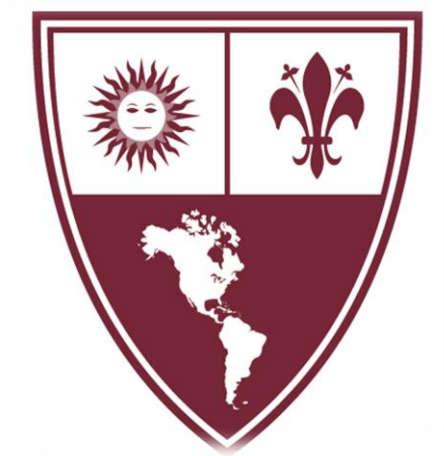




Universidad Abierta Interamericana
Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud
Licenciatura en Producción de Bioimágenes

Trabajo Final

“Dosis de radiación y la calidad de imagen en tomografía computarizada”

Autor: Marc Jerfrid

Marzo 2024

ÍNDICE

Introducción	5
Problema	6
Justificación	6
Objetivo general	7
Objetivos específicos	7
Marco teórico	7
Tomografía computarizada y adquisición de imágenes	7
Formación de imágenes	8
Factores físicos y dosis	10
Relación señal-ruido	10
CTDI	10
CTDIW	11
CTDIVOL	12
Indicadores de calidad de imagen	13
Resolución espacial	13
Resolución de contraste	13
Ruido	14
Linealidad	14
Uniformidad	15
Radiobiología	15
Efecto determinista	15
Efecto estocástico	16
Control de calidad	16
Factores que afectan la calidad y la dosis de la imagen	17
Anatomía aplicada	18
Metodología	19

Contexto de la investigación	22
Recopilación de datos	23
Análisis de datos	23
Estadísticas de datos descriptivos	24
Resultados y discusión	24
Exámenes sin contraste	25
Exámenes contrastados	31
Comparaciones de exámenes	36
Conclusión	41
Bibliografía	42

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1	26
Gráfico 2	27
Gráfico 3	27
Gráfico 4	27
Gráfico 5:	29
Gráfico 6	30
Gráfico 7	30
Gráfico 8	32
Gráfico 9	32
Gráfico 10	33
Gráfico 11	33
Gráfico 12	35
Gráfico 13	35
Gráfico 14	36
Gráfico 15	37
Gráfico 16	38
Gráfico 17	38

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	25
Tabla 2	28
Tabla 3	31
Tabla 4	34
Tabla 5	39

1. INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) es una técnica comúnmente utilizada a nuestro medio en radiodiagnóstico por imágenes médicas que consiste en usar radiación ionizante. Fue presentado en 1972 por Godfrey Hounsfield y Allan. Cormack, para visualizar el cerebro humano sin necesidad de intervención cirugía, siendo posteriormente mejorado para visualizar otras partes del cuerpo (CARVALHO, 2007). Debido al creciente uso de exámenes de radiodiagnóstico, hay un aumento también de tasa de exposición a la radiación en los pacientes, por lo que es fundamental cumplir con un principio ampliamente difundido, conocido en Protección Radiológica como el principio ALARA (tan bajo como sea razonablemente posible/ Razonablemente factible) lo que explica la necesidad de utilizar la dosis más baja posible en el paciente, y sin perder el valor diagnóstico del examen requerido. Para que se lleve a cabo el proceso de examen, desde la producción de los fotones de rayos X, la adquisición de imagen y el resultado final, una serie de cantidades físicas y matemáticas son necesarios, así como anatomía. Estas cantidades van desde el tipo de radiación a ser utilizados (calidad de la radiación) a algoritmos para diferenciar la cantidad de fotones recibido, eliminación en ruido y reconstrucción para el resultado requerido. Dentro de la cantidad de exámenes tomográficos realizados, existen varios protocolos, semejantes como en tórax, abdomen, cráneo, además de sus variaciones. Dependiendo desde la anatomía y/o patología a ser analizada. Para analizar la dosis y la calidad de la imagen de los exámenes de tórax, la investigación se lleva dentro de un sanatorio de la ciudad de Rosario Santa Fe con la guía y supervisión de un técnico. A través de esta observación, se proporcionaron imágenes de exámenes tomográficos de tórax. En un banco de datos desde la institución, que era usado para la análisis y la realización de este trabajo.

1.1 Problema

Con el avance de la tecnología y las investigaciones en el área de radiología, se ha vuelto común la búsqueda de mejorar la calidad de la imagen y el uso de técnicas para reducir la dosis en los pacientes, especialmente en los exámenes tomográficos, donde la cantidad de fotones irradiados, y consecuentemente la dosis absorbida en los pacientes es alta. Considerando la necesidad de seguir las recomendaciones del principio ALARA, además de los preceptos legales de garantía de calidad y protección radiológica, surge la siguiente pregunta: ¿cómo son la dosis y la calidad de imagen en exámenes tomografías de tórax?

1.2 Justificación

Con el avance de la tecnología y las investigaciones en el área de la radiología, se ha vuelto común la búsqueda de mejorar la calidad de la imagen, de manera que se mejore la ayuda al diagnóstico médico con el fin de reducir los errores. Esta mejora puede ser en parámetros técnicos, como cambios de corriente, tiempo y voltaje, así como de posicionamiento o incluso mejora del protocolo, teniendo en cuenta el tipo de equipo, la anatomía del paciente y el estudio en cuestión (RODRIGUES et. al., 2013). Cuando se trata de Tomografía computarizada, se utiliza una dosis mayor, especialmente aquellas que utilizan tecnología multicorte y, por lo tanto, se debe prestar mayor atención a los exámenes más solicitados, como el examen de tórax, ya que al compararlo con la radiología convencional, el examen realizado en el escáner CT resulta en una dosis alta para el paciente (PARENTE, 2013).

1.3 Objetivo general

Analizar la dosis y la calidad de la imagen en exámenes tomografías torácicos realizados en pacientes en un sanatorio.

1.4 Objetivos específicos

- a) Desarrollar indicadores de calidad en los exámenes CT basados en análisis de la relación señal-ruido y vol CTDI a través de ROI en seis puntos específico.
- b) Indicar el Producto Dosis Longitud (DLP) en los pacientes sometidos a tomografía computarizada de tórax.
- c) Correlacionar dosis y calidad de imagen en tomografías de tórax.

2. Marco teórico

Para la realización de este trabajo, en la recolección, análisis y discusión de datos, fue necesaria la investigación de referentes teóricos, que permitieron adquirir conocimientos y mejorar los conceptos utilizados durante la investigación.

2.1 Tomografía computarizada y adquisición de imágenes

Tras su creación en 1972, el tomógrafo sufrió varios avances y adaptaciones en cuanto a su funcionamiento y capacidad para realizar diferentes protocolos. Actualmente, el tomógrafo funciona básicamente capturando fotones de rayos X atenuados por el sitio bajo estudio por los detectores, luego de que son emitidos por la ampolla radiográfica. Los fotones atenuados

se cuentan y se convierten matemáticamente en datos y, después de una serie de lecturas y transformaciones, los datos se visualizan en forma bidimensional o, mediante superposiciones bidimensionales, reconstruyendo una imagen tridimensional (HOFFMANN, 2010). Al adquirir la imagen, en su forma axial, el paciente es colocado en el gantry, donde el tubo de rayos X, en oposición a las filas de detectores ubicados en su interior, describen un movimiento de rotación alrededor del paciente seguido de la traslación de la mesa. En modo helicoidal, el proceso ocurre moviendo la mesa y girando el tubo al mismo tiempo, y se puede utilizar tecnología multidetector cuando se realizan múltiples cortes por rotación (AUGUSTO, 2009).

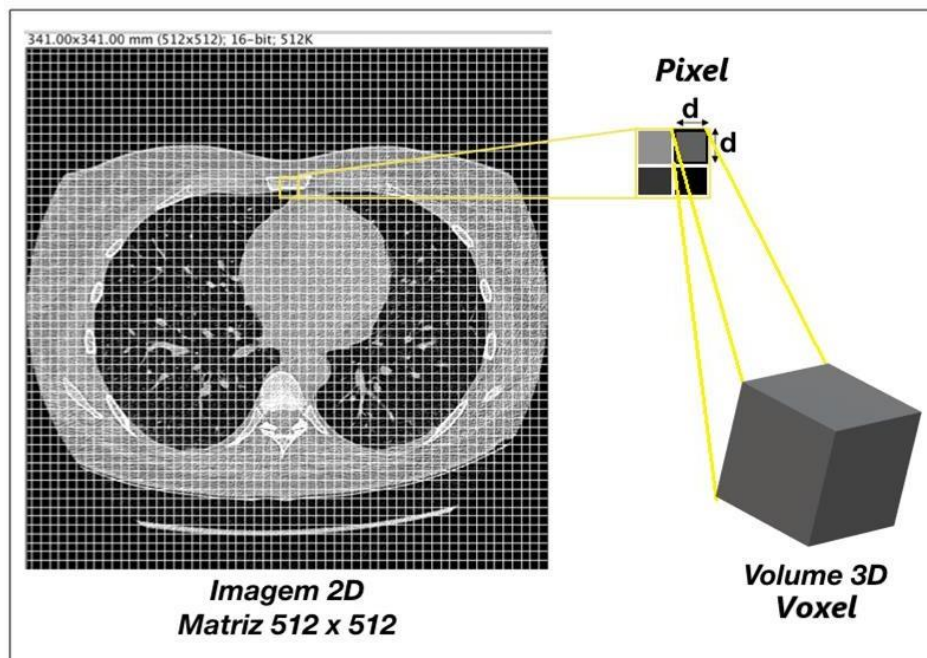
2.1.1 Formación de imágenes

Tras capturar los fotones a través de los detectores, los datos obtenidos son reconstruidos matemáticamente mediante algoritmos, representando la imagen en un formato matricial donde los píxeles bidimensionales forman filas y columnas. El píxel es el elemento más pequeño de la imagen, cuando hay volumen (tridimensionalmente) se llama vóxel, cuya altura representa el espesor de la sección. La matriz tiene un valor directamente proporcional a la resolución espacial de la imagen (CHIU; LIPCAMON; YOU-CHIU, 1995; AUGUSTO, 2009). Respecto al FOV (Field of View), los autores Rodrigues y Souza (2009) afirman que: El campo de visión (FOV) representa el tamaño máximo del objeto en estudio que ocupa la matriz, por ejemplo, una matriz puede tener 512 píxeles en columnas y 512 píxeles en filas, y si el campo de visión es de 12 cm, cada píxel representará aproximadamente 0,023 cm ($12 \text{ cm}/512$). Así, para el estudio de estructuras delicadas como el oído interno, el campo de visión es pequeño, como se ve arriba, mientras que para el estudio del abdomen el campo de visión es mayor, 50 cm (si se tiene una matriz de 512×512 , entonces el tamaño de la región

que representa cada píxel será aproximadamente cuatro veces mayor, o cerca de 1 mm). No debemos olvidar que un FOV grande representa pérdida de nitidez y, en consecuencia, radiación X secundaria. (RODRIGUES; SOUZA, 2009, p. 11).

La representación de píxeles, vóxeles, matrices y FOV se puede ver en figura 1

Figura 1: Demostración de píxeles, vóxeles y matrices en una imagen de TC de tórax



Fuente: adaptado de BUSHONG (2013).

2.2 Factores físicos y dosis.

A diferencia de los factores de dosis que se aplican en la radiografía convencional, en la tomografía computarizada, a pesar de ser el mismo concepto en la producción de radiación, el paciente es irradiado en 360°, siendo necesario realizar un estudio más profundo en relación a la dosis de radiación que recibe el paciente será expuesto (AGOSTO, 2009).

2.2.1 Relación señal-ruido

Según Andrade (2013, p. 44), “el ruido comprende fluctuaciones estadísticas en la intensidad de la señal de una imagen, lo que contribuye a la degradación de su calidad”. La relación señal-ruido (RSR), descrita en la Ecuación 1, se caracteriza por la relación entre la cantidad de señal (S) medida en números de CT (HU o Unidades Hounsfield), y la cantidad de ruido obtenida por desviación estándar (σ) de los números CT (HU) se registra en un área definida (ROI – Region of interest) en una sección tomográfica. La variación en RSR puede indicar daño a ambos detectores y usarse para optimizar la calidad de la imagen (JUDY; SWENSSON; SZULC, 1981; CAPELETI, 2010).

$$1) \quad RSR = \frac{S(HU)}{\sigma}$$

2.2.2 CTDI

Para evaluar la cantidad de dosis equivalente que se absorbería en una sección, se debe utilizar una medición llamada Computed Tomography Dose Index (CTDI). Para medir el CTDI se puede utilizar una cámara de ionización tipo lápiz o un dosímetro termoluminiscente,

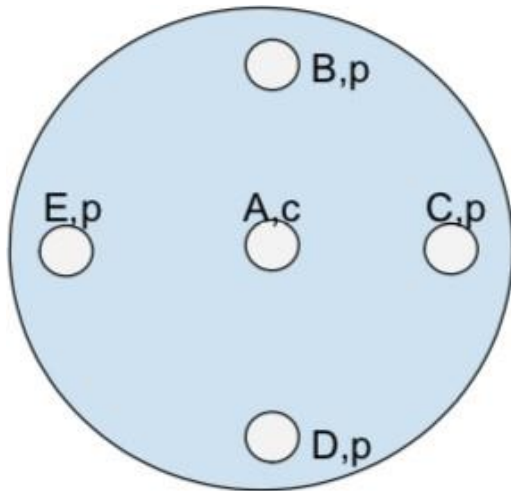
debiendo realizarse una prueba utilizando un fantoma específico para tomografía computarizada y el medidor siempre en paralelo al pórtilo (SILVA, 2014). Actualmente, los equipos tomográficos ya especifican este valor para cada examen realizado.

2.2.1 CTDIW

Debido al hecho de que el valor de dosis medido en todo el fantasma no es uniforme, se define el valor CTDIW para una corte axial. Este valor tiene en cuenta no sólo el fantasma en su conjunto (una sola medición), sino también el valor de dosis obtenido en diferentes posiciones para que sea posible una medición confiable de la dosis absorbida tanto en el centro como en la periferia del objeto estudiado. El cálculo del valor CTDI (utilizando una cámara de ionización tipo lápiz) se demuestra en la Ecuación 2 y se entiende por CTDI_{100, c} el valor medido en el centro del fantoma en una cámara irradiada de 100 mm de largo (Figura 2), CTDI_{100, p} representa el promedio de las medidas tomadas alrededor de la medida central y mAs es el valor del producto de la corriente por el tiempo en segundos (MEDEIROS, 2009; SILVA, 2014).

Figura 2: Representación de un fantoma CT y puntos de medición CTDIW

$$CTDI_w = \frac{1}{3} (CTDI_{100, c} + 2CTDI_{100, p}) \quad \frac{2}{mAs}$$



Fuente: adaptado de BUSHONG (2013).

2.2.1 CTDIVOL

Para medir la dosis en relación con un corte profundo, tomando teniendo en cuenta el incremento de la mesa y la rotación de la bombilla (paso), se calcula el CTDIVOL, que resulta de la relación entre el CTDI ponderado (CTDIW) y el tono demostrado en la Ecuación 3 (MÁRQUEZ, 2008; SANTOS, 2012).

3)

$$CTDIVOL = \frac{CTDIW}{Pitch}$$

Pitch

2.3 Indicadores de calidad de imagen

Para Bushong (2010), la calidad de la imagen de TC se puede evaluar a través de la resolución espacial, la resolución de contraste, el ruido, la linealidad y la uniformidad.

2.3.1 Resolución espacial

La resolución espacial, según Santos (2012), “es la distancia mínima entre dos puntos de un objeto que se puede distinguir”, No puede ser más pequeño que el píxel, representando así el detalle de la imagen. Según Márquez (2008), la resolución espacial es la capacidad que tienen dos objetos de presentarse con precisión, incluso si son muy pequeños y cercanos, y que cuanto más pequeños y cercanos sean los objetos que el sistema pueda reproducir, mejor será la resolución espacial.

2.3.2 Resolución de contraste

Se entiende por contraste la diferencia entre densidades, a través de los números del TC capaces de identificarse en una imagen. Esta diferencia se produce debido a la captura de haces de rayos X atenuados por parte del objeto en estudio. La resolución de contraste es la capacidad de distinguir un tejido blando de otro (MARQUEZ, 2008; MEDEIROS, 2009; BUSHONG, 2010).

2.3.3 Ruido

Según Bushong (2013), el ruido se define como la variación en los números de TC medidos a través de ROI en una sección de agua. En términos prácticos, se sabe que el valor del agua en la escala de Hounsfield es cero, por lo que cualquier variación sobre este valor se considera ruido, si todos los números de TC tienen el mismo valor, el ruido entonces sería cero. Pero el ruido se puede evaluar en cualquier parte de la imagen que se considere homogénea.

2.3.4 Linealidad

Los números TC, o escala de Hounsfield, son valores correspondientes de -1000 a +3000 para cada píxel. Estos valores corresponden respectivamente al aire (-1000 HU) y al hueso denso (+3000 HU) y están directamente relacionados con la atenuación de los rayos X que interactúan con el objeto en estudio, siendo el valor en la escala directamente proporcional a la atenuación del haz. La principal ventaja de la Escala Hounsfield es su invariancia con cualquier parámetro de procesamiento electrónico, mecánico o computacional. La linealidad se logra calibrando el agua en el TC con un valor de 0 HU y otros tejidos con los números de TC apropiados, para obtener una escala confiable de tonos de grises con lo que se desea ver en las imágenes tomográficas, pudiendo así distinguir un tejido de otro (BUSHONG, 2013).

2.3.5 Uniformidad

Cuando obtenemos una imagen de un objeto uniforme generalmente lleno de agua, donde se espera que el valor de TC sea cero, por lo tanto cada píxel en diferentes puntos debe presentar el mismo valor. La uniformidad se puede definir como la distribución uniforme de los valores numéricos de CT en píxeles para un objeto estudiado elaborado del mismo material (AUGUSTO, 2009).

2.4 Radiobiología

La interacción de las radiaciones ionizantes en el cuerpo humano puede ser capaz de causar daños irreversibles o letales y reversibles o subletales. Estos posibles daños se producen por la interacción de las radiaciones ionizantes con el ADN, que puede ser directa o indirecta, además tenemos los efectos de la radiación sobre el tiempo y la dosis del producto, concretamente efectos deterministas y estocásticos (MARTA, 2014; TOLEDO; FERRAGUT; ALMEIDA, 2014).

