



Facultad de Medicina



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

HOSPITAL JUÁREZ DE MÉXICO

**ESTUDIO EXPLORATORIO DE REDUCCIÓN DE DOSIS DE RADIACIÓN Y
CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA EN
PROCEDIMIENTOS DE TÓRAX EN MUJERES ADULTAS EN EL HOSPITAL
JUÁREZ DE MÉXICO**

**TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO DE MÉDICO ESPECIALISTA
EN IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPÉUTICA**

PRESENTA

DR. GUILLERMO RABEL CRUZ ZUMANO

DIRECTORES DE TESIS

DR. GUSTAVO ADOLFO CASIÁN CASTELLANOS

DR. ENRIQUE GAONA

MÉXICO DF. ENERO 2015



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DR. CARLOS VIVEROS CONTRERAS
TITULAR DE UNIDAD DE ENSEÑANZA

DR. GUSTAVO ADOLFO CASIÁN CASTELLANOS
DIRECTOR DE TESIS

DR. ENRIQUE GAONA
DIRECTOR DE TESIS

DR. GUILLERMO RABEL CRUZ ZUMANO
TESISTA

Nº DE REGISTRO DE PROTOCOLO HJM 2380/14-R

ÍNDICE

I.	INTRODUCCIÓN	5
II.	MARCO TEÓRICO	6
1.	Efectos biológicos de la radiación	7
2.	Dosis y Manifestaciones Clínicas	10
3.	Formación y reconstrucción de la imagen en TC (helicoidal, multicorte)	11
4.	Magnitudes y unidades de radiación	15
5.	Magnitudes dosimétricas para TC	17
6.	Factores que afectan la calidad de la imagen y la dosis de la paciente	18
7.	Evolución de la calidad de la imagen y la dosis en tomografía	20
8.	Niveles de referencia en diagnóstico con TC (DRL) de la comunidad Europea	23
9.	Métodos de reducción de la dosis	23
III.	JUSTIFICACIÓN	25
IV.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	25
V.	OBJETIVOS	26
VI.	DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	26
VII.	HIPÓTESIS	26
VIII.	MATERIAL Y MÉTODOS	27
IX.	DEFINICIÓN DE VARIABLES	27
X.	RECURSOS	28
XI.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	28
XII.	PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN CON DOSIS REDUCIDAS	47
XIII.	CONCLUSIONES	47
XIV.	REFERENCIAS	47

I. INTRODUCCIÓN

La tomografía computada (TC) se ha convertido en una de las técnicas de diagnóstico más utilizadas en la actualidad, desde su introducción clínica en 1971 ha experimentado sucesivos avances, mismos que posibilitan la aparición de indicaciones nuevas en diferentes campos de la medicina. Por medio de una TC se obtienen imágenes tridimensionales de cualquier área anatómica, además cuenta con una amplia gama de aplicaciones en oncología, cardiología, traumatología, así como en radiología intervencionista y vascular, entre otras, dicho estudio está revolucionando el diagnóstico por imagen debido a su rápida evolución tecnológica y cada vez mayor disponibilidad, con lo que su utilización crece de manera vertiginosa. Sin embargo no es inocua, puesto que los pacientes expuestos a dosis de radiación ionizante corren un riesgo bajo, pero significativo de desarrollar cáncer (Calzado, Geleijns, 2010).

La *Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos* establece que el riesgo de desarrollar cáncer a lo largo de la vida después de una TC con una dosis efectiva de 10 milisievert (*mSv*) podría ser de hasta 1 en 2 000; pero este riesgo, aunque pequeño para un individuo, se convierte en un problema de salud pública si se somete a un gran número de personas a este procedimiento. Una radiografía de tórax en proyección posteroanterior implica para el paciente una dosis de radiación de 0.02 *mSv* y equivale a exponerse a 2.4 días de radiación de fondo, es decir, a la radiación que recibimos del cosmos y de los elementos radioactivos naturales de la tierra.

La dosis efectiva promedio de un estudio de TC de abdomen es de 10 *mSv*, lo cual equivale a 500 radiografías de tórax y a 3.3 años de radiación de fondo. Dado que se desconoce el riesgo a largo plazo en el contexto de la protección radiológica del paciente es aceptable que las dosis deban limitarse. Para dicho propósito se requiere un conocimiento general de los parámetros de medición, así como de los métodos de reducción y de control de la radiación. Saravia (2013) afirma que la protección radiológica es una herramienta para el manejo de las medidas de cuidado de la salud contra los riesgos generados por el uso de radiación ionizante, tanto para las personas como para el ambiente. “Los objetivos de la protección y de la seguridad radiológicas son: evitar los efectos nocivos reconocidos y predecibles (determinísticos) de la radiación ionizante y limitar los efectos estocásticos a máximos aceptables” (Chang, et al, 2008).

La realización de esta tesis fue inspirada en tratar de concientizar sobre el uso adecuado de medidas de protección para la exposición a la radiación en estudios tomográficos y con ellas disminuir los riesgos a los que conlleva. En el caso particular de pacientes mujeres, quienes exponen además de los tejidos intratorácicos las glándulas mamarias, secundariamente la glándula tiroidea a grandes dosis de radiación en cada estudio, basándose en el hecho de que existen diferentes métodos de protección radiológica en tomografía como son disminución de la corriente del tubo, del voltaje, del factor pitch y del

Control Automático de Exposición (CAE), pero manteniendo la calidad diagnóstica de la imagen.

De todos los factores el más constante es la reducción de la corriente del tubo (*mAs*), ya que es directamente proporcional a la dosis recibida por el paciente y a la calidad de la imagen, una disminución significativa de la corriente condiciona un incremento del ruido. Así pues el objetivo de esta tesis es mostrar que se puede disminuir la corriente del tubo (*mAs*) y mantener la calidad diagnóstica del estudio bloqueando el CAE e impartiendo dosis de *mAs* manualmente, manteniendo así los demás factores constantes como son: *KVp Pitch*, *FOV* (Maldjian, Goldman, 2013; Mendizabal, 2012).

II. MARCO TEÓRICO

La tomografía computada (TC) es una modalidad de imagen que ha cobrado auge. Se estima que en Estados Unidos se realizaron durante el año 2000, más de 62 millones de dichos estudios, de los cuales 4 millones correspondieron a pacientes pediátricos.

En un estudio retrospectivo de cohorte realizado durante un período de 22 años en un hospital de tercer nivel, se encontró que hasta 33% de los pacientes fueron sometidos a 5 o más exploraciones mediante TC a lo largo de su vida; 5% de los cuales se sometieron a este estudio de imagen entre 22 y 132 veces. El 18% de radiación a la que se expone el ser humano es generada por él mismo, y de ésta, 56% consiste en rayos X. La TC representa 7% de los estudios radiológicos y se calcula que este porcentaje puede elevarse hasta 15% anual (Mendizabal, 2012).

Durante 2011 se realizaron 85 millones de tomografías en los Estados Unidos y un 5.11% fueron aplicadas a niños. Pese a que la TC ha mejorado en gran medida la capacidad de diagnóstico, su uso viene con riesgos. Las dosis de radiación ionizante entregadas por TC son 100 a 500 veces mayores que la radiografía convencional y están vinculadas a un mayor riesgo de cáncer, lo cual es preocupante en el caso particular de pacientes niños, que son más sensibles a la carcinogénesis inducida por la radiación y tienen muchos años restantes en su vida para desarrollar cáncer. Un estudio reciente en el Reino Unido encontró que los niños que recibieron una dosis de TC de ≥ 30 *mGy* estaban en 3,2 veces mayor riesgo de padecer leucemia, mientras que los niños que recibieron una dosis de cerebro ≥ 50 *mGy* estaban en 2,8 veces más riesgo de desarrollar cáncer cerebral (Miglioretti, 2013)

Es común que tanto la comunidad médica, así como el público en general desconozcan los efectos de la radiación ionizante y sus riesgos potenciales, tampoco las dosis a las que se someten los pacientes durante los estudios de TC. En un estudio de 2004 se reportó que 64% de los pacientes, 56% de los radiólogos y 44% de los médicos de urgencias creían que una TC de abdomen equivalía a menos de 10 radiografías de tórax. Sin embargo, una radiografía de tórax en proyección posteroanterior implica para el paciente una dosis de radiación de 0.02 *mSv* y equivale a exponerse a 2.4 días de radiación de fondo, es decir, a la

radiación que recibimos, entre otras fuentes, del cosmos y de los elementos radioactivos que naturalmente se encuentran en la tierra (Chang et al, 2004).

Se ha demostrado claramente que las radiaciones ionizantes aumentan el riesgo de padecer cáncer de mama. La evidencia que demuestra la relación de la irradiación de la mama para exceder el riesgo de cáncer viene de un grupo de mujeres que sobrevivieron al bombardeo nuclear de Hiroshima y Nagasaki, Japón. Otras provienen de mujeres que fueron expuestas a radiación por espondilitis anquilosante desde la década de los treinta hasta principios de los cincuenta, sin embargo en la década de los cincuenta han sido estudiadas 40000 mujeres que sufrieron fluoroscopias de tórax repetidas para vigilar un tratamiento de neumotórax por tuberculosis. La importancia en los datos al estudiar a este grupo de individuos demuestra una incidencia aumentada subsiguiente de cáncer de mama en aquellas expuestas a altas dosis de radiación, estos estudios dejan poca duda sobre que la exposición a la radiación ionizante aumenta el riesgo de padecer cáncer de mama, parece que el riesgo se duplica aproximadamente 2 Gy (Kopans, 1993).

1. Efectos biológicos de la radiación

La radiación es capaz de promover daños en la célula, ya sea por impacto directo o indirecto, si las lesiones celulares no son reparadas en su totalidad dará lugar a los efectos biológicos combinados, estos son los efectos estocásticos y efectos deterministas.

Efectos estocásticos

Cualquier lesión al material genético como cromosomas, genes y ácido desoxirribonucleico (ADN), no restaurada totalmente o una reparación defectuosa aumentará la probabilidad de padecer cáncer o alteraciones hereditarias, que son efectos estocásticos producidos por la radiación al interactuar con la célula. Si la célula modificada es una célula somática, significa que existe la probabilidad de que el individuo expuesto a rayos X desarrolle cáncer; sin embargo, si la célula alterada es una célula germinal existe la posibilidad de producir alteraciones hereditarias en los descendientes del individuo expuesto. No existe una dosis umbral para la aparición de los efectos estocásticos, si no que la probabilidad de aparición es en función de la dosis y la severidad del daño es independiente de la misma, lo que significa que si aparece un cáncer, la gravedad de una neoplasia va a depender del tipo de cáncer y el lugar dónde aparece. La no existencia de un umbral teóricamente quiere decir que basta con un solo fotón que interactúe con el ADN para provocar una alteración genética y dar origen a una neoplasia, este fotón puede ser de la radiación de fondo natural.

Los efectos estocásticos son eventos que ocurren al azar de acuerdo con las leyes de la probabilidad. Una célula modificada en su código genético en presencia de otros agentes físicos, químicos o biológicos pueden ser factores sinérgicos, que aumentan la probabilidad de un evento estocástico.

Efectos deterministas

Los efectos deterministas son consecuencias biológicas causadas por la muerte celular masiva que sufre el individuo expuesto a dosis altas de radiación ionizante y sólo se presentan al rebasar la dosis umbral específica para el tejido u órgano irradiado, y la severidad del daño se da en función de la dosis absorbida a partir del umbral. Estos efectos son consecuencia de la muerte celular, la cual, si la dosis es grande produce una pérdida alta de células como para alterar las funciones de los tejidos y órganos. En la mayoría de los órganos y tejidos del cuerpo humano existe un proceso continuo de pérdida y sustitución de células, dando como resultado equilibrio natural entre la muerte y el reemplazo celular (Gaona, 2006).

En los daños por radiación, la regeneración de los tejidos se produce a partir de una población de células madre o precursoras, que tienen una capacidad de proliferación ilimitada y cuya progenie es capaz de seguir varias líneas de diferenciación, pero esto no significa que se reestablecerá por completo el daño. Por ejemplo, si se daña el estroma que es el sostén de las células parenquimatosas, la reconstrucción del tejido será aleatoria y no seguirá la arquitectura original o forma del tejido. Si el número de células que se pierde es muy grande, las células son sustituidas por tejido conjuntivo que deja una cicatriz permanente llamada fibrosis.

La proliferación celular puede ser estimulada por la radiación ionizante, pero también por fenómenos tales como las lesiones y la muerte celular, que están reguladas por factores de naturaleza química encontrados en el microambiente, y que son capaces de estimular o de inhibir la proliferación celular.

Si las cantidades de radiación recibida exceden los límites de dosis para los órganos y tejidos expuestos, los efectos pueden ser permanentes y el resultado será una patología clínicamente observable como demuestra la *Figura 3* en la que se identifican efectos deterministas en tres pacientes con sobreexposición a radiación en estudios de tomografías de cráneo; tal como necrosis o la pérdida de la función de un órgano o un tejido. Si el tejido es vital y el daño grande, entonces dará como resultado la muerte del individuo expuesto. El umbral para la aparición de efectos deterministas clínicamente detectables es de 0.5 Gy considerando una exposición a cuerpo entero (Gaona, 2006).



Figura 3. Efectos deterministas por dosis altas en exploraciones con tomografía en procedimientos de tomografía cerebral ocurridos en pacientes, quienes recibieron 8 veces la dosis diagnóstica en el Hospital monte Sinahi en los Ángeles California durante 2004. Nota Fuente: Tomado de Brenner D, Hall E, 2007.

2. Dosis y Manifestaciones Clínicas

La Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos establece que el riesgo de desarrollar cáncer a lo largo de la vida después de una TC con una dosis efectiva de 10 mSv podría ser de hasta 1 en 2 000; este riesgo pequeño para un individuo, se convierte en un problema de salud pública si se somete a un gran número de personas a dicho procedimiento. Más aún, cuando el beneficio del mismo podría ser incierto (Mendizabal, 2012).

Los hallazgos clínicos después de una exposición a los rayos X dependen del órgano o tejido específico. Por ejemplo, la opacidad de los cristalinios puede originar una deficiencia visual (cataratas), y si las gónadas son irradiadas puede tenerse una esterilidad temporal o permanente.

Tabla 1. Ejemplos de las dosis de radiación y hallazgos clínicos	
mSv	Síntomas
0.1	Diferencias clínicas no detectables entre individuos expuestos y no expuestos.
0.1-0.2	Incremento de aberraciones cromosómicas detectables. No hay síntomas ni signos clínicos
+0.12	El conteo espermático desciende a un mínimo en el día 45 después de la exposición
0.5	Depresión de médula ósea con leucopenia

Algunos de los efectos deterministas son de naturaleza funcional, pues son reversibles siempre y cuando el daño no sea muy grande. Algunos de los efectos funcionales son: disminución de las secreciones glandulares (glándulas salivares, tiroides), efectos neurológicos (cambios en electroencefalogramas o retinogramas) y reacciones vasculares (eritema o edema subcutáneo).

El umbral para la esterilidad temporal en el hombre por una exposición aguda en los testículos es alrededor de 0.15 Sv y para una exposición crónica el umbral es aproximadamente de 0.4 Sv/año. La dosis para una esterilidad permanente en el hombre es de 3.5 Sv a 6 Sv para exposición aguda y de 2 Sv/año para exposición crónica. El umbral para esterilidad permanente en la mujer por una exposición aguda está en el rango de 2.5 Sv a 6.0 Sv. El umbral para que la opacidad del cristalino cause una deficiencia visual, después de algún tiempo de latencia está en el intervalo de 0.5 Sv a 2.0 Sv, en exposición única. Las cataratas aparecen en una sola exposición de 5.0 Sv.

El umbral para las cataratas para una exposición crónica es de alrededor de 0.15 Sv/año y para la depresión de la médula ósea es aproximadamente 0.5.

3. Formación y reconstrucción de la imagen en TC (helicoidal, multicorte).

El tubo de rayos X para TC tiene un ánodo de gran capacidad de disipación de calor de más de 2 MHU y llega a tener puntos focales de 1 milímetro (*mm*). En tomografía de detector único, el sistema de colimación define el espesor del corte entre 1 y 10 *mm*. El haz de rayos X tiene una filtración total mayor a 6 *mm*. Las proyecciones se obtienen mediante la acción combinada del tubo de rayos X rotando alrededor del paciente y de sistemas detectores que cuentan con cientos de elementos a lo largo del arco detector (generalmente unos 800 - 1000 elementos); los equipos actuales de TC incorporan detectores de estado sólido. Estos detectores ofrecen una mejor eficiencia de detección en comparación con los de gas a presión utilizados anteriormente, generalmente cámaras de ionización con gas xenón. En los detectores de estado sólido casi todos los fotones que llegan son absorbidos. Su eficiencia de detección es prácticamente del 100%, mientras que en los detectores de gas era sólo del 70%.

Los detectores de estado sólido utilizados son generalmente de centelleo con fotodiodos adosados en la parte posterior del detector para convertir la luz en una señal eléctrica. En tomografía computada el tubo de rayos X gira alrededor del paciente, generando un haz de rayos X en forma de abanico, pues los detectores están colocados en el lado opuesto del tubo. En tomografía computarizada axial con una fila de detectores, el tubo de rayos X energizado realiza un giro completo alrededor del paciente y se detiene para que avance la mesa y se vuelve hacer el giro alrededor del paciente, se detiene y avanza la mesa, se repite el mismo ciclo hasta completar el número de cortes de que consta la exploración (Gaona, 2006).

Tomografía computarizada helicoidal

La tomografía helicoidal o espiral es obtenida por rotación constante del tubo de rayos X y el avance continuo de la mesa de exploración. La rotación continua del tubo de rayos X se logró con el diseño del nuevo sistema de rotación llamado anillos deslizantes (*slip-Ring*) que permiten la rotación ininterrumpida, esta tecnología fue introducida en los años 90 y

permite la rotación permanente del gantry como se muestra en la *Figura 4*. La rotación permite: exploración continua (tomografía en tiempo real, fluoroscopia TC en tiempo real) exploraciones helicoidales, exploraciones longitudinales mayores en medio ciclo respiratorio sostenido y reduce los artefactos de movimiento, la relación entre rotación del gantry y el avance de la mesa de exploración se le conoce como *pitch*, que se define como el avance (en milímetros) de la mesa en cada revolución (*mm/rotación*) del gantry dividido por el espesor del corte (Gaona 2006).

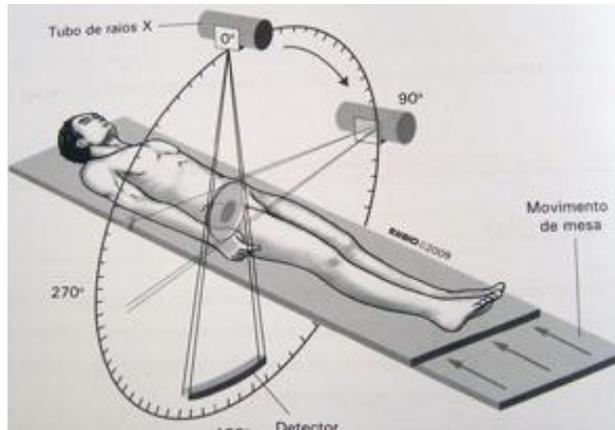


Figura 4. Ilustra un sistema helicoidal de tomografía.

Tomografía computarizada helicoidal multidetector (TCMD)

La tomografía computarizada de detector único que tiene una sola hilera de detectores es reemplazada por múltiples hileras de detectores incrementando el volumen de exploración por rotación, pero además al incrementar el número de secciones delgadas del detector aumenta la resolución espacial en el eje Z, que había sido una de las limitaciones. Salvo el número de detectores en la dirección Z todo lo demás es lo mismo. Actualmente la TCMD va de 4 a 64 secciones o filas de detectores.



Figura 5. Módulos de detectores de equipos con 4, 16, 64 y 320 filas de detectores (izquierda). El conjunto detector completo, compuesto de múltiples módulos detectores (derecha, Toshiba).

Las nuevas aplicaciones de la TCMD están abriendo el área de cardiología. Un número mayor de cortes o secciones cada vez más delgadas proporciona una mejor habilidad para estudiar el corazón de un modo más rápido.

Reconstrucción de imágenes

El resultado final de la reconstrucción por computadora se logra midiendo la transmisión del haz de rayos X a través del tejido del paciente en las diferentes proyecciones axiales. Las mediciones de los valores de la transmisión de los rayos X se llaman proyecciones y las imágenes se reconstruyen del análisis matemático de las múltiples proyecciones que involucren millones de datos puntuales en sólo segundos.

Las imágenes son mapas de valores de coeficientes lineales de atenuación relativos de las estructuras bajo estudio. Los *coeficiente relativos de atenuación* (μ_i) se expresan en unidades Hounsfield (UH), también llamadas números CT y se expresan con la ecuación (1).

$$UH_{Pixel} = No.CT = 1000 \frac{\mu_{Pixel} - \mu_{Agua}}{\mu_{Agua}} \quad (1)$$

Donde la constante 1 000 determina la *escala de contraste* con respecto al agua y μ_{Pixel} es el coeficiente de atenuación del pixel de interés. Para construir la *escala Hounsfield*, se toma por definición el valor UH de cero para agua y el valor de UH para aire de -1 000. Los valores de μ_{pixel} y μ_{agua} dependen de la calidad del haz de rayos X; por consiguiente, la escala UH dependerá de los kVp y de la filtración total del haz. Al expandir el bajo contraste radiológico inherente a regiones anatómicas, como el abdomen y el cerebro, la TC permite una mejor visualización de estructuras tanto normales como patológicas (Gaona, 2006). Universalmente se ha adoptado la escala Hounsfield que se muestra en la Figura 6, dicha escala comienza por asignar el valor cero al agua y el -1000 al aire (Corbo, 2004)

El aire presenta por definición un valor teórico de -1000 UH y el agua tiene, también por definición, 0 UH, y cada incremento de una UH se asocia con un incremento del 0,1% del coeficiente de atenuación lineal relativo al del agua. El tejido adiposo presenta valores ligeramente inferiores a cero (-100 a -80 UH); el pulmón tiene valores en el rango de -950 a -600 UH; la mayoría de tejidos blandos están representados por valores en el rango de 20 a 70 UH y el número de TC de un hueso compacto puede ser superior a 1000 UH como se presenta en la Figura 6. En la visualización de las imágenes de la TC es muy importante definir los valores de grises que corresponden a un determinado tejido, lo que se consigue de modo óptimo ajustando adecuadamente los valores del nivel (WL) y del ancho de la ventana. En general los valores comprendidos entre -1000 UH y 10000 ó más UH suelen visualizarse en una escala de gris de 8 bits (Calzado, Geleijns, 2010).

La escala de valores de atenuación corresponde a la escala de densidades de la película radiográfica. Como es imposible que el ojo humano distinga más de 16-20 tonos diferentes de grises, para la representación de la imagen en la pantalla de televisión se dividen los 2000 tonos o valores posibles en 16 bloques de grises diferentes (Casimiro, 2015).

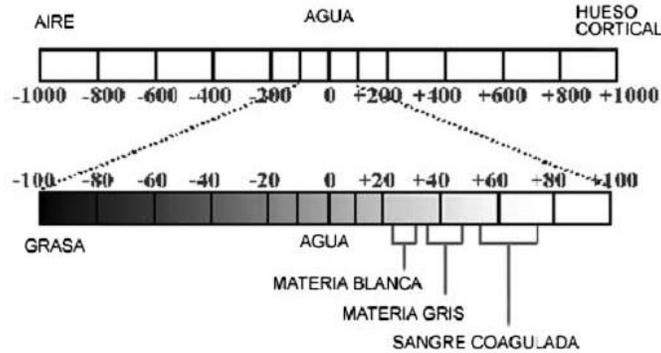


Figura 6. Escala de grises y Unidades Hounsfield.

Para la reconstrucción de las imágenes, tanto la imagen del monitor como la del paciente se dividen en cuadrículas, utilizándose para ello un sistema de abscisas y ordenadas. Cuanto mayor sea el número de éstas, tendremos una imagen dividida en mayor número de cuadrículas. Al conjunto se le denomina: Matriz. La cual es un conjunto de pequeñas divisiones o celdas cada una con determinado brillo o densidad. Cada unidad o pixel (picture element o elemento de imagen) posee información representada en unidades Hounsfield. El pixel representa en dos dimensiones el volumen de un tejido, su tamaño se determina dividiendo el campo de visión (FOV) por el tamaño de la matriz, si el tamaño de la matriz es 512 x 512 y el diámetro de visión para cráneo es de 25 cm, entonces el tamaño del pixel es de 0.5 mm y de 0.7 mm para tórax con un FOV de 35 cm. El diámetro de visión es el diámetro del área que está siendo explorada, el voxel representa el volumen del tejido y está definido por el tamaño del pixel multiplicado por el espesor de corte mostrado en la Figura 7.

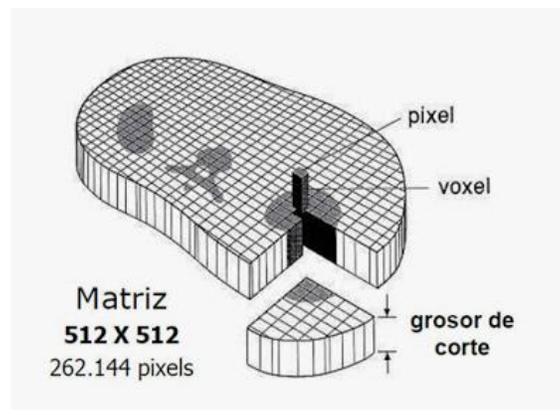


Figura 7. Representación de un pixel, voxel y matriz.

En la TC se comenzó con el formato original que utilizó Hounsfield, que incluían matrices de 80 cuadrículas por 80 cuadrículas (80 x 80), y actualmente se trabaja con matrices de 160 x 160 hasta 512 x 512. Así, para establecer una correspondencia entre el paciente y la imagen radiológica obtenida es necesario dividir a ambos, de una forma proporcional en cuadrículas. El conjunto de todas las cuadrículas en el monitor de televisión del TC se denomina Matriz. Por ejemplo, con una Matriz de 160, existirán $160 \times 160 = 25\,600$ cuadrículas o elementos cuadrados. Con una Matriz de 512, el número de elementos será de 262 144 ($512 \times 512 = 262\,144$), lo cual se muestra en la siguiente imagen (Figura 8)

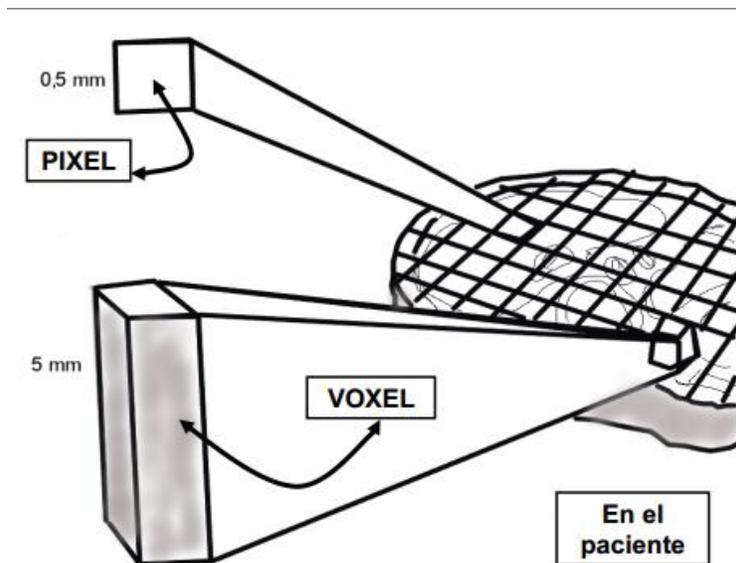


Figura 8. Representación de un pixel y un voxel

4. Magnitudes y unidades de radiación

Las magnitudes dosimétricas describen los procesos por los cuales la energía de las partículas cargadas y no cargadas (rayos X) se convierten y finalmente se depositan en la materia (paciente y receptor de imagen). Así las magnitudes dosimétricas se dividen en conversión y deposición de energía.

Dosis absorbida

La dosis absorbida es la energía absorbida por unidad de masa en un determinado punto. La unidad es el julio por kilogramo (J kg^{-1}) y se le da la denominación especial de gray (Gy). Se puede encontrar una descripción más detallada en el Informe 74 de la ICRU y en la publicación nº 457 de la Colección de informes técnicos del OIEA.

La dosis para un órgano es una magnitud relacionada con la probabilidad de producir efectos estocásticos (principalmente la inducción de cáncer), y está definida en la

Publicación 60 de la ICRP como el promedio de la dosis absorbida en un órgano, es decir, el cociente entre la energía total impartida a un órgano su masa total.

Dosis equivalente

La dosis equivalente a un órgano o tejido es la dosis al órgano corregida por un factor de ponderación por el tipo de radiación que tiene en cuenta la eficacia biológica relativa de la radiación incidente para producir efectos estocásticos. Este factor de corrección es numéricamente 1 para rayos X y la dosis equivalente es igual a la dosis absorbida. La unidad es el Julio por kilogramo ($J kg^{-1}$) y se le da el nombre especial de sievert (Sv).

Dosis efectiva

La dosis efectiva es una magnitud definida en la *Publicación 60 de la ICRP* como la suma ponderada de las dosis equivalentes a todos los tejidos y órganos pertinentes. Esto es, por tanto, aplicable aunque la distribución de la dosis absorbida por el cuerpo humano no sea homogénea. La unidad es también el julio por kilogramo ($J kg^{-1}$) y se le da el nombre especial de sievert (Sv).

Para estimar el riesgo de llevar a cabo una tomografía en el paciente, se deberían tener en cuenta las dosis absorbidas por cada órgano en función de la radiación. Además, en el caso de la TC, es necesario definir factores de peso obtenidos a través de una dosis efectiva normalizada (ecuación 2):

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad (2)$$

Así, E representa la dosis efectiva expresada en milisievert (mSv), DLP es el producto dosis-longitud expresado en $mGy \cdot cm$ y E_{DLP} es la dosis efectiva normalizada expresada en $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$ en una región específica

La dosis efectiva debe utilizarse con precaución en el caso de los pacientes, tal como se indica en el *Informe 2000 del UNSCEAR a la ONU*: la dosis efectiva no debe utilizarse directamente para realizar estimaciones del daño producido por exposiciones médicas, aplicando coeficientes de probabilidad nominal de mortalidad. Tales evaluaciones serían inapropiadas y no tendrían utilidad, teniendo en cuenta las incertidumbres debidas a las posibles diferencias demográficas (en términos de estado de salud, edad y sexo) entre una población de pacientes en particular y la población general, a la cual se refieren los coeficientes de riesgo de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), la dosis efectiva en términos generales puede subestimar el daño por exposiciones diagnósticas a pacientes jóvenes en un factor de 2 y, por el contrario, podría sobreestimar en daño a los pacientes de edad avanzada por lo menos en un factor 5.

Kerma aire

El kerma en aire es la suma de la energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas por unidad de masa. En el pasado los resultados de las mediciones se han expresado en términos de dosis absorbida en aire en una serie de publicaciones. Sin embargo publicaciones más recientes y el Código de práctica del OIEA indican que hay dificultades experimentales para determinar la dosis en aire, especialmente en la proximidad de una interfaz entre dos medios distintos, y que, en realidad, lo que indican los equipos de dosimetría no es la energía de la radiación absorbida por el aire, sino la energía transferida por la radiación a las partículas cargadas resultantes de la ionización.

Por estas razones, el Código de práctica del OIEA y el informe 74 de la ICRU recomiendan utilizar el kerma en aire en lugar de la dosis absorbida en aire. La unidad es el julio por kilogramo (J kg^{-1}) y su nombre especial es el gray (Gy).

5. Magnitudes dosimétricas para TC

Las magnitudes dosimétricas son útiles para conocer el daño potencial derivado de la radiación y determinar las medidas de protección radiológica a adoptar. Se citan las magnitudes y unidades antiguas (no del S.I.), dado que todavía se usan en algunos países, singularmente en Estados Unidos de América

- a) CTDI (Índice de dosis para tomografía computarizada).
- b) DLP (Producto dosis-longitud).
- c) MSAD (Dosis promedio en corte múltiple)

Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI)

El CTDI es la integral a lo largo de una línea paralela al eje de rotación (z) del perfil de dosis $D(z)$ para un corte simple, dividido por el espesor nominal de corte T (Ecuación 3).

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (3)$$

Donde CTDI es la integral a lo largo de una línea paralela al eje de rotación (z) del perfil de dosis $D(z)$ para un corte simple, dividido por el espesor nominal de corte T.

Magnitudes para dosis de referencia

A fin de promover el uso de una buena técnica, se proponen para TC dos magnitudes de dosis de referencia: CTDI, C es la corriente de tubo por tiempo de exposición (mAs) para un corte simple en cortes seriados o por rotación en tomografía helicoidal. DLP Producto dosis-longitud en un examen completo: $[\text{mGy} \cdot \text{cm}]$ (Ecuación 4):

$$DLP = \sum_i nCTDI_w T N C \quad (4)$$

Dónde: i representa cada secuencia de adquisición seriada que forma parte de una exploración, N es el número de cortes, cada uno de espesor T (cm) y exposición radiográfica de C (mAs), en una secuencia dada.

En el caso de la tomografía helicoidal (espiral) [mGy • cm] (Ecuación 5):

$$DLP = \sum_i nCTDI_w T A t \quad (5)$$

Donde para cada una de las I secuencias helicoidales que forman parte de una exploración:

T : es el espesor nominal de corte irradiado (cm)

A : es la corriente del tubo (mA)

t : es el tiempo total de adquisición para la secuencia.

Nota: el $nCTDI_w$ se determina para un corte único.

Dosis promedio en cortes múltiples (MSAD): dosis media en el corte central de una serie de N cortes (cada uno de espesor T) cuando hay un incremento constante entre cortes sucesivos (Ecuación 6):

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-\frac{I}{2}}^{\frac{I}{2}} D_{n,i}(z) dz \quad (6)$$

Dónde: $D_{N,I}(z)$: es el perfil de dosis en corte múltiple a lo largo de una línea paralela al eje de rotación (z). (Gaona, 2006; Moran-Blanco, 2002; ICRP Publication 33, 1982; Pierre D. Maldjian, J. Thomas Payne, 2005; Salmeron, 2007; Ye, PhD, 2008)

En la siguiente tabla 2 se muestra un resumen de las principales magnitudes de dosis:

Tabla 2. resumen de las principales medidas de radiacion	
Medicion	Formula
CTDI vol (mGy)	CTDIw (mGy) factor pitch
DLP (mGy x cm)	CTDIvol(mGy) x Longitud de exploracion (cm)
Dosis efectiva (mSv)	DLP (mGy x cm) x E mGy x cm

6. Factores que afectan la calidad de imagen y la dosis a pacientes

La calidad de la imagen en TC depende principalmente de dos tipos de parámetros: los relacionados con la dosis y los relacionados con la formación, reconstrucción y visualización de la imagen; estos últimos depende del hardware y de las características físicas del tomógrafo. Los parámetros relacionados con la dosis son el espesor del corte, 1-

10 mmte (ancho del campo de rayos X), separación entre cortes, pitch, volumen de investigación (volumen entero de la región), factores de exposición, los cuales se definen como la selección de la tensión de tubo (kVp), corriente del tubo (mA) y tiempo de la exposición (s) e inclinación del gantry; Valores absolutos de mAs son necesarios para una exploración dada , que dependerá del tipo de tomógrafo, el tamaño del paciente y su composición. Para un modelo de Tac particular un aumento de la exposición (mAs) es acompañado por un aumento proporcional a la dosis del paciente, por eso solo deben seleccionarse valores altos de exposición (mAs) solo en esos casos donde se requiere una razón señal-ruido alta; los parámetros que dependen del Hardware son el campo de visualización, el cual se define como el diámetro máximo de la imagen reconstruida, su valor puede ser seleccionado por el operador y generalmente oscila entre 12 y 50 cm. El número de proyecciones, tamaño de matriz de reconstrucción, algoritmo de reconstrucción el ancho y los niveles de la ventana para ver la imagen. El impacto de todos estos parámetros en la calidad de la imagen y dosis al paciente puede ser evaluado cuantitativamente por medio de maniqués y sistema de dosimetría que proporcionan información esencial a la definición del criterio de calidad relacionada al aspecto clínico. La calidad de la imagen relaciona a la fidelidad del numero TC y a la reproducción exacta de las diferencias pequeñas en la atenuación de los rayos X, resolución de bajo contraste y el detalle fino (resolución espacial).

La dosis al paciente tienen importancia particular en TC desde que se reconocen una modalidad de dosis relativamente altas, por lo que es necesario observar los niveles orientativos de dosis de las normas. Los niveles orientativos proporcionan una guía cuantitativa para ayudar a identificar el uso relativamente deficiente o inadecuado de la técnica. La dosis en tomografía computada no es uniforme a lo largo del eje del paciente y puede variar mucho dentro del espesor del corte. Dosis típicas para un solo corte son de 40 mGy para cráneo y 20 mGy para exploración del cuerpo. Cuando dos secciones contiguas son exploradas la dosis en una sección puede llegar a ser tan alta como dos veces al de una sección. Los fabricantes de tomógrafos usan el concepto índice de dosis en TC (CTDI) que es la integral del perfil de dosis axial para un simple corte, dividido por el espesor del corte y aunque se mida el CTDI no da una estimación el riesgo en el paciente por las dosis recibidas, ya que el riesgo se relaciona con la dosis total recibida por el paciente. El riesgo en el paciente se calcula sumando las dosis a todos los órganos irradiados tomando en cuenta los factores de ponderación debido a la radiosensibilidad de los tejidos, cuando se hacen las sumas y ponderaciones de las dosis a tejidos, se expresan en dosis efectiva: para cráneo es aproximadamente 2 mSv y para tórax de 5-15 mSv en el caso de un estudio con TC manteniendo los demás factores constantes el riesgo en el paciente se incrementa con el número de cortes, espesor del corte tiempo de exploración kVp y mAs, los cuales aumentan la energía absorbida en los tejidos (Gaona, 2006).

Tabla 3. Equivalencias de diversos estudios relacionados con sus dosis efectivas anuales www.fda.gov/cdrh/ct/risks.html		
Estudio radiológico	Dosis efectiva (mSv)	Numero de radiografías de tórax equivalente en dosis efectiva
Radiografía de tórax	0.02	1
Radiografía de cráneo	0.07	4
Columna lumbar	1.3	65
Tracto intestinal alto	3.0	150
Colon por enema	7.0	350
TC cabeza	2.0	100
TC abdomen	10.0	500

Tabla 4. Dosis Típicas en estudios tomográficos por region. https://rpop.iaea.org/RPoP/RPoP/Content/index.htm Radiation Protection of patients IAEA.						
Dosis Típica en TAC de Adultos (mGy)						
Estudio	Ojos	Tiroides	Mama	Útero	Ovarios	Testículos
Cráneo	50	1.9	0.03	*	*	*
C. cervical	0.62	44	0.09	*	*	*
C. dorsal	0.04	0.46	28	0.02	0.02	
Tórax	0.14	2.3	21	0.06	0.08	0.7
Abdomen	*	0.05	0.72	2.4	2.7	0.06
C. lumbar	*	0.01	0.13	2.6	23	1.7
Pelvis	*					

7. Evolución de la calidad de imagen y las dosis en tomografía

La tomografía computarizada era, en el momento de su introducción clínica en 1971, una modalidad de rayos X que permitía obtener únicamente imágenes axiales del cerebro de interés en neurorradiología. Con el paso del tiempo se ha convertido en una técnica de imagen versátil, con la que se obtienen imágenes tridimensionales de cualquier área anatómica, y que cuenta con una amplia gama de aplicaciones. Con los primeros escáneres de uso clínico, tales como el “escáner - EMI”, que se introdujo en 1971, se adquirían los datos del cerebro en aproximadamente 4 minutos, dos secciones contiguas, y el tiempo de cálculo era de unos 7 minutos por imagen (figura 9). Poco tiempo después se desarrollaron escáneres aplicables a cualquier parte del cuerpo; primero fueron escáneres axiales, de una única fila de detectores (1976), de éstos se pasó a los escáneres helicoidales o espirales, que posteriormente permitieron el uso de equipos con múltiples filas de detectores, cuyo uso clínico ha alcanzado amplia difusión en la actualidad.



Figura 9. Primera imagen clínica.

La Figura 9 muestra dos ejemplos de imágenes de TC del cerebro. La imagen axial de la izquierda muestra una tomografía computada cerebral de los orígenes de esta exploración en una matriz de 160 x 160 píxeles; la imagen de la derecha, que representa un plano axial similar del cerebro, ha sido obtenida con una TC actual en una matriz de 512 x 512. Como es notorio, la calidad de la imagen ha mejorado considerablemente con los equipos actuales, especialmente en la resolución espacial y la resolución de bajo contraste.

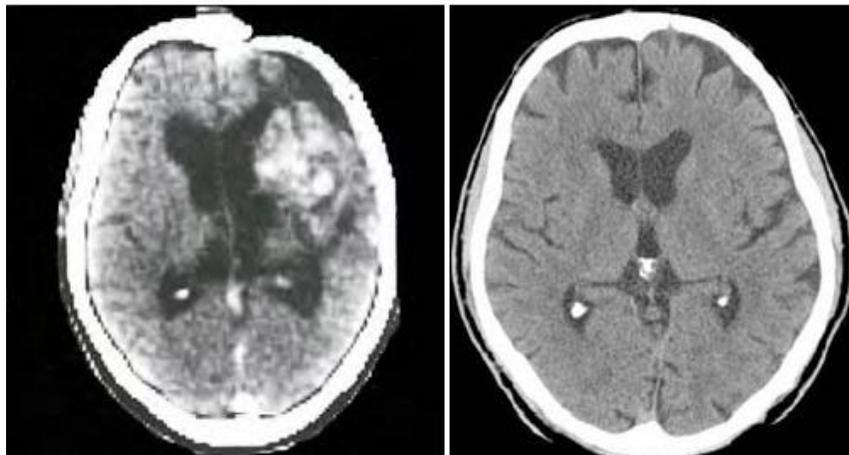


Figura 10. Imagen de una TC cerebral de los orígenes de la técnica en una matriz de 160 x 160 píxeles (izquierda), la imagen en plano similar obtenida con una TC actual, en una matriz de 512 x 512 píxeles.

En pocos años, el avance tecnológico transformó la Tomografía axial computarizada en generaciones de equipos cada vez más rápidos y con mayor definición (figura 11 y 12). Hoy en día son pocos los dispositivos TAC instalados ya que la tecnología fue suplantada por la Tomografía Helicoidal. Aunque el principio físico es el mismo, las tomografías helicoidales cuentan con mayor cantidad de detectores, lo que permite realizar rastreos y reconstrucciones en segundos, para el beneficio del paciente.



Figura 11. Matriz de reconstrucción: 512 x 512- 728 x 728 imágenes de alta resolución



Figura 12. Buena resolución espacial.

La tabla 5 .proporciona una visión general de la evolución de los diferentes tipos de tecnologías de TC, organizados según la configuración del detector, la cobertura del campo de visión axial, la configuración de adquisición axial, y la cobertura longitudinal. En la actualidad la mayoría de los escáneres en uso son helicoidales y con tecnología multicorte, si bien los equipos de “doble fuente” y la “TC volumétrica” se están introduciendo progresivamente (Calzado, 2010).

Tabla 5. Visión general de la evolución de TC.				
Tecnología TC	Configuración del detector	Cobertura del campo de visión axial	Adquisición angular de las proyecciones	Cobertura longitudinal
Primeros escáneres 1974	Un elemento detector	Haz estrecho, cobertura del FOV con traslaciones del tubo	Rotación de un tubo de rayos X	Traslación de la camilla en pasos cortos
Escáneres de TAC axial			Rotación completa del tubo 360 ° y del detector	
Escáneres TAC helicoidal	Fila única de detectores	Haz en abanico con cobertura completa del FOV	Rotación múltiple continua de un tubo de rayos X y del detector	Traslación continua de la camilla
Escáneres TAC Helicoidal con múltiples detectores	Multidetector con 4,16 y 64 canales activos			
Escáneres Tac con múltiples detectores y doble fuente	Dos conjuntos multidetector con 32 o 64 canales activos	Dos haces en abanico uno de ellos con cobertura completa del FOV	Rotación múltiple continua de dos tubos de rayos X y dos conjuntos de detectores	
Escáneres de TAC volumétrico	Multidetector con hasta 320 canales activos	Haz cónico con cobertura completa del volumen de interés (FOV) completo y 160 mm longitudinal)	Una única rotación continua de un tubo de rayos X y del detector	La cobertura de 160 mm longitudinal está dada por el haz cónico

8. Niveles de referencia en diagnóstico con TC (DRL) de la comunidad Europea

De acuerdo con la Directiva 97/43/ Euratom los niveles de referencia para diagnóstico (DRL) son los niveles de dosis en las prácticas de radiodiagnóstico médico. Se espera que estos niveles de referencia no se excedan en procedimientos de TC estándar cuando se logra optimizar la calidad de imagen y la dosis en DLPs.

Niveles de referencia diagnósticos (DRL) para adultos exámenes de rayos X se han establecido en el 72% de los 36 países europeos (25% no tienen DRL). Las cifras correspondientes a los países de la UE y la AELC (Islandia, Noruega y Suiza) juntos son 81%, 16% y 3%, respectivamente. De los países que no tienen DRL adultos, un proyecto de documento para DRL en 10 tipos diferentes de la radiografía simple estaba bajo proceso de aprobación en Ucrania durante el proyecto DDM2. Para los exámenes de rayos X pediátricos, sólo el 39% de los países han establecido DRL (55% no tienen DRL). Las cifras correspondientes a los países de la UE y EFTA son 45%, 49% y 6% respectivamente. Para DRLs adultos, el 77% se basa en las encuestas nacionales de dosis en Europa, al menos en parte, y el 83% en la UE y los países de la AELC, Mientras que el resto se basa en valores o recomendaciones publicadas, como las recomendaciones de la CE (tabla 6). El nivel de referencia que nosotros estaríamos observando en este estudio corresponde al tórax normal en la tabla 6.

Tabla 6. Niveles de referencia diagnostica (DRL) adoptados por la comunidad europea en TC. Los valores de dosis son en DLPs.

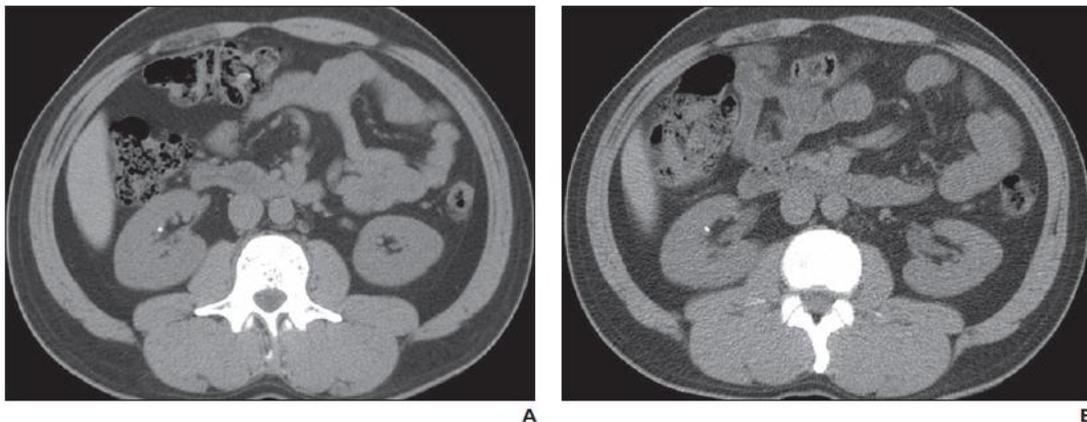
Región Anatómica	Valor más común	Rango	Max/Min	Países con el valor DRL más común	Países con DRL alto	Países con DRL bajo
Cabeza, Cráneo	1000	760-1300	1.7	BG,CH,FI,LU,NO	AT,BE,DK,FR,IT,PT,SE,SI	DE,IE,LT,UK
Columna Cervical	-	400-600	1.5	CH,IE,LU,NO	--	
Cuello	500	440-500	1.1	DK,CH	-	LU
Tórax Normal	400	270-700	2.6	BE,CH,DE,NO	AT,BG,DK,FI,FR,IE,IT,LT,PL,SE	LU
Tórax Resolución Alta	-	80-300	3.8	DK,IE,PL,UK	-	-
Abdomen Superior	-	400-740	1.9	AT,CH,DE	-	-
Abdomen	800	460-1200	2.6	DK,IT,LU,NO	AT,BE,DE,LT	BG,CH,FI,IE,PL,SI,UK
Pelvis	550	450-650	1.4	BG,LT	BE,FR,SE,CH	CH,DE
Columna Lumbar	500	300-870	2.9	FI,DE,LU,NO	BE,FR,SE,CH	LT

9. Métodos de reducción de dosis

Existen en tomografía computada diversos métodos para reducir las dosis de radiación. Algunos se basan en el ajuste de los parámetros de adquisición por parte del operador, mientras que otros son algoritmos integrados al equipo que permiten regular la dosis, hasta cierto punto, la dosis efectiva que recibe el paciente. Todos los métodos tienen algún impacto en la calidad de la imagen. Explicaremos brevemente algunos de ellos:

Reducción de corriente del tubo:

Es el principal parámetro que puede adaptarse al tamaño del paciente cuando se mantiene constante el resto de los parámetros de la exploración, tales como los kilovoltios del tubo y el pitch o desplazamiento de la mesa. La disminución del producto corriente-tiempo de exposición expresado en miliamperios -segundo (mAs) produce una reducción de la dosis efectiva directamente proporcional. Es decir, si los mAs se reducen en un 50%, la dosis disminuye en un porcentaje, como en el presente estudio representa hasta el 30%. Sin embargo, existe un importante incremento en el ruido como se observa en la figura 13.



A

B

Figura 13. Ejemplo de reducción de la corriente del tubo de Rayos X, la primera imagen se obtuvo con 400 mAs, el segundo con 80; ambos con 120 kVp. La calidad de la imagen sigue siendo diagnóstica. AJRn(Pierre, 2013).

Disminución de los kVp

La principal ventaja de esta técnica reside en que se logra una mayor atenuación en estudios contrastados con bajos kVp; por lo tanto, su aplicación resulta importante únicamente en estudios contrastados. Como mencionamos previamente, existe un balance en el ruido de la imagen en relación con este parámetro y con los mAs, pero también interviene el tamaño del paciente. En adultos, la disminución del kVp condiciona mayor ruido en la imagen; sin embargo, esto no ocurre en los niños, en los que esta disminución puede incluso mejorar la calidad de la misma.

Factor pitch

En teoría, y en especial para los equipos de un solo corte, mantener el resto de los parámetros constantes e incrementar el pitch condicionaría una disminución de la dosis de radiación por ser inversamente proporcional al CTDIvol; sin embargo, conlleva un incremento en el grosor efectivo del corte y un efecto parcial de volumen. En los equipos multidetector de una sola fuente de energía el incremento del factor pitch también se asocia con otro fenómeno conocido como over ranging (traslape de cortes); éste consiste en un aumento automático de la longitud de la exploración que el equipo realiza para poder reconstruir la primera y última secciones del estudio. En términos más simples, la longitud de la exploración que planeamos en el equipo no es la real, sino que aumenta entre 3 y 12 cm dependiendo de la marca del equipo, el número de detectores, el factor pitch y la colimación. El incremento en el factor pitch aumenta la longitud del over ranging y por lo tanto la dosis de radiación.

Modulación de la corriente del tubo

Las diferencias en el espesor medido de un paciente, que no es uniforme durante la exploración, resultan en diferentes niveles de atenuación para una misma corriente de tubo. A mayor atenuación el ruido se incrementa y la proyección con mayor ruido determina el ruido de la imagen final. Las zonas del cuerpo en las que la atenuación es menor tienen, por lo tanto, menor ruido y pueden explorarse el paciente con corrientes de tubo menores. La modulación de corriente del tubo consiste en disminuir o aumentar automáticamente la corriente del tubo en respuesta a tales diferencias en el espesor del paciente. La magnitud de la corriente del tubo es sinónimo de dosis. Existen varios tipos de modulación:

Modulación angular

Toma en cuenta las variaciones de atenuación conforme rota el tubo de rayos X (la atenuación es mayor en proyección lateral que en anteroposterior); la longitudinal, que incluye las variaciones en el eje z (es decir, a lo largo del paciente) y, por último, una combinación de los dos métodos anteriores.

Control automático de exposición (AEC)

Consiste en ajustar la corriente del tubo en tiempo real en respuesta a la variación de la intensidad de los rayos X en el detector (atenuación); se relaciona estrechamente con la

modulación de corriente del tubo. Existen también tres tipos básicos: el basado en el tamaño del paciente, el rotacional y el basado en el eje z (figura 14). Cada fabricante les asigna una nomenclatura propia y funcionan de maneras diferentes, por lo que es indispensable familiarizarse con el equipo con el que se trabaja. Debe evitarse la utilización de esta técnica en pacientes obesos pues en ellos el sistema tiende a aumentar automáticamente la dosis de radiación para asegurar una adecuada calidad de la imagen (Pierre D. Maldjian, 2013; Yu Chang, 2008; Mendizabal, 20012).

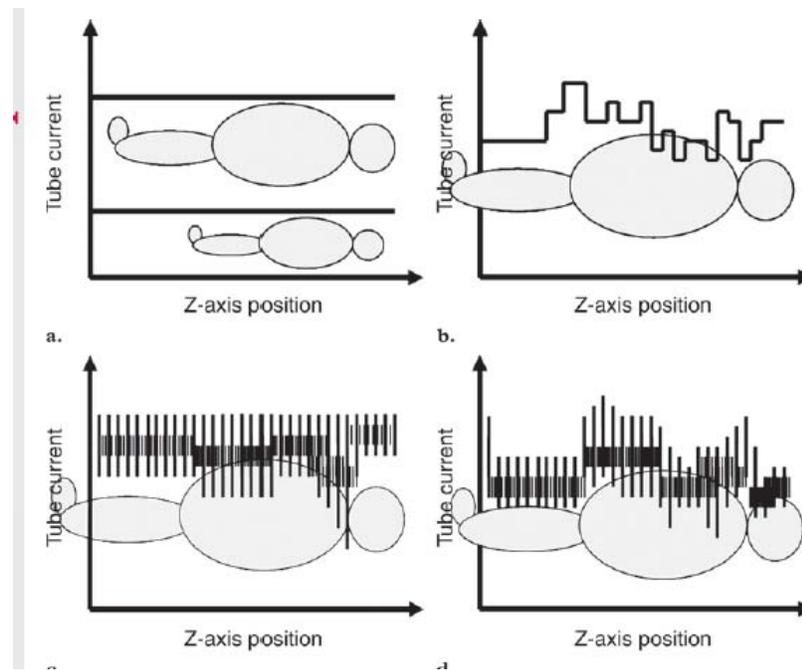


Figura 14. Dibujos ilustran tipos de sistemas de AEC. (a), la corriente del tubo se modula según el tamaño del paciente; con eje z AEC (b), la corriente del tubo es modulada de acuerdo a la atenuación del paciente a lo largo del eje z; con AEC rotacional o angular (c), el tubo de corriente se modula según la asimetría en cada posición del eje z; con la combinación AEC (d), la corriente del tubo es modulada de acuerdo con los efectos combinados de dos o tres de estos tipos de AEC (Yu Chang, 2008).

III. JUSTIFICACIÓN

El aumento del número de pacientes que son referidos para tomografía computada y las dosis altas que reciben los pacientes en tomografía con técnicas no optimizadas en dosis y calidad de imagen.

IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

De acuerdo a la revisión bibliográfica tenemos un problema mundial que son las dosis efectivas a la población en general por procedimientos radiológicos, específicamente el problema mayor es la no optimización en dosis y calidad de imagen en exploraciones con tomografía computada donde el paciente es expuesto a dosis altas aumentando los riesgos de los efectos estocásticos de la radiación como sufrir de cáncer en los años posteriores a la exploración con rayos X y también padecer efectos deterministas.

V. OBJETIVOS

1. Revisión actualizada de la literatura sobre las dosis, efectos biológicos y calidad de imagen en tomografía.
2. Seleccionar una muestra de 50 mujeres adultas programadas para tomografía de tórax
3. Registrar las dosis de radiación absorbida (DLP), usando el sistema de control automático de exposición del tomógrafo.
4. Optimizar las dosis (DLP) mediante técnicas manuales de reducción de la corriente del tubo de rayos X (mA, mAs) manteniendo la calidad de imagen diagnóstica.
5. Proponer un protocolo de exploración con dosis reducidas en procedimientos de tomografía computada de tórax en mujeres adultas.
6. Redactar la tesis y escribir un artículo para publicación en revista especializada.

VI. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Prueba estadística

Chi cuadrada, prueba exacta de Fisher, intervalos de confianza, distribuciones de frecuencias normalizadas

Tipo de estudio

Exploratorio, Descriptivo, prospectivo, observacional.

VII. HIPÓTESIS

La reducción de la corriente del tubo de rayos X en procedimientos con tomografía computada sin disminuir la calidad diagnóstica de las imágenes dará como resultado la reducción de la dosis efectiva en los pacientes a través de los DLPs.

Tamaño de la muestra

- Pacientes en criterios de inclusión en el periodo junio a agosto del 2014 en el Hospital Juárez de México.

Criterios de inclusión

- Pacientes que sean programadas para tomografía de tórax
- Sexo femenino
- Que tengan una edad de entre 18 a 65 años

Criterios de exclusión

- Pacientes hemodinámicamente inestables
- Pacientes menores de 18 años o mayores de 65

VIII. MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio fue realizado en un tomógrafo General Electric de 16 cortes del Hospital Juárez de México. Los criterios de inclusión fueron pacientes programadas para tomografía de tórax del sexo femenino con una edad de entre 18 a 65 años. A los pacientes incluidos en el protocolo se les realiza una primera exploración (scout) para colocar los localizadores desde los ápices pulmonares hasta las cúpulas diafragmáticas, Se realiza un muestreo de 30 pacientes con las técnicas radiológicas (mA, mAs) usadas y las dosis (DLPs) recibidas de Junio a Agosto del 2014 para un AP específico usando el protocolo de tórax automático de fábrica, a estos valores de referencia les llamaremos “Antes” posteriormente se realiza una segunda exploración usando los valores de referencia del diámetro AP y los mA, en el primer paciente para un diámetro AP específico y se realiza una exploración manual reduciendo inicialmente los mA en un 20%, en el segundo paciente en un 25%, en el tercer paciente en un 30% y así sucesivamente hasta obtener imágenes que no sean diagnósticas. Para la comparación de las imágenes se toma un solo corte con los valores de referencia.

IX. DEFINICIÓN DE VARIABLES

Tabla 7. Variables incluidas en el estudio.			
VARIABLE	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO DE VARIABLE	UNIDAD DE MEDIDA
Edad	Se obtendrá por interrogatorio directo	Cuantitativa	Años
AP Diámetro del tórax	Se obtendrá midiendo directamente en el paciente.	Cuantitativa	Medido en cm
DLP (Producto dosis-longitud)	Se obtiene directamente del equipo de TC	Cuantitativa	mGy cm
Calidad de la imagen	Lo valorara el radiólogo de turno	Cualitativa	Diagnóstica No diagnóstica

X. RECURSOS

HUMANOS

Pacientes femeninos que acepten participar en el estudio, investigador responsable, físico, Jefe del Servicio de Radiología, técnicos y radiólogos.

FÍSICOS Y MATERIALES

Hospital Juárez de México, sala de tomografía, Equipo de Tomografía, hoja de recolección de datos, estación de trabajo del tomógrafo.

XI. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 8 se muestran los resultados generales de la reducción de la dosis en la exploración del tórax con tomografía computada en mujeres, donde el término “antes” es usando la técnica automática para tórax para un corte y el término “después” es usando la técnica manual para un corte reduciendo los mAs y reducir la dosis DLPs, manteniendo la calidad de imagen diagnóstica.

Tabla 8. Resultados Generales de las exploraciones en las cuales las imágenes tomográficas tienen calidad diagnóstica.								
Paciente	AP cm	mA antes	mA después	DPL antes	DLP después	CTDI antes	CTDI después	kVp
1	22.9	250	150	429	263	13.2	8.1	120
2	23.8	250	175	482	263	13.4	8.1	120
3	21.9	248	124	451	230	13.3	6.8	120
4	22.5	347	173	468	264	16.8	9.5	120
5	24.6	350	140	421	170	18.8	7.6	120
6	20.0	180	100	421	198	10.9	6.0	120
7	21.0	250	100	458	192	12.9	5.4	120
8	20.0	250	125	464	243	12.9	6.8	120
9	21.0	250	100	482	194	13.4	6.7	120
10	19.7	250	100	475	213	12.7	5.7	120
11	26.0	350	210	449	269	18.8	11.3	120
12	23.5	200	120	273	163	10.64	6.3	120
13	20.0	180	120	273	183	10.95	8.5	120
14	19.5	250	140	374	265	10.74	7.6	120
15	22.7	180	100	367	204	10.95	6.08	120
16	19.6	250	100	301	210	11.67	8.1	120
17	16.3	250	125	216	120	8.06	6.8	120
18	24.0	250	150	467	284	13.4	8.1	120
19	22.9	250	175	472	338	13.1	8.5	120
20	19.0	170	70	285	117	9.2	3.8	120
21	22.0	250	175	468	331	13.45	9.5	120
22	23.8	250	175	482	331	13.4	9.5	120
23	22.0	250	125	442	223	13.4	6.8	120

La tabla 9 muestra las dosis totales en términos de DLPs de la exploración del paciente usando una técnica manual reduciendo los mAs como se muestra en la figura 15. Usando los valores de la tabla 8, se procede a calcular la dosis total antes para determinar el porcentaje de dosis DLPs que se reducen manteniendo una calidad de imagen diagnóstica

Paciente	Total DLPs antes (mGy-cm)	Total DLPs después (mGy-cm)	% Reducción de dosis
1	1555	1121	28
2	1630	1121	31
3	1015	681	33
4	1096	763	30
5	943	591	37
6	947	619	35
7	1028	650	37
8	1044	707	32
9	1080	676	37
10	1068	688	36
11	1006	718	29
12	612	436	29
13	556	418	25
14	825	639	23
15	825	571	31
16	743	571	23
17	485	336	31
18	1045	751	28
19	1040	810	22
20	663	417	37
21	1033	799	23
22	1067	813	24
23	994	665	33

La tabla 10 ilustra ejemplos de reducción de dosis pero la calidad de imagen ya no es diagnóstica.

Paciente	AP CM	Total DLPs antes (mGy-cm)	Total DLPs después (mGy-cm)	% Reducción de dosis
24	20.0	744	417	44
25	19.7	892	496	44
26	21.0	801	417	48
27	21.0	947	559	41
28	23.0	1027	571	44
29	21.0	926	517	44
30	22.0	969	578	40

En la figura 15 se muestra las curvas de comportamiento de los DLPs antes (línea roja) y después (línea verde) de la reducción de la dosis. La dosis de referencia (DRLs) de la Comunidad Europea está dentro del intervalo de 270 a 700 mGy-cm para estudios de

tomografía de tórax y los resultados encontrados en este estudio con la reducción de la dosis están dentro del intervalo Europeo. Reducir las dosis recibidas por las pacientes tiene como resultado disminuir la probabilidad de efectos estocásticos en las mujeres sometidas a exploración con TC.

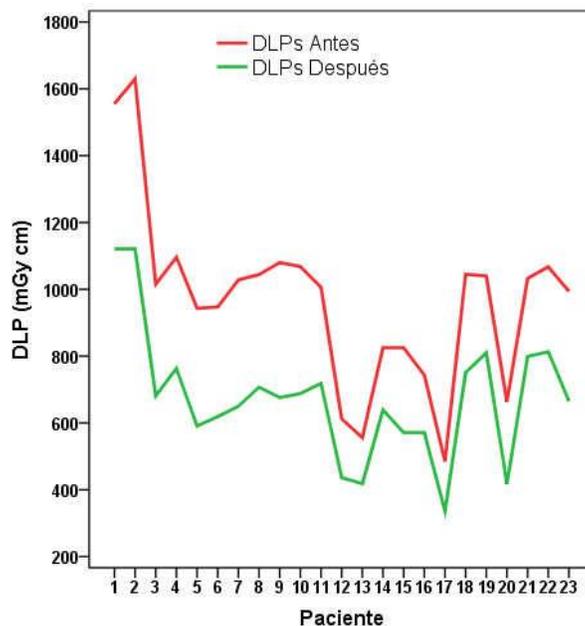


Figura 15. Ilustra las dosis en DLPs antes y después de la reducción de los mA.

En la figura 16 se observa el valor promedio de la reducción de la dosis DLPs lograda en este estudio.

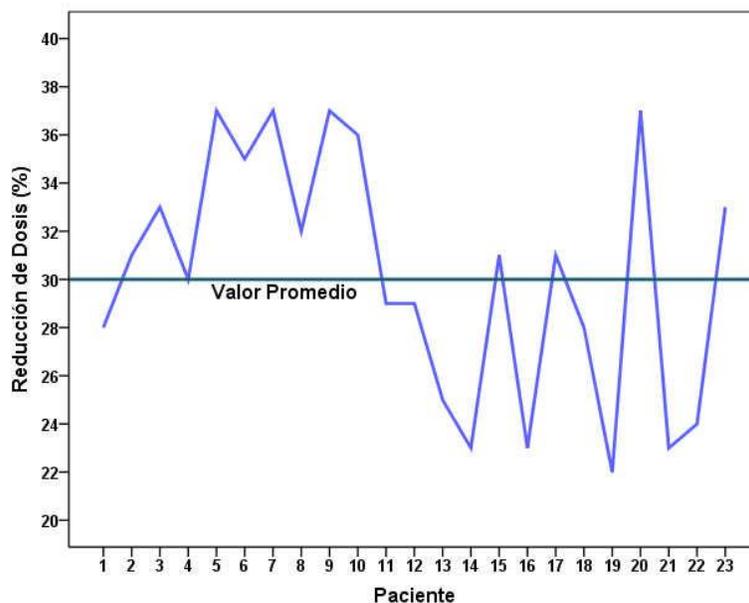


Figura 16. Muestra el valor promedio de la reducción de la dosis en porcentaje.

Dosis y calidad de imagen

De la figura 17 a la 32 se ilustran las imágenes clínicas generadas en la optimización de la dosis en exploraciones de tórax con tomografía computada.

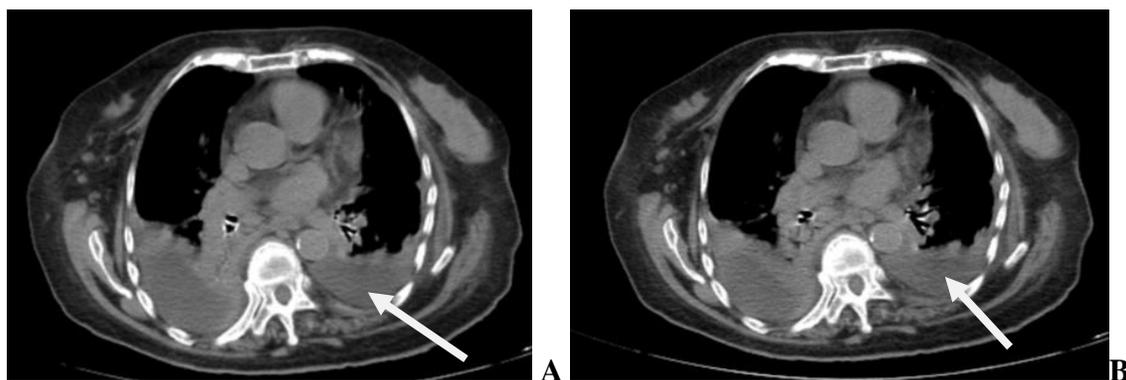


Figura 17. Paciente 1 con diagnóstico de derrame pleural, diámetro anteroposterior de 22.9 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1555 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 1121 mGy-cm, reducción de dosis de 28%. Nótese granulación de los tejidos blandos en la imagen B, pero el derrame pleural sigue siendo evidente (flecha blanca).

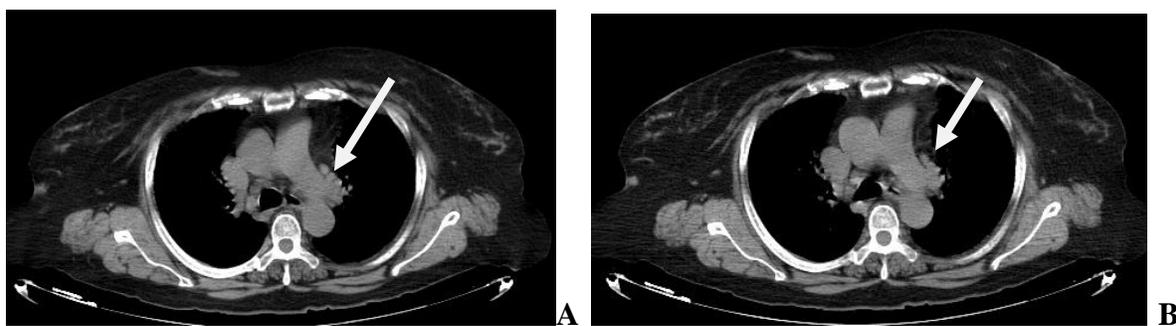


Figura 18. Paciente 2 con diagnóstico de derrame pleural tiene un diámetro anteroposterior de 23.8 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1630 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 1121 mGy-cm, reducción de la dosis de 31%. La imagen B no sufre cambios significativos y se observan los ganglios parahiliares bilaterales (flecha blanca).

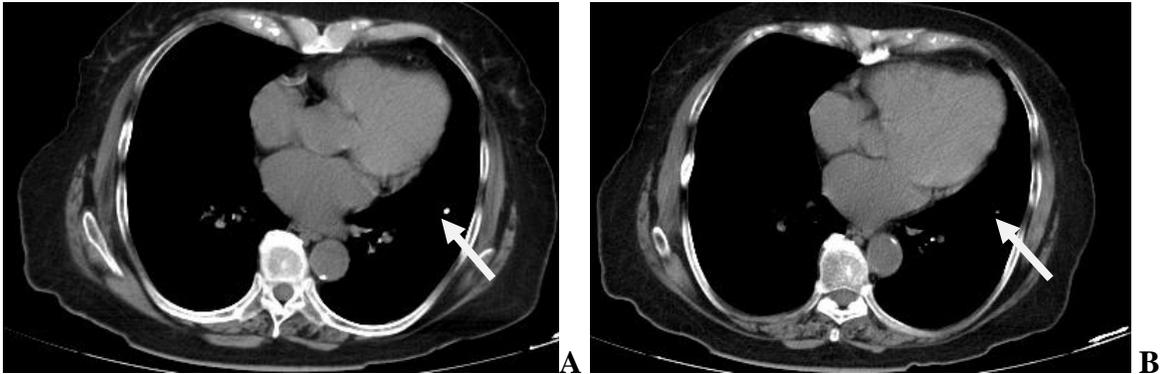


Figura 19. Paciente 3 con diagnóstico de cáncer cérvico uterino tiene un diámetro anteroposterior de 21.9 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1015 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 681 mGy-cm, reducción de la dosis de 33%. La imagen B sufre leve granulación, no se encontraron metástasis, sin embargo se identifican granulomas calcificados que se ven menos nítidos en la segunda imagen (flecha blanca). También nótese la disminución de la nitidez de las glándulas mamarias.

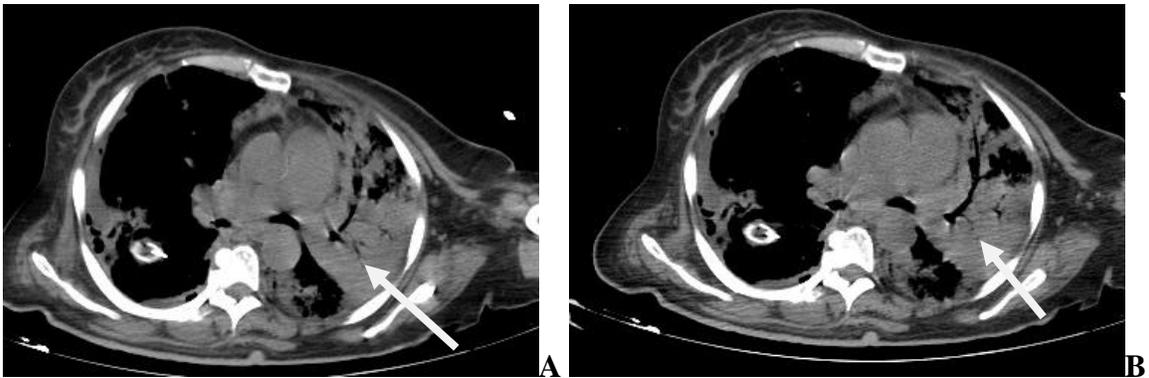


Figura 20. Paciente 4 con diagnóstico de absceso paravertebral tiene un diámetro anteroposterior de 22.5 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1096 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 763 mGy-cm, reducción de 30%. La calidad de la imagen con la reducción de la dosis de radiación y sigue siendo diagnóstica. Las flechas blancas indican zonas de consolidación del hemitórax izquierdo.

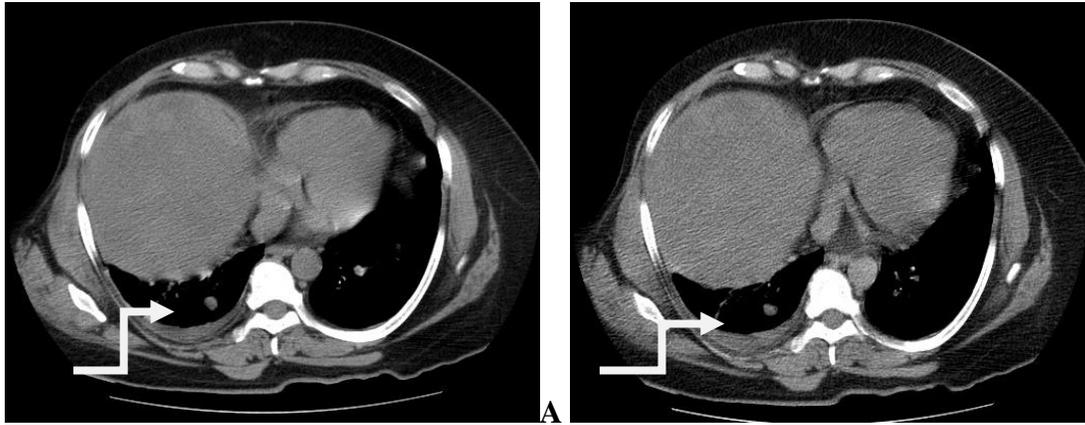


Figura 21. Paciente 5 con diagnóstico de Ca de mama tiene un diámetro anteroposterior de 24.6 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 943 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 591 mGy-cm, reducción de 37%. Se evidenciaron múltiples imágenes nodulares compatibles con metástasis (flechas blancas), a pesar de la disminución de la dosis se identifican las lesiones nodulares; pero si existe granulación la cual se aprecia en mayor medida en los tejidos blandos.

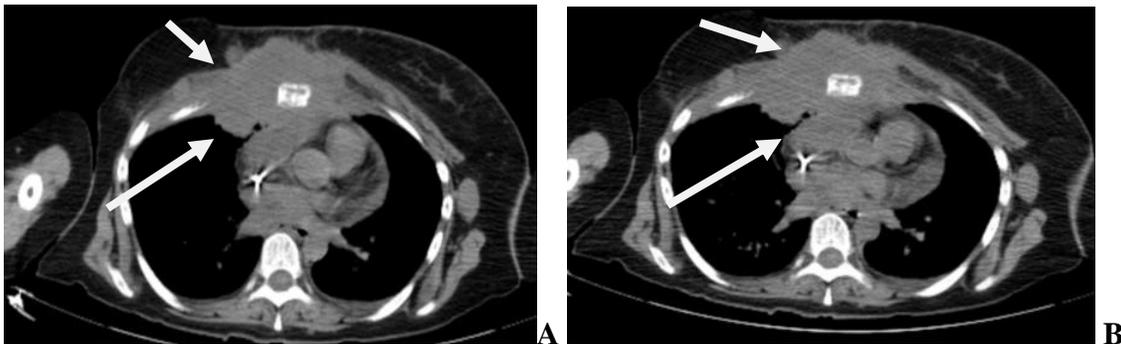


Figura 22. Paciente 6 con diagnóstico de Ca de mama tiene un diámetro anteroposterior de 20 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 947 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 619 mGy-cm, reducción de 35%. Se evidenciaron múltiples imágenes nodulares compatibles con metástasis pulmonares y conglomerados ganglionares e infiltración de los tejidos blandos (flechas blancas), a pesar de la disminución de la dosis se identifican las lesiones nodulares; pero si existe granulación la cual se aprecia en mayor medida en los tejidos blandos.

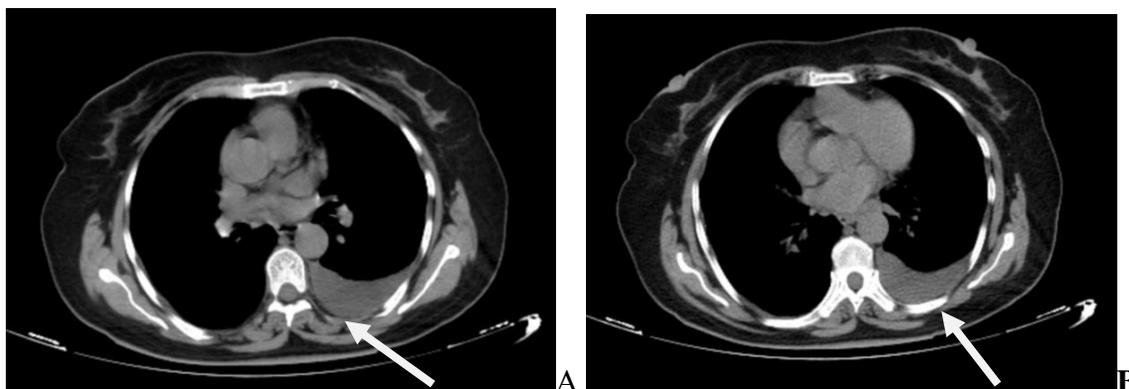


Figura 23. Paciente 7 con diagnóstico de Ca Cérvico uterino tiene un diámetro anteroposterior de 21 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1028 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 650 mGy-cm, reducción de 37%. No se identifican lesiones metastásicas pero se identifica el derrame pleural izquierdo (flecha blanca) que a pesar de la disminución de la dosis sigue siendo diagnóstico y los tejidos blandos, mediastino no muestran cambios importantes.

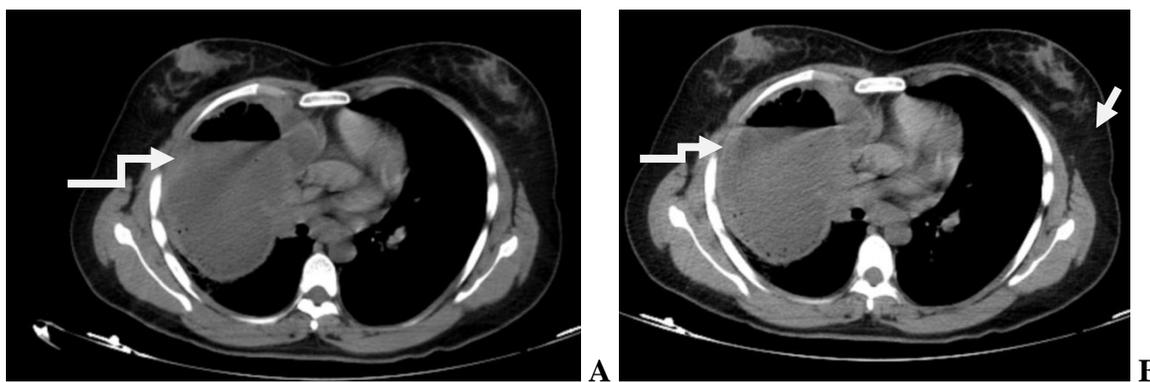


Figura 24. Paciente 8 con diagnóstico de empiema derecho tiene un diámetro anteroposterior de 20 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1044 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 707 mGy-cm, reducción de 32%. Se observa una lesión con nivel hidroaéreo en el hemitórax derecho (flecha blanca) y que no se modifica sustancialmente con disminución de la dosis, cabe mencionar cierta granulación de los tejidos blandos.(flecha corta)

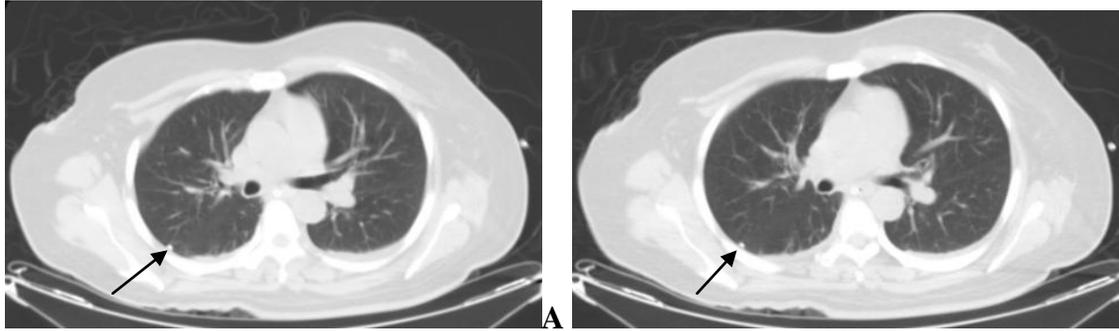


Figura 25. Paciente 9 con diagnóstico de sarcoma endometrial, tiene un diámetro anteroposterior de 21 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1080 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 676 mGy-cm, reducción de 37%. Se observa una lesión nodular en el segmento posterior del hemitorax derecho (flecha negra) el cual en la imagen B se observa pero con un poco menos de nitidez.

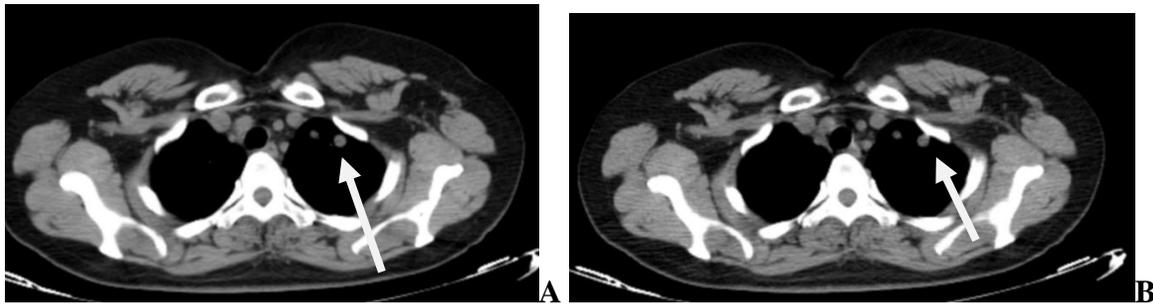


Figura 26. Paciente 10 con diagnóstico de sarcoma endometrial, tiene un diámetro anteroposterior de 19.7 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1068 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 688 mGy-cm, reducción de 36%. En el estudio se identificaron múltiples lesiones nodulares, en esta imagen podemos identificar dos lesiones en la región apical izquierda y que no se modifican considerablemente con la disminución de la dosis (flechas blancas)

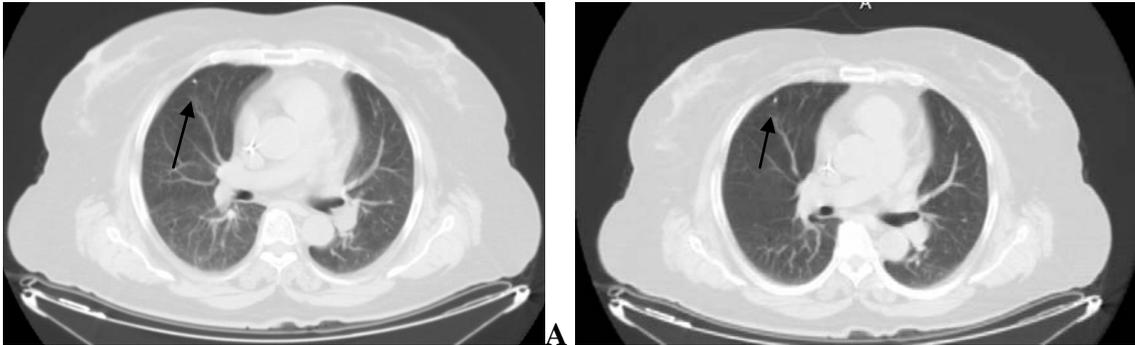


Figura 27. Paciente 11 con diagnóstico de Ca de mama, tiene un diámetro anteroposterior de 26 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1006 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 718 mGy-cm, reducción de 29%. En el estudio solo se identificó un granuloma hacia la región anterior del hemitórax derecho (flecha negra) que se sigue observando aún con la disminución de la dosis.

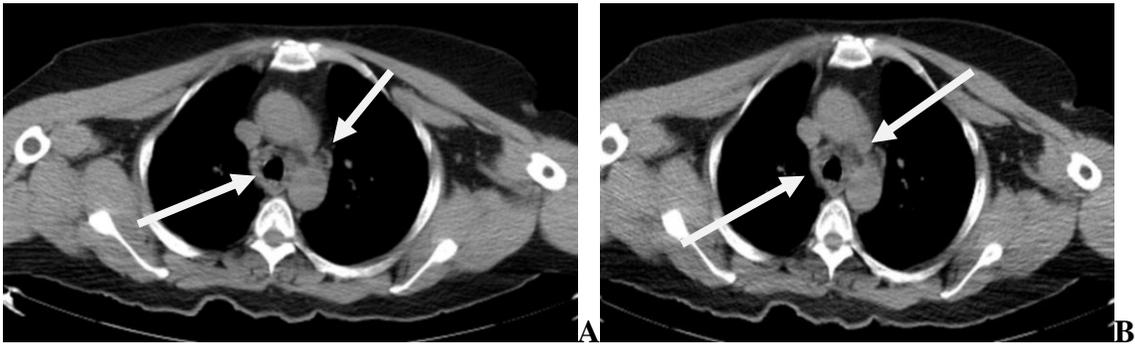


Figura 28. Paciente 12 con diagnóstico de Linfoma, tiene un diámetro anteroposterior de 23.5cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 612 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 436 mGy-cm, reducción de 29%. No se identificaron conglomerados ganglionares pero se identificaron algunos ganglios perivasculares y peri esofágicos sin datos de infiltración (flechas blancas); ambos visibles con la reducción de la dosis y los tejidos blandos no muestran cambios significativos.

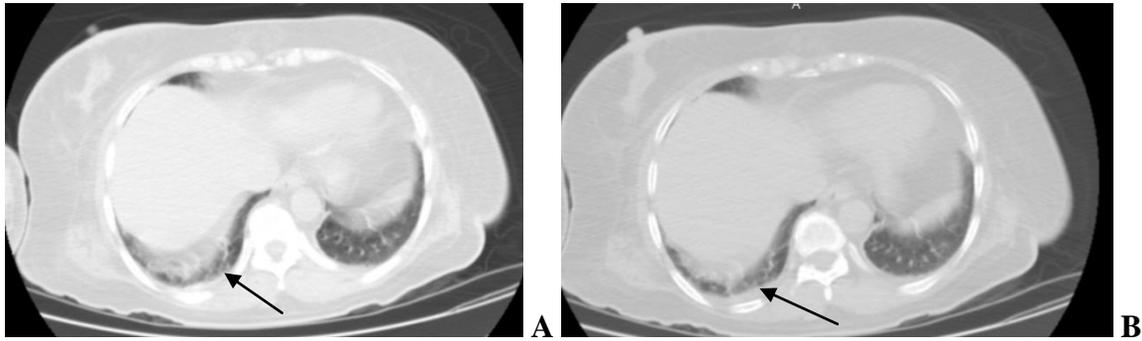


Figura 29. Paciente 13 con diagnóstico de Ca de mama, tiene un diámetro anteroposterior de 20 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 556 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 418 mGy-cm, reducción de 25%. No se identificaron metástasis pero en ambas bases pulmonares de predominio derecho se observa aumento de la densidad y bandas de atelectasia las cuales son perfectamente visibles aun con la disminución de la dosis (flechas negras)

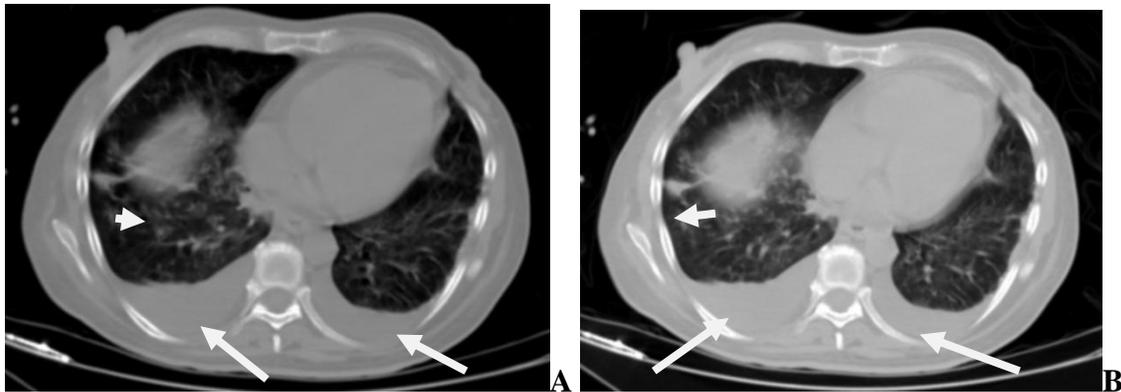


Figura 30. Paciente 14 con diagnóstico de derrame loculado, tiene un diámetro anteroposterior de 19.5 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 825 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 639 mGy-cm, reducción de 23%. Se evidencio el derrame bilateral (flechas blancas) y áreas de mayor densidad pulmonar bilateral (flechas cortas); ambas visibles a pesar de la disminución de la dosis.

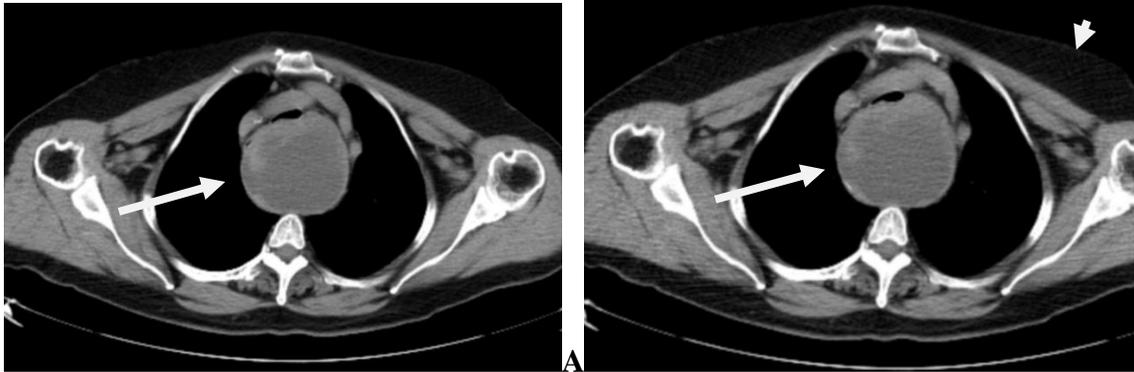


Figura 31. Paciente 15 con diagnóstico de masa mediastinal en estudio, tiene un diámetro anteroposterior de 22.7 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 825 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 571 mGy-cm, reducción de 31%. La imagen de la masa mediastinal no muestra cambios con la disminución de la dosis (flecha blanca), la grasa se observa un tanto granulosa en la imagen B (flecha corta)

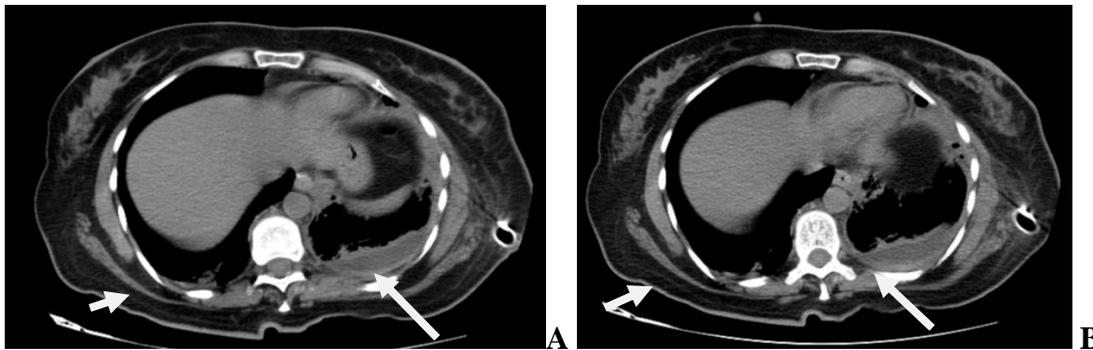


Figura 32. Paciente 16 con diagnóstico de derrame pleural, tiene un diámetro anteroposterior de 19.6 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 743 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 571 mGy-cm, reducción de 23%. Se observa en ambas imágenes el derrame pleural izquierdo y bandas de atelectasia basales (flechas blancas), la calidad de la imagen se mantiene prácticamente igual.

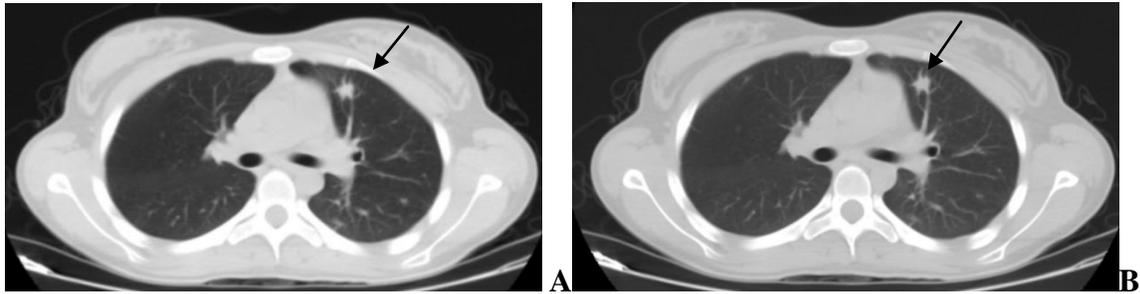


Figura 33. Paciente 17 con diagnóstico de Ca de mama, tiene un diámetro anteroposterior de 16.3 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 485 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 336 mGy-cm, reducción de 31%. Se identifican múltiples lesiones nodulares con una lesión espiculada en la región anterior del hemitórax izquierdo la cual no tiene variación significativa en la segunda imagen con disminución de la dosis (flecha negra).

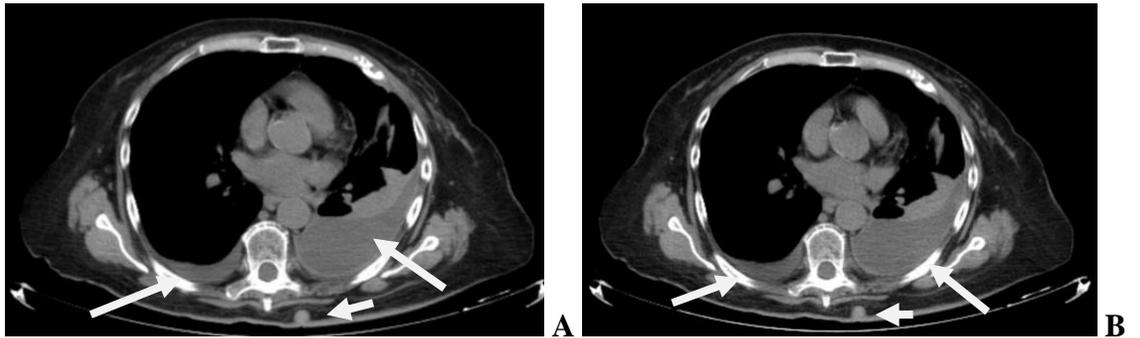


Figura 34. Paciente 18 con diagnóstico de Ca de mama, tiene un diámetro anteroposterior de 24 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1045 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 751 mGy-cm, reducción de 28%. Hay derrame pleural bilateral de predominio izquierdo, una zona de consolidación de este lado (flechas blancas) y un imagen nodular en los tejidos blandos (flecha corta); todos estos hallazgos incluyendo los tejidos blandos no muestran cambios significativos con la reducción de la dosis.

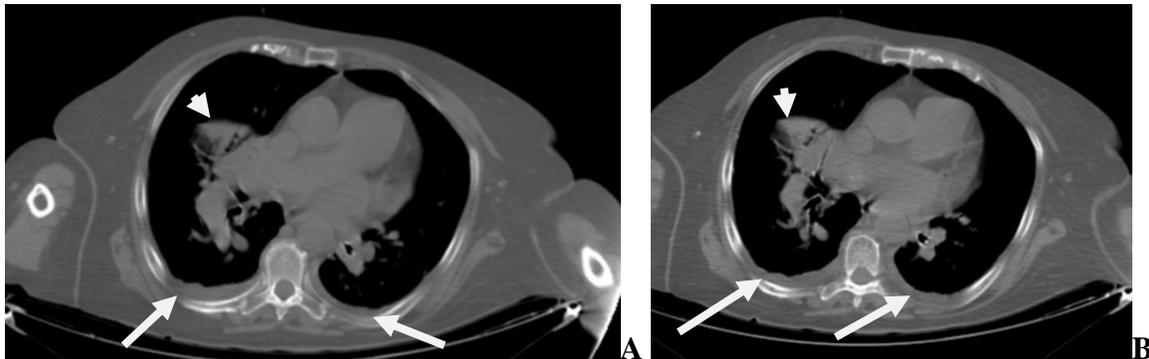


Figura 35. Paciente 19 con diagnóstico de neumonía, tiene un diámetro anteroposterior de 22.9 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1040 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 810 mGy-cm, reducción de 22%. Existe una región de mayor densidad con broncograma aéreo y derrame pleural bilateral (flechas blancas).

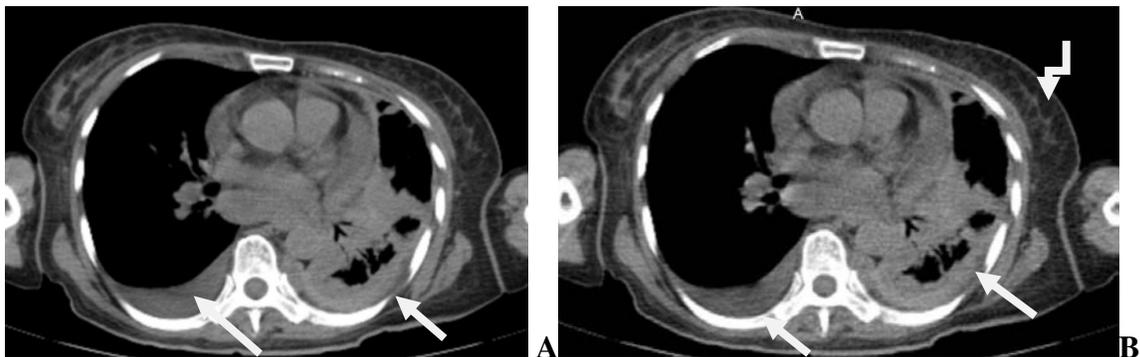


Figura 36. Paciente 20 con diagnóstico de derrame loculado, tiene un diámetro anteroposterior de 19 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 663 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 417 mGy-cm, reducción de 37%. En ambas imágenes se logra identificar el engrosamiento pulmonar, bandas de atelectasia y lesiones nodulares (flechas); presenta cierta granulación de tejidos blandos en la imagen B (flecha ondulada), para el diagnóstico y es valorable.

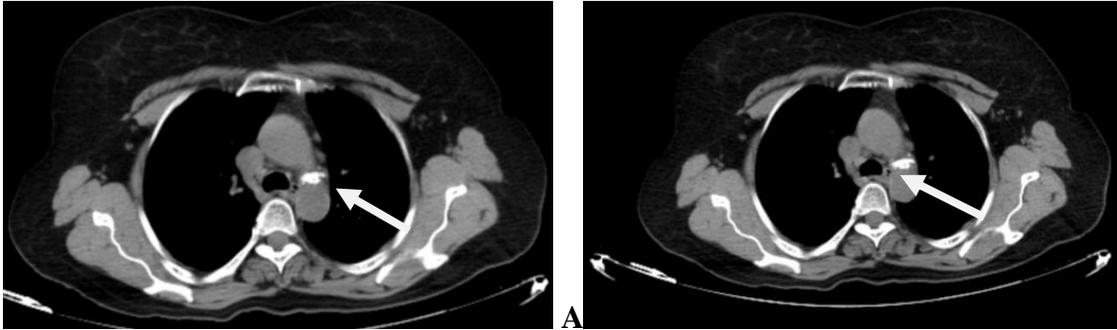


Figura 37. Paciente 21 con diagnóstico de cáncer de mama, tiene un diámetro anteroposterior de 22 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1033 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 799 mGy-cm, reducción de 23%. No se evidenciaron la presencia de metástasis, solo observa un ganglio calcificado (flechas) no existe significativa modificación de la imagen con la disminución de la dosis

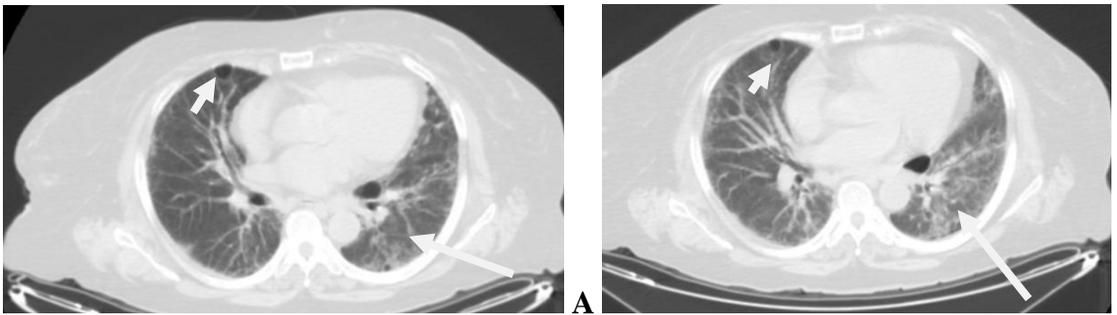


Figura 38. Paciente 22 con diagnóstico de cáncer de EPOC, tiene un diámetro anteroposterior de 23.8 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1067 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 813 mGy-cm, reducción de 24%. No hay modificación de la calidad de la imagen en ventana pulmonar, nótese una bula derecha (flecha corta) y neumopatía intersticial (flecha larga).

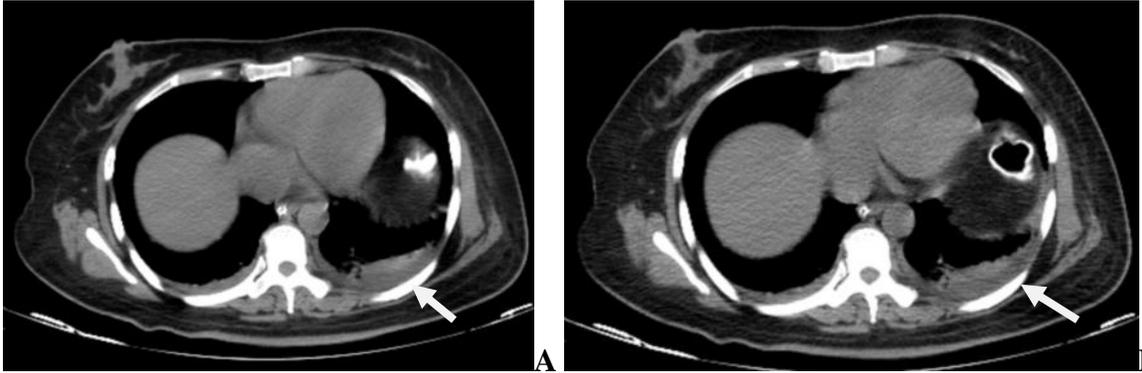


Figura 39. Paciente 23 con diagnóstico de derrame pleural, tiene un diámetro anteroposterior de 22 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 994 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 665 mGy-cm, reducción de 33%. Se identifica derrame pleural bilateral sin modificación con la disminución de la dosis (flechas blancas)

PACIENTES CON IMÁGENES NO DIAGNOSTICAS

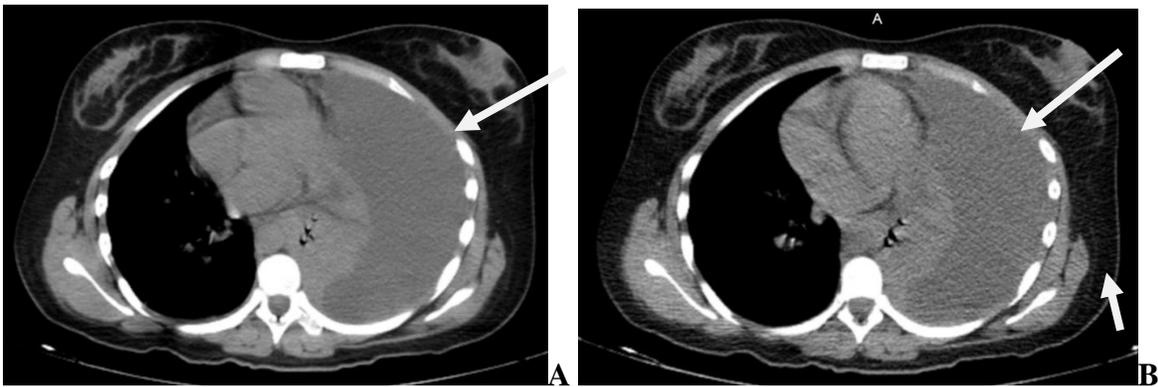


Figura 40. Paciente 24 con diagnóstico de derrame loculado, tiene un diámetro anteroposterior de 20 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 744 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 417 mGy-cm, reducción de 44%. En ambas imágenes se identifica un derrame másico y colapso pulmonar izquierdo (flechas), sin embargo la imagen B se muestra muy granulosa lo que dificultaría identificar lesiones de menor tamaño por lo que no sería adecuada para un diagnóstico (flecha corta)

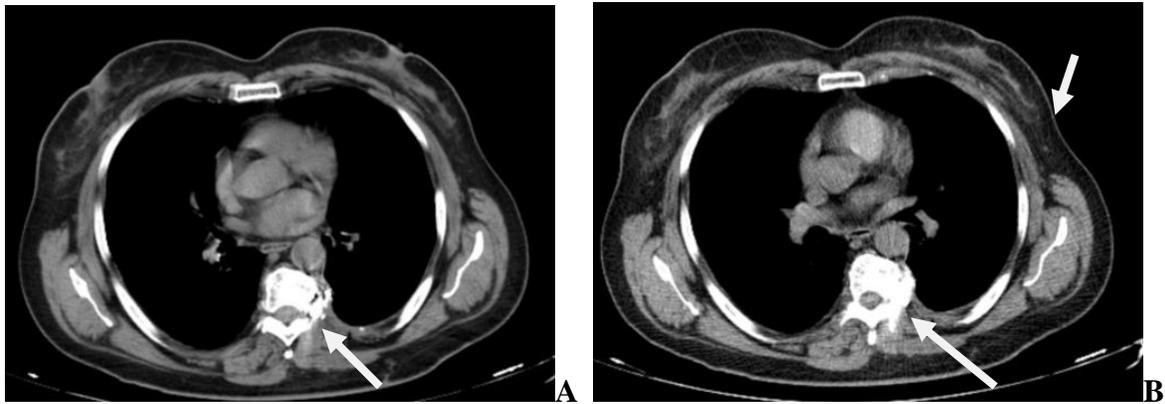


Figura 41. Paciente 25 con diagnóstico de control de fijadores externos, tiene un diámetro anteroposterior de 19.7 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 892 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 496 mGy-cm, reducción de 44%. En las dos imágenes se observa artefacto por los fijadores externos (flechas), a pesar de la reducción de la dosis es posible valorar la colocación de los mismos, sin embargo en estas imágenes en ventana mediastinal de la imagen B se observa muy granulosa que no sería diagnóstica para otras patologías (flecha corta)

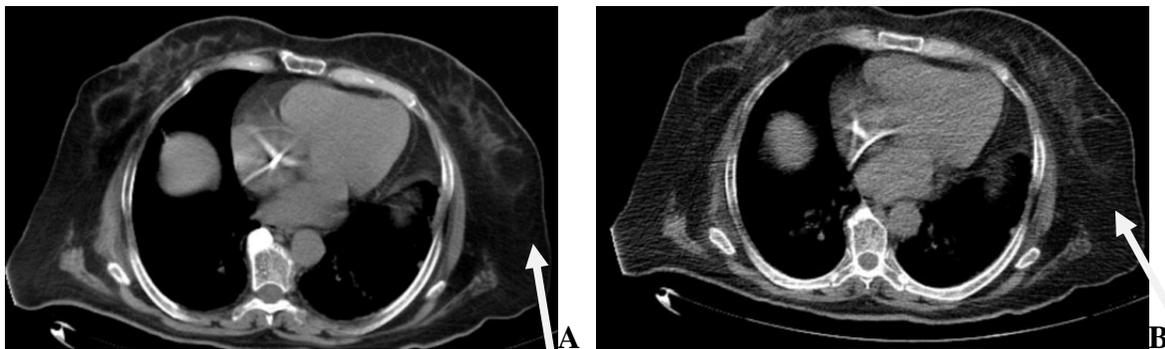


Figura 42. Paciente 26 con diagnóstico de control por linfoma, tiene un diámetro anteroposterior de 21 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 801 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 417 mGy-cm, reducción de 48%. A la paciente no se le encontró recidiva de linfoma sin embargo se identifica aumento de la granulación en la imagen B más evidente en los tejidos blandos (flechas). Lo que dificultaría el diagnóstico de otras patologías.

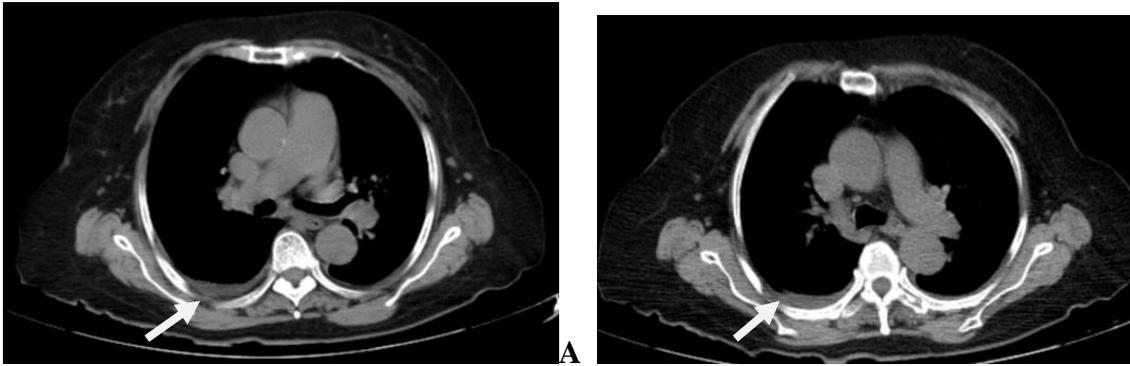


Figura 43. Paciente 27 femenina con diagnóstico de derrame pleural, tiene un diámetro anteroposterior de 21 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 947 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 559 mGy-cm, reducción de 41%. Existe granulación en la imagen B pero el estudio es diagnóstico para derrame pleural derecho (flechas).

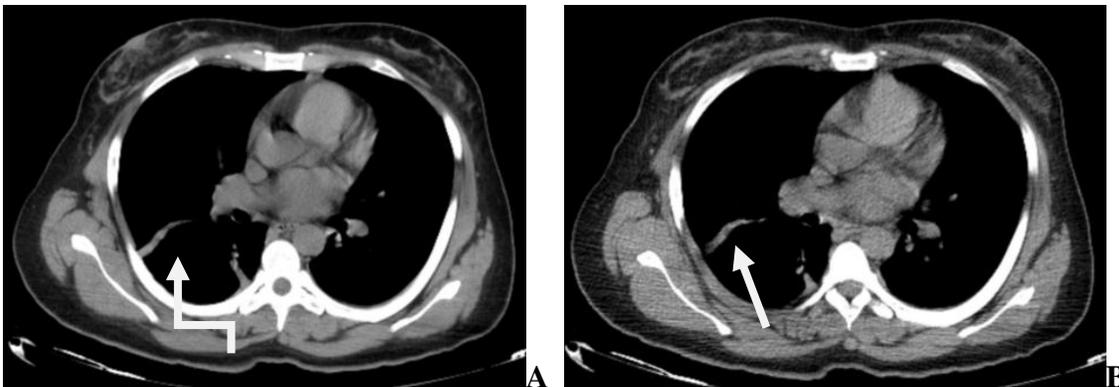


Figura 44. Paciente 28 con diagnóstico de neumopatía intersticial, tiene un diámetro anteroposterior de 23 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 1027 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 571 mGy-cm, reducción de 44%. Existe granulación en la imagen B pero el estudio es diagnóstico para bandas de atelectasia derechas (flechas).

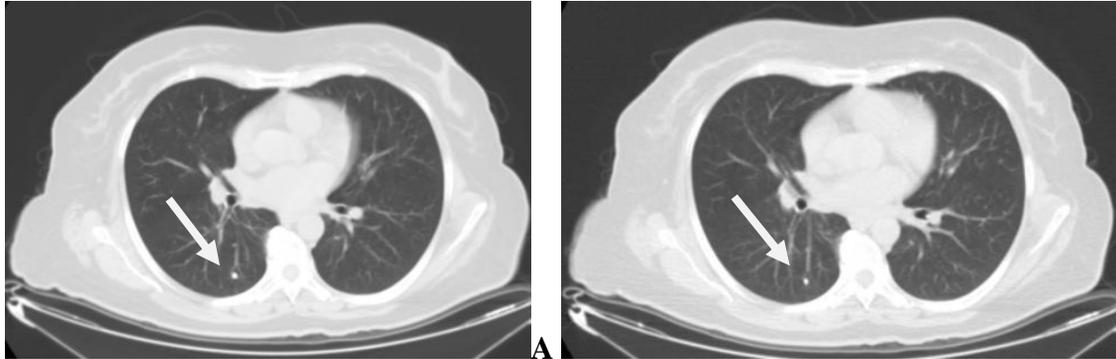


Figura 45. Paciente 29 con diagnóstico de granulomas calcificados, tiene un diámetro anteroposterior de 21 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 926 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 517 mGy-cm, reducción de 44%. No hay un cambio notable en cuanto a la calidad de la imagen a pesar de la disminución de la dosis, ya que los granulomas siguen observándose en la figura B (flechas).

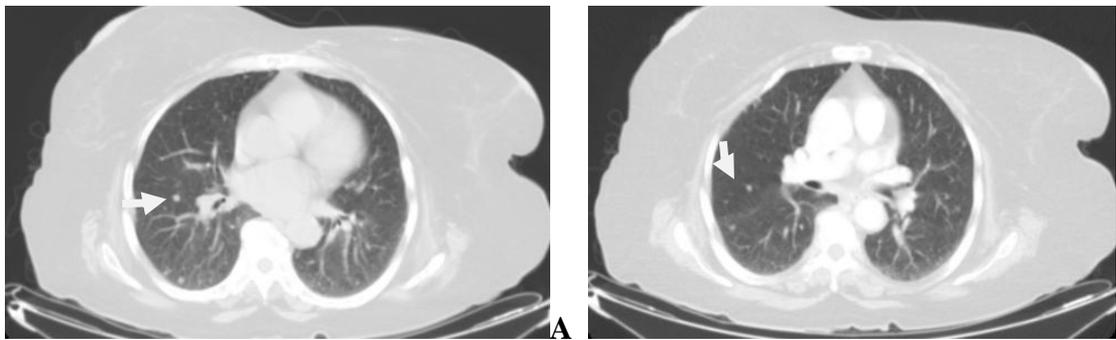


Figura 46. Paciente 30 con diagnóstico de cáncer de mama, tiene un diámetro anteroposterior de 22 cm. La imagen **A** con una dosis DLP de 969 mGy-cm y la imagen **B** mismo corte tomográfico con una dosis DLP de 578 mGy-cm, reducción de 40%. En ambos estudios se identifican múltiples imágenes nodulares en relación a metástasis (flechas), la reducción de la dosis en este caso no afectó la calidad de la imagen.

XII. PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN CON DOSIS REDUCIDAS

En la tabla 11 se ilustran las técnicas de exploración con las cuales podemos reducir la dosis (DLPs) Hasta en un 30%, en la exploración manual de mujeres en estudios de tórax sin perder la calidad de en imágenes en términos de calidad diagnóstica. Si la reducción de las dosis es mayor al 30 % las imágenes pierden calidad de imagen en términos de contraste.

Diámetro AP (cm)	mA	kV
19-21	100	120
22-24	125	120
26	210	120

XIII. CONCLUSIONES

El control automático de exposición de los equipos tomograficos utiliza las mayores dosis de mAs con el afán de no sacrificar calidad de la imagen, sin embargo las dosis de radiación recibidas por los pacientes son mayores. Mediante este estudio logramos determinar que se puede reducir la dosis de mAs de manera manual, por lo tanto reducir la dosis de radiación recibida por los pacientes sin modificar la calidad de la imagen la cual sigue siendo diagnostica

XIV. REFERENCIAS

- Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik A.G., Leonardi, M., Meerten, Van., Rodríguez, R., & Schneider, K. (2004). European Guidelines for Multislice Computed Tomography. *European Comission*. Recuperado de:
- http://w3.tue.nl/fileadmin/sbd/Documenten/Leergang/BSM/European_Guideline_Quality_Criteria_Computed_Tomography_Eur_16252.pdf (febrero 2015)
- Calzado, A., & Geleijns, J., (2010). Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista de Física Médica*, 11(3), 163-179.
- Calzado, Alfonso; Salmerona, Isabel; Ruiz-Lopez, Laura; Alonso, Verónica... & Cordeiro, César. (2014). Estudio de las dosis impartidas durante 1 año 6 de marzo de 2008. *ELSEVIER* 56(6) doi: 10.1016/j.rx.2012.06.013
- Chang, H.L., Jin, M.G., Hyun Ju Ye., Sung-Joon Ye, Chang Min Park, Eun Ju Chun & Jun-Gi Im. (2008) Radiation Dose Modulation Techniques in the Multidetector CT Era: From Basics to Practice. *Radiological Society of North America*, 28 (5) doi: <http://dx.doi.org/10.1148/rg.285075075>

- Choudhury, Haoag R., Eastwood, J.D., Esclamado, R.M., Lyman, G.H., Shattuck. T.M., & Nguyen X.V., (2013. Octubre). An Exponential Growth in Incidence of Thyroid Cancer: Trends and Impact of CT Imaging. *American Journal of Neuroradiology*. Recuperado de: <http://www.ajnr.org/content/early/2013/10/10/ajnr.A3743.full.pdf>
- Corbo Pereira, Diego & Sanguinetti, Rafael (Ed). (2004). *Tomografía Axial Computada* <http://www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf>
- Costello, J.E., Cecava N.D., Tucker, J.E., & Bau, J.L., (2013). CT Radiation Dose: Current Controversies and Dose Reduction Strategies. *American Journal of Roentgenology*, 201(6), 1283-1290.
- International Commission on Radiological Protection. Recuperado de: <http://www.icrp.org>
- McCollough, C. H., Bruesewitz, M. R., Kofler , J. M. (2006) CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options. *Radiological Society of North America*, 26 (2).
- Gaona, Enrique (2006). *Física de la radiología y seguridad radiológica*. Ciudad de México, México: Editorial Mexicana S.A de C.V.
- Kopans, Daniel B.,(1993). *La mama en imagen*. Madrid, España: Marban.
- Maldjian, Pierre D., Goldman & Alice R., (2013) Reducing Radiation Dose in BodyCT: A Primer on Dose Metrics and Key CT Technical Parameters. *American Journal of Roentgenology* 200 (4),741–747.
- Mathews, J.D., & Forsythe, A.V., (2013) Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* 41 (3-4) 154-160. doi:<http://dx.doi.org/10.1136/bmj.f2360>
- Mendizábal Méndez, Ana Luisa. (2012). *Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión*. Ciudad de México, México: Anales de Radiología.
- Miglioretti, D.L., Johnson, E., Williams, A., (2013). The use of computedtomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk. *JAMA Pediatr* 167(8) 700-707 doi: 10.1001/jamapediatrics.2013.311.
- Morán-Blanco, L. M., Rodríguez-González, R., Calzado-Cantera, A. et al.(2002) Evaluación de la calidad de imagen y de la dosis en exámenes de TC helicoidal de tórax en pacientes con carcinoma de pulmón. Resultados preliminares. *Radiología*; 44(6), 229-236.
- Payne, Thomas. (2005). CT Radiation Dose and Image Quality. *ELSEVIER* 43(6), 953-962. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rcl.2005.07.002>
- *Radiation Protection of Patients IAEA*. Recuperado de: <https://rpop.iaea.org/RPoP/RPoP/Content/index.htm> (febrero 2015)

- *Radioactivo Casimiro* Recuperado de: <http://radiologiavirtualhju.ogspot.mx/p/tomografia-espinal-multicorte.html>
- *U.S Food and Drug Administration*. Recuperado de: <http://www.fda.gov/radiation-emittingproducts/radiationemittingproductsandprocedures/medicalimaging/medicalx-rays/ucm115329.htm> (febrero 2015)