



Universidad Nacional
Federico Villarreal

VRIN | VICERRECTORADO
DE INVESTIGACIÓN

FACULTAD TECNOLOGÍA MÉDICA

**“ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN PACIENTES SOMETIDOS A BIOPSIA
DE PULMÓN GUIADA POR TOMOGRAFÍA COMPUTADA”
INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS.
LIMA-PERU - 2018**

Línea de investigación: Salud pública

Tesis para optar el Título de Especialista en
Tomografía Computada

Autora

Muñoz Barabino, Carmen Cecilia

Asesor

Bobadilla Minaya, David Elías
(ORCID:0000-0002-8283-3721)

Jurado

Silva Luque, Gina Julia Estela
Sánchez Acostupa, Kaim
Montalvo Lamadrid, Rosa María

Lima – Perú

2023

TÍTULO:

“ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN PACIENTES SOMETIDOS A BIOPSIA DE
PULMÓN GUIADA POR TOMOGRAFÍA COMPUTADA”
INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS.

LIMA-PERU - 2018

AUTORA:

Dra. CARMEN CECILIA MUÑOZ BARABINO

ASESOR:

Mg. DAVID ELÍAS BOBADILLA MINAYA

[Orcid.org/0000-0002-8283-3721](https://orcid.org/0000-0002-8283-3721)

DEDICATORIA

A Dios nuestro Señor, por cada día de buena salud que nos
otorga

A mi Dany; por todo su amor y comprensión que me ha
brindado

A los docentes, quienes con de sus experiencias
inculcaron en mí el respeto y pasión por esta bella
profesión

AGRADECIMIENTO

Agradecer a mis colegas que me apoyaron en realizar y culminar esta tesis y así poder alcanzar una meta más en mi vida profesional

INDICE

RESUMEN.....	X
ABSTRACT	XI
I. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Descripción y formulación del problema	2
1.2 Antecedentes.....	4
1.3 Objetivos.....	6
Objetivo general.....	6
Objetivos específicos	6
1.4 Justificación.....	7
1.5 Hipótesis	8
II. MARCO TEÓRICO.....	9
2.1 Bases teóricas acerca del tema de investigación	9
III. MÉTODO.....	22
3.1 Tipo de investigación.....	22
3.2 Ámbito temporal y especial.....	22
3.3 Variables.....	22
3.4 Población y Muestra	23
3.5 Instrumento	24
3.6 Procedimientos	24
3.7 Análisis de datos.....	26

3.8 Consideraciones éticas.....	26
IV. RESULTADOS.....	27
V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	33
VI. CONCLUSIONES	39
VII. RECOMENDACIONES	40
VIII. REFERENCIAS	41
IX. ANEXOS	48

ANEXO A: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

ANEXO B: MATRIZ DE CONSISTENCIA

ANEXO C: INSTRUMENTO

ANEXO D: PROTOCOLO DE BIOPSIA DE PULMÓN GUIADA POR TC

ANEXO E: BASE DE DATOS

ANEXO F: AUTORIZACIÓN PARA LA RECOLECCION DE DATOS

ANEXO G: (1-7)

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Edad de pacientes sometidos a biopsias de pulmón.....	27
Tabla 2. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI _w) en los pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por TC en el INEN.....	29
Tabla 3. DLP (producto dosis-longitud, (mGy.cm)) en los estudios de biopsias de pulmón guiadas por TC en el INEN.....	30
Tabla 4. Dosis efectiva en pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas TC en el INEN.	31
Tabla 5. Frecuencia en el nivel anatómico del tumor pulmonar en los estudios de biopsias guiadas por TC en el INEN.....	32
Tabla 6. Frecuencia de localización pulmonar del tumor en los estudios de biopsias guiadas por TC en el INEN.....	32

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Edad de pacientes sometidos a biopsias de pulmón.....	28
Figura 2. Sexo de pacientes sometidos a biopsias de pulmón.....	28
Figura 3. Índice de pacientes sometidos a biopsias de pulmón.....	28
Figura 4. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI) en los pacientes sometidos a biopsias de pulmón en el INEN.....	29
Figura 5. DLP (producto dosis-longitud (mGy.cm)) en los estudios de biopsias de pulmón guiadas por TC en el INEN.....	30
Figura 6. Dosis efectiva en pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por TC en el INEN.....	31

RESUMEN

Objetivo: Determinar la dosis efectiva en pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por tomografía computada en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN). **Método:** Estudio observacional, descriptivo, cuantitativo, transversal. La muestra estuvo conformada por 80 informes de dosis de radiación de pacientes adultos que se realizaron una biopsia de pulmón guiada por tomografía computada. Se utilizó una hoja de recolección de datos diseñado con los valores dosimétricos de los pacientes. **Resultados:** Del total de los pacientes se obtuvo el 55% entre 60 a 69 años, el 52.5% de sexo femenino, el 52.5% tuvo un IMC con sobrepeso. El 68,8% de pacientes obtuvo un valor máximo de dosis en CTDI_w de 4.47 mGy. El 50% de los pacientes tuvo un DLP, igual o menor de 77 mGy*cm. El 50% de los pacientes recibió una dosis efectiva igual o menor a 9.2 mSv. La mayor frecuencia de tumoración pulmonar tuvo un nivel anatómico apical y una localización pulmonar de lado derecho. **Conclusión:** La Dosis Efectiva de Radiación en pacientes sometidos a biopsia de pulmón guiada por TC en el INEN tiene un valor de 9.2 mSv.

Palabras Claves: Tomografía computada, dosis de radiación, biopsia pulmonar.

ABSTRACT

Objective: To determine the effective dose in patients undergoing lung biopsies guided by computed tomography at the National Institute of Neoplastic Diseases (INEN). **Methods:** Observational, descriptive, quantitative, cross-sectional, quantitative study. The sample consisted of 80 radiation dose reports of adult patients who underwent computed tomography-guided lung biopsy. A data collection sheet designed with the patients' dosimetric values was used. **Results:** Of the total number of patients, 55% were between 60 and 69 years old, 52.5% were female, 52.5% had an overweight BMI. The 68.8% of patients obtained a maximum CTDI_w dose value of 4.47 mGy. 50% of patients had a DLP, equal to or less than 77 mGy*cm. Fifty percent of patients received an effective dose equal to or less than 9.2 mSv. The highest frequency of lung tumorization had an apical anatomical level and a right-sided lung location. **Conclusion:** The Effective Radiation Dose in patients undergoing CT-guided lung biopsy at INEN has a value of 9.2 mSv.

Keywords: Computed tomography, radiation dose, lung biopsy.

I. INTRODUCCIÓN

En estudios de tomografía computada (TC), la estimación de la dosis efectiva, es un tema poco trabajado por los profesionales de la salud, así como institucional, siendo este de gran importancia para evidenciar los niveles de dosis de radiación en los pacientes sometidos a estudios tomográficos.

El presente trabajo busco evidenciar una estimación de los niveles de dosis efectiva en pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiada por tomografía computada en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), durante el periodo de enero a diciembre de 2018, con la finalidad de conocer los valores de las dosis efectivas y si se encontraban dentro de los niveles permitidos a fin de evidenciar un riesgo.

Siendo el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas una institución de referencia en cáncer, este tipo de estudios tiene un gran valor por la cantidad de pacientes que se realizan una biopsia de pulmón.

Así mismo, los valores encontrados han contribuido al conocimiento científico de los profesionales de la salud que laboran en este campo y sobre todo aplicarlos en la optimización en los protocolos de biopsias guiadas por tomografía computada, evitando la sobreexposición de la dosis de radiación en los pacientes y como consecuencia la posibilidad de efectos.

Por consiguiente, el objetivo de esta investigación fue determinar la dosis de radiación efectiva en los pacientes sometidos a biopsia de pulmón guiada por TC en el INEN.

1.1 Descripción y formulación del problema

1.1.1 Descripción

El cáncer de pulmón puede producirse en ambos sexos, hombres y mujeres. En Estados Unidos en el 2015, se produjeron más de 200 000 nuevos casos cáncer de pulmón (Siegel, 2015, p. 1).

Para finales del 2021, el cáncer de pulmón tuvo una casuística alrededor de 234,030 casos diagnosticados (121,680 hombres y 112,350 mujeres) por la Sociedad Americana Contra el Cáncer, reportando, además, un aproximado de 154,050 personas fallecidas a causa de la enfermedad oncológica pulmonar (83,550 hombres y 70,500 mujeres) (American Cancer Society, 2021).

En el periodo 2010-2013 se diagnosticaron 3,121 casos nuevos de cáncer de pulmón entre los residentes de Lima Metropolitana, con una tasa de incidencia estandarizada de 11,2 casos por 100.000 habitantes. En hombres, dicha enfermedad oncológica pulmonar, está situada en primer orden de frecuencia a nivel mundial; producto del fumar, sin embargo, en Lima Metropolitana ocupa el tercer lugar (TEE 13,3 por 100.000), asimismo el sexto lugar en mujeres (TEE 9,6 por 100.000). En ambos sexos, representa el 5,1% de todas las neoplasias malignas. De otro lado, es la segunda causa de muerte en Lima Metropolitana, detrás de la enfermedad oncológica estomacal. Se registró 2.591 muertos por cáncer de pulmón entre los años 2010 y 2012, correspondiendo una tasa de mortalidad de 9,2 por 100.000 habitantes (Registro de Cáncer de Lima Metropolitana. Incidencia y Mortalidad 2010-2012, 2016, p.83).

La tomografía computarizada (TC) tiene mucha utilidad en radiología diagnóstica, siendo esta de naturaleza no invasiva, con una excelente resolución en densidad, logrando diferenciar los tejidos por su alto contraste. Es necesario tener en cuenta que los estudios tomográficos son relevantes en la cantidad de dosis de radiación que es administrado a la persona que se realiza dicho examen (Flores, 1998, p. 93).

En relación a lo descrito anteriormente, cabe resaltar las dosis significativamente

elevadas que la TC imparte, teniendo efectos riesgosos asociados a dichos niveles, sin dejar de valorar su predicción diagnóstica ante las enfermedades que requieran un posible tratamiento (Baeza, 2003, p. 7).

Actualmente, existe una gran preocupación con respecto a los riesgos asociados al uso masivo de la TC; si bien el riesgo de eventos adversos secundarios al uso de la TC es relativamente bajo, la gran cantidad de estudios a lo largo del mundo consideran que dichos sucesos desfavorables no sean nada desdeñables (Rosales, 2015, p.4).

En el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), la tasa de procedimientos para neoplasias de pulmón es alta; por lo que existe un alto índice en procedimientos de biopsias de pulmón guiada por TC (Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. Datos Epidemiológicos, 2014).

En el Perú y en Latinoamérica existen estudios que estiman la dosis efectiva en diversos órganos del cuerpo humano, pero no en pulmón, menos en pacientes que se realizan biopsias guiadas de pulmón por TC, por lo cual se desconoce si este procedimiento emplea gran cantidad de radiación.

Por lo antes expuesto es necesario conocer como profesional de la salud en radiología encargada de la seguridad radiológica tanto del paciente como del personal ocupacional, la dosis efectiva a la que se exponen los pacientes durante este procedimiento tomográfico (Mendizábal, 2012, p. 90).

1.1.2 Formulación del problema

Problema general:

¿Cuánto es la Dosis de radiación Efectiva en pacientes sometidos a biopsia de pulmón guiada por TC en el INEN?

Problemas específicos:

¿Cuál es la caracterización de la población según sexo, edad e Índice de masa corporal?

¿Cuál será el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI) en los pacientes

que se realizan una biopsia de pulmón guiada por TC?

¿Cuál será el Producto Dosis Longitud (DLP), en los estudios de biopsias de pulmón guiadas por TC?

¿Cuál es el valor más adecuado para el cálculo de la dosis efectiva (Valor del Factor de conversión “K”)?

¿Cuál será la frecuencia de biopsias según el nivel de localización del tumor?

¿Cuál será la frecuencia de biopsias según el lado del pulmón?

1.2 Antecedentes

El estudio realizado por Kanae et al. (2001) Japón, en su investigación “Dose evaluation and effective dose estimation from CT fluoroscopy-guided lung biopsy”, cuyo objetivo fue determinar si la dosis equivalente y la dosis efectiva eran altas en los estudios de biopsia de pulmón guiada por fluoroscopia, realizó un estudio prospectivo cuya muestra estuvo constituida por 8 fantomas a los cuales se les colocó detectores TLD y se empleó el protocolo para biopsias de pulmón, obteniéndose como resultado la dosis efectiva en los pacientes estuvo en el rango de 9 a 67 mSv con una media de 30 mSv empleando un protocolo de 120Kv y 50 mA, y una media de 2.5 mSv reduciendo el protocolo a 80 Kv y 75 mA, con lo que se concluyó que las dosis de radiación con protocolos convencionales son altas pero que si estas se modifican pueden reducir significativamente la dosis efectiva.

Esta investigación me sirve para establecer que, con el protocolo normal, las dosis efectivas se mantienen altas y que al optimizar el estudio baja significativamente.

En otro estudio de Buls (2003) en su publicación, “Evaluation of Patient and Staff Doses During Various CT Fluoroscopy Guided Interventions”, tuvo como propósito cuantificar y evaluar al paciente y al personal, las dosis de radiación medidas mediante dosimetría termoluminiscente directa en diversos procedimientos guiados por fluoroscopia TC. Las dosis para pacientes se cuantificaron por determinación de la dosis en piel de entrada con la dosimetría termoluminiscente directa y mediante la estimación de la dosis efectiva. El registro

de dosis en el personal se cuantificó por determinación de la dosis en la piel de entrada en el nivel de los ojos, la tiroides, y tanto las manos. Para un grupo de 82 pacientes consecutivos, se obtuvieron los siguientes valores: paciente (19,7 mSv), la dosis del paciente piel entrada (374 mSv), dosis personal entrada piel al nivel del ojo (0,21 mSv), tiroides (0,24 mSv), en la mano izquierda (0,18 mSv), y en la mano derecha (0,76 mSv). La dosis piel entrada paciente máxima registrada permaneció bien por debajo del nivel de umbral determinista de 2 Gy. Existió una pobre correlación entre ambos, paciente dosis / personal y procedimiento integrado mAs enfatiza la necesidad de mediciones en vivo. Dosis de fluoroscopia TC son marcadamente superiores a las dosis clásicos CT-scan y son comparables a las dosis de otros procedimientos lógicos radio-intervencionistas.

Mientras Shuai et al. (2011), USA, en su investigación “Radiation Dose Levels for Interventional CT Procedures”, cuyo objetivo era determinar los niveles de dosis de radiación típicos en personas que fueron expuestas a procedimientos intervencionistas guiados por CT., realizó un estudio cuya muestra estuvo constituida por 571 pacientes, obteniéndose como resultados la media de dosis efectiva en pacientes de 13,8 mSv +/- 9.2 y de dosis en piel de 128 mGy +/- 81, con lo que se concluyó que tanto el riesgo de efectos determinísticos como estocásticos era bajo, considerando lo mínimo de tiempo en la exploración al de un TC convencional.

Este trabajo me ayudará a verificar que la dosis en procedimientos de biopsias de pulmón guiadas por TC, del cual no podría ser elevada.

De igual manera, en USA Nawfel et al. (2000), en su investigación “Patient and Personnel Exposure during CT Fluoroscopy-guided Interventional Procedures”, cuyo objetivo era estimar la dosis de los pacientes y la exposición del personal a partir de mediciones a fantomas durante la TC, obteniéndose como resultado que los niveles de referencia de exposición dispersas para una técnica fluoroscópica de TC comúnmente utilizada (120 Kvp, 50mA, espesor de sección de 10 mm) fueron 27 y 1,2 μ Gy /s a 10 cm y 1m, respectivamente, del

espectro; concluyéndose que durante las intervenciones guiadas por fluoroscopia por TC se pueden presentar altas exposiciones a pacientes y personal. La modificación en los protocolos de TC sumado a la minimización en el tiempo fluoroscópico, reducen de manera considerable la exposición que tienen los pacientes en relación a la radiación.

Esta investigación servirá para determinar que la reducción en exponer a niveles de radiación se correlaciona a la modificación de las técnicas de adquisición en TC.

En el estudio de Teeuwise et al. (2001) “Patient and staff dose during CT guided biopsy, drainage and coagulation”, cuyo objetivo era estimar la dosimetría de los pacientes y la exposición del personal durante los estudios de biopsia, drenaje y coagulación guiados por TC, realizo un estudio cuya muestra de 96 pacientes tuvo como resultado que la media de dosis efectiva fue de 8 mSv en biopsias y que la dosis en piel estuvo en el rango de 0.09 a 1.61 Gy. Con lo cual concluyeron que si bien es cierto la dosis al paciente no es tan alta, la dosis que recibe el trabajador es baja.

Esta investigación permitirá a tener un criterio comparativo en otro órgano, determinara la dosis de radiación efectiva tanto en el paciente como en el operador no es elevada.

A nivel nacional los estudios encontrados no son específicos para pulmón y no son dedicados a dosis específicas.

1.3 Objetivos

Objetivo general

Determinar la dosis efectiva en pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por tomografía computada en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas.

Objetivos específicos

- Caracterizar la población según sexo, edad e índice de masa corporal (IMC).
- Determinar el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI_w) en los pacientes que se realizan una biopsia de pulmón guiada por TC.
- Determinar el Producto Dosis Longitud (DLP), en los estudios de biopsias de pulmón

guiadas por TC

- Identificar el valor de ponderación más adecuado para el cálculo de la dosis efectiva (Valor del Factor de conversión “K”)
- Evaluar la frecuencia en el nivel anatómico del tumor pulmonar en los estudios de biopsias guiadas por TC.
- Evaluar la frecuencia de localización del tumor pulmonar en los estudios de biopsias guiadas por TC

1.4 Justificación

La biopsia de pulmón por TC se realiza con regularidad como procedimiento intervencionista en INEN, éste, presenta ventajas para el médico cirujano al tener una imagen bidimensional del órgano y la lesión, del cual desea hacer la punción. Sin embargo, al ser un estudio de TC con dosis de radiación continua en cortes axiales, llega a presentar dosis un poco elevadas en relación a otros procedimientos imagenológicos.

Por lo cual, es importante conocer si la dosis efectiva durante este procedimiento es relativamente elevada teniendo como referencia un estudio tomográfico simple de pulmón, sabiendo que dosis altas de radiación pueden afectar al paciente con efectos secundarios. Los niveles de dosis de radiación que se utilizarán en el estudio serán de referencia internacional para un tipo de procedimiento estándar y hará que los resultados sean más precisos.

Es de interés aplicar los saberes develados en esta investigación con el objetivo de optimizar los protocolos de estudio de biopsias de pulmón guiadas por TC para garantizar una óptima dosis de radiación, evitando la sobreexposición al paciente y de esta manera disminuir la posibilidad de efectos secundarios a la radiación.

Los resultados del presente estudio servirán para contribuir en la construcción de niveles de referencia en pulmón y sobre todo aportar al conocimiento científico de los profesionales de la salud, porque permitirá conocer e interpretar los parámetros que influyen en la dosis de radiación y adecuarlos a su realidad.

1.5 Hipótesis

El estudio no requiere de una hipótesis por ser un descriptivo.

II. MARCO TEÓRICO

2.1 Bases teóricas acerca del tema de investigación

Tomografía computada

La tomografía computarizada es una tecnología establecida para obtener imágenes, de forma no invasiva, en tres dimensiones, de la estructura interna del cuerpo humano (Russo et al., 2008, p.160). Desde los inicios en tomografía hasta la actualidad, el tomógrafo ha sufrido un desarrollo tecnológico constante, lo cual le vale para posicionarse como instrumento indispensable en el uso diagnóstico cotidiano, con la misma relevancia que puedan tener otros equipos de imagenología como por ejemplo los de rayos x (García, 2009).

Las tomografías computadas se obtienen a partir de proyecciones bidimensionales usando como fuente de radiación los rayos x. Es considerada de gran importancia debido a que brinda mejores posibilidades de diagnóstico comparada con otros métodos de diagnóstico radiológico (Lewitt y Matej, 2003).

Las proyecciones se obtienen mediante la acción combinada del tubo de rayos x rotando alrededor del paciente con el sistema de detectores que cuentan con cientos de elementos a lo largo del arco detector (Corbo, 2004).

Las imágenes son adquiridas debido a la rápida rotación del tubo en 360 grados en torno al objeto o persona. La radiación de rayos x transmitida, es luego medida por un anillo de detectores de radiación muy sensibles localizados dentro del gantry que giran alrededor del paciente. La imagen final obtenida del cuerpo es generada por múltiples medidas de proyecciones y reconstruida mediante una computadora (Giménez, 2008).

Principio de funcionamiento:

La fuente de rayos x y el detector están conectados de forma que se mueven sincrónicamente. Por ello, al realizar la traslación del conjunto tubo – detector, las estructuras que conforman al paciente que está siendo examinado, atenúan la energía emitida por los rayos x, dependiente de la densidad de la estructura analizada y el número atómico, dicha atenuación

forma un perfil de intensidad al modular la radiación detectada, por tanto, cada detector transforma la señal de radiación a una electrónica también llamada “señal analógica” la cual seguidamente se transformará en una “señal digital” por medio de un convertidor análogo-digital. Cabe mencionar que todo lo descrito anteriormente, tiene lugar en el computador, manejando dicho proceso en un sistema binario de cero y uno, necesario para el lenguaje informativo en el ordenador. Como producto final se obtiene la imagen que puede ser almacenada para que su utilidad sea la visualización de la misma en una o más pantallas digitales o sea el caso de imprimirla (Geyer, 2015, p.339).

Los tomógrafos son clasificados en dos tipos según sus avances técnicos y tecnológicos: TC monocorte y TC multidetector.

La simpleza de un TC monocorte, hace que esté estructurado con el tubo y solo de 1 canal o fila, mientras que los TC multidetector sean de varios canales o filas, teniendo como diferencia la temporalidad en la adquisición del examen, haciéndose más corto.

Las múltiples filas o canales del TC multidetector es indudablemente un gran avance tecnológico con ello se acorta notablemente el periodo de exploración y optimiza la resolución temporal. Según la marca o modelo de equipo tomográfico, el espesor va aumentando desde el centro hasta los bordes del plano de corte. De ese modo, mejoran las posibilidades del post procesado que se realizan al estudio.

En la actualidad, los nuevos equipos de tomografía computarizada, son valorados a partir de la perfección en la tecnología de detectores, obtienen imágenes con cortes múltiples en un solo giro de rotación. Estos equipos pueden ser llamados "TC multidetector (TCMD)" o "tomografía espiral multicorte (TEM)", brindando slices más delgados en menor tiempo, con resultados más detallados y capacidad de visualización óptima. Equipos TCMD actuales, consideran altas velocidades en segundos para la obtención del examen solicitado, lo cual favorece en gran medida a la población infantil, personas con alguna incapacidad y tercera edad; a su vez, esta brevedad en temporalidad, convierte a la tomografía en una herramienta

eficaz en el diagnóstico temprano de enfermedades difícilmente diagnosticables por otros medios y en el caso de escenarios de emergencia, abordar con prontitud las lesiones (Hofer, 2005).

Componentes del Sistema:

Cualquier tipo de tomógrafo que se utilice, en su diseño se distinguen tres partes principales: el gantry, la computadora y la estación o monitor de trabajo. Cada uno de estos componentes principales tiene varios subsistemas.

Consola de operaciones: como bien presume su nombre, es el encargo de “controlar”, ya sea el protocolo a utilizar en determinado examen, los mecanismos móviles de la camilla y del tubo, y la transmisión del conjunto e imágenes obtenidas para su posterior procesamiento.

Computadora: esta particularizado como subsistema del tomógrafo debido a que contiene piezas fundamentales como el microprocesador y la memoria principal, los cuales establecen el periodo de reconstrucción, entre la adquisición y la observación de la imagen, lo cual realiza mediante miles de cálculos matemáticos (ecuaciones) en periodos de tiempo extremadamente cortos, de ahí que la eficacia de toda prueba tomográfica este delimitado por este proceso.

Gantry: pieza mecánica que aloja en su interior al conjunto tubo – detector, generador de alto voltaje, y está unido a los soportes para la camilla usada en las exploraciones. Estos componentes son operados de forma remota desde la consola en una relación con el ordenador para la obtención de las imágenes y el procesamiento posterior de las mismas.

Tubo de rayos x: está inmerso en el gantry diseñado con una mancha focal pequeña y con una capacidad de calentamiento de millones de unidades caloríficas, es por ello que se usa rotores de alta velocidad los cuales facultan al tubo en disipar la energía calórica liberada.

Ordenamiento de detectores: los tomógrafos pioneros en el mundo contaban con solo un detector. Hoy en día, los equipos tomográficos disponen de múltiples detectores, en general son microcomputadores cerámicos.

Colimación: todo sistema tomográfico considera dos colimadores. El primero de ellos posicionado adyacente al tubo de rayos delimitando el área del paciente que intercepta el haz útil, determinando así el espesor del corte y la dosis de radiación recibida por el paciente. Este colimador pre paciente habitualmente consta de varias secciones que permiten obtener un haz de rayos x paralelo. El segundo colimador (pre detector), restringe el haz de rayos x visto desde el conjunto de detectores. Este colimador permite disminuir la radiación dispersa que es impartida hacia el grupo de detectores.

Generador de alto voltaje: es de considerarse que todo equipo de tomografía trabaja a velocidades elevadas del rotor del tubo que emite rayos x, así también como los diferentes picos de potencia propios de sistemas de pulso, por ello, se hace necesario el uso de fuentes con frecuencias elevadas, alimentaciones trifásicas.

Camilla o tablero para el paciente: material con la particularidad de estar construido con fibra de carbono (bajo número atómico) lo cual facilita la transmisión de los rayos x sin alterar la imagen de la sección anatómica estudiada, que cumple la función de movilizar y soportar al paciente en una posición adecuada para el estudio en cuestión (Bushong, 2017).

Biopsias Guiadas por Imágenes

A nivel pulmonar, se hace necesario el uso de la biopsia cuando el diagnóstico imagenológico es dudoso frente a un posible nódulo por descartar su malignidad, por otro lado, también es elegible dicho procedimiento cuando la broncoscopia no tiene acceso favorable al nódulo en estudio. Cabe resaltar que el procedimiento de biopsia por punción es la menos invasiva a comparación de la quirúrgica, siendo guiada por técnicas de imágenes, resulta aún más favorable el correcto acceso y localización del nódulo por examinar, a fin de recolectar una muestra de su composición para su posterior análisis por laboratorio de patología.

Es sabido que la presencia de nódulos pulmonares es evidenciable por medio de rayos x, ya que, al ser una lesión de forma redondeada, se diferencia dentro de los tejidos anormales dentro de la región del parénquima. Sin embargo, no todos los métodos imagenológicos, son

precisos al evidenciar un nódulo pulmonar, debido a que carecen de fondo para el diagnóstico de malignidad o benignidad, es decir descartar un nódulo cancerígeno.

Por otra parte, es necesario tener en cuenta que las biopsias por aspiración (con aguja), recolecta una o varias muestras del tejido sospechoso de malignidad mediante una aguja hueca, dichas muestras son llevadas a patología para ser examinadas de forma precisa por medio del examen bajo el microscopio. (Ver Anexo G.5)

Es indispensable contar con técnicas de apoyo que sirvan de guía o de orientación durante el procedimiento de biopsia de aspiración en la región pulmonar para nódulos del mismo, por lo que la imagen diagnóstica es relevante, mediante procedimientos por tomografía computada, ultrasonido, fluoroscopia o resonancia magnética. (Ver Anexo G.7)

Procedimiento:

Por medio de la aspiración por aguja fina y mediante una guía por cualquiera fuese la técnica imagenológica, se hace la inserción de la aguja de calibre bastante fino atravesando las capas de la piel, teniendo como punto final la zona de lesión, para luego proceder a la recolección de tejido por uno o múltiples métodos, aspirando tejido o líquidos. (Ver Anexo G.6)

El médico puede realizar una biopsia pulmonar por punción para investigar una anomalía hallada en una radiografía de tórax o tomografía computarizada. El objetivo es diagnosticar con precisión si la persona padece cáncer u otra enfermedad pulmonar. Este procedimiento también puede utilizarse para realizar las siguientes actividades:

- Controlar el avance del tejido tumoral pulmonar.
- Determinar el estadio de un tumor pulmonar maligno (canceroso).
- Identificar la causa de una inflamación en parénquima pulmonar.
- Explicar por qué se ha acumulado líquido en la región.
- Determinar si una masa de localización pulmonar es maligna o benigna.

- Diagnosticar una infección a nivel del parénquima.

La biopsia por punción puede realizarse como única prueba o como parte de otras pruebas a nivel pulmonar, incluidas las siguientes:

una broncoscopia, en la que se utiliza un endoscopio con la finalidad de visualizar las regiones interiores del órgano.

una mediastinoscopia, un procedimiento utilizado para visualizar zonas internas del tórax.

Existen efectos favorables como el no precisar de intervenciones quirúrgicas para los tipos de biopsias descritos, así como, desventajas como lo hay a veces cuando la aguja por su calibre no se le hace fácil recolectar las muestras suficientes para su posterior análisis; cabe mencionar que dicha aguja es de punta bisel, y su longitud depende directamente de la localización tumoral, además su utilidad está relacionada con el uso de una jeringa común, que sirve como recolector de las muestras. Al mencionar lo variable de su longitud, podemos pensar en lesiones profundas a la zona de punción lo que hace indispensable el uso de una guía imagenológica como la tomografía computada, entre otras técnicas de imágenes (Teeuwisse, 2001).