2.4.1 Efecto determinista

El efecto determinista es la respuesta a corto plazo a la exposición a una dosis alta de radiación en el mismo punto durante un período de tiempo. Esta exposición puede provocar reacciones adversas dentro de un umbral de dosis dependiendo del tipo de radiación y del lugar irradiado, que van desde eritema hasta Síndrome Agudo de Radiación, siendo en directa proporción al daño causado por la exposición. Otra reacción muy común que se observa en el efecto determinista es la muerte celular o apoptosis, que no es más que un mecanismo de autodefensa celular para que la célula no se replique tras un error genético provocado en este caso por la radiación; Dependiendo del nivel de exposición, muchas células pueden

autodestruirse, provocando un mal funcionamiento de los órganos (OKUNO, 2013; DOROW; MEDEIROS, 2019).

2.4.2 Efecto estocástico

En el efecto estocástico, la suma de las recurrencias de la exposición a la radiación a lo largo del tiempo puede provocar reacciones adversas y/o patologías conocidas, como el cáncer, a largo plazo, debido a la incapacidad de regeneración celular o la muerte, resultando así en la mutación celular. (BUSHONG, 2013). Según Okuno (2013), las consecuencias observadas en el efecto estocástico pueden ser causadas por cualquier nivel de dosis, incluida la radiación natural, los cuales son efectos tardíos y su gravedad no depende de la cantidad de dosis, sino de su recurrencia de exposición.

2.5 Control de calidad

RDC n° 330 de diciembre de 2019 de la Agencia Nacional de Vigilancia Sanitaria establece los requisitos sanitarios para la organización y funcionamiento de los servicios de radiología diagnóstica e intervencionista, así como la regulación de las exposiciones ocupacionales y del público. Como requisito obligatorio, la RDC n° 330 exige la implementación del Programa de Garantía de Calidad, Programa de Educación Continua y Programa de Protección Radiológica.

American Society for Quality (2018) define la garantía de la Calidad como parte de la Gestión de la Calidad enfocada en asistir los requisitos para que exista calidad y Control de Calidad para asegurar el cumplimiento de estos requisitos. A *American College of Radiology* (2017) En su manual de control de calidad en tomografía computarizada recomienda una serie de pruebas a realizar y su frecuencia para poder controlar la garantía de la calidad de la imagen. Las pruebas que pueden realizar los profesionales de Radiología recomendados en (*Computed*

Tomography): *Quality Control Manual* (2017) y que tienen una frecuencia diaria incluyen la evaluación de los siguientes parámetros: CT y números de ruido y evaluación de artefactos. La evaluación de los números de CT ayuda a garantizar el resultado de imagen esperado al comparar los números de CT obtenidos usando ROI en un corte a través de un fantasma de agua, con los números esperados dentro de un límite permitido.

El ruido se mide a través del promedio ponderado de las desviaciones estándar de las ROI y es extremadamente importante reducirlo ya que el ruido reduce la resolución de bajo contraste. Para realizar la prueba se debe colocar en el isocentro el fantoma de agua específico para el tomógrafo utilizando los láseres para ayudar al correcto posicionamiento. Se recomienda utilizar el mismo protocolo para realizar la prueba diaria. Si se adquiere un grupo de imágenes se debe utilizar la imagen central, aplicando un ROI en el centro con las dimensiones previamente indicadas por el fabricante. Si no están previamente definidos se debe utilizar un área de alrededor de 400 mm², registrando los valores de HU del agua y la desviación estándar para el ruido; los valores podrán tener un margen de ± 5 HU o valores especificados por el fabricante (AUGUSTO, 2009; ACR, 2017).

2.6 Factores que afectan la calidad y la dosis de la imagen

Para la Comisión Europea (1999) a través de la Directriz 16262 sobre los principios generales asociados a una buena técnica de imagen, la calidad de la imagen en un examen tomográfico se obtiene con la fidelidad de los números de TC, detalles finos de resolución espacial y bajas diferencias de contraste debido a la atenuación en pequeñas estructuras dentro de un límite de dosis para obtener el diagnóstico clínico, respetando el principio ALARA.

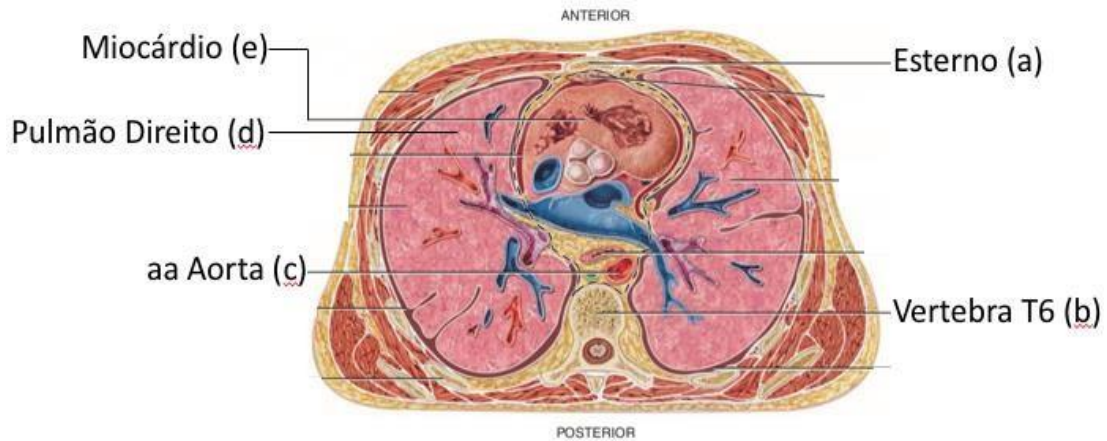
Según Dorow y Medeiros (2019), varios factores contribuyen a la degradación de la calidad de la imagen en los exámenes tomográficos, estos factores pueden ser factores físicos, como

FOV, números de TC, matriz, ruido, resolución espacial, entre otros, así como factores externos, como averías del equipo por falta de mantenimiento, mal posicionamiento y/o movimiento del paciente durante el examen, diferente anatomía y/o accesorios metálicos olvidados durante el examen del paciente durante la toma de imágenes.

2.7 Anatomía aplicada

Con el fin de contemplar todas las estructuras necesarias para llevar a cabo la investigación, Tortora y Derrickson (2010) afirman que a nivel de la sexta vértebra torácica, en un corte transversal, la región donde se encuentran el corazón, la arteria aorta, los pulmones y el hueso del esternón. En este corte podemos observar (Figura 3) todas las estructuras estudiadas en la región de interés de la investigación, a saber: estructura ósea compacta representada por el hueso del esternón (a), hueso esponjoso representado por el cuerpo de la vértebra T6 (b), sangre dentro de la arteria Aorta (c), aire de la región anterior del pulmón derecho (d) y el músculo cardíaco (e).

Figura 3: Representación anatómica de puntos de interés en el corte axial torácica.



Fuente: adaptado de TORTORA y DERRICKSON (2010, p.710).

3. METODOLOGÍA

Este trabajo se considera investigación aplicada. Según Prodanov y Freitas (2013, p. 51), la investigación aplicada “tiene como objetivo generar conocimiento para su aplicación práctica encaminada a resolver problemas específicos”. Thiollent (2009) lo conceptualiza como:

La investigación aplicada se centra en problemas presentes en las actividades de instituciones, organizaciones, grupos o actores sociales. Está comprometido a desarrollar diagnósticos, identificar problemas y encontrar soluciones. Responden a una demanda formulada por “clientes, actores sociales o instituciones”. (THIOLLENT, 2009 apud FLEURY; WERLANG, 2012)

Por lo tanto, esta investigación se consideró aplicada, ya que se centró en identificar métricas para analizar la calidad de la imagen y su relación con la dosis (CTDIvol) en exámenes de TC de tórax.

Según Marconi y Lakatos (2003, p. 189), los estudios experimentales “consisten en investigaciones empíricas cuyo objetivo principal es probar hipótesis que se refieren a relaciones causa-efecto”. El presente estudio se considera experimental, ya que fue realizado en campo y del tipo:

- a) Observacional para la recolección de imágenes y metadatos de TC de tórax mediante un sistema de tomografía computarizada realizada a través de una base de datos para la investigación en un equipo AQUILION PRIME de 80 canales del fabricante Toshiba en un sanatorio, en la ciudad Rosario Santa fe Argentina.
- b) Descriptivo y estadístico para el estudio y análisis de indicadores de calidad de los exámenes de TC de tórax, observando la Relación Señal Ruido y CTDIvol y su relación con la anatomía en estudio.

Gerhardt y Silveira (2009, p. 34) explican que “la investigación cuantitativa, que tiene sus raíces en el pensamiento lógico positivista, tiende a enfatizar el razonamiento deductivo, las reglas de la lógica y los atributos mensurables de la experiencia humana”. Aún en la investigación cuantitativa, Pita y Pértegas (2002) definen que:

La investigación cuantitativa es una investigación en la que se recopilan y analizan datos cuantitativos sobre variables. La investigación cualitativa evita la cuantificación. Los investigadores cualitativos realizan registros narrativos de los fenómenos que se estudian utilizando técnicas como la observación participante y las entrevistas no estructuradas. La diferencia fundamental entre ambas metodologías es que los estudios cuantitativos estudian la asociación o relación entre las variables cualitativas cuantificadas lo hacen en contextos estructurales y situacionales. La investigación cuantitativa se ocupa de determinar la fuerza de asociación o correlación entre variables, la generalización y objetivación de resultados a través de una muestra que hace inferencia a una población de la que proviene toda la muestra. (PITA; PÉRTEGAS, 2002, p. 76, traducido por el autor).

