueba de normalidad de Shapiro - Wild		
	Estadístico	Grados de libertad	significancia
Edad	0.118	47	0.033

4. Criterios de decisión

Si $p < 0.05$ rechazamos la hipótesis nula (H₀) y se acepta la alternativa (H_a)

Si $p > 0.05$ aceptamos la hipótesis nula (H₀) y rechazamos la alternativa (H_a)

5. Decisión y conclusión

Como $p = 0.033$ y $p < 0.05$ entonces rechazamos la hipótesis nula y se acepta la alternativa

Anexo 02 Ficha de recolección de datos



PERÚ

Ministerio de Salud

Ficha de mamografía

FECHA:

NOMBRE DEL PACIENTE:

EDAD:

SEXO:

HISTORIA CLÍNICA:

IPRESS:

DNI:

TELÉFONO:

MOTIVO DE LA MAMOGRAFÍA:

TAMIZAJE ()

DIAGNOSTICA ()

SÍNTOMAS ACTUALES:

SENSACION DE BULTO O NODULO

SI

NO

SECRECION EXPONTANEA POR EL PEZON

SI

NO

COLOR SANGUINOLENTA

SI

NO

COLOR CRISTALINO

SI

NO

OTRO: _____

ANTECEDENTES PERSONALES

EDAD DE PRIMERA MENSTRUACION:

FUR:

EDAD DE MENOPAUSIA:

NUM DE HIJOS:

ANTICONCEPTIVOS HORMONALES

SI

NO

TRATAMIENTO HORMONAL

SI

NO

OPERADA DE LAS MAMAS

SI

NO

¿Por qué?

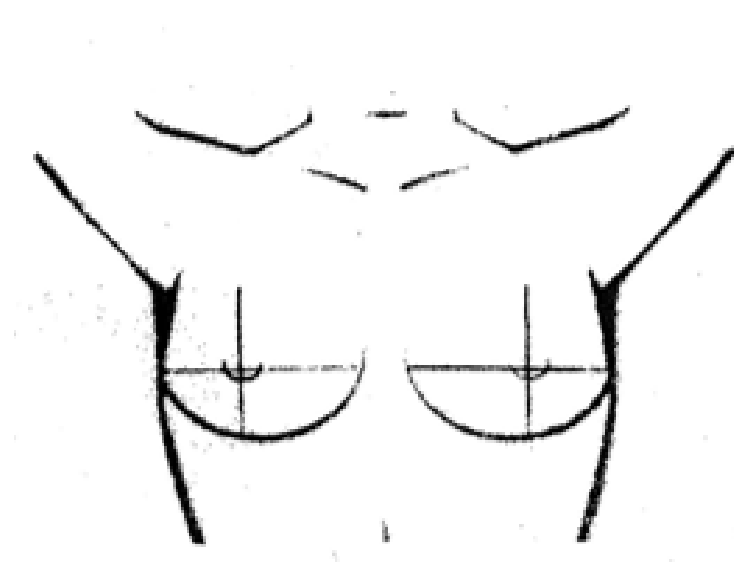
ANTECEDENTES FAMILIARES

Cáncer de mama, colon, Ovario, endometrio

SI

NO

¿Quién? _____ ¿A qué edad? _____



Anexo 03 Documento de AUTORIZACION donde realice mi investigación



GOBIERNO REGIONAL DE LAMBAYEQUE
Gerencia Regional de Salud
HOSPITAL "LAS MERCEDES"
CHICLAYO



Tradición que protege tu salud!!

HOSPITAL REGIONAL DOCENTE LAS MERCEDES N°221/20

AUTORIZACIÓN

El Director y el Jefe de la Unidad de Apoyo a la Docencia e Investigación del Hospital "Las Mercedes" Chiclayo, autoriza a:

BURGA SOTO GENEBRARDO ALONSO

Estudiante de la carrera profesional de Tecnología Médica – Especialidad de Radiología en la "UNIVERSIDAD PARTICULAR DE CHICLAYO", para realizar su Proyecto de Investigación Titulado: **"RELACION DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA CON EL MILIAMPERAJE Y EDAD DE PACIENTES SOMETIDOS A MAMOGRAFIA DIGITAL, DEL HOSPITAL REGIONAL LAS MERCEDES – CHICLAYO, PERIODO ENERO – MARZO 2020"**

Chiclayo, Agosto 2020



DR. ELMER ALBERTO DELGADO SENMACHE
Director Ejecutivo HRDLMCH



MG. PAIS LESCANO DORIS LIBERTAD
Jefe Unidad de Apoyo a la Docencia e Investigación

Tradición que protege tu salud!!!

La información recopilada fue tomada del sistema de datos del área de mamografía del hospital "LAS MERCEDES" Chiclayo