Es preciso reconocer el procedimiento que se realiza con estos materiales descritos anteriormente, considerando como punto de inicio la asepsia previa, para penetrar la aguja con una localización superficial relacionada a la zona tumoral, aplicando presión negativa en la jeringa, es necesario ejecutar movimientos rotatorios mientras se realizan otros de entrada y de salida con direcciones diferenciadas a fin de conseguir muestras significativas. Una vez obtenido la muestra en el bisel de la aguja, se retorna el embolo a su posición normal, se retira la aguja y se utiliza presión positiva, lo que facilita al colocar las muestras en gotas en el portaobjetos para hacer un extendido el cual dependerá en caso se use Hematoxilina y Eosina, Papanicolaou, Giemsa o DiffQuick; siendo los 3 primeros necesarios en tratar las muestras con alcohol de 96° y los últimos con un secado de la muestra al ambiente.

Es recurrente, además usar otros tipos de tinciones como Grocott (hongos), Ziehl Nielssen (TBC) (Medina, 2009).

Dosis de Radiación

Todo cuerpo u objeto sometido a rayos x, presenta una energía que se sitúa en su materia constituyente, dicha energía es la dosis de radiación.

De forma concreta, existen dos formas de determinar la dosis de radiación, la primera es la dosis en la superficie, conocido como Kerma en aire presente en el área de ingreso de la radiación, la cual a su vez es utilizada por organismos reguladores de radioprotección ya que su cualidad es su sencillez para su estimación; y la segunda es la dosis efectiva, cuyo calculo es más complejo pero necesario para estimar con sus valores resultantes, los riesgos que sufre una persona frente a los rayos x (International Atomic Energy Agency, 2013).

El criterio ALARA «tan inferior como sea sensatamente factible», se ha adaptado por la Relación Lineal sin Umbral (LNT) entre dosis de radiación y respuesta en relación a los efectos estocásticos (cáncer, leucemia y efectos genéticos). Sin embargo, también hay que reconocer que en las técnicas de imágenes diagnósticas se emplean niveles realmente bajos de radiación.

Las radiaciones sean directa o indirectamente ionizantes, comunican su energía a la materia que atraviesa, cuando se trata de tejido vivo, es esa transmisión de energía la causal del daño a las células. La medición de esa energía comunicada al medio, permite la valoración de las dosis de radiaciones, que ha recibido la materia (Alcaraz, 2010).

Magnitudes Dosimétricas:

Dosis Absorbida: magnitud física elemental de dosis utilizable para todos los tipos de radiación ionizante y cualquier geometría de irradiación. Conceptuada bajo el cociente entre $d\varepsilon$ y dm , dónde $d\varepsilon$ es la energía media de la radiación, dada sobre la masa dm .

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

Es importante entender la dosis absorbida como el promedio de una masa dm , lo que es equivalente también para las partículas atómicas de dicho elemento, este valor es totalmente apreciable mediante estándares que lo vuelven una magnitud física que mediante el sistema internacional de medidas presenta como unidad el gray (Gy), reflejándose como magnitud de energía estocástica brindada, ε , evitando las oscilaciones de efectos al estar en relación con el tejido (Sociedad Española de Protección Radiológica, 2007).

Dosis Equivalente: es equivalente al producto de un particular dentro de los diversos factores de pesos ponderantes de los bioefectos de la radiación con la dosis absorbida. Quiere decir que, existen factores para cada tipo de energía como lo es para la radiación alfa igual a 20 y para los rayos x igual a 1 (dosis equivalente = dosis absorbida).

La dosis absorbida promedio D_{TR} , en el volumen de una masa específica T , comprometida a radiación R , bien sea radiación que incida con la materia del objeto o sea emitida del mismo sujeto mediante radionúclidos, sirviendo de base para definir las magnitudes de protección, la dosis equivalente H_T , está entonces definida para un órgano o tejido por:

$$H_T = \sum_R W_R D_{T.R}$$

Donde W_R , cumple el equivalente del factor de ponderación que es propio de la radiación, en este caso designada a la de tipo R . pueden existir muchos tipos de radiación incidentes, ante esta realidad la sumatoria es establecida para cada uno de ellos en su totalidad, por lo cual se concreta la unidad de dicha dosis equivalente $J\ kg^{-1}$, o como de forma más conocida lleva el nombre de sievert (Sv) (Andisco, 2014).

Dosis Efectiva (E): se detalla por primera vez en la Publicación 60 (ICRP, 1991b), siendo conceptualizada como la sumatoria ponderada de las diversas dosis equivalentes:

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T.R}$$

Detallando la formula anterior podemos esclarecer que, existe el factor de ponderación W_T específico para cada tejido (T), para los cuales se realiza la sumatoria aplicada a cada órgano sensible al igual que los tejidos, que puedan sufrir efectos estocásticos, además, $\sum W_T =$

1. Ante lo descrito se debe considerar además que, los valores del W_T son elegidos para simbolizar que contribuye cada órgano o tejidos en el daño general que produce la radiación representada en efectos estocásticos. La unidad que se emplea para la dosis equivalente es la misma que para la dosis efectiva, siendo conocido como J kg⁻¹, o comúnmente denominado sievert (Sv) (Sociedad Española de Protección Radiológica, 2007).

Medición de Dosis:

Las medidas de dosis para TC son realizadas colocando cámaras de ionización en “fantomas” o maniqués estándar de 16 cm y 32 cm de diámetro, conocidos respectivamente como “Head” y “Body”. El maniquí más pequeño simula la cabeza de un individuo y el maniquí más grande simula el cuerpo o torso. Ambos maniqués son de 15 cm de longitud. (Ver Anexo G.1) Son de acrílico sólido con agujeros perforados en su interior con ubicaciones especificadas para la acomodación de la cámara de ionización tipo lápiz.

Estas cámaras de ionización están diseñadas de un cilindro delgado de volumen activo de 10mm de longitud, empleadas en exposiciones no uniformes de una o varias exploraciones. Normalmente por dentro del maniquí es ubicada la cámara para atenuar el haz primario y generar la dispersión de rayos x de manera que simulen las condiciones de exposición del paciente. (Ver Anexo G.2)

El procedimiento para medir la dosis es utilizar un agujero del maniquí para colocar la cámara de ionización, tomar un barrido, y cuantificar la carga que emite la cámara. Luego se retira la cámara tapando el agujero inicial con tapón acrílico, se cambia la posición de la cámara al agujero siguiente y se vuelve a registrar la carga, ayudando a obtener diversas dosis

en diferentes lugares del maniquí lo que lleva a cuantificar diferentes dosis aun después de utilizar la misma técnica como sucede en las dosis de regiones anteriores en comparación con posteriores o de lado a lado (Alpaca, 2014).

Indicadores de Dosis en TC

Al hablar específicamente de TC el estándar de dosis se conoce como Índice de Dosis en TC (CTDI), el cual tiene múltiples derivados, entre los que nos interesan particularmente: el CTDI en 100 mm ($CTDI_{100}$), el ponderado ($CTDI_w$), el volumétrico ($CTDI_{vol}$) y el Producto Dosis-Longitud (DLP). (Ver Anexo G.3)

CTDI (Índice de Dosis en Tomografía Computarizada). Al realizar una exploración por TC se calcula el valor de CTDI, mediante el cociente de la dosis absorbida en el eje longitudinal (eje z) con la anchura total de haz de rayos x. Su medición se realiza mediante detectores termoluminiscentes colocados en el interior de una cámara de ionización (maniquí cilíndrico de acrílico), ya sea de 16 cm de diámetro (que representa la cabeza de un adulto o el abdomen de un niño) o de 32 cm de diámetro que corresponde al tórax y abdomen de un adulto.

CTDI₁₀₀ (Índice de Dosis en Tomografía Computarizada en 100). Obtenido mediante la sumatoria de las mediciones que se realizan colocando cámaras de ionización en forma de lápiz de 100 mm de longitud en el centro y la periferia de los maniqués. Teniendo en cuenta que el centro equivale a la tercera parte del volumen del maniquí y la periferia a dos terceras partes.

CTDI_w (Índice de Dosis en Tomografía Computarizada Ponderado). Es la suma de un tercio del valor CTDI medido en el centro y dos tercios del valor CTDI medido en la periferia, como consecuencia de que la dosis de radiación disminuye al aumentar la profundidad, la dosis es mayor en la periferia de un objeto que en el centro. Éste considera, por lo tanto, la dosis promedio en el plano de barrido para irradiación continua o dosis promedio en el volumen del barrido si pitch igual a 1 es decir radiación absorbida en los ejes exploratorios,

x e y. representa aproximadamente la dosis media ponderada por corte en un maniquí TC de cabeza o cuerpo, expresada como dosis absorbida en aire.

CTDI_{vol} (Índice de Dosis en Tomografía Computarizada en Volumen). Refleja adecuadamente la dosis media ponderada para un único plano de barrido, pero no tiene en cuenta la dosis en el eje longitudinal (z) en una exploración. Para la exploración del volumen de un paciente, la dosis media a su vez está sujeta del desplazamiento de la mesa, razón por la cual, considera la radiación en los tres ejes de la exploración (x, y, y z) en un volumen de tamaño estandarizado; debido a esto, no es representativo de la radiación que es administrado a la persona durante su exploración a una determinada longitud. Es el resultado de dividir el CTDI_w entre el factor pitch, que resulta a su vez de dividir la longitud de la exploración entre la colimación. Es el indicador de dosis más accesible, ya que se muestra de forma automática en el tomógrafo. A consecuencia que el método para derivar CTDI_{vol} es uniforme entre los fabricantes, este valor puede ser utilizado para comparar directamente la dosis de radiación de diferentes protocolos de escáner.

DLP (Producto Dosis Longitud). Se obtiene al multiplicar la longitud de la exploración en centímetros por el CTDI_{vol}, es proporcional a la dosis total absorbida; por ende, existe un mayor peligro ante la radiación al existir mayor DLP. Tanto el DLP como el CTDI_{vol} se almacenan en el equipo en un rubro aparte que puede denominarse “protocolo del paciente” o “información de dosis” junto con las imágenes del paciente.

DOSIS EFECTIVA EN TC. Las diversas dosis absorbidas de cada órgano en relación a la radiación percibida, son necesarias al momento de valorizar los peligros y efectos de realizar una TC a una persona. Por ello, para TC es fundamental contar con factores de peso hallados por medio de dosis efectiva estandarizada, empleando la fórmula:

$$E = E_{DLP} \times DLP$$

Así, E viene a ser la dosis efectiva (milisieverts (mSv)), el DLP representa el producto dosis-longitud (mGy.cm) y E_{DLP} es la dosis efectiva normalizada expresada en

$\text{mSv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ en una región específica (Halliburton, 2011; Ulzheimer, 2011).

El producto de longitud de dosis (DLP) multiplicado por el factor de conversión para TC de tórax ($0,012 \text{ mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1}$), nos brinda la dosis efectiva.

Niveles de Referencia. Es imposible tratar la temática de valores en CTI y DLP y no terminar de sugerir la utilidad de los niveles de referencia con el fin de justificar y optimizar el uso de las radiaciones. Es indiscutible que al enfrentarnos a dosis de radiación no surja la angustia sobre la cantidad de ella frente a un examen por TC aplicado a una persona, sin embargo, es contraproducente pensar que limitar las dosis sería una buena salida, ya que caeríamos en el error debido a que al hacer ello, limitaríamos el diagnóstico certero y veraz, siendo un factor aún más negativo para la enfermedad del usuario, por lo tanto, se hace necesario resaltar la correcta justificación del uso y aplicación de los exámenes de TC frente a la clínica del paciente, optimizar los mecanismos de protección utilizando niveles referenciales en dichos exámenes imagenológicos.

En situaciones de exposición controlable de emergencia o existente, los niveles de referencia representan el nivel de dosis o de riesgo por encima del cual se considera inadecuado aceptar que se produzcan exposiciones, para los cuales deberían planificarse y optimizarse acciones protectoras. El valor escogido para un nivel de referencia dependerá de las circunstancias prevalecientes en la situación de exposición en consideración. Pudiendo describirse entonces como factores claves para la optimización asegurando niveles adecuados de protección, garantizando que todas las exposiciones sean tan bajas como razonablemente sea posible (Sociedad Española de Protección Radiológica, 2007). (Ver Anexo 4)

Reporte de Dosis en TC. El sistema de TC aporta información sobre el CTDI_{vol} y el DLP tal como se define en la norma de la Comisión Internacional de Electrónica (IEC). Ambos valores se muestran en la interfaz de usuario del escáner antes y después de cada rango de exploración. Además, estos valores se almacenan en el protocolo y en el informe estructurado

de dosis DICOM (Kuiper et al., 2003). (Ver Anexo 5)

El concepto de dosis efectiva permite comparar los riesgos de radiación asociados a distintos exámenes de TC o con rayos x, es decir, exámenes distintos con la misma dosis efectiva presentaran el mismo riesgo de radiación para el paciente (Manual Siemens Healthcare, 2013).

III. MÉTODO

3.1 Tipo de investigación

Esta investigación fue de tipo observacional con diseño descriptivo, de enfoque cuantitativo. Por la ocurrencia de los hechos fue de corte transversal por la cual mediremos la variable en un momento dado para determinar la utilidad de una prueba diagnóstica. A través de la recolección de información, se realizaron análisis estadísticos para sacar conclusiones (Hernández et al., 2014).

3.2 Ámbito temporal y especial

El estudio se realizó en el periodo de enero a diciembre del 2018 en el Departamento de Radiología, servicio de Tomografía Computada del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas.

3.3 Variables propuestas

1. Variable dependiente:

Biopsia de pulmón guiadas por TC

2. Variable independiente:

Dosis de Radiación Efectiva

3.4 Población y Muestra

3.4.1 Universo

Población de ambos sexos, femenino y masculino mayores de 40 años.

3.4.2 Población

Constituida por los pacientes con lesión en el pulmón de los cuales se les realizó una biopsia de pulmón guiada por TC en el INEN año 2018.

3.4.3 Muestra

La muestra estuvo conformada por los informes de dosis de radiación de pacientes adultos (80) que se realizaron una biopsia de pulmón guiada por tomografía computada de los cuales se obtuvo los valores dosimétricos completos.

3.4.4 Tipo de muestreo

No probabilístico por conveniencia o intensional, lo que permitió la elección de los elementos, esto no dependió de la probabilidad, sino del origen que se relaciona con las características del estudio o los propósitos del investigador, las muestras seleccionadas obedecieron a otros criterios de investigación y al propósito del estudio a investigar (Hernández, et al., 2014).

3.4.5 Criterios de Selección

Pacientes mayores de 40 años que han realizado biopsia de pulmón guiada por TC en el INEN en el año 2018.

- Todos los estudios de biopsia de pulmón guiada por TC cuyas imágenes tomográficas estén almacenadas en el sistema Picture Administrations and Communications Systems (PACS) y que tenga su respectivo reporte de dosis.
- Estudios tomográficos con protocolo de rutina en biopsias de pulmón.
- Estudios realizados en pacientes de ambos sexos mayores de 40 años.

3.4.6 Criterios de exclusión

Pacientes con biopsias fallidas.

3.5 Instrumento

Se utilizó una hoja de recolección de datos diseñado con los valores dosimétricos de los pacientes (Ver Anexo C). La cual estuvo estructurada en dos partes, la primera denominada datos del paciente, conformada por 4 criterios y la segunda, denominada los datos de informede dosis, conformada por 4 valores cuya información sirvió para determinar el cálculo de la dosis efectiva en los pacientes. Se tuvo también 3 criterios relacionados a los factores técnicos de la adquisición tomográfica y por último 2 preguntas referente al nivel anatómico y localización del tumor.

Esta recolección de los datos cuantitativos son técnicas detalladas que nos permitió reunir y recolectar datos con fines específicos (Hernández Sampieri et al., 2014).

3.6 Procedimientos

Se aplicó la técnica de análisis documental y observación indirecta, pues la información fue clasificada del reporte de dosis de la biopsia de pulmón guiada por TC grabados en el tomógrafo computado de marca Siemens modelo Somaton Emotion ® TC, así como de los registros escritos de atención al paciente y la base de datos del servicio de tomografía computada INEN.

Para dar inicio a la recolección de los datos, se contó con la revisión y aprobación del proyecto de investigación por la Facultad de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Federico Villarreal, luego se procedió a realizar la documentación de autorización en el lugar donde se llevó a cabo el estudio, para lo cual se contó con el conocimiento del médico jefe del Servicio de Tomografía Computada. (Ver Anexo F)

Luego de la autorización correspondiente, se accedió a la información de los pacientes que se realizaron las biopsias de pulmón guiada por TC durante el periodo de estudio.

El tomógrafo del cual se recolectó la información para este estudio, es de la marca

Siemens modelo Somaton Emotion ® TC, con su plataforma SingoVia®. (ver Anexo N°9)

Los estudios de biopsia de pulmón guiada por TC se encuentran protocolizados de la siguiente manera:

El paciente debe ser colocado en decúbito supino o prono sobre la mesa de exploración, según la localización más cercana al acceso de la función pulmonar. Antes de iniciar la exploración se adquiere un topograma, scout o radiografía digital con el fin de determinar la longitud de exploración; luego se selecciona la longitud del rango en el que se ubica la lesión a biopsiar; el haz de radiación debe ser perpendicular a la lesión. Los detalles de la evaluación tomográfica se encuentran en el Anexo D.

Como estudio transversal, la información se obtuvo de dos formas; directamente en la biopsia de pulmón guiada por TC y almacenados en el equipo mediante el sistema de comunicación y almacenamiento de imágenes (PACS). En ambos casos se revisó el informe o reporte de dosis que muestra el equipo en la exploración tomográfica, de cada estudio se extrajo datos referentes a la edad y sexo del paciente, los parámetros técnicos que se utilizaron (Kv, mAs, tipo de adquisición); así como los indicadores de dosis en Tomografía Computarizada (CTDIvol y DLP). También se revisó los registros escritos de atención durante el periodo de investigación, de estos se extrajo los datos sobre la localización del tumor en el lóbulo pulmonar (apical medio, basal, o derecho, izquierda) y si estuvieran incompletos estos datos se extrajo de la base de datos del Departamento de Radiología.

Cálculo de la dosis efectiva: Para determinar la dosis efectiva (E) en los exámenes de tomografía computada de tórax se utilizó el Valor del Factor de conversión “K” introducido en las Publicaciones ICRP 60 (1991b) y refrendado en la ICRP 103 (2007), usualmente utilizado en estudios de dosis de en tórax.

Para hacer el cálculo se multiplicó el DLP por el factor de conversión “K” obteniéndose la dosis de cada estudio en mSv mediante la siguiente formula:

$$E (mSv) = DLP \times K$$

Luego de realizados los estudios de Biopsia de pulmón guiada por TC y que cumplieron con los criterios de selección, se procedió a clasificar la información y a registrar lo necesario en la hoja de recolección de datos. Una vez culminada la recolección de la información se procedió a dar un código a cada hoja, lo cual permitió identificar los estudios tomográficos al momento de su ingreso en la base de datos.

3.7 Análisis de datos

Los datos que se obtuvieron durante la investigación y fueron clasificados y registrados utilizando el software informático Microsoft Excel 2020, luego fueron procesados en el programa estadístico SPSS v.24.

Para el análisis de los datos de la dosis efectiva de radiación se utilizó una estadística descriptiva, un análisis univariado mediante medidas de tendencia central, las medias, valor máximo y mínimo. Las variables cualitativas fueron estimadas mediante medidas de distribución de frecuencias (absolutas y relativas) y las variables cuantitativas mediante medidas de tendencia central por tratarse de valores de dosis de radiación.

Dichos análisis fueron presentados a través de gráficos y tablas que permiten dar cumplimiento a los objetivos.

3.8 Consideraciones éticas

La ejecución de la investigación, la recolección fue realizada por el investigador, de forma voluntaria, anónima y absoluta confidencialidad recogida del sistema de archivo y comunicación de imágenes (PACS), historias clínicas, informes tomográficos, siendo solo utilizados para la investigación.

Para la originalidad de la investigación se utilizó el software anti plagio URKUND recurso importante utilizado por la UNFV, que permite revisar y calificar el contenido original en su base de datos.

IV. RESULTADOS

Los datos analizados de un total de 80 pacientes para evaluación de lesión pulmonar mediante una biopsia pulmonar guiada por TC. Teniendo como resultados:

Tabla 1.

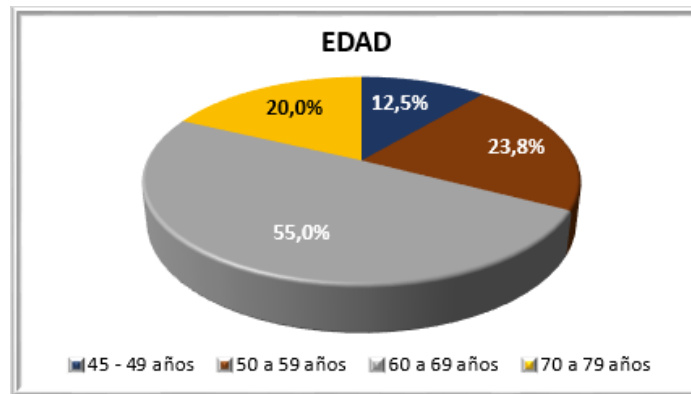
Características personales de los pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por TC en el INEN.

<i>Caracterizar la población</i>		<i>Frecuencia</i>	<i>Porcentaje</i>	<i>Porcentaje Acumulado</i>
<i>Edad</i>	<i>45 - 49 años</i>	<i>1</i>	<i>1.3%</i>	<i>1.3%</i>
	<i>50 a 59 años</i>	<i>19</i>	<i>23.8%</i>	<i>25.0%</i>
	<i>60 a 69 años</i>	<i>44</i>	<i>55.0%</i>	<i>80.0%</i>
	<i>70 a 79 años</i>	<i>16</i>	<i>20.0%</i>	<i>100.0%</i>
<i>Sexo</i>	<i>Femenino</i>	<i>42</i>	<i>52.5%</i>	<i>52.5%</i>
	<i>Masculino</i>	<i>38</i>	<i>47.5%</i>	<i>100.0%</i>
<i>IMC</i>	<i>Normopeso</i>	<i>14</i>	<i>17.5%</i>	<i>17.5%</i>
	<i>Sobrepeso</i>	<i>48</i>	<i>60.0%</i>	<i>77.5%</i>
	<i>Obesidad I</i>	<i>18</i>	<i>22.5%</i>	<i>100.0%</i>

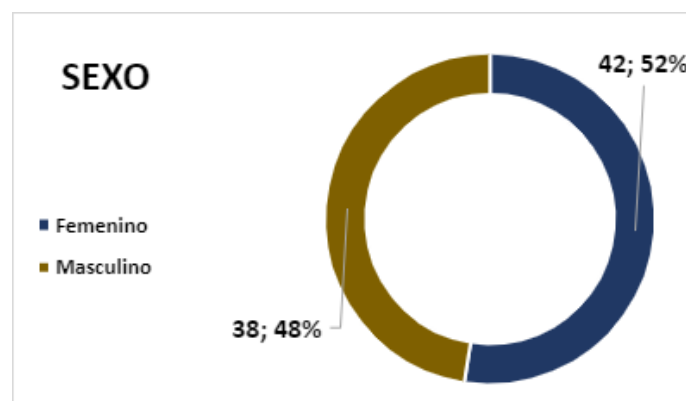
Nota. En la tabla 1 se describen algunas las características personales de los pacientes sometidos a biopsias de pulmón donde se observa que: el 55% de pacientes tienen edades entre 60 a 69 años, el 52.5% son de sexo femenino; y, en cuanto al IMC, el 60% presenta sobrepeso y el 22.5% tiene obesidad I. (Ver figura 1, 2 y 3)

Figura 1.

Edad de pacientes sometidos a biopsias de pulmón.

**Figura 2.**

Sexo de pacientes sometidos a biopsias de pulmón.

**Figura 3.**

Índice de masa corporal de pacientes sometidos a biopsias de pulmón.

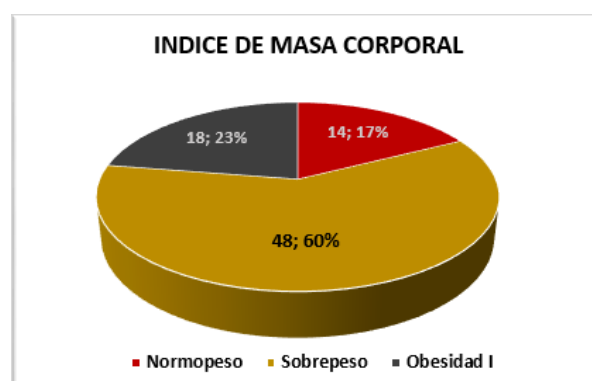


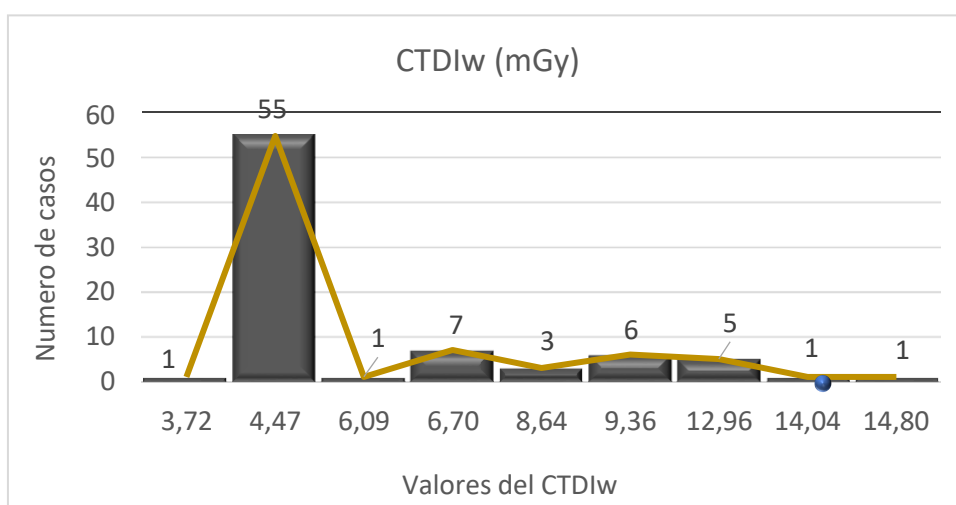
Tabla 2.

Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI_w) en los pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por TC en el INEN.

CTDI_w (mGy)		
$X \pm DS$ (Min - Max)	6.0 ± 2.8 (3.7 - 14.8)	
CTDI_w (mGy)	Frecuencia	Porcentaje
3,72	1	1.3%
4,47	55	68.8%
6,09	1	1.3%
6,70	7	8.8%
8,64	3	3.8%
9,36	6	7.5%
12,96	5	6.3%
14,04	1	1.3%
14,80	1	1.3%
Total	80	100%

Figura 4.

Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI) en los pacientes sometidos a biopsias de pulmón en el INEN.



Nota. El índice promedio de dosis en tomografía computarizada (CTDI) para biopsias de pulmón es de $6 \text{ mGy} \pm 2.8$; donde, el 8.8% tuvo CTDI_w de 6.7 mGy, el 7.5% tuvo 9.36 mGy, el 68.8% de 4.47 mGy y el 6.3% tuvo 12.96 mGy. (Ver tabla 2 y figura 4).

Tabla 3.

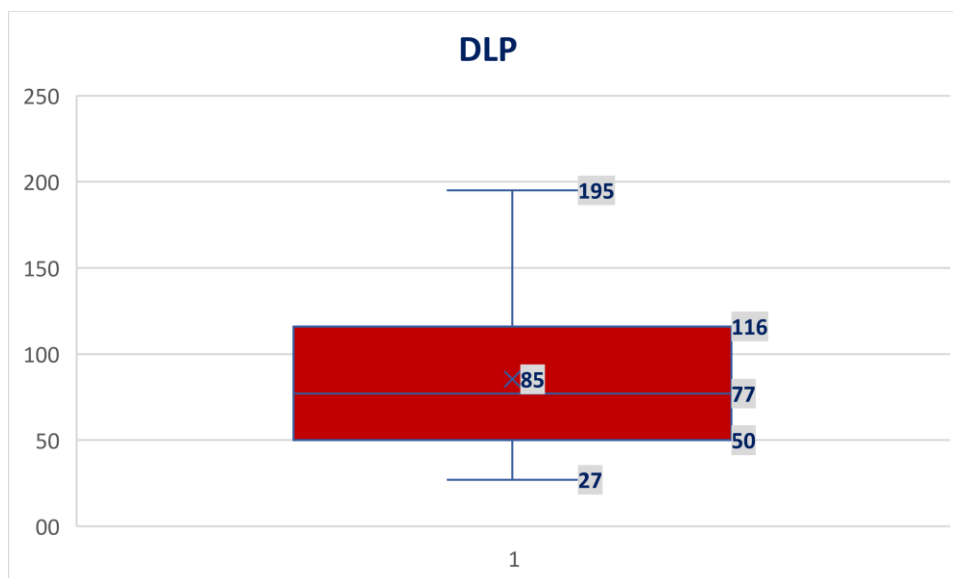
DLP (producto dosis-longitud, (mGy.cm)) en los estudios de biopsias de pulmón guiadas por TC en el INEN.

<i>DLP (mGy*cm)</i>	
<i>X ± DS (Min - Max)</i>	85.3 ± 43.2 (27 - 195)
<i>Moda</i>	103

Nota. De la tabla 3 se infiere el promedio del producto dosis – longitud en estudios de biopsias de pulmón es 85.3 mGy*cm ± 43.2, con un mínimo de 27 mGy*cm y un máximo de 195 mGy*cm.

Figura 5.

DLP (producto dosis-longitud (mGy.cm)) en los estudios de biopsias de pulmón guiadas por TC en el INEN.



Nota. La figura 5 hace un análisis por cuartil del producto dosis - longitud en los estudios de biopsias de pulmón, evidenciándose que en las 80 biopsias el DLP mínimo es 27 y el máximo 195; además el 25% de la muestra tiene un DLP igual o menor de 50 mGy*cm, el 50% igual o menor de 77 mGy*cm y el 75% igual o menos de 116 mGy*cm.

Tabla 4.

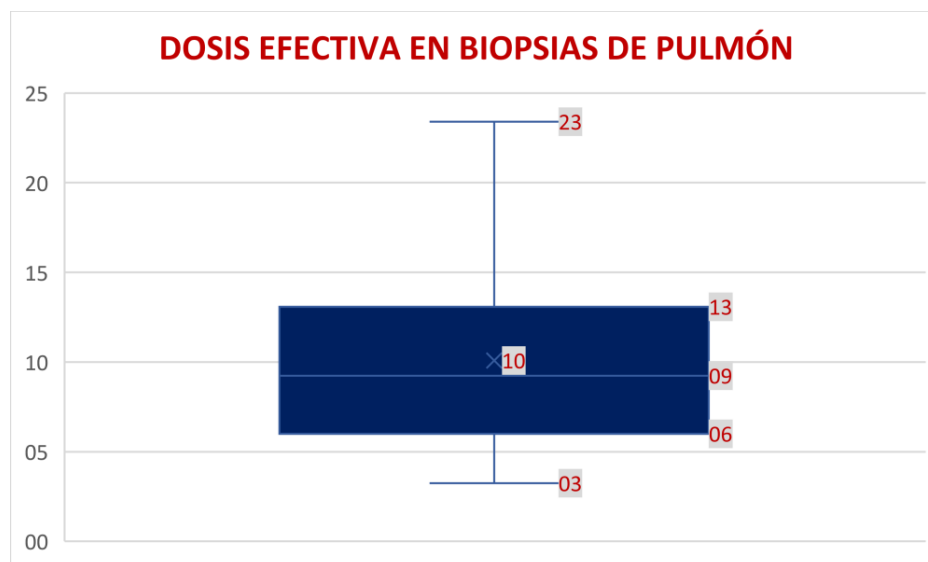
Dosis efectiva en pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas TC en el INEN.

<i>Dosis efectiva E (mSv) $\approx k \times DLP$ -----(0.12)</i>	
<i>$X \pm DS$ (Min - Max)</i>	<i>10.1 ± 5.2 (3.2 - 23.4)</i>
<i>Moda</i>	<i>12.4</i>

Nota. En la tabla 4, se demuestra que la dosis efectiva promedio recibida por pacientes sometidos a biopsias de pulmón es de 10.2 mSv \pm 5.2, habiendo sido 3.2 mSv la dosis mínima y 23.4 mSv la dosis máxima; además se observa que la dosis más frecuente es 12.4 mSv.

Figura 6.

Dosis efectiva en pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por TC en el INEN.



Nota. La figura 6 hace un análisis por cuartil de las dosis efectivas recibidas en las biopsias de pulmón; evidenciándose que, el 25% de las 80 biopsias recibió igual o menos de 6 mSv de dosis efectiva, el 50% igual o menos de 9.2 mSv y el 75% igual o por debajo de 13.1 mSv; el valor mínimo de dosis efectiva recibida es de 3.2 mSv y una máxima de 23.4 mSv.

Tabla 5.

Frecuencia en el nivel anatómico del tumor pulmonar en los estudios de biopsias guiadas por TC en el INEN.

<i>Nivel anatómico pulmonar de la tumoración</i>	<i>N</i>	<i>%</i>
<i>Apical</i>	<i>38</i>	<i>47.4%</i>
<i>Medio</i>	<i>29</i>	<i>36.3%</i>
<i>Basal</i>	<i>13</i>	<i>16.3%</i>
<i>Total</i>	<i>80</i>	<i>100.0%</i>

Nota. En la tabla 5 se describe la frecuencia del nivel anatómico pulmonar en el que se localiza el tumor; observando que el nivel apical (47.4%) es la zona de localización del tumor más frecuente en los estudios de biopsias guiadas por TC, seguida del nivel medio pulmonar (36.3%).

Tabla 6.

Frecuencia de localización pulmonar del tumor en los estudios de biopsias guiadas por TC en el INEN.

<i>Localización pulmonar de la tumoración</i>	<i>N</i>	<i>%</i>
<i>Derecha</i>	<i>53</i>	<i>66.3%</i>
<i>Izquierda</i>	<i>27</i>	<i>33.7%</i>
<i>Total</i>	<i>80</i>	<i>100.0%</i>

Nota. En la tabla 6 se describe la frecuencia del lado pulmonar en el que se localiza el tumor; evidenciando que el lado derecho (66.3%) es el lado de localización del tumor más frecuente en los estudios de biopsias guiadas por TC.

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La Sociedad Americana de Cáncer (2019), determina que el cáncer de pulmón ocurre especialmente en las personas de edad avanzada. La mayoría de las personas diagnosticadas con cáncer de pulmón tiene 65 años o más; un número muy pequeño de personas diagnosticadas tienen menos de 45 años. La edad media de las personas en el momento del diagnóstico es aproximadamente 70 años. Los pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por tomografía computada en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), estuvieron en el rango de 60 a 69 años (55%), el factor de riesgo más preponderante es el fumar o haber dejado de hacerlo, pero tener uno o incluso varios factores de riesgo no significa padecer la enfermedad, los factores genéticos o antecedentes familiares tienen influencia en su aparición.

Egleston et al. (2009), destacan que en Estados Unidos la incidencia de cáncer de pulmón es mayor en hombres que en mujeres, pero en los últimos años existe una tendencia a que la relación hombre/mujer se acerque a la unidad, aunque los estudios realizados por GLOBOCAN en 2012 (Torre et al., 2015), destacan que el número de nuevos casos de cáncer de pulmón en mujeres es casi 4 veces mayor en Norteamérica que en América Latina y el Caribe, observando una variación significativa, es decir, la probabilidad de que un hombre padezca de cáncer de pulmón en el transcurso de su vida es de aproximadamente 1 en 15; para una mujer, el riesgo es de 1 en 17, ASC, (2022). Los estudios biopsiados de pulmón en el INEN demuestran un mayor porcentaje en mujeres (42,52%) y asumimos que es debido a la alta incidencia por cáncer de mama (1373 nuevos casos en el 2018) y cuello uterino (1499 nuevos casos en el 2018) por lo que las pacientes se realizan biopsia al aparecer una lesión pulmonar.

El índice de masa corporal (IMC), definido por la Organización Mundial de la Salud (OMS), es un factor muy importante en los estudios epidemiológicos y sobre todo para determinar una relación con los factores radiográficos. Nuestro resultado indica que el 60% de

la muestra tuvo sobrepeso. La evidencia actual nos permite entender que el exceso de tejido adiposo puede producir hormonas en cantidades suficientes que inducen cambios metabólicos y modulan varias vías de señalización que fomentan la proliferación y supervivencia celular, además de beneficiar la inflamación crónica subclínica y la formación de radicales libres que, en conjunto, favorecen el desarrollo de diversos tipos de cáncer, como podría ser el de pulmón (Herrera-Covarrubias, et al., 2015). Esta tendencia tiende a aumentar, la muestra evidenció que el 22.5% de los pacientes tiene obesidad I lo que aumenta mucho más el riesgo de presentar cáncer.

Con respecto a las mediciones y estándares de dosis de radiación, los valores presentan una gran variación debido a la conformación heterogénea del cuerpo humano, por lo que los resultados son determinados en estimaciones. El tomógrafo computado tiene como referencia calibraciones realizadas en un maniquí (fantoma) estándar de polimetilmetacrilato de 32 cm de diámetro, el cual es la circunferencia aproximada de un tórax.

A diferencia de la radiografía convencional, en la que la energía de salida del haz es una porción o fracción de la entrada, en la tomografía computada el tubo de rayos x gira alrededor del cuerpo de modo que la dosis de entrada antero posterior (AP) y postero anterior (PA) son casi idénticas lo que conduce a una distribución de la dosis más uniforme y, por lo general, una mayor dosis en los órganos.

En una biopsia de tórax realizada por tomografía computada, la medida de la radiación solo se realiza en el corte preciso de la entrada de la aguja al tumor, por lo que el parámetro de dosis fundamental en la tomografía computada es el Índice de Dosis de TC (CTDI), que representa la dosis absorbida en mGy, promedio a lo largo del eje longitudinal de una sola exposición que produce 1 imagen tomográfica, es decir, la cantidad de radiación de cada corte por paciente, sin embargo, se debe tomar en cuenta el índice de dosis de tomografía computada ponderado (CTDI_w), por tratarse de un estudio realizado en un tomógrafo helicoidal monocorte ajustado por el pitch de 1 y sumado a la variación de la distribución espacial de la dosis en

tórax. Halliburton et al. (2011), sintetizan que la dosis no es igual en todo el plano de exploración, es mayor en la periferia que en el centro, teóricamente se ajusta haciendo que la dosis media de la periferia constituya $2/3$ de la dosis para obtener el CTDI ponderado (CTDI_w).

La investigación, demostró que el resultado del (CTDI_w), presenta con frecuencia variaciones. Dentro de los factores técnicos, como el tamaño del foco, la colimación y el isocentro del paciente, fueron realizados según el protocolo, sin variación alguna, en cambio, los valores del paciente como peso, talla y edad influenciaron en el resultado de pacientes adultos, donde el mayor número de pacientes (68,8%) obtuvo un valor máximo de dosis de 4.47 mGy. Este valor no indica algún tipo de daño, sino que se presenta como descriptor, un indicador y un factor para estimar la dosis absorbida por el paciente. (Mendizábal, 2012)

Gómez et al, (2018), determina la importancia del índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI_w), ellos mencionan a Jiménez Lavié (2013), quien realizó unas mediciones de estimación del índice de dosis CT ponderado (CTDI_w) encontrando un valor de 14.3 mGy para tórax, cuyo resultado fue realizado en un tomógrafo computado con características técnicas similares al utilizado en la investigación; este indicador de dosis fue muy superior al valor obtenido, a pesar que describe que sus valores se encuentran muy por debajo de los valores de referencia que aparecen en la Guía Europea de criterios de calidad en tomografía computada (1999) (30mGy). Los criterios de evaluación que consideramos debido a la disminución de nuestra dosis, fue debido a la extensión de los estudios de BIPA, por lo que Lavié y la Guía Europea solo reportan estudios completos de tórax. Debemos tener en cuenta que los equipos de tomografía computada se hacen cada vez más sofisticados conforme van transcurriendo los años, al igual que sus tarjetas de medición dosimétricas, lo que demuestranos que existe un aumento de la probabilidad que nuestros pacientes sean expuestos innecesariamente a altas dosis de radiación.

El Producto Dosis - Longitud (DLP), es una estimación de la dosis total absorbida a lo

largo de la extensión del barrido del estudio de tórax, se encuentra expresado en $\text{mGy}\cdot\text{cm}$. Este parámetro de radiación es útil para comparar directamente la dosis de radiación en distintos protocolos de tomógrafos diferentes. Para poder determinarlo es importante conocer el Índice de Dosis de Tomografía Computada volumen (CTDI_{vol}) el cual considera la radiación en los tres ejes de la exploración (x,y,z) en un volumen de tamaño estandarizado y es el resultado de dividir el CTDI_w con el pitch. Estos indicadores no representan la radiación que recibe un paciente, sin embargo, CTDI_{vol} es solo un índice de la dosis de radiación del paciente de un escáner particular para un protocolo particular, por lo tanto, nuestros valores de DLP son estimaciones referenciales a un equipo.

Los resultados obtenidos de DLP fueron muy dispersos por lo que se evaluaron por cuartiles. El valor que aparece con mayor frecuencia (moda) en el conjunto de datos es 103 $\text{mGy}\cdot\text{cm}$, y el promedio 85.3 $\text{mGy}\cdot\text{cm}$, nuestra mayor concentración de pacientes tuvo un valor del DLP que se ubicó en el primer y segundo cuartil con un valor igual o menor de 77 $\text{mGy}\cdot\text{cm}$; esta estimación está muy por debajo de los valores que la Guía Europea (280 $\text{mGy}\cdot\text{cm}$). Sin embargo, en las comparaciones, es necesario especificar el tamaño del paciente y peso, por lo que la mayoría de los tomógrafos computados utilizan el control automático de la exposición para ajustar la cantidad de radiación, y esta función se basa en el tamaño y la silueta del paciente, (Kalender et al. 2008). Nuestro resultado se encuentra influenciado por la distancia recorrida del barrido limitada al tamaño del tórax con pitch valor de 1, lo que significó una tasa de dosis baja sin degradación de la imagen. (Fernández del Valle, 2015)

En 1991 la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), en la publicación 60, propuso un remplazo en la denominación Dosis Efectiva Equivalente (DEq), utilizada para evaluar cuánto daño biológico se espera de la dosis absorbida, por el simple término de Dosis Efectiva (Def) ó (E), utilizada para evaluar la posibilidad de efectos a largo plazo que podrían ocurrir en el futuro. La dosis efectiva (E) está representada en miliSievert (mSv), tiene una medida de impacto que recae en los efectos estocásticos, principalmente con

el cáncer, por lo tanto, la dosis total a lo largo del paciente no afecta a todos los órganos por igual, cada órgano tiene una susceptibilidad a la radiación diferente que debemos tener en cuenta y eso lo demuestra la dosis efectiva; a pesar que es una cantidad dosimétrica ajustada al riesgo, su objetivo principal es el control de las exposiciones a la radiación; no pretende ser unamedida directa de riesgo para poblaciones o individuos específicos. (Huda, 2007)

La dosis efectiva tisular local de un solo corte (biopsia de pulmón), no es la misma dosis en el mismo tejido cuando se realizan cortes adyacentes adicionales, porque cada corte adicional dispersa radiación en los cortes adyacentes. Incluso si los cortes no se superponen (ignorando la penumbra del haz) las colas (o bases de los perfiles de corte) de dispersión en múltiples exploraciones tomográficas contiguas, se superponen y contribuyen a aumentar la dosis integral. Los datos de incidencia de cáncer utilizados para estimar el perjuicio de la radiación y los factores de ponderación de los tejidos utilizados en el cálculo de la dosis efectiva se basan en estudios epidemiológicos de riesgo de radiación a lo largo de la vida. (Martin, 2020)

Nuestra investigación determinó el valor del factor (k), basándose en los factores de ponderación de los tejidos (W_T), de 0,12 para el tejido en tórax, de acuerdo a los factores de riesgo que se encuentran publicados en las recomendaciones de la ICRP 60 (1991b), y refrendado en la ICRP 103 (2007), teniendo en cuenta que la radiación recibida es parcial y la dosis dependerá en gran medida de la susceptibilidad del tejido (tórax) que se irradió.

La Dosis Efectiva, permite al médico hacer una estimación del riesgo relativo del paciente por la radiación recibida del cual analizamos por cuartiles, demostrando en el box plot que la distribución no es normal. Se estimaron los valores mínimo y máximo obteniendo en el cuartil 50 (Q2) (mediana) una mejor medida de la tendencia central de la dosis efectivarecibida, con un valor igual o menor a 9.2 mSv, consideramos un valor elevado y lo atribuimos a dos peculiaridades como son, la repetición de los scans por la adquisición característica que tiene el procedimiento de biopsia de pulmón guiada por TC (scan de localización, continuas

verificaciones con la aguja, control post biopsia) y por el desconocimiento de los principios de la protección radiológica del cirujano de tórax. El estudio de dosis efectiva por tomografía computada realizado por Verdum et al. (2008), tiene un valor de E de 5.1 mSv para un paciente adulto, y recomienda que se debe trabajar valores para personas de sexo y edad conocidos, de lo contrario podría aumentar la incertidumbre ($\pm 40\%$) debido al sexo, edad, tamaño y posición de los órganos. Harrison & Day (2008) consideran que, aplicar la incertidumbre en la estimación de E, es valiosa para realizar juicios sobre la optimización de la protección radiológica.

Otro valor considerado es el del Colegio Americano de Radiología (ACR), 8.8 mSv, del cual sustenta que las dosis efectivas son valores típicos para un adulto de tamaño promedio. La E puede variar sustancialmente dependiendo del tamaño de la persona, motivo del estudio y las diferentes posiciones del paciente que se toman en la tomografía computada de tórax. (Martin, 2007)

El pulmón tiene una división anatómica por lóbulos, tres en el lado derecho y dos en el lado izquierdo. Para referenciar la ubicación más frecuente de la biopsia pulmonar, hemos dividido los pulmones en tres niveles anatómicos: apical, medio y basal en ambos lados del pulmón, derecho e izquierdo.

Sahmoun et al. (2005), en un metaanálisis realizado, sostiene que el tumor pulmonar tiene predilección por una localización en el lado derecho más que por el izquierdo y una frecuencia en el sitio anatómico del tumor a nivel apical derecho. Según el nivel anatómico y localización, coinciden con el autor, él relaciona el sexo y edad del paciente asociado al pronóstico de afectación y tasa de supervivencia. Doll y Peto (1978), explican que la expansión de la cantidad de tumor en un área más grande como son los lóbulos inferiores reduciría el riesgo de aparición en las bases, lo que explica la aparición en los lóbulos superiores. En general no encontramos algún impacto específico en estas localizaciones, el cáncer de pulmón tiene una localización en aparición indistinta, a pesar de la coincidencia.

VI. CONCLUSIONES

6.1.- La frecuencia de la población muestreada según la edad se encuentra en el rango de 60 a 69 años, de sexo femenino y con un índice de masa corporal catalogado de sobrepeso.

6.2.- El 68.8% de los pacientes que se realizan una biopsia de pulmón guiada por TC tienen un Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI_w) de 4.47 mGy.

6.3.- La evaluación del Producto Dosis Longitud (DLP), se realizó por cuartiles donde la muestra determinó una mayor concentración de pacientes ubicados en el primer y segundo cuartil con un valor igual o menor de 77 mGy*cm.

6.4.- Dado que los distintos tejidos y órganos no tienen el mismo grado de sensibilidad a los efectos de la radiación, el valor que compensa las diferencias de riesgo de un órgano a otro, es el factor de ponderación tisular (W_T), del cual indica los efectos estocásticos del riesgo atribuible a la irradiación que recae en el órgano o tejido dado (T) cuando el cuerpo es irradiado uniformemente. Se estableció como Valor del Factor de conversión “K” en pulmón de 0,12.

6.5.- La Dosis Efectiva de Radiación, es un valor que intenta o realiza el esfuerzo de comparar la probabilidad de que aparezca un cáncer (riesgo) y efectos hereditarios en los tejidos u órganos expuestos a la radiación ionizante. La muestra de pacientes estudiados sometidos a biopsia de pulmón guiada por TC en el INEN tiene un valor de 9.2 mSv, considerado como un valor elevado, atribuido por dos peculiaridades como son, la repetición de los scans (cortes) por la adquisición característica que tiene el procedimiento de biopsia de pulmón guiada por TC (scan de localización, verificaciones de la aguja, control post biopsia) y por la probabilidad en el desconocimiento de los principios de la protección radiológica en los cirujanos de tórax, que son los que realizan las biopsias de pulmón en el tomógrafo computado.

6.6.- El nivel anatómico y localización más frecuente del tumor pulmonar en los estudios realizados en el INEN de biopsias guiadas por TC, fue a nivel apical y del lado derecho del pulmón.

VII. RECOMENDACIONES

7.1 Tomar cuenta que la dosis efectiva es evidentemente un indicador útil de la exposición al paciente, pero no es adecuado como cantidad de dosis de referencia, por lo que no puede medirse directamente y su definición puede estar sujeta a cambios.

7.2 La dosis efectiva es una referencia reconocida como una forma de promover la optimización de la Protección Radiológica del paciente en tomografía computada, por lo cual recomendamos utilizar criterios radiográficos para la calidad en la imagen de tomografía computada.

7.3 Se debe establecer una comisión interna de profesionales en radiología que realicen un proceso de capacitación continua, con el fin de promover estrategias y optimizar la entrega de dosis de radiación al paciente en los protocolos de TC.

7.4 Los Tecnólogos Médicos en Radiología, siempre deben realizar cálculos de dosis efectivas en diferentes órganos y compararlos con bibliografías actualizadas para verificar si la exposición a la radiación ionizante que está sufriendo el paciente, es obtenida con el uso óptimo de la técnica tomográfica, de lo contrario deberá ajustar sus factores radiográficos a niveles tan bajos como razonablemente posible.

7.5 Los valores hallados en este estudio servirán para formar parte de un trabajo en conjunto para establecer los niveles de referencia local y luego regional, lo que necesita el Perú para una optimización en los protocolos de los estudios en tomografía computada.

VIII. REFERENCIAS

- Alcaraz, B. (2010). Magnitudes y unidades radiológicas. (2a ed.) Murcia Universidad de Murcia.
- Alpaca, M.A. (2014). Dosis media de radiación de un examen estándar en la cabeza en 250 sistemas de TC. (Tesis de Licenciatura). Universidad Nacional del Callao. Facultad de Ciencias Naturales y Matemática. Recuperado de: <https://es.slideshare.net/MarcoAntonio235/dosis-media-de-radiacin-de-un-examen-estndar-en-la-cabeza-en-250-sistemas-de-ct>
- American Cancer Society. (2019). Facts & Figures. Annual report. Recuperado de <https://www.cancer.org/research/cancer-facts-statistics/all-cancer-facts-figures/cancer-facts-figures-2018.html>
- American Cancer Society. (2021). Stomach Cancer. <https://doi.org/cancer.org> | 1.800.227.2345
- Andisco, D y Blanco S. (2014). Dosimetría en Radiología. *Revista Argentina de Radiología*. 78(4),114-117. <https://doi.org/10.1016/j.rard.2014.06.010>
- Baeza, M., Calzado, A., Morán y P., (2003). Estimación de las dosis de tomografía computarizada en cinco centros para indicaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas. *Revista de Física Médica*, 4(1), 7-17.
- Buls N., (2003) Evaluation of Patient and Staff Doses During Various Ct Fluoroscopy Guided Interventions. *Health Phys*, 85(2),165-73.
- Bushong, S. (2017). Manual de Radiología para Técnicos. 11a ed. España: Elsevier.
- Corbo, DN. (2004). XIII Seminario de Ingeniería biomédica. Núcleo de Ingeniería Biomédica, Universidad de la República Oriental del Uruguay. Facultades de Medicina e Ingeniería. Tomografía Axial Computada. Seminario llevado a cabo en la ciudad Uruguay, 1-6. <http://www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf>

- Doll D. y Peto B. (1978). Cigarette smoking and bronchial carcinoma: dose and time relationships among regular smokers and lifelong non-smokers. *J Epidemiol Commun Health* 32: 303-313.
- Egleston, B. L., Meireles, S. I., Flieder, D. B. y Clapper, M. L. (2009). Population-based trends in lung cancer incidence in women. *Seminars in oncology*, 36(6), 506–515. <https://doi.org/10.1053/j.seminoncol.2009.09.003>
- European Commission, (1999). "European guidelines on quality criteria for computed tomography". EUR16262 EN, Luxembourg, Office for Official Publications of the European Communities, <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>
- Fernández del Valle, A., Delgado Sánchez-Gracián, C., Oca Pernas, R., Grande Astorquiza, A., Bustos Fiore, A., Trinidad López, C. y Tardáguila de la Fuente, G. (2015). Tomografía computarizada de pitch alto en estudios de triple descarte: dosis de radiación y calidad de la imagen comparada con la de la tomografía computarizada multidetector. *Radiología*, 57(5), 412–418. <https://doi:10.1016/j.rx.2014.07.005>
- Flores, W., Borges, J.C. y Mota, H. (1998), 1er Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica. En Memorias Enrique Gaona & Gerardo Huitron Bravo (Presidencia). Evaluación de dosis en diagnóstico por tomografía computarizada. Congreso llevado a cabo en la ciudad de México, 1-301. https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/30/050/30050690.pdf
- García Zuñiga, F. A. (2009). Estudio de los equipos de Rayos X y tomografía de uso médico y el uso de tecnología de inversiones en la generación de Rayos X (tesis maestría). Universidad Nacional de Ingeniería. Recuperado de <http://cybertesis.uni.edu.pe/handle/uni/9444>

- Geyer et al. (2015). State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology*, 276(2), 339–357. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015132766>
- Giménez J. (2008). Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Equipos de Tomografía Computarizada y Rayos x Convencionales (Tesis Licenciatura). Universidad de los Andes. Facultad de Ciencias. Venezuela. Recuperado de http://bdigital.ula.ve/storage/pdftesis/pregrado/tde_arquivos/22/TDE-2010-05-04T05:00:47Z-837/Publico/GimenezJeannilet.pdf
- Gómez Grance, Freddy J., y Rodríguez Zárate, Yamila L. (2018). Importancia del índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI) para la protección radiológica de los pacientes sometidos a estudios tomográficos. *Reportes científicos de la FACEN*, 9(1), 24-30. Epub June 00, 2018. <https://dx.doi.org/10.18004/rcfacen.2018.9.1.24>
- Haramati L. B. (1995). CT-guided automated needle biopsy of the chest. *AJR. American journal of roentgenology*, 165(1), 53–55. <https://doi.org/10.2214/ajr.165.1.7785631>
- Harrison, J., y Day, P. (2008). Radiation doses and risks from internal emitters. *Journal of radiological protection: official journal of the Society for Radiological Protection*, 28(2), 137–159. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/28/2/R01>
- Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C., y Baptista Lucio, P. (2014). Metodología de la Investigación. In McGRAW-HILL (Sexta edic, Vol. 66). Mc Graw Hill.
- Herrera-Covarrubias, D., Coria-Ávila, G., Fernández-Pomares, C., Aranda-Abreu, G., Manzo Denes, J., y Hernández, M. (2015). La obesidad como factor de riesgo en el desarrollo de cáncer. *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública*, 32(4), 766-776. <https://doi.org/10.17843/rpmesp.2015.324.1771>
- Hofer, M. (2005). Manual Práctico de TC. 4ª ed. Madrid, Editorial Sudamericana, Argentina.

- Huda W. (2007). Radiation doses and risks in chest computed tomography examinations. *Proceedings of the American Thoracic Society*, 4(4), 316–320. <https://doi.org/10.1513/pats.200611-172HT>
- Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (2014). *Datos Epidemiológicos*. 09/12/2016, de INEN. Recuperado de: <https://portal.inen.sld.pe/indicadores-anuales-de-gestion-produccion-hospitalaria/>
- International Atomic Energy Agency (2013). *Conceptos de radiación y de dosis de radiación*. Recuperado de: <https://www.iaea.org/resources/rpop>
- International Commission on Radiological Protection. (1991). ICRP PUBLICATION 60. https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_21_1-3
- Kalender, W. A., Buchenau, S., Deak, P., Kellermeier, M., Langner, O., van Straten, M., Vollmar, S. y Wilharm, S. (2008). Technical approaches to the optimisation of CT. *Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, 24(2), 71–79. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2008.01.012>
- Kanae, N. (2001). Dose evaluation and effective dose estimation from CT fluoroscopy-guided lung biopsy. *Japan Journal Medical Physics*. 21(4):233-244.
- Kuiper et al. (2003) Radiation exposure of multi-row detector spiral computed tomography of the pulmonary arteries: comparison with digital subtraction pulmonary angiography. *Eur Radiol* 13, 1496–1500. <https://doi.org/10.1007/s00330-002-1753-z>
- Lewitt R. M. y Matej S., (2003). Overview of methods for image reconstruction from projections in emission computed tomography, *Proceedings of the IEEE*, 91(10), 1588- 1611. Doi: 10.1109/JPROC.2003.817882

Martin C J (2007). Effective dose: how should it be applied to medical exposures?

Martin, C. J., Harrison, J. D., y Rehani, M. M. (2020). Effective dose from radiation exposure in medicine: Past, present, and future. *Physica Medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, 79, 87–92.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.10.020>

Medina-Villaseñor EA., Martínez-Macías R. (2009). *Fundamentos de Oncología*. México,D.F.: Facultad de Estudios Superiores Zaragoza, UNAM.

Mendizábal AL. (2012). Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión. *Anales de Radiología México*, 2, 90-97.

Nawfel, R. D., Judy, P. F., Silverman, S. G., Hooton, S., Tuncali, K., y Adams, D. F. (2000). Patient and personnel exposure during CT fluoroscopy-guided interventional procedures. *Radiology*, 216(1), 180–184.
<https://doi.org/10.1148/radiology.216.1.r00jl39180>

Registro de Cáncer de Lima Metropolitana, (2016). Incidencia y Mortalidad 2010 – 2012, 1- 176.
http://www.inen.sld.pe/portal/documentos/pdf/banners_2014/2016/Registro%20de%20C%C3%A1ncer%20Lima%20Metropolitana%202010%20-%202012_02092016.pdf

Rosales, E. (2014). Dosis de radiación por tomografía computarizada de cráneo en pacientes con traumatismo encéfalo craneano. (Tesis de especialidad). Recuperado de <https://repositorio.usmp.edu.pe/handle/20.500.12727/1301>

Russo, P.; Lauria, A.; Mettivier, G. y Montesi, M.C. (2008). X ray cone-beam breast computed tomography: Phantom studies. *IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec.*, 4803–4810.
<https://doi.org/10.1109/NSSMIC.2008.4774317>

- Sahmoun, A. E., Case, L. D., Santoro, T. J., y Schwartz, G. G. (2005). Anatomical distribution of small cell lung cancer: effects of lobe and gender on brain metastasis and survival. *Anticancer research*, 25(2A), 1101–1108.
- Shuai et al. (2011). Radiation Dose Levels for Interventional CT Procedures. *American Journal of Roentgenology*, 197(1), 97-103.
- Siegel, R. L., Miller, K. D., y Jemal, A. (2015). Cancer statistics, 2015. *CA: a cancer journal for clinicians*, 65(1), 5–29. <https://doi.org/10.3322/caac.21254>
- Siemens Healthcare. (2013). Somaton Emotion, Manual del propietario del sistema. Alemania. Recuperado de: https://www.manualsbase.com/es/manual/408628/scanner/siemens/emotion_16-jun/
- Sociedad Española de Protección Radiológica (2007). *Las Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica*. Publicación 103. Madrid. Senda Editorial S.A.
- Teeuwisse, W. M., Geleijns, J., Broerse, J. J., Obermann, W. R., y van Persijn van Meerten, E. L. (2001). Patient and staff dose during CT guided biopsy, drainage and coagulation. *The British journal of radiology*, 74(884), 720–726. <https://doi.org/10.1259/bjr.74.884.740720>
- The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann. ICRP*. 2007; 37:1–332. doi: 10.1016/j.icrp.2007.10.003.
- Torre, L. A., Bray, F., Siegel, R. L., Ferlay, J., Lortet-Tieulent, J., y Jemal, A. (2015). Global cancer statistics, 2012. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 65(2), 87–108. <https://doi.org/10.3322/CAAC.21262>
- Ulzheimer, S., Leidecker, C. y Endt, H. (2011). Dose Parameters and Advanced. Dose Management on SOMATOM Scanners. Global Siemens Headquarters.

Verdun, F. R., Bochud, F., Gundinchet, F., Aroua, A., Schnyder, P., y Meuli, R. (2008). Quality Initiatives Radiation Risk: What You Should Know to Tell Your Patient. *RadioGraphics*, 28(7), 1807–1816. <https://doi.org/10.1148/rg.287085042>

IX. ANEXOS

ANEXO A: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Variables	Tipo de Variable	Escala de Medición	Definición conceptual	Indicador	Medidas	Instrumento
Edad	Cuantitativa	Razón	Tiempo que ha vivido una persona a partir de su nacimiento	Pregunta 1: Años de vida	N° Años de vida	Hoja de Registro de Datos
Género	Cualitativa	Nominal	Categoría gramatical que indica el sexo biológico de las personas	Pregunta 2: Género	<ul style="list-style-type: none"> • Masculino • Femenino 	Hoja de Registro de Datos
Dosis de radiación efectiva	Cuantitativa	Numeral	Cantidad de dosis que se expone el paciente durante la biopsia guiada por TC	Pregunta 3: Cantidad de dosis efectiva	CTDI DLP W _T	Hoja de Registro de Datos
Biopsia de pulmón guiada por TC	Cualitativa	Nominal	Procedimiento por el cual se obtiene muestra de un tumor en el pulmón	Pregunta 4: Nivel anatómico y localización del tumor	<ul style="list-style-type: none"> • Apical • Medio • Basal • Derecha • Izquierda 	Hoja de Registro de Datos

ANEXO B: MATRIZ DE CONSISTENCIA

MATRIZ DE CONSISTENCIA:

ASPECTOS GENERALES		ASPECTOS ESPECIFICOS			
Problema General	Objetivo General	Problemas Específicos	Objetivos Específicos	Variables de las Investigación	Técnicas de Recolección de datos
<p>¿Cuánto es la Dosis de radiación Efectiva en pacientes sometidos a biopsia de pulmón guiada por TC en el INEN?</p>	<p>Determinar la dosis efectiva en pacientes sometidos a biopsias de pulmón guiadas por tomografía computada en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • ¿Cuál será la caracterización de la población según sexo, edad e Índice de masa corporal? • ¿Cuál será el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI) en los pacientes que se realizan una biopsia de pulmón guiada por TC? • ¿Cuál será el Producto Dosis Longitud (DLP), en los estudios de biopsias de pulmón guiadas por TC? • ¿Cuál será el valor más adecuado para el cálculo de la dosis efectiva (Valor del Factor de conversión “K”)? • ¿Cuál será la frecuencia de biopsias según el nivel de localización del 	<ul style="list-style-type: none"> • Caracterizar la población según sexo, edad e índice de masa corporal (IMC). • Determinar el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI) en los pacientes que se realizan una biopsia de pulmón guiada por TC. • Determinar el Producto Dosis Longitud (DLP), en los estudios de biopsias de pulmón guiadas por TC • Identificar el valor de ponderación más adecuado para el cálculo de la dosis efectiva (Valor del Factor de conversión “K”) • Evaluar la frecuencia en el nivel anatómico del tumor pulmonar en los estudios de biopsias guiadas por TC. • Evaluar la frecuencia de localización del tumor pulmonar en los estudios de biopsias guiadas por TC. 	<p>Variable dependiente:</p> <p>Biopsia de pulmón guiadas por TC</p> <p>Variable independiente:</p> <p>Dosis de radiación efectiva</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Análisis documental y observación indirecta. • Hoja de Registro de Datos

tumor?

- ¿Cuál será la frecuencia de biopsias según el lado del pulmón?
-

ANEXO C: INSTRUMENTO



INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Universidad Nacional Federico Villarreal
Facultad de Tecnología Médica – Unidad de Postgrado
Segunda Especialidad en Tomografía Computada



TITULO:

“ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN PACIENTES SOMETIDOS A BIOPSIA DE PULMÓN GUIADA POR TOMOGRAFÍA COMPUTADA”. INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS. LIMA-PERU - 2018

HOJA N° _____

I DATOS DEL PACIENTE

1. EDAD: _____

2. SEXO:

Masculino

Femenino

3. PESO: _____

4. TALLA: _____

II INFORME DE DOSIS

1. TIEMPO DE EXPOSICIÓN: _____ Seg.

2. CTDI_w: _____ mGy

3. DLP: _____ mGy*cm

4. GROSOR DE CORTE: _____ mm

III TECNICA DE ADQUISICION

1. Kv: _____

2. mA: _____

3. mAs: _____

4. # scan*barrido: _____

IV NIVEL ANATOMICO Y LOCALIZACION DEL TUMOR PULMONAR:

Apical: _____ Medio: _____ Basal: _____

Derecho: _____ Izquierdo: _____

IV CALCULO DE DOSIS EFECTIVA

$(DLP) \times K = \underline{\hspace{2cm}} \text{mSv}$

ANEXO D: PROTOCOLO DE BIOPSIA DE PULMÓN GUIADA POR TC

Parámetros técnicos:

PROTOCOLO ESTÁNDAR DE TÓRAX	
Posición del paciente	Decúbito supino, en isocentro, brazos extendidos por encima de la cabeza (frecuente)
Orientación de paciente	Pies-cabeza o Cabeza-pies
Topograma	Frontal
Modo de adquisición	Helicoidal: caudo- craneal
Inicio de Adquisición	Cupulas Diafragmáticas
Fin de Adquisición	Ápices pulmonares
Respiración del paciente	Inspiración y apnea
Kv / mAs	100 / 120
Tiempo de rotación	1 s
Grosor de reconstrucción	3.mm
Intervalo de reconstrucción	3 mm
Pitch	1
Filtro de reconstrucción	Estándar
Ventana	parénquima / pulmonar
Procedimientos	<ul style="list-style-type: none"> • Adquisición TC del topograma. • Revisión de las imágenes para localización de la lesión tumoral. • Adquisiciones TC a nivel de la lesión tumoral con marcador metálico como guía. • Adquisiciones TC con aguja ingresando por la periferia al tumor. • Se procede a la obtención de las muestras de biopsia. • Adquisición TC de control post toma de muestra.

Equipo: Tomógrafo Computado, marca Siemens modelo Somaton Emotion ® TC

ANEXO E: BASE DE DATOS

Paciente	Datos Paciente				Datos informe de dosis				datos de tecnica de adquisición				dosis efectiva	localizacion del tumor	
	Sexo	Edad (años)	Peso (Kg)	Talla (m)	Tiempo de exposición (seg)	CTDIw (mGy)	DLP (mGy * cm) = CTDIvol (mGy) * Largo escáner(cm)	Grosor de corte (mm)	Kv	mA	mAs	# scan*barrido	E (mSv) ≈ k x DLP	Nivel	Lado
1	M	67	60	1.67	1.0	4.47	57	5.0	110	66	100	12	6.84	medio	derecha
2	M	72	70	1.65	1.0	4.47	105	5.0	110	63	100	12	12.6	apical	derecha
3	M	60	61	1.66	1.0	4.47	67	5.0	110	66	100	12	8.04	basal	izquierda
4	F	58	80	1.65	1.0	4.47	62	5.0	110	163	100	12	7.44	medio	izquierda
5	F	61	67	1.55	1.0	4.47	40	5.0	110	78	100	12	4.8	apical	derecha
6	M	78	62	1.65	1.0	4.47	69	5.0	110	68	100	12	8.28	apical	derecha
7	M	64	65	1.68	1.0	4.47	28	5.0	110	74	100	12	3.36	medio	izquierda
8	F	52	61	1.52	1.0	4.47	44	5.0	110	67	100	12	5.28	basal	izquierda
9	M	65	64	1.66	1.0	4.47	27	5.0	110	71	100	12	3.24	medio	izquierda
10	F	50	60	1.49	1.0	4.47	65	5.0	110	96	100	12	7.8	basal	izquierda
11	F	61	75	1.64	1.0	9.36	130	5.0	130	130	100	12	15.6	apical	derecha
12	F	63	80	1.62	1.0	9.36	130	5.0	130	127	100	12	15.6	apical	derecha
13	F	55	76	1.68	1.0	14.04	90	5.0	130	130	130	12	10.8	basal	izquierda
14	F	60	70	1.55	1.0	4.47	56	5.0	110	83	100	12	6.72	medio	derecha
15	F	62	55	1.60	1.0	4.47	55	5.0	110	64	100	12	6.6	apical	derecha
16	M	70	80	1.65	1.0	9.36	103	5.0	130	130	130	12	12.36	apical	derecha
17	M	67	78	1.63	1.0	4.47	30	5.0	110	100	100	12	3.6	medio	derecha
18	F	56	70	1.56	1.0	12.96	83	5.0	130	130	130	12	9.96	medio	izquierda
19	M	66	63	1.65	1.0	6.7	91	5.0	110	73	100	12	10.92	medio	derecha
20	M	74	66	1.67	1.0	6.7	93	5.0	110	74	100	12	11.16	apical	derecha
21	F	64	70	1.55	1.0	4.47	74	5.0	110	85	100	12	8.88	apical	derecha
22	M	64	78	1.67	1.0	4.47	51	5.0	130	113	100	12	6.12	medio	izquierda
23	F	57	82	1.65	1.0	12.96	157	5.0	120	230	120	12	18.84	medio	izquierda
24	F	65	74	1.67	1.0	12.96	191	5.0	130	120	100	12	22.92	apical	derecha
25	F	58	72	1.63	1.0	4.47	37	5.0	130	130	100	12	4.44	medio	izquierda
26	M	60	68	1.65	1.0	4.47	31	5.0	110	79	100	12	3.72	basal	izquierda
27	F	59	77	1.59	1.0	6.7	37	5.0	130	130	100	12	4.44	medio	derecha

28	M	62	75	1.62	1.0	4.47	77	5.0	110	95	100	12	9.24	basal	izquierda
29	F	58	72	1.52	1.0	4.47	45	5.0	110	83	100	12	5.4	medio	derecha
30	F	63	71	1.54	1.0	4.47	63	5.0	110	80	100	12	7.56	apical	derecha
31	M	69	80	1.68	1.0	4.47	144	5.0	110	100	100	12	17.28	apical	derecha
32	F	58	75	1.51	1.0	4.47	83	5.0	110	88	100	12	9.96	medio	derecha
33	F	64	70	1.54	1.0	4.47	58	5.0	110	173	100	12	6.96	apical	derecha
34	M	68	78	1.65	1.0	4.47	116	5.0	110	96	100	12	13.92	apical	derecha
35	F	60	62	1.52	1.0	4.47	72	5.0	110	70	100	12	8.64	medio	derecha
36	F	63	66	1.55	1.0	4.47	31	5.0	110	76	100	12	3.72	apical	derecha
37	F	57	86	1.58	1.0	9.36	195	5.0	130	130	100	12	23.4	medio	izquierda
38	M	73	85	1.65	1.0	4.47	133	5.0	110	74	100	12	15.96	apical	derecha
39	F	64	78	1.56	1.0	6.7	119	5.0	110	89	100	12	14.28	apical	derecha
40	M	65	67	1.68	1.0	6.09	81	5.0	110	75	100	12	9.72	medio	izquierda
41	M	66	75	1.67	1.0	8.64	77	5.0	130	130	100	12	9.24	medio	derecha
42	M	70	82	1.70	1.0	14.8	109	5.0	120	80	100	12	13.08	apical	derecha
43	F	68	74	1.57	1.0	4.47	51	5.0	110	86	100	12	6.12	apical	derecha
44	F	56	60	1.58	1.0	4.47	31	5.0	110	79	100	12	3.72	medio	izquierda
45	M	66	65	1.69	1.0	4.47	41	5.0	110	100	100	12	4.92	medio	derecha
46	F	60	75	1.56	1.0	4.47	107	5.0	110	74	100	12	12.84	medio	derecha
47	F	55	76	1.54	1.0	6.7	96	5.0	110	95	100	12	11.52	basal	izquierda
48	M	64	77	1.68	1.0	8.64	77	5.0	130	130	100	12	9.24	medio	izquierda
49	M	67	75	1.65	1.0	3.72	91	5.0	110	90	100	12	10.92	medio	derecha
50	M	68	76	1.66	1.0	9.36	165	5.0	130	130	100	12	19.8	apical	derecha
51	M	70	72	1.62	1.0	4.47	103	5.0	110	69	100	12	12.36	apical	derecha
52	F	58	73	1.52	1.0	6.7	103	5.0	110	86	100	12	12.36	medio	derecha
53	M	72	81	1.75	1.0	12.96	157	5.0	120	216	100	12	18.84	apical	derecha
54	M	76	76	1.65	1.0	9.36	103	5.0	130	130	100	12	12.36	apical	derecha
55	F	60	69	1.53	1.0	4.47	32	5.0	110	80	100	12	3.84	medio	derecha
56	M	66	74	1.63	1.0	4.47	43	5.0	110	86	100	12	5.16	medio	derecha
57	M	60	72	1.59	1.0	4.47	106	5.0	110	80	100	12	12.72	basal	izquierda
58	F	61	88	1.55	1.0	4.47	127	5.0	110	100	100	12	15.24	apical	derecha
59	M	70	87	1.66	1.0	4.47	122	5.0	110	65	100	12	14.64	apical	derecha
60	M	58	68	1.62	1.0	4.47	139	5.0	110	68	100	12	16.68	basal	izquierda
61	M	63	89	1.63	1.0	4.47	130	5.0	110	88	100	12	15.6	medio	izquierda
62	M	71	64	1.60	1.0	4.47	34	5.0	110	66	100	12	4.08	apical	derecha
63	F	62	65	1.54	1.0	4.47	50	5.0	110	66	100	12	6	apical	derecha
64	M	75	66	1.59	1.0	4.47	58	5.0	110	75	100	12	6.96	apical	derecha
65	M	70	70	1.65	1.0	4.47	117	5.0	110	66	100	12	14.04	apical	derecha
66	F	67	75	1.59	1.0	4.47	42	5.0	110	90	100	12	5.04	apical	derecha
67	F	65	77	1.63	1.0	4.47	63	5.0	110	100	100	12	7.56	apical	derecha
68	F	75	76	1.62	1.0	4.47	154	5.0	110	90	100	12	18.48	apical	derecha
69	M	68	70	1.68	1.0	4.47	152	5.0	110	100	100	12	18.24	apical	derecha
70	M	61	72	1.66	1.0	4.47	97	5.0	110	84	100	12	11.64	basal	izquierda
71	M	70	76	1.77	1.0	8.64	155	5.0	130	130	100	12	18.6	apical	derecha
72	F	45	71	1.65	1.0	4.47	34	5.0	110	80	100	12	4.08	basal	izquierda
73	F	50	65	1.69	1.0	12.96	179	5.0	130	120	100	12	21.48	basal	izquierda
74	F	57	73	1.63	1.0	6.7	109	5.0	110	80	100	12	13.08	medio	izquierda
75	M	75	75	1.65	1.0	4.47	29	5.0	110	91	100	12	3.48	apical	derecha
76	F	61	72	1.57	1.0	4.47	37	5.0	110	94	100	12	4.44	apical	derecha
77	F	55	73	1.55	1.0	4.47	61	5.0	110	86	100	12	7.32	basal	izquierda
78	F	63	75	1.56	1.0	4.47	65	5.0	110	94	100	12	7.8	apical	derecha
79	F	64	71	1.52	1.0	4.47	61	5.0	110	100	100	12	7.32	apical	derecha
80	F	57	62	1.56	1.0	4.47	65	5.0	110	73	100	12	7.8	medio	izquierda

ANEXO F: AUTORIZACIÓN PARA LA RECOLECCION DE DATOS



PERÚ

Ministerio
de Salud

Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas
Departamento de Radiodiagnóstico



"Año del Diálogo y la Reconciliación Nacional"

Lima, enero del 2018

Mg.
CARMEN CECILIA MUÑOZ BARABINO
Tecnólogo Médico del Servicio de Tomografía
Computada
Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas

Presente. -

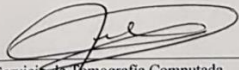
ASUNTO: AUTORIZACIÓN PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS

De mi consideración:

Reciba usted un cordial saludo y a la vez informarle que esta jefatura le otorga las facilidades y autorización necesarias para realizar su trabajo de investigación *"ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA EN PACIENTES SOMETIDOS A BIOPSIA DE PULMÓN GUIADA POR TOMOGRAFÍA COMPUTADA"*.

Sin otro particular hago propicia la ocasión para reiterarles mis saludos.

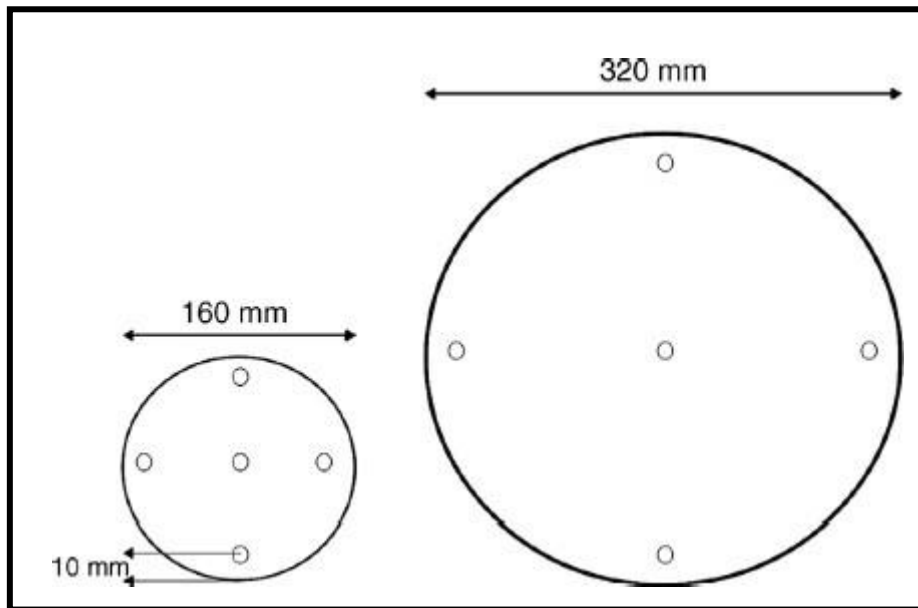
ATENTAMENTE.


Jefe del Servicio de Tomografía Computada
Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas

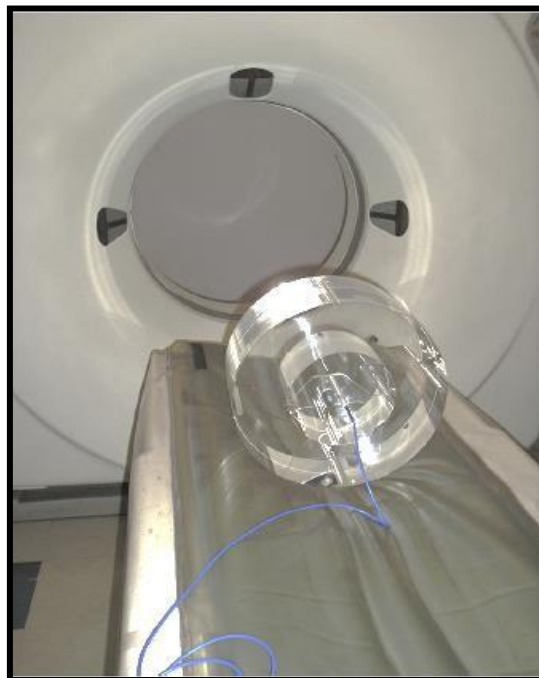
Dr. Percy Gerardo Moreno Navarro
Médico Radiólogo
CMP: 38822 RNE: 21128

ANEXO G

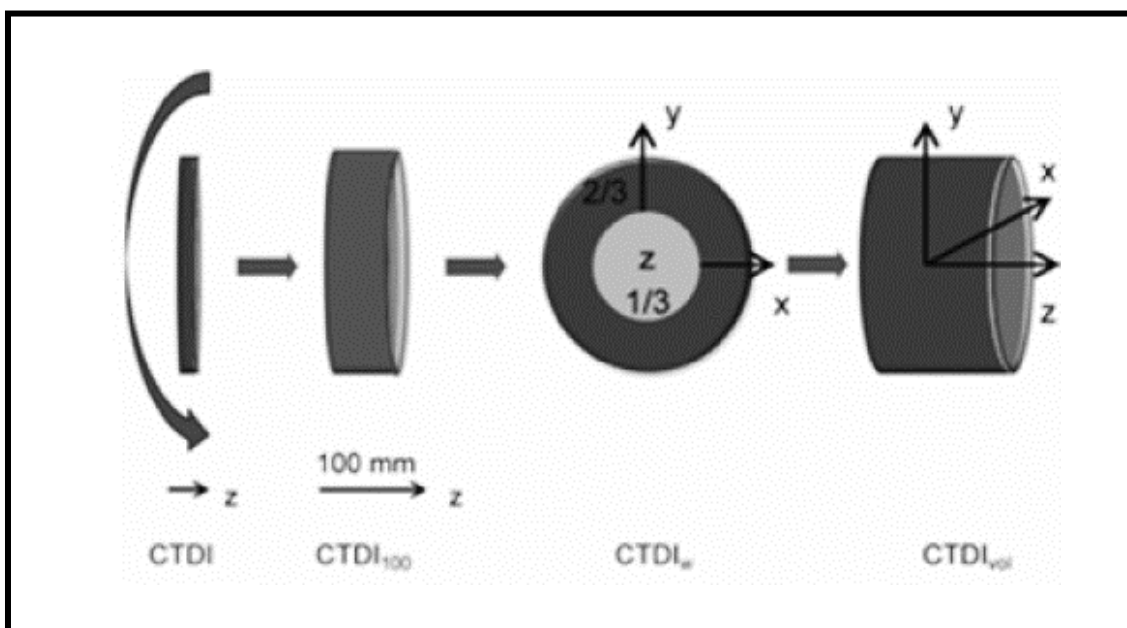
ANEXO G.1. ILUSTRACIÓN DE FANTOMAS DE 16CM y 32CM.



ANEXO G.2. FANTOMA ABDOMINAL (PMMA) CON CÁMARA DE IONIZACIÓN



ANEXO G.3: REPRESENTACIÓN DE LOS ÍNDICE DOSIS EN TC



ANEXO G.4: EVOLUCIÓN DEL FACTOR DEL PESO PONDERADO PARA EL CÁLCULO DE LA DOSIS EFECTIVA SEGÚN ICRP

Table 3. Evolution of International Commission on Radiological Protection (ICRP) tissue-weighting factors (w_T) for the calculation of effective dose equivalent (H_E) and effective dose (E)

Organ	Tissue-weighting factors by ICRP report		
	ICRP 26 (1977) ¹⁸ for H_E	ICRP 60 (1991) ¹⁹ for E_{60}	ICRP 103 (2007) ¹³ for E_{103}
Gonads	0.25	0.20	0.08
RBM	0.12	0.12	0.12
Colon	–	0.12 ^a	0.12 ^a
Lung	0.12	0.12	0.12
Stomach	–	0.12	0.12
Breasts	0.15	0.05	0.12
Bladder	–	0.05	0.04
Liver	–	0.05	0.04
Oesophagus	–	0.05	0.04
Thyroid	0.03	0.05	0.04
Skin	–	0.01	0.01
Bone surfaces	0.03	0.01	0.01
Salivary glands	–	–	0.01
Brain	–	–	0.01
Remainder tissues	0.30 ^b	0.05 ^c	0.12 ^d
Whole body (uniform exposure)	1.0	1.0	1.0

RBM, red bone marrow.

^aApplies to mass-weighted average doses to the upper large intestine (ULI) and lower large intestine (LLI).⁵⁰

^bApplies to arithmetic mean of doses to the next five most highly irradiated organs or tissues, presently chosen from an assumed contemporaneous selection comprising the stomach, urinary bladder, liver, kidneys, pancreas, small intestine (SI), uterus, ULI and LLI.

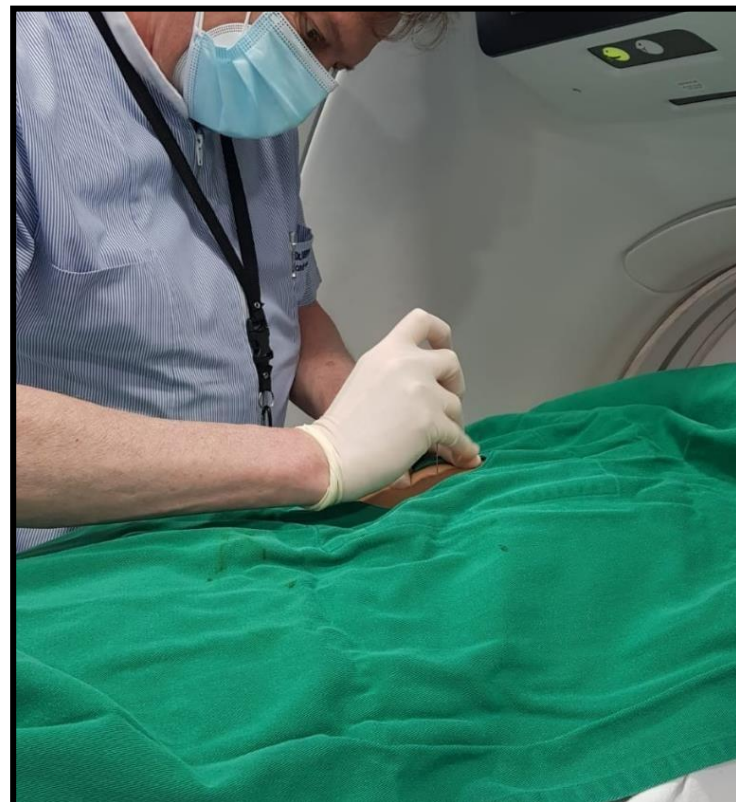
^cApplies to mass-weighted⁵¹ mean of doses to the adrenals, brain, ULI, SI, kidney, muscle, pancreas, spleen, thymus and uterus, subject to a *splitting rule*: if a remainder tissue receives a dose in excess of that received by any of the 12 tissues for which weighting factors are specified, a weighting factor of 0.025 (half of remainder) is applied to that tissue and 0.025 to the mass-averaged dose in the rest of the remainder tissues.

^dApplies to arithmetic mean of doses to the adrenals, extrathoracic (ET) region, gall bladder, heart, kidneys, lymphatic nodes, muscle, oral mucosa, pancreas, prostate (male), SI, spleen, thymus and uterus/cervix (female). The ET region has been further defined to include the anterior (ET1) and posterior nasal and oral passages, pharynx and larynx (ET2).⁵²

ANEXO G.5: LOCALIZACIÓN DE LA BIOPSIA POR ASPIRACIÓN DE PULMÓN



ANEXO G.6: BIOPSIA PULMONAR POR PUNCIÓN



**ANEXO G.7: IMAGEN DE LA BIOPSIA PULMONAR POR TOMOGRAFIA COMPUTADA
VENTANA MEDIASTINO / VENTANA PULMONAR**