Por lo tanto, esta investigación debe considerarse cuantitativa, debido a que el análisis de los datos se realiza de forma estadística. Para tener una base teórica se realizó una investigación

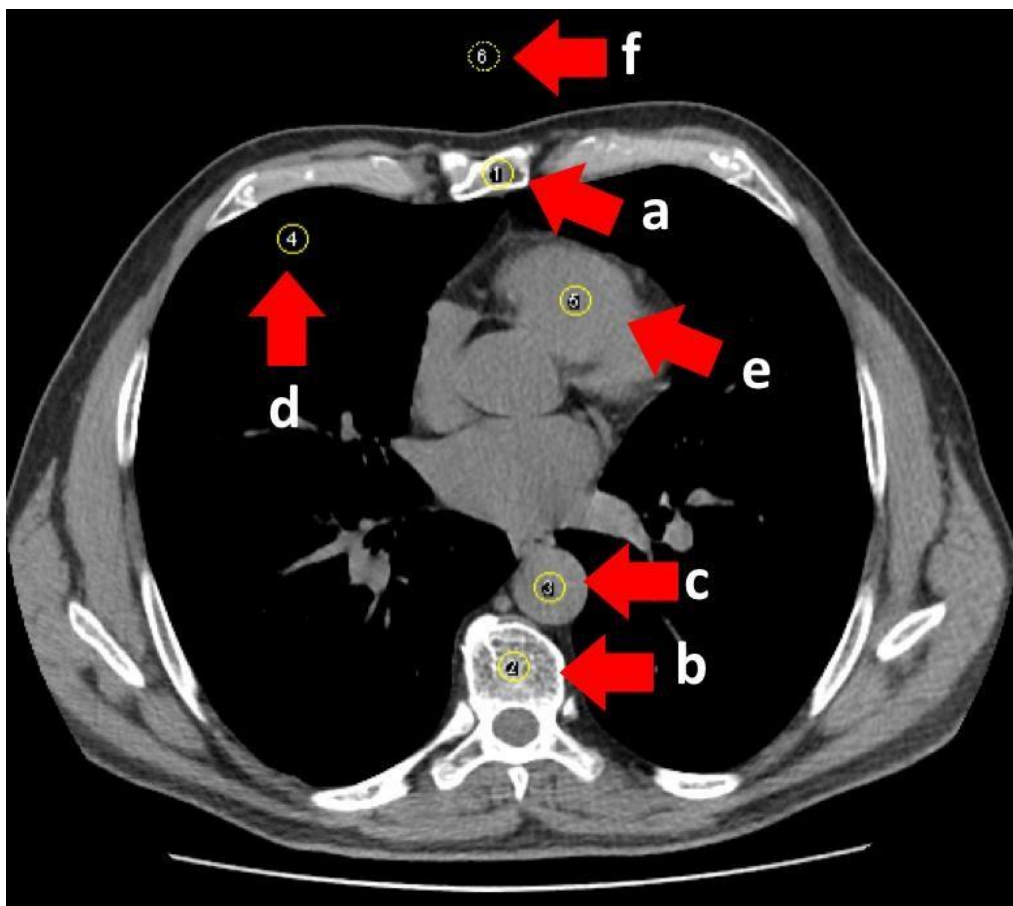
bibliográfica. Gil (2002) define la investigación bibliográfica como “investigación desarrollada a partir de material ya elaborado, constituido principalmente por libros y artículos científicos”, por ello se realizaron investigaciones en bases de datos como PubMed, MEDLINE, Scielo, además de protocolos nacionales e internacionales, científicos, libros y legislación.

Cuando el investigador recolecta datos en el lugar donde se realizará la investigación, se considera una investigación de campo. (PRODANOV; FREITAS, 2013).

Dado que los números de HU se pueden utilizar como referencia ya que son valores estándar, el análisis RSR se llevó a cabo mediante la determinación de seis ROI colocados en ubicaciones específicas (Figura 4), todos presentes en un corte de TC axial al nivel de la vértebra T6. , ya que a la altura de este corte se encuentran todas las estructuras necesarias para la investigación, son:

- a) Estructura ósea compacta (esternón);
- b) Hueso esponjoso (cuerpo de la vértebra T6);
- c) Sangre (en el centro de la arteria aorta);
- d) Pulmón derecho (porción anterior);
- e) Músculo cardíaco
- f) Fondo

Figura 4: corte torácica con regiones de interés posicionadas para la investigación



Fuente: adaptación de la base de datos del autor (2023).

3.1 Contexto de la investigación

Esta investigación o trabajo de campo se realizó en el Sector de Investigación del servicio de Tomografía Computarizada del sanatorio, de septiembre de 2023 a enero de 2024. El proyecto incluyó una búsqueda de la referencia bibliográfica entre los meses de octubre de 2023 y enero de 2024 y el análisis de datos proporcionados por el sanatorio entre los meses de febrero de 2023 y diciembre de 2023.

3.2 Recopilación de datos

La recolección de datos se realizó en el sitio durante los meses de septiembre de 2023 a enero de 2024, en un Sector de Investigación de un establecimiento de salud privada en la ciudad de Rosario. En total se proporcionaron 40 exámenes de TC de diferentes pacientes, cuya indicación clínica fue TC de tórax, con imágenes tomadas de una base de datos disponible para entrenamiento, anonimizadas y en formato DICOM, que incluyen: 20 exámenes sin contraste y 20 exámenes con contraste. Como forma de estandarizar las variables relacionadas con la anatomía y diámetro del tórax, la muestra se estratificó por tamaño de tórax “Mediano”, considerándose mediano un ancho de tórax entre 30 cm y 40 cm.

3.3 Análisis de datos

El análisis de los datos de las imágenes obtenidas se realizó de forma cuantitativa, con la ayuda del programa Image J. Utilizando el archivo DICOM se recopiló y tabuló información (Tablas 1, 2, 3 y 4) de los siguientes parámetros: voltaje pico en kVp, corriente en mA, tiempo en ms, CTDIvol medido en mGy y DLP medido en mGy.cm, que utilizó estos datos para obtener los valores de longitud de la imagen y la relación señal-ruido.

En el análisis de la imagen, como se muestra en la Figura 4, se realizó un corte axial al nivel de la vértebra T6 y se aplicaron seis ROI de 100 mm² de área a las regiones: esternón (ROI a), que representa una estructura ósea compacta; cuerpo de la vértebra T6 (ROI b), que representa un hueso esponjoso; arteria aorta (ROI c), que representa sangre; lóbulo superior anterior del pulmón derecho (ROI d), que representa el aire; músculo cardíaco (ROI e) y fondo (ROI f).

3.4 Estadísticas de datos descriptivos

Los datos obtenidos a través de estos análisis se analizaron estadísticamente entre dosis y calidad de imagen para poder realizar una comparación entre estos indicadores. Para realizar el análisis estadístico se utilizó el diagrama de caja de herramientas gráficas o boxplot.

Según Neto, Santos, Torres y Estrela (2017, p.1) “el boxplot es un recurso gráfico utilizado habitualmente en la investigación científica para resumir y analizar datos cuantitativos”.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los 40 exámenes obtenidos que tuvieron indicación clínica (registrar en el encabezado DICOM) para el tórax se separaron para el análisis en dos grupos: 20 exámenes con contraste y 20 exámenes sin contraste. Además, para un mejor análisis, los datos se separaron en variables de dosis y calidad de imagen.

Los datos recopilados sobre la calidad de la imagen se estratificaron en dos tablas principales que contienen los números HU promedio obtenidos en las seis regiones de interés tomadas en los exámenes analizados y la desviación estándar de los píxeles en estas regiones de interés.

Para Schneider y Silva (2014) Diagrama de caja (Boxplot) es un método gráfico para representar valores máximos, mínimos, medianas y cuartiles de una población en análisis estadístico. Gráficamente se representa mediante puntos cercanos a los promedios de los objetos en estudio, presentando los puntos que difieren de este promedio, los puntos máximos y mínimos y los valores atípicos.

4.1 Exámenes sin contraste

Los 20 exámenes sin contraste fueron analizados uno a uno utilizando la sección axial a nivel de la vértebra T6 y se obtuvieron los siguientes valores medios de HU y sus respectivas desviaciones estándar (Tabla 1).

Tabla 1: ROI para el análisis de exámenes sin contraste

ID	ROI a	ROI b	ROI c	ROI d	ROI e	ROI f
1	128,53	175,52	43,46	-878,01	40,04	-976,63
1.1	173,81	222,93	50,27	-912,24	45,75	-1.000,15
2	120,88	220,56	31,65	-913,71	47,31	-997,92
3	215,04	153,30	31,71	-873,88	35,43	-998,52
3.1	142,79	166,33	40,63	-891,00	50,57	-1.000,75
4	81,08	187,84	49,49	-897,35	49,26	-997,94
5	124,18	174,38	52,72	-925,93	42,58	-984,35
6.1	121,34	126,46	23,67	-908,96	42,53	-1.002,48
7	317,50	188,09	37,20	-858,65	47,08	-996,74
8	336,28	225,94	47,04	-823,45	44,53	-999,46
8.1	125,52	163,56	39,26	-797,84	41,60	-1.000,03

ID	ROI a	ROI b	ROI c	ROI d	ROI e	ROI f
10	140,44	335,35	29,08	-853,02	34,68	-999,13
11.1	103,09	192,88	26,16	-816,58	50,24	-1.000,13
15	158,74	207,14	36,86	-854,68	56,53	-999,52
16	96,21	107,16	46,22	-935,17	43,96	-998,55
17	200,72	164,20	41,88	-709,58	34,06	-1.002,88
18	201,23	257,37	55,99	-821,47	55,27	-990,94
19	151,09	200,10	46,77	-884,62	42,19	-1.002,00
21	135,88	217,00	40,14	-879,44	58,29	-999,85
Promedio	161,81	194,01	40,54	-865,03	45,36	-997,26
Desviacion estandar	68,21	49,68	9,10	54,08	6,97	6,55

Fuente: del autor (2023).

Los gráficos 1 a 4 representan los valores estadísticos en HU de los ROI del grupo de examen sin contraste.

Gráfico 1: Diagrama de caja de los ROI "a" y "b"

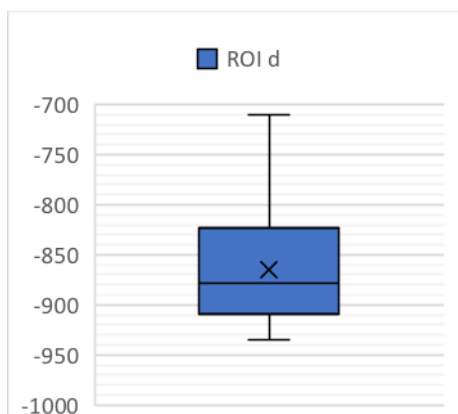


Gráfico 2: Diagrama de caja de los ROI "c" y "e"

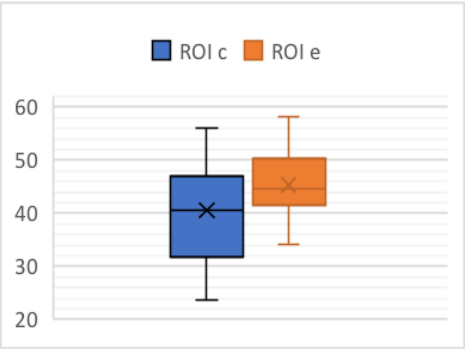


Gráfico 3: Diagrama de caja del ROI "d"

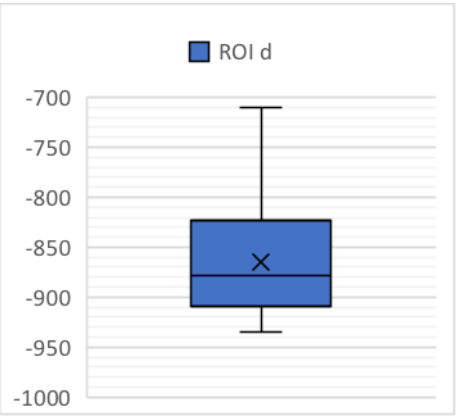
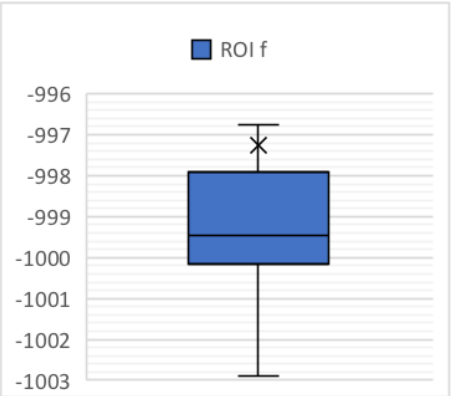


Gráfico 4: Diagrama de caja del ROI "f"



Al analizar los datos tabulados con la ayuda de gráficos, se puede observar que existe una gran variación entre los valores promedio de las ROI de la misma ubicación para exámenes sin contraste. Esto demuestra que la cantidad de fotones generados o el voltaje aplicado no lograron mantener un flujo adecuado y uniforme en el sistema de detección, provocando que la conversión de la señal (fotones capturados por los detectores) en números de TC (HU) no permaneciera constante durante una misma anatomía.

La Tabla 2 presenta datos sobre la dosis y duración de la imagen obtenida durante el examen.

Tabla 2: Datos de dosis y longitud de imagen de exámenes sin contraste

ID	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	Longitud
1	8,7	282,5	32,5
1.1	5	161,1	32,2
2	4,1	174	42,4
3	4,9	335,4	68,4
3.1	6	240,3	40,1
4	12,3	328,9	26,7
5	5,2	277,5	53,4
6.1	5,5	233,8	42,5
7	5	175,1	35,0
8	5,1	189,5	37,2
8.1	7	274	39,1
10	9,5	605,5	63,7
11.1	3,8	167,2	44,0
15	5,6	219,2	39,1
16	10	452,2	45,2
17	11,2	450,6	40,2
18	10,1	406	40,2
19	7,4	313,2	42,3
21	4,8	328,3	68,4
Promedio	6,91	295,49	43,82

Desviacion estandar	2,59	117,77	11,70
------------------------	------	--------	-------

Fuente: de autor (2023).

Los índices presentados son los siguientes: índice de dosis de tomografía computarizada medido en mGy (CTDIvol), producto dosis-longitud medido en mGy.cm (DLP) y tamaño de imagen medido en centímetros.

Los gráficos 5 a 7 representan los valores estadísticos de la tabla para el grupo de exámenes sin contraste.

Gráfico 5: Boxplot CTDIvol no contrastado

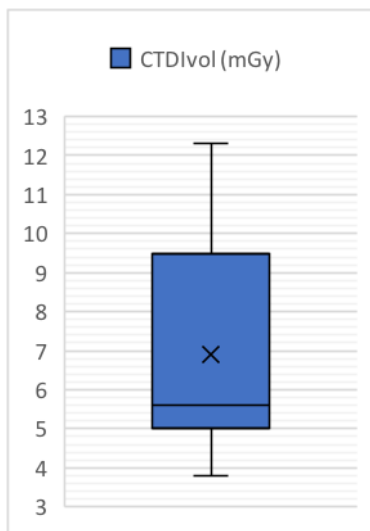


Gráfico 6: Diagrama de caja DLP sin contraste

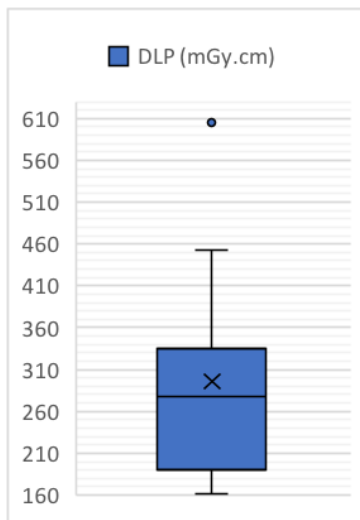
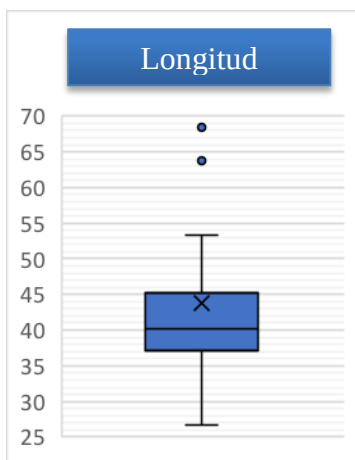


Gráfico 7: Diagrama de caja de longitud sin contrastar



Al analizar la Tabla 2 con ayuda de los gráficos, se puede observar que no existe estandarización y/o similitud tanto en dosis como en longitud de imagen. Para Romans (2011), en un examen de tórax es necesario ver desde el ápex pulmonar, a nivel de la vértebra C7, hasta el seno costofrénico, a nivel de la vértebra T12. Para pacientes de estatura media se

esperaban longitudes de alrededor de 30 cm, sin embargo se puede observar que los exámenes se realizaron desde 26,7 cm (ID 4) hasta 68,4 cm (ID).

También se puede verificar que CTDI_{vol} presentó una desviación estándar del 37% con relación al valor promedio. Esto debería tener un valor mucho más uniforme ya que proporciona información relativa al equipo y la producción de radiación, y no al paciente.

4.2 Exámenes contrastados

Los 20 exámenes con contraste se analizaron uno por uno utilizando el corte axial al nivel de la vértebra T6 tal como se aplica en los exámenes sin contraste. La Tabla 3 muestra los números HU promedio de los ROI para los exámenes contrastados, en los que es posible observar una discrepancia aún mayor entre los datos analizados, en comparación con la tabla 1.

Tabla 3: ROI para el análisis de exámenes de contraste

ID	ROI a	ROI b	ROI	ROI d	ROI e	ROI f
1	140,41	134,44	244,61	-858,26	241,90	-991,46
2c	145,65	150,20	209,58	-909,25	119,74	-998,73
3c	149,12	144,64	454,99	-838,73	470,64	-996,40
3.1	165,77	188,73	148,27	-829,03	157,61	-996,58
4	158,50	124,41	127,41	-856,13	115,44	-995,50
5	152,59	102,60	211,47	-868,42	210,13	-993,88
6	205,31	192,58	152,38	-851,41	167,77	-972,81
7	155,83	276,92	206,10	-885,10	128,57	-998,46
9	158,13	203,36	187,56	-824,06	175,02	-987,44
9.1	205,09	389,93	182,13	-829,50	164,12	-997,01
10	106,84	101,00	190,43	-672,03	130,06	-996,41
10.1	210,87	340,29	105,35	-863,80	130,06	-1.000,13
11	125,83	144,48	137,08	-849,52	136,48	-997,68
12	233,63	320,13	132,83	-844,90	196,00	-996,12
13	187,82	144,14	137,36	-903,98	113,82	-1.001,12
14	156,73	152,21	210,05	-933,01	240,43	-999,93
20	245,13	195,35	156,56	-895,35	162,15	-967,93

Promedio	170,78	194,44	187,89	-853,68	180	-993,39
Desviacion estandar	37,88	86,28	78,62	56,10	85,17	9,30

Fuente: de autor (2023).

Gráfico 8: Boxplot ROI "a" y "b" contrastados

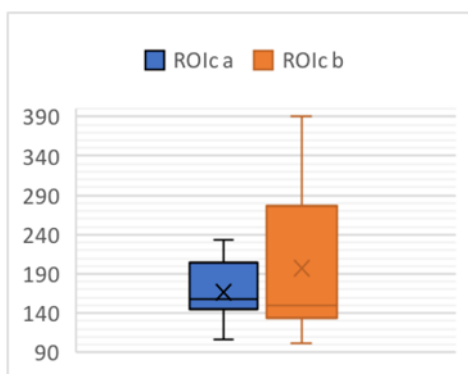


Gráfico 9: Boxplot ROIs "c" y "e" contrastados

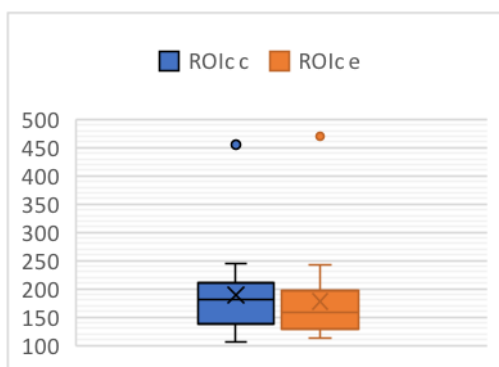


Gráfico 10: Boxplot de ROI "d" contrastado

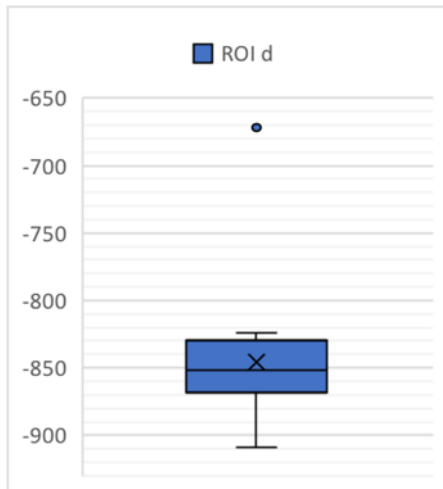
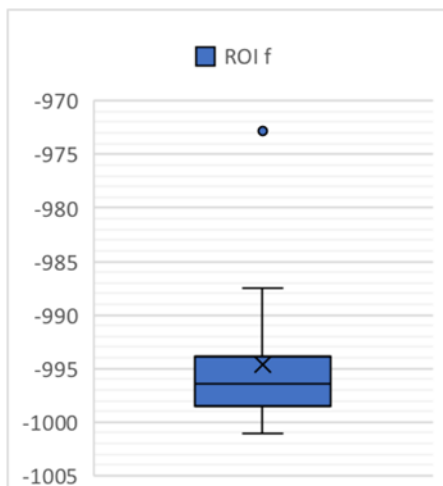


Gráfico 11: Boxplot ROI "f" contrastado



Al analizar los datos tabulados con ayuda de gráficos se puede observar que las variaciones en los valores promedio de los ROI se mantienen con la misma dispersión que en los exámenes sin contraste. Sólo las regiones “d” y “f”, que representan el pulmón (aire) y el fondo, que también es aire, tienen una desviación estándar de 6,5% y 15% respectivamente. Aun así, estos valores deberían ser mucho más bajos, ya que el “aire” no es muy variable cuando se encuentra en cantidades razonables, como ocurre en el fondo.

La Tabla 4 presenta los datos de dosis y longitud de la imagen para los exámenes de contraste;

Como se muestra en la Tabla 2, también es posible observar la

No estandarización y/o aproximación de valores entre estudios. También hay un aumento considerable en la desviación estándar con respecto al DLP de aproximadamente el 90 % en comparación con los exámenes sin contraste.

Tabla 4: Datos de dosis y longitud de imagen de exámenes de contraste

ID	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	Longitud
1	8,8	262,9	29,9
2c	4,5	223,7	49,7
3c	6	240,3	40,1
3.1	6	240,3	40,1
4	7,9	790,8	100,1
5	6,8	812	119,4
6	9,3	723,5	77,8
7	8,6	620,9	72,2
9	3,4	150,8	44,4
9.1	5	614,5	122,9
10	14,8	510,6	34,5
10.1	6,6	262	39,7
11	9	338,3	37,6
12	7,9	612,5	77,5
13	8,7	431,8	49,6
14	4,5	223,7	49,7
20	5,3	250,2	47,2
Promedio	7,24	429,93	60,73
Desviacion estandar	2,67	224,23	29,42

Fuente: de autor (2023).

Gráfico 12: Diagrama de caja CDTIvol contrastado

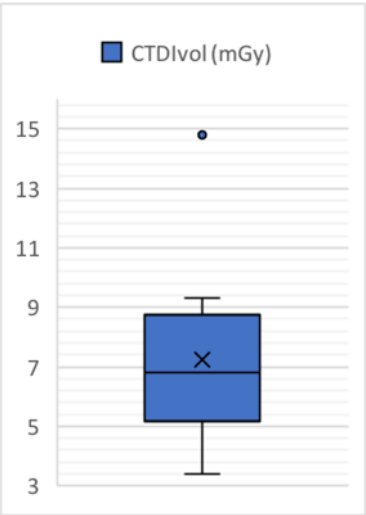


Gráfico 13: Diagrama de caja DLP contrastado

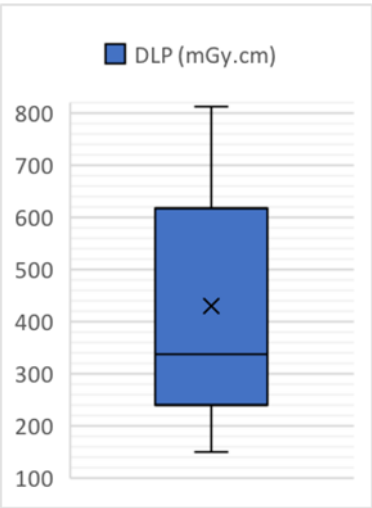
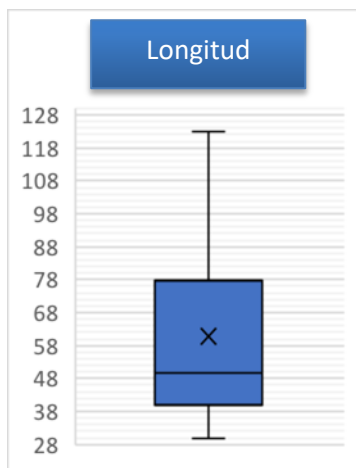


Gráfico 14: Diagrama de caja de longitud contrastada



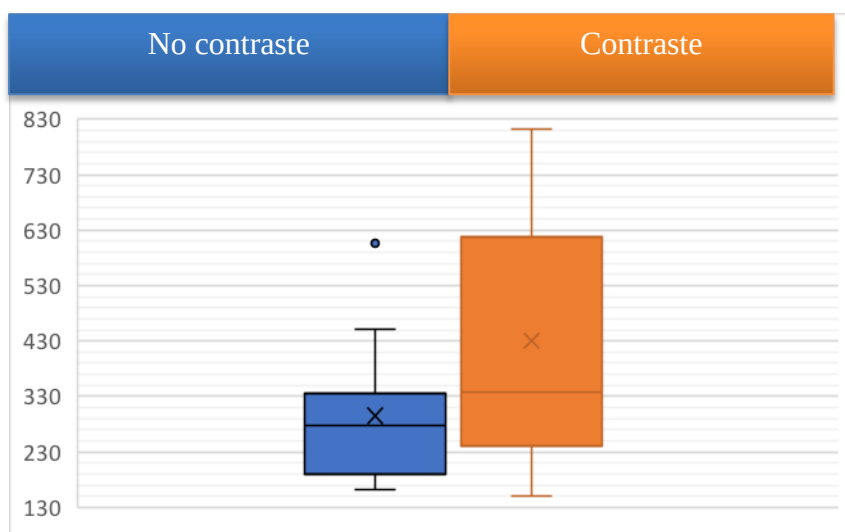
4.3 Comparaciones de exámenes

Finalmente, se realizan algunas comparaciones entre los exámenes contrastados y no contrastados.

En el gráfico 15, hay un diagrama de caja de la comparación DLP entre exámenes sin contraste y con contraste. Los valores de DLP, tanto para exámenes sin contraste como con contraste, al analizarlos en cada grupo sugieren que no existe una estandarización de un único

protocolo, o que en cada examen se utiliza un parámetro diferente, provocando esta gran variación, llegando a exámenes contrastados una desviación estándar de 224,22. Por este motivo, no es posible realizar una comparación directa entre exámenes sin contraste y con contraste con el objetivo de evaluar un aumento o disminución del Producto Dosis-Longitud.

Gráfico 15: Diagrama de caja de DLP entre exámenes sin contraste y con contraste



En los gráficos 16 y 17 es posible observar una diferenciación considerable en los valores de los ROI “c” y “e”, arteria aorta y miocardio, respectivamente. Esta diferencia es esperable debido al uso del medio de contraste. Por tanto, la estructura analizada, tras la aplicación del contraste, presenta un mayor número de HU que la estructura sin contraste. La presencia de valores atípicos sugiere variación en el protocolo utilizado, lo que indica una vez más la no estandarización y/o reproducibilidad del protocolo de examen, o incluso inferir que se lleva a cabo un protocolo diferente para cada paciente y sus características, provocando así puntos que difieren del resto de los promedios.

Gráfico 16: ROI comparativo "c"

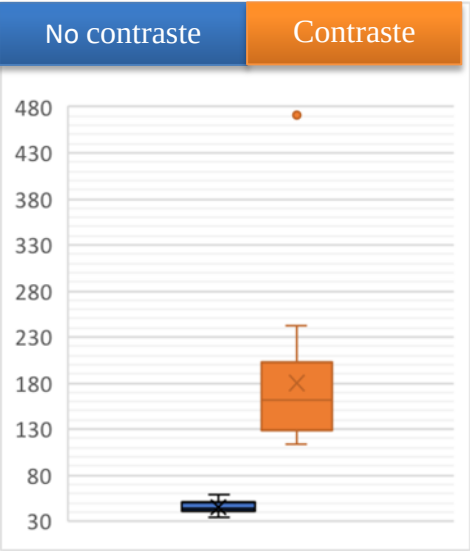
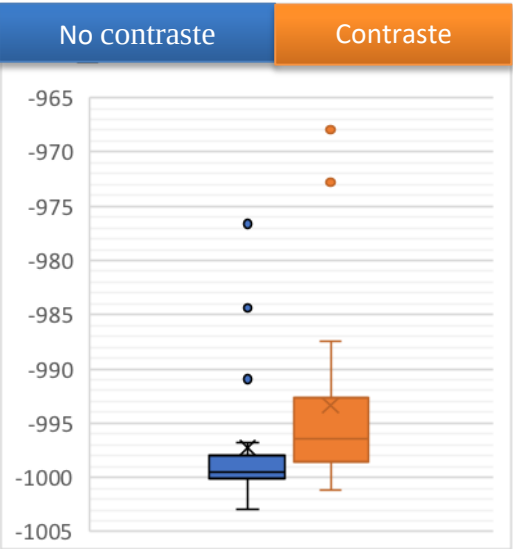


Gráfico 17: ROI comparativo "e"



En un intento por encontrar un estándar para los exámenes analizados, los datos recopilados se estratificaron por longitud de la imagen, ubicación anatómica y parámetros utilizados como corriente y voltaje. Una muestra de los resultados obtenidos de esta estratificación se representa en la Tabla 5.

Tabla 5: Estratificación de imágenes por anatomía y longitud.

EXAMENES DE CONTRASTE		EXÁMENES NO CONTRASTADOS	
C6 A T9		C7 A T10	
ID	9	ID	15
Longitud	44,4	Longitud	39,1
Voltaje	100	Voltaje	100
Corriente	287	Corriente	414
C6 a L1		C6 a L1	
ID	10	ID	21
Longitud	34,5	Longitud	68,4
Voltaje	120	Voltaje	100
Corriente	450	Corriente	403
T1 a L2		C6 a T12	
ID	13	ID	8
Longitud	49,6	Longitud	44
Voltaje	120	Voltaje	100
Corriente	286	Corriente	339
		ID	11.1
		Longitud	37,2
		Voltaje	100

Corriente	300
-----------	-----

Según Jessen et al. (1999) y Oliveira (2016) para estudiar y controlar la dosis y la calidad de la imagen, además de la reproducibilidad de la calidad del examen, es necesario estandarizar los protocolos de examen. La RDC N° 330/2019 ANVISA en su Art. 44 trae como uno de los principios de la protección radiológica la necesidad de una adecuada selección de técnicas, aseguramiento de la calidad, niveles de referencia, entre otros requisitos para posibilitar la exposición médica de los pacientes. De esta forma, se puede inferir que no existe un patrón único de ubicación, elección de voltaje y corriente. Romans (2011) sugiere utilizar un voltaje de 120 kVp para exámenes tomográficos torácicos de rutina y de 150 kVp para exámenes tomográficos torácicos de alta resolución; de los datos analizados, el 57,5% de los exámenes se realizaron con un voltaje de 100 kVp y sólo el 27,5% se realizaron con un voltaje sugerido para exámenes de rutina de 120 kVp. Además, se puede sospechar que el equipo no está calibrado en relación con la información de dosis.

Finalmente, debido a tantas diferencias en los protocolos utilizados, se puede suponer que la indicación de examen de tórax atribuida a los estudios no es adecuada, lo que permite sospechar que los exámenes para varias patologías diferentes fueron clasificados erróneamente.

5. CONCLUSIÓN

El presente estudio demostró que los exámenes presentes en las bases de datos utilizadas no cuentan con estandarización en cuanto a ubicación anatómica, voltaje, corriente y dosis. Los exámenes investigados como estudios de tórax tuvieron una variación mucho mayor a lo esperado y/o un margen de seguridad.

Aunque los datos provienen de exámenes realizados en Argentina, tal situación no sería compatible con la legislación, ya que como se describe en la RDC 330/2019 de ANVISA, es necesaria la estandarización y optimización de la dosis, además de asegurar la calidad del examen tomográfico a realizar.

Se concluye, por tanto, que, al no estandarizar los datos utilizados en los estudios, no es posible realizar un análisis real de la dosis y la calidad de la imagen en los exámenes de tomografía torácica para que en una etapa posterior se pueda mejorar esta calidad y reducir la dosis.

Se recomienda, en primer lugar, que el hospital adopte, a partir de una discusión con su equipo técnico, un estándar único para el examen de tórax, y para futuros estudios, a partir de la estandarización del examen, se obtengan valores de referencia en dosis y calidad de imagen, apuntando a los principios de protección radiológica, optimización y mejorar la calidad de la imagen.

BIBLIOGRAFIA

ALONSO *et al.*. **Parâmetros relacionados à qualidade da imagem em tomografia computadorizada – TC**. Sociedad Argentina de Radioprotección, Buenos Aires, v. 1, n. 1, p. 1-13, abr. 2015. Disponível em: <http://www.irpabuenosaires2015.org/Archivos/tr-completos/irpa/IRPA2015TRABALHOCOMPLETOVF.pdf>. Acesso em: 10 jun. 2018.

AUGUSTO, Fernando Mecca. **Estudo da qualidade da imagem e índices de dose em tomografia computadorizada**. 2009. 72 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Nuclear, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009. Disponível em: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/43/087/43087946.pdf.

Acesso em: 10 out. 2018.

BUSHONG, Stewart Carlyle. **Manual de Radiología para Técnicos: Física, biología y protección radiológica**. 10. ed. Houston: Elseviere, 2013.

CAPELETI, Felipe Favaro. **Estudo da dose efetiva, razão sinal-ruído e razão contraste-ruído em tomografia computadorizada de múltiplos detetores**. 2010. 68 f. Monografia (Especialização) - Curso de Física Médica, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Botucatu, 2010. Disponível em: [https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/118510/capeleti_ff_tcc_botib.pdf](https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/118510/capeleti_ff_tcc_botib.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 16 jun. 2018.

CARVALHO, Antonio Carlos Pires. **História da tomografia computadorizada.**

História da Radiologia, Rio de Janeiro, p.61-66, set. 2007. Disponible en:

[https://www.kodakleiria.com/wp-](https://www.kodakleiria.com/wp-content/uploads/2014/03/cbct_historia_tomografia_computadorizada.pdf)

[content/uploads/2014/03/cbct_historia_tomografia_computadorizada.pdf](https://www.kodakleiria.com/wp-content/uploads/2014/03/cbct_historia_tomografia_computadorizada.pdf). Acceso en: 10 agosto. 2018.

CHIU, Lee; LIPCAMON, James; YIU-CHIU, Victoria. **Clinical Computed Tomography for the Technologist.** 2. ed. Filadélfia: Lippincott, 1995.

COMPUTED TOMOGRAPHY MANUAL, 2017, Virgínia. **Quality Control Manual.**

Virgínia: American College Of Radiology, 2017. 86 p. Disponible en: https://www.acr.org/-/media/ACR/NOINDEX/QC-Manuals/CT_QCManual. Acceso en: 22 agosto. 2018.

DOROW, Patrícia Fernanda; MEDEIROS, Caroline de. Proteção radiológica em diagnóstico y terapia. Florianópolis: Publicación del Ifsc, 2019. 138 p. Disponible en:

[https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/PROTE%C3%87%C3%83O+RA-](https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/PROTE%C3%87%C3%83O+RA-DIOLOGICA+ebook+final.pdf/10be750c-0d7c-484f-8baf-c33053f203cd)

[DIOLOGICA+ebook+final.pdf/10be750c-0d7c-484f-8baf-c33053f203cd](https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/PROTE%C3%87%C3%83O+RA-DIOLOGICA+ebook+final.pdf/10be750c-0d7c-484f-8baf-c33053f203cd) . Consultado el: 10 de octubre. 2020.

DOVALES, Ana Cristina; SOUZA, Andressa de; VEIGA, Lene. **Tomografia Computadorizada no Brasil: frequência e padrão de uso em pacientes internados no Sistema Único de Saúde (SUS).** Revista Brasileira de Física

Médica, Rio de Janeiro, v. , n. , p.11-14, set. 2015.

EUROPEAN COMMISSION. **16262: European guidelines on quality criteria for computed tomography.** Luxemburgo: Comunidades Europeas, 2000. Disponible en: <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/d229c9e1-a967-49de-b169-59ee68605f1a>. Acceso en: 01 jun. 2020.

FARIA, Diogo. **Trabajo práctico: análisis y procesamiento de imágenes.** 2010. 44 y siguientes. **Disertación (Maestría) - Curso de Ingeniería Biomédica, Facultad de Ingeniería de la Universidad de porto, porto, 2010.** Disponible en: https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/MEB_Diogo_Faria_TrabPracticos.pdf. Consultado el: 01 agosto. 2020.

GERHARDT, Tatiana Engel; SILVEIRA, Denise Tolfo (Org.). **Métodos de búsqueda.** Porto Alegre: UFRGS, 2009. 120 p. Disponible en: <http://www.ufrgs.br/cursopgdr/downloadsSerie/derad005.pdf>. Consultado el: 28 de noviembre.2018.

GIL, Antônio Carlos. **Cómo diseñar proyectos de investigación.** 4ª edición. São Paulo: Atlas, 2002. 176 p. Disponible en: https://professores.faccat.br/moodle/pluginfile.php/13410/mod_resource/content/1/cómo_elaborar_proyecto_de_pesquisa_-_antonio_carlos_gil.pdf. Consultado el: 28 de noviembre.2018.

HOFFMANN, Elías Cantarelli. Estudio de parámetros físicos implicados en la calidad de imagen en tomografía computarizada de haz cónico. Revista de Graduación, Porto Alegre, p.10-22, 2011.

JESSEN, K.A *et al.*. **Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. Applied Radiation And Isotopes**, [S.L.], v. 50, n. 1, p. 165-172, jan. 1999. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0969-8043\(98\)00024-4](http://dx.doi.org/10.1016/s0969-8043(98)00024-4).

JUDY, Philip F.; SWENSSON, Richard G.; SZULC, Massimiliano. **Lesion detection and signal-to-noise ratio in CT images**. Medical Physics, [s.l.], v. 8, n. 1, p.13-23, jan. 1981. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1118/1.594903>.

MARCONI, Marina de Andrade; LAKATOS, Eva Maria. **Fundamentos de Metodologia Científica**. 5. ed. São Paulo: Atlas, 2003. 312 p. Disponible en: https://docente.ifrn.edu.br/olivianeta/disciplinas/copy_of_historia-i/historia-ii/china-e-india.

MARQUEZ, Nelson Filipe. **Imagenología y parámetros dosimétricos de sistemas de adquisición de imágenes para Radioterapia**. 2008. 91 y siguientes. **Disertación (Maestría) - Curso de Ingeniería Física Tecnológica, Instituto Superior Técnico Universidad Técnica de Lisboa, Lisboa, 2008. Disponible en: https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/395137857276/Dissertacao_versao_final.pdf.**

MEDEIROS, João Calidad de imagen versus dosis en Tomografía Computarizada: Optimización de protocolos de cráneo. 2009. 106 y sigs. Disertación

(Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2009. Disponível em: <https://estudogeral.uc.pt/bitstream/10316/12125/1/Dose%20versus%20Qualidade%20de%20Imagem%20em%20TC%20-%20Jo%C3%A3o%20Medeiros.pdf>. Acesso em:

OLIVEIRA, Giovanni Antônio Paiva de. **Avaliação de protocolos de varreduras por tomografia computadorizada de cabeça de recém-nascidos**. 2016. 90 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciência e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016. Disponível em: https://repositorio.ufmg.br/bitstream/1843/BUBD-AHNLSY/1/disserta_o_giovanni____01012017____6.pdf. Acesso em:

OKUNO, Emico. **Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia**. Estudos Avançados, [S.L.], v. 27, n. 77, p. 185-200, 2013. FapUNI-FESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0103-40142013000100014>. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/262437353_Efeitos_biologicos_das_radiacoes_ionizantes_Acidente_radiologico_de_Goiania. Acesso em:

PITA, Fernández.; PÉRTEGAS, Díaz. **Investigación cuantitativa y cualitativa**. Cad Aten Primaria, A Coruña, v. 2, n. 9, p.76-78, 2002. Disponível em: https://www.fisterra.com/mbe/investiga/cuanti_cuali/cuanti_cuali2.pdf. Acesso em:

PRODANOV, Cleber Cristiano; FREITAS, Ernani Cesar de. **Metodologia do trabalho científico: Métodos e Técnicas da Pesquisa e do Trabalho Acadêmico**.

2. ed. Novo Hamburgo: Feevale, 2013. 277 p. Disponível em:
[http://www.feevale.br/Comum/midias/8807f05a-14d0-4d5b-b1ad-1538f3aef538/E-book
Metodologia do Trabalho Cientifico.pdf](http://www.feevale.br/Comum/midias/8807f05a-14d0-4d5b-b1ad-1538f3aef538/E-book%20Metodologia%20do%20Trabalho%20Cientifico.pdf). Acesso em:

RODRIGUES, Domenico Antonio Donina; SOUZA, Valéria. **Histórico da tomografia computadorizada e evolução tecnológica**. Radiol Bras, Porto Alegre, p.11-11, dez.2009.

ROMANS, Lois. **Computed Tomography for Technologists: a comprehensive text**. 2. ed. Ann Arbor: Wolters Kluwer Health|Lippincott Williams & Wilkins, 2011.382 p.

SANTOS, Maria dos Anjos Pombo Batista dos. **Otimização da imagem em Tomografia Computorizada no exame de Tórax**. 2012. 88 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde Imagem Digital, Instituto Politécnico de Lisboa, Lisboa, 2012. Disponível em:
[https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/2310/1/Otimiza%C3%A7%C3%A3o%20d
a%20imagem%20em%20tomografia%20computorizada%20no%20exame%20de%2
0t%C3%B3rax.pdf](https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/2310/1/Otimiza%C3%A7%C3%A3o%20da%20imagem%20em%20tomografia%20computorizada%20no%20exame%20de%20t%C3%B3rax.pdf). Acesso em:

SCHNEIDER, Heverton; SILVA2, Charlei Aparecido da. **O uso do modelo box plot na identificação de anos-padrão secos, chuvosos e habituais na microrregião de dourados, Mato Grosso do Sul**. Revista do Departamento de Geografia – Usp,

Sao Paulo, v. 27, n. 1, p. 131-146, jun. 2014. Disponível em: <https://www.revistas.usp.br/rdg/article/view/85436>. Acceso en

SILVA, Dirceu da; LOPES, Evandro Luiz; BRAGA JUNIOR, Sérgio Silva. **Pesquisa Quantitativa: elementos, paradigmas e definições. Revista de Gestão e Secretariado**, São Paulo, v. 5, n. 1, p.01-18, jan. 2014. Disponível em: https://www.revistagesec.org.br/secretariado/article/view/297/pdf_36. Acceso en:

SILVA, Ricardo Alexandre Crispim da. Tomografia Computarizada: Análisis y optimización de prácticas en la realización de exámenes en adultos y pediatría. Análisis del nivel de adecuación a las recomendaciones internacionales. 2014. 214 y siguientes. Disertación (Maestría) - Curso de Ingeniería Biomédica, Universidad Católica Portuguesa, Lisboa, 2014. Disponible en: [https://repositorio.ucp.pt/bitstream/10400.14/16247/1/Disserta%C3%A7%C3%A3o%20Ricardo % 20Crispim%20Silva.pdf](https://repositorio.ucp.pt/bitstream/10400.14/16247/1/Disserta%C3%A7%C3%A3o%20Ricardo%20Crispim%20Silva.pdf). Acceso en:

TOLEDO, Hugo Verónez; FERRAGUT, María Alicia; ALMEIDA, Daniel Benzecry de. Nociones básicas de Radiobiología. Jbnc - Revista Brasileña de Neurocirugía, [S.L.], v. 25, núm. 3, pág. 193-199, 27 de marzo. 2018. Revista Brasileña de Neurocirugía. <http://dx.doi.org/10.22290/jbnc.v25i3.1119>. Disponible en: <https://jbnc.emnuvens.com.br/jbnc/article/view/1119>. Acceso en:

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. **Principios de Anatomia e Fisiologia**.

12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010. 1211 p.

VALLADARES NETO, José et al. Boxplot: un recurso gráfico para analizar e interpretar datos cuantitativos. Rev Odontol Bras Central, Goiânia, v. 76, núm. 26, pág. 1-6 de abril. 2017. Disponible en: [https://www.robrac.org.br/seer/index.php/RO-](https://www.robrac.org.br/seer/index.php/RO-BRAC/article/view/1132)

BRAC/article/view/1132. Acceso en: