

NIVELES DE EXPOSICIÓN DE PACIENTES EN ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA EN TRES HOSPITALES DE LA HABANA

Fernández, A.O.¹, Martínez, A.¹ y Pérez, M.²

¹Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones

²Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información, Universidad Central de Las Villas

RESUMEN

La evolución de la tomografía computarizada ha propiciado el aumento de estudios y equipos; por otra parte, estos exámenes implican parámetros técnicos elevados, por lo que aumenta su aporte a la dosis efectiva. Los avances tecnológicos y el aumento de la calidad de imagen no han evidenciado una disminución de las dosis. El presente trabajo tiene el propósito de evaluar niveles de exposición y calidad de imagen para estudios rutinarios de TC, para ser utilizados como base en un proceso de optimización en los tres hospitales incluidos. Se consideraron 20 estudios de cabeza, tórax, abdomen, pelvis y columna lumbosacra. Se efectuó una evaluación de las imágenes por parte de radiólogos experimentados teniendo en cuenta criterios clínicos de calidad. Las condiciones de irradiación fueron reproducidas en maniqués dosimétricos para determinar niveles de exposición. La valoración clínica evidenció alto potencial para optimizar la práctica.

1. INTRODUCCIÓN

Los estudios de TC implican exposiciones con altos parámetros que resultan en una energía impartida mayor que en procedimientos convencionales [1]. Por otra parte, la introducción de la TC helicoidal y la TC multicorte aumentó los posibles rangos a estudiar, redujo drásticamente el tiempo de cada prueba [2, 3], mejoró la calidad de las imágenes y contribuyó a nuevas variaciones en la práctica [4]. Consecuentemente, se han desarrollado nuevas aplicaciones y ha aumentado el número de pacientes y estudios. Lo anterior, unido a amplias e injustificadas variaciones en la ejecución de los exámenes [4], ha provocado un aumento de las dosis debidas a exposiciones de pacientes a estudios de TC [5].

Estos aspectos se comportan de manera similar en Cuba. En los últimos 10 años se ha producido un proceso de sustitución, modernización e incremento del equipamiento de alta tecnología en el Sistema Nacional de Salud, que incluyó un número importante de equipos de TC, hasta sumar alrededor de 80. Es de suponer, aunque no están disponibles datos oficiales para corroborarlo, que el número de pacientes sometidos a exámenes de TC haya aumentado y que, por tanto, haya aumentado la contribución de esta modalidad a la dosis colectiva de la población.

Por otra parte, en general el personal médico y paramédico vinculado a la modalidad desconoce los niveles de exposición, cómo se evalúan y la influencia en estos de los parámetros técnicos, así como los riesgos radiológicos asociados a la TC. Del mismo modo, no en todos los casos los tecnólogos y especialistas en imagenología están debidamente entrenados para adaptar las técnicas a las indicaciones clínicas y las características anatómicas de los pacientes. De hecho, por lo general se utilizan protocolos preestablecidos por los fabricantes que rara vez son variados por los usuarios de los equipos, situación agravada por la falta de físicos médicos en los servicios de radiología, que evalúen los niveles de exposición involucrados en las pruebas, la calidad de las imágenes y la influencia de las variaciones de los parámetros técnicos, con el objetivo de establecer protocolos optimizados.

En Cuba, los niveles orientativos para la práctica de TC se adoptaron directamente de las Normas Básica Internacionales de Seguridad vigentes en 2002, sin una investigación de alcance nacional que permitiera determinar niveles de referencia que reflejaran las condiciones de la práctica y la tecnología en Cuba. El objetivo del presente trabajo fue evaluar las dosis impartidas a pacientes sometidos a estudios de TC y la calidad de las imágenes obtenidas en tres hospitales de La Habana, para establecer así niveles de referencia locales, como base para un futuro estudio nacional. Las mediciones fueron efectuadas en el marco del proyecto del OIEA RLA/9/067 “Protección radiológica de pacientes sometidos a procedimientos diagnósticos e intervencionistas”.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

La Tabla 1 presenta las características de los equipos incluidos en el estudio. Para la selección se tuvo en cuenta su representatividad y los resultados del control de calidad, efectuado durante las mediciones atendiendo a la legislación nacional vigente [6], los cuales en todos los casos estuvieron dentro de las tolerancias establecidas para cada prueba.

Tabla 1. Características de los equipos de tomografía estudiados

Hospital	Marca	Modelo	Fabricación	Instalación	Modo	Tipo
A	<i>Shimadzu</i>	SCT-7800	2004	2005	Helicoidal	SSCT
B	<i>Shimadzu</i>	SCT-7800	2004	2005	Helicoidal	SSCT
C	<i>Philips</i>	<i>Brilliance 45 50-11 0-040 11</i>	2004	2005	Helicoidal	MSCT (40 cortes)

Se recopilaron datos de procedimientos rutinarios en los servicios de radiología de tres de los hospitales con mayor densidad de pacientes de la capital, denotados como A, B y C. Posteriormente la calidad de las imágenes fue evaluada teniendo en cuenta criterios clínicos; luego, estas condiciones reales fueron reproducidas durante mediciones efectuadas en maniqués dosimétricos de TC con el objetivo de determinar los niveles de exposición que producen los niveles de calidad evaluados.

En TC se encuentran identificados los siete procedimientos más influyentes en las dosis a pacientes [7], de los cuales, según criterio de los radiólogos y estadísticas de los servicios, se incluyeron en la presente investigación los cuatro más comunes: cabeza (exámenes cerebro, fosa posterior, sistema vascular cerebral, glándula pituitaria), tórax (mediastino, pulmones estándar, corazón, aorta torácica, sistema vascular pulmonar), abdomen (abdomen completo, hígado, páncreas, riñones, glándulas suprarrenales) y pelvis (cadera, hueso pélvico, cóccix, articulación sacro iliaca, tejido blando y sistema vascular de la pelvis). En el caso específico del equipo de TC de C, no se realizan estudios de pelvis, por lo que solo se tuvieron en cuenta paciente sometidos a estudios de cabeza, tórax y abdomen. Para la presente investigación se consideraron estudios sin medios de contraste.

A fin de asegurar la representatividad de la muestra de pacientes se tuvieron en cuenta las dimensiones (peso, talla) e indicaciones clínicas. De acuerdo con las recomendaciones en [7] para cada región anatómica de interés se estimaron las dosis de 20 pacientes adultos como

mínimo, seleccionados de manera aleatoria, de 170 cm de estatura con una tolerancia de ± 10 cm, y 70 kg de peso ± 10 kg, con el objetivo de estimar dosis en un paciente promedio con una buena aproximación, sin complicaciones que condujeran a dosis inusualmente altas o con estudios interrumpidos prematuramente. La Tabla 2 muestra la proporción de hombres y mujeres incluidos en la muestra, así como la distribución por edades, estatura y peso promedios. Estos últimos están entre los correspondientes al hombre y la mujer de referencia [8].

Tabla 2. Características de la muestra

Hospital	Mujeres	Hombres	De 18 a 39 años	De 40 a 59 años	Más de 60 años	Estatura	Peso
A	68 (63%)	40 (37%)	19,4%	49,1%	31,5%	1,66 m	67,6 kg
B	66 (62,3%)	40 (37,7%)	29,3%	29,3%	41,4%	1,66 m	67,2 kg
C	32 (53,3%)	28 (46,7%)	11,7%	53,3%	35%	1,68 m	69,7 kg

2.1 Evaluación de la calidad de imagen

Para la evaluación de la calidad de las imágenes se partió de la premisa de que las imágenes incluidas hubiesen cumplido su objetivo clínico, según criterio de los especialistas de los servicios. En una segunda etapa los estudios fueron interpretados nuevamente por un radiólogo de cada servicio para evaluar el cumplimiento de los criterios clínicos de calidad de imagen recomendados en las Guías Europeas de Calidad de Imagen para Tomografía Computarizada [9, 10]. Estos criterios proveen a los usuarios de un marco operacional para la implementación de medidas que tributen a la protección radiológica, en el cual los parámetros de calidad de imagen son considerados en relación con las dosis impartidas a pacientes. La utilidad de este marco para la evaluación de la práctica de la TC ha sido ampliamente demostrada en varios trabajos [11-14].

Se analizaron los criterios de calidad referidos para estudios generales de cabeza, tórax, abdomen y pelvis, de los cuales un grupo tiene como objetivo evaluar la visualización de órganos completos (o sea, si los órganos y estructuras son completamente detectables en el volumen de investigación), y otro evalúa la reproducción crítica o clara definición de estructuras determinadas. El cumplimiento de los criterios fue evaluado por radiólogos experimentados de cada uno de los servicios involucrados en el estudio atendiendo a una escala dicotómica, tal y como se recomienda en las guías, asignándole a cada criterio un *sí*, *no* o *no aplicable* (N/A), si el radiólogo consideró que el criterio se cumplía, no se cumplía o no se podía evaluar debido a alguna patología o cirugía, respectivamente. Una vez completado el proceso de evaluación las respuestas fueron cuantificadas asignando el valor de 1 al *sí*, 0 al *no* y los N/A no fueron contabilizados. Se calculó el índice de calidad de imagen (ICI) como el porcentaje de cumplimiento de los criterios de calidad de imagen para cada estudio [11]. Para determinar el grado de correlación entre la dosis y la valoración clínica de la calidad de las imágenes se procedió a determinar los valores del coeficiente de correlación de Pearson entre el $P_{KL,CT}$ y el ICI para cada estudio [15].

2.2 Metodología de medición

Se utilizó una cámara de ionización tipo lápiz, marca PTW-Freiburg, modelo TN30009-0577, con un volumen activo de 3,14 cm³; un electrómetro Unidos E de la propia firma, debidamente calibrados en las calidades de los haces de rayos X empleados en TC. Para las mediciones en maniquí se empleó un set de maniqués para dosimetría en TC marca PTW-Freiburg, modelo T40027. Se determinaron los índices de kerma en TC $C_{a,100}$, $C_{PMMA,100,c}$ y $C_{PMMA,100,p}$ para una sola rotación axial del tubo de rayos X y las combinaciones de espesor de corte, mAs, voltaje y demás parámetros en correspondencia con los estudios de pacientes reales incluidos (Tabla 3).

Tabla 3. Parámetros técnicos de los protocolos de examen¹

Estudio	Hospital	Voltaje (kVp)	mAs ref	mAs	T (mm)	Pitch	FOV (mm)	Longitud (mm)
Cabeza	A	120 (120)	-	153 (110-256)	6,91 (5-7)	1,05 (1-1,3)	250 (250)	146,3 (133-161)
	B	120 (120)	-	160 (160)	7 (7)	1 (1)	211,1 (210-233)	113,7 (112-126)
	C	120 (120)	310 (250-400)	294 (219-400)	2,48 (1,5-3)	0,817 (0,624-0,926)	236,2 (250-211)	143,1 (126-207,8)
Tórax	A	120 (120)	-	125,6 (90-130)	9,6 (5-10)	1,02 (1-1,2)	362,1 (350-479)	231,8 (190-340)
	B	120 (120)	-	152,3 (110-160)	9,5 (5-10)	1,07 (1-1,3)	289,1 (237-334)	215,9 (160-320)
	C	120 (120)	241 (190-250)	200 (189-250)	3,05 (0,9-5)	0,926 (0,876-1,094)	381,2 (350-490)	266,8 (228-305)
Abdomen	A	120 (120)	-	140,3 (50-200)	9,7 (5-10)	1,25 (1-1,6)	355,8 (350-433)	293,9 (130-420)
	B	120 (120)	-	163,6 (100-200)	7,5 (5-10)	1,22 (1-1,6)	330,5 (263-437)	191,9 (125-350)
	C	120 (120)	245,75 (215-250)	214 (194-250)	3,68 (2-5)	0,955 (0,906-0,969)	386,4 (237-492)	237,8 (155-375)
Pelvis	A	120 (120)	-	114,5 (80-176)	7,2 (5-10)	1,16 (1-1,5)	371,5 (276-448)	222 (147-400)
	B	120 (120)	-	137,5 (100-200)	7,35 (5-10)	1,47 (1-1,6)	370,3 (300-476)	205 (115-370)

Posteriormente se calculó el índice de kerma en TC ponderado, C_W ; el índice de kerma en TC volumétrico, C_{VOL} ; y el producto kerma-longitud, $P_{KL,CT}$, empleando las ecuaciones siguientes:

$$C_W = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,C} + 2\bar{C}_{PMMA,100,P}) \quad (1)$$

$$C_{VOL} = \frac{C_W}{p} \quad (2)$$

¹Se reportan los valores promedio y entre paréntesis los mínimos y máximos (los casos que presentan valores mínimos y máximos del mAs de referencia no necesariamente coinciden con los que presentan los mínimos y máximos del mAs promedio).

$$P_{KL,CT} = \sum_j C_{VOLj} l_j \quad (3)$$

Donde p es el *pitch*, parámetro adimensional definido como la razón entre el avance de la camilla en una rotación de 360° y el ancho de la colimación [3], que indica el grado de solapamiento entre cortes consecutivos; el índice j representa cada corte secuencial o helicoidal que compone el estudio y l_j es la distancia que recorre la camilla con cada rotación.

Se procedió a calcular las dosis absorbidas en órganos de interés. Su selección en cada región anatómica estuvo basada en la radiosensibilidad de los mismos [16] y en el criterio de los facultativos médicos de los servicios de radiología. Para estudios de cabeza se calcularon las dosis absorbidas en tiroides, cerebro y cristalino; para estudios de tórax se tuvieron en cuenta pulmones, mamas, esófago y tiroides, en estudios de abdomen se consideraron gónadas (en general), colon, estómago e hígado y en la región pélvica se observaron las dosis absorbidas en colon, vejiga, testículos, ovarios, útero y próstata; mediante la aplicación del programa Calculadora para Dosimetría de Pacientes en CT “ctdosimetry_1.0.4” [17]. Dicho programa relaciona la magnitud producto kerma-longitud, $P_{KL,CT}$, con las dosis absorbidas en órganos y la dosis efectiva, a través de coeficientes de conversión obtenidos utilizando el método Montecarlo. Adicionalmente, esta versión permite el uso de los factores de ponderación de tejidos recientemente recomendados en la publicación 103 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica [16].

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Evaluación de la calidad de imagen

En general los criterios evaluados se cumplieron en un alto por ciento. Los mayores problemas estuvieron en criterios que evalúan la clara definición de detalles anatómicos de estructuras con una densidad similar al medio circundante, o estructuras vasculares de bajo calibre, para cuya visualización las guías recomiendan en algunos casos la resonancia magnética (MRI) como procedimiento de elección, y en otros la utilización de medios de contraste orales o intravenosos [10]. Algunos de los criterios que verifican la visualización de los órganos y estructuras en el volumen de investigación también se cumplieron en muy pocos casos (pared torácica, la aorta torácica, vena cava, todo el parénquima pulmonar, etc.) pues los operadores detuvieron la adquisición presumiblemente para adaptarse a la indicación clínica, si se tiene en cuenta que fueron estudios válidos para el diagnóstico.

La Tabla 4 muestra la proporción de exámenes que satisfacen determinado número de criterios. Como se expresó con anterioridad, se partió de la premisa de que las imágenes hubiesen cumplido el objetivo clínico por el cual se indicó el procedimiento. Lo anterior, considerando además los bajos porcentos de cumplimiento en algunos casos, sugiere la necesidad de adaptar los criterios clínicos de calidad a las indicaciones clínicas para aumentar la coherencia de las evaluaciones.

Tabla 4. Porcentaje de cumplimiento de los criterios por examen

Estudio	100%			Entre 75% y 100%			Menos de 75%		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Cabeza	4,35	4,76	0	95,7	61,9	10	0	33,3	90
Tórax	72	45,5	20	28	45,5	70	0	9,09	10
Abdomen	0	0	0	100	36,4	45	0	63,6	55
Pelvis	0	0	-	76,5	45	-	23,5	55	-

3.2 Resultados de las evaluaciones dosimétricas

La Tabla 5 recoge los valores promedio por tipo de estudio para el C_{VOL} y el $P_{KL,CT}$, evaluados a partir de los resultados de las mediciones. Los protocolos usados en los equipos de las instituciones A y B utilizan parámetros similares, en la mayoría de los casos predeterminados por el fabricante, de ahí que los valores del C_{VOL} sean muy similares. Las diferencias son más acentuadas en el caso del $P_{KL,CT}$, debido a la extensión de los volúmenes investigados. Los resultados para la institución C son en general mayores, a pesar de la prestación de modulación de corriente que se emplea en este equipo. Estas diferencias están dadas por el uso de mAs más altos en esta institución, así como valores de $pitch$ por debajo de 1.

Tabla 5. Valores promedio (mínimos y máximos) del índice de kerma en TC volumétrico, C_{VOL} , y del producto kerma-longitud, $P_{KL,CT}$.

Estudio	Hospital	C_{vol} [mGy]	$P_{KL,CT}$ [mGy·cm]
Cabeza	A	22,7 (12,2-38,3)	331,8 (171,1-536)
	B	24 (24)	272,9 (268,9-302,6)
	C	43 (23,2-71,6)	610,2 (317,5-1095,1)
Tórax	A	9,1 (5,7-9,5)	210,3 (118,1-324,1)
	B	10,7 (6,2-11,8)	226,6 (123,3-306,7)
	C	13,7 (9,5-18,9)	431,9 (281,4-607,7)
Abdomen	A	9,4 (3,9-15,9)	270,7 (119,2-582,8)
	B	9,9 (4,6-14,8)	186,4 (97,8-325,9)
	C	12,9 (10,6-18,2)	381 (186,8-556,2)
Pelvis	A	8,1 (4,7-11,4)	185,2 (75,2-419,7)
	B	7,2 (4,6-14,9)	148,1 (67,4-345,7)

En la Tabla 6 se muestran los valores del tercer cuartil de las magnitudes dosimétricas obtenidos en el presente estudio, conjuntamente con otros publicados internacionalmente.

Tabla 6. Comparación de valores de C_{VOL} y $P_{KL,CT}$ obtenidos en el presente estudio con otros publicados internacionalmente.

Estudio	C_{VOL} (mGy)							
	A*	B*	C*	Estudio OIEA [18]*	UK DRL-SSCT [19]*	UK DRL-MSCT [19]*	ICRP 87 [20] y Guía UE 1998 [9]	Guía UE 2004 [10]
Cabeza	25	24	66	47	59	80	60	60
Tórax	10	12	15	9,5	10	13	20-30	10
Abdomen	10	14	14	10,9	13	14	17-35	15
Pelvis	11	8	-	-	-	-	23-35	15
Estudio	$P_{KL,CT}$ (mGy·cm)							
	A*	B*	C*	Estudio OIEA [18]*	UK DRL-SSCT [19]*	UK DRL-MSCT [19]*	ICRP 87 [20] y Guía UE 1998 [9]	Guía UE 2004 [10]*
Cabeza	375	269	878	527	760	931	1050	945
Tórax	219	245	497	447	430	580	430-650	989
Abdomen	315	216	468	696	460	470	390-780	421
Pelvis	222	189	-	-	-	-	380-570	-

*Se reportan los valores del tercer cuartil.

Los valores de C_{VOL} y $P_{KL,CT}$ obtenidos para estudios de cabeza en A y B están por debajo del 50% de las recomendaciones de la Guía Europea de Criterios de Calidad para TC monocorte (SSCT) [9], de la publicación 87 de la ICRP [20], de los niveles de referencia establecidos en el Reino Unido para SSCT [19] y de los niveles de referencia determinados en el marco de un proyecto de investigación coordinado por el OIEA que involucró a seis países de diversas regiones [18]. El valor obtenido del índice de kerma en TC volumétrico y el $P_{KL,CT}$ para estudios de cabeza en C es del orden de los recomendados en la Guía Europea de Criterios de Calidad para MDCT [10]. De los parámetros técnicos empleados el kVp, la colimación y el espesor de corte se corresponden con las recomendaciones en [10], sin embargo el 40% de los estudios se realizaron empleando un valor de *pitch* por debajo de 0,9, que es el valor sugerido, y corresponden con los valores de C_{VOL} y $P_{KL,CT}$ más elevados. Este valor de *pitch* se encuentra prefijado por el fabricante en algunos de los protocolos empleados.

Los valores de C_{VOL} para estudios de tórax realizados en los equipos Shimadzu están en el orden de los determinados en [18] y en [19], no obstante son cerca de la mitad de los valores recomendados en [9]. Los valores de $P_{KL,CT}$ determinados para ambos servicios están por debajo de las recomendaciones internacionales, debido a la delimitación del volumen de interés. El índice de kerma en TC volumétrico para estudios de tórax determinado en C está por encima del recomendado en la Guía Europea [10] y del determinado en [18], asimismo es del orden del nivel de referencia determinado en [19]. El $P_{KL,CT}$ está por debajo de lo determinado en [10] y en [19]. Para esta región anatómica también se emplearon valores de kVp, colimación y espesor de corte en el entorno de los indicados en [10], sin embargo en el 50% de los casos las imágenes se adquirieron con un *pitch* menor que 0,9 (valor recomendado), correspondiéndose con los estudios realizados a mayores valores de C_{VOL} y $P_{KL,CT}$. Al igual que en el caso anterior, este valor de *pitch* está prefijado por el fabricante.

El C_{VOL} determinado para estudios de abdomen de A es semejante al recomendado en [18], sin embargo es inferior al de [9], [19] y [20]. El C_{VOL} de B, por su parte, está por encima del de [18] y por debajo del recomendado en [9] y en [20], sin embargo es del orden del nivel de referencia dado en [19] para esta región. Los valores de $P_{KL,CT}$ en ambos servicios son inferiores a todos los presentados en la Tabla 11. En el caso de C, el C_{VOL} y el $P_{KL,CT}$ están en el orden de los recomendados en [10] y en [19]. En este caso el 100% de los estudios se efectuaron con parámetros técnicos en correspondencia con las recomendaciones en [10], pues los protocolos prefijados por el fabricante para esta región anatómica se adecuan a las mismas. Los valores de C_{VOL} y $P_{KL,CT}$ de A y B para pelvis están por debajo del 50% de las recomendaciones dadas en [9] y [20], que fueron las referencias encontradas para esta región anatómica para SSCT.

Para determinar el grado de correlación entre la dosis y la valoración clínica de la calidad de las imágenes se procedió a determinar los valores del coeficiente de correlación de Pearson entre el porcentaje de cumplimiento de los criterios de calidad de imagen para cada estudio (ICI) y el $P_{KL,CT}$ (Tabla 7). Esta magnitud es una medida global de la dosis en un procedimiento de TC, por lo que debe correlacionarse mejor con los criterios de calidad de imagen que evalúan la definición de los detalles de las estructuras anatómicas y la visualización de órganos y estructuras en el volumen de investigación.

Tabla 7. Valores y significado del coeficiente de correlación de Pearson entre el ICI y el $P_{KL,CT}$.

Estudio	Hospital	Coefficiente de correlación de Pearson	Significado
Cabeza	A	0,11	Correlación positiva muy baja
	B	0,27	Correlación positiva baja
	C	0	Correlación nula
Tórax	A	-0,19	Correlación negativa muy baja
	B	0,18	Correlación positiva muy baja
	C	0,33	Correlación positiva baja
Abdomen	A	0,02	Correlación positiva muy baja
	B	0,49	Correlación positiva moderada
	C	-0,2	Correlación negativa baja
Pelvis	A	0,52	Correlación positiva moderada
	B	-0,03	Correlación negativa muy baja

En general los valores del coeficiente de correlación de Pearson indican una correlación baja o muy baja, excepto para estudios de abdomen y pelvis en B, donde se encontró una correlación positiva moderada [15]. Este resultado está en concordancia por lo reportado en [11], donde se llevó a cabo una valoración de las dosis y la calidad de imagen en TC, empleando los criterios clínicos de calidad de imagen de la Guía Europea [10], e igualmente se obtuvo una correlación débil o nula entre dosis y calidad de imagen. Lo anterior sugiere que existe un amplio potencial para la optimización de las dosis, pues los parámetros técnicos de los protocolos de adquisición no están influyendo en la valoración clínica de las imágenes.

3.2.1 Dosis absorbidas en órganos de interés

La Figura 1 muestra las dosis absorbidas promedio en órganos de interés para los tres hospitales. En estudios de cabeza los altos mAs y bajos valores de *pitch* empleados hacen que el C_{VOL} promedio impartido por el tomógrafo Philips de 40 cortes sea considerablemente mayor que los de los equipos Shimadzu monocortes. Consecuentemente, las dosis absorbidas promedio en tiroides, cristalino y cerebro en C son mayores que en los otros dos hospitales. Las dosis absorbidas en cerebro y cristalino en A y B son de órdenes similares, sin embargo las dosis absorbidas en tiroides en B son cerca del 50% de las de A, lo cual es consistente con el hecho de que en este equipo el promedio del volumen de paciente estudiado es menor (Tabla 3).

Para estudios de tórax las diferencias en los protocolos empleados son menores, por lo que los valores de C_{VOL} para esta región son semejantes, de ahí que las dosis absorbidas en órganos de interés sean del mismo orden (aun así, de manera general las menores dosis corresponden al A, donde se utilizan los menores mAs). En la porción abdominal las mayores dosis absorbidas corresponden a estómago e hígado en B (órganos que se localizan hacia el hemiabdomen superior) a pesar de que el C_{VOL} y volumen de pacientes estudiado en este equipo es menor que para C, indicando que los exámenes involucran a estos órganos más directamente. Las mayores dosis absorbidas en gónadas y colon tienen lugar en A, a pesar de que en este servicio se utilizan los menores valores de mAs, pues el volumen de pacientes estudiado involucra más directamente la región pélvica. Para estudios de pelvis las dosis absorbidas en A y B son semejantes, lo cual es consistente con el hecho de que los valores de C_{VOL} y $P_{KL,CT}$ para esta región son muy similares.

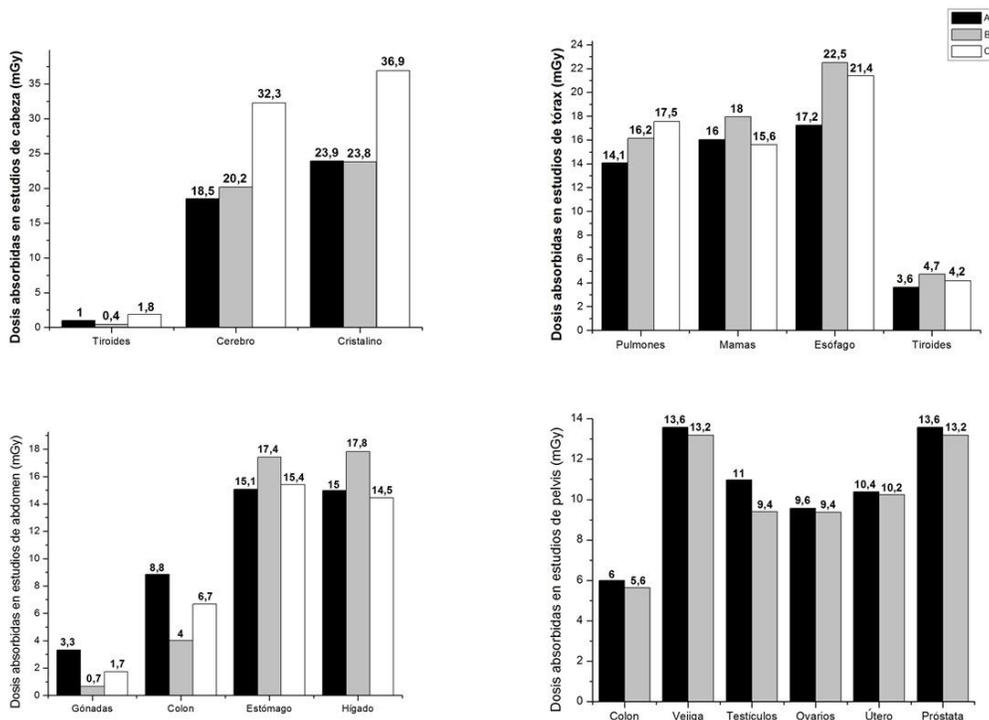


Figura 1. Valores medios de dosis absorbida en órganos de interés para las cuatro regiones anatómicas en los tres hospitales.

Comparadas con las dosis absorbidas típicas durante procedimientos de TC en adultos para estudios de cabeza publicadas en [20], la dosis promedio absorbida en tiroides en A representa el 53%, en B el 21%, mientras que en C es del mismo orden. Las dosis en cristalino en los tres hospitales son inferiores a las de [20], sin embargo están en el orden de las reportadas por *Andrade et al.* en similar estudio efectuado en Recife, Brasil [21]. Estos valores están en correspondencia con las recomendaciones en [10], sobre la angulación del *gantry* siempre que la indicación clínica lo permita para excluir la tiroides y el cristalino del volumen de interés.

Para la región torácica las dosis en tiroides evaluadas en el presente estudio son del mismo orden de las reportadas como típicas en [20], indicando que los procedimientos de tórax comienzan en los vértices pulmonares, excluyendo del volumen de interés al cuello cuando la indicación clínica lo permite, en correspondencia con las recomendaciones en [10]; por otra parte, las dosis absorbidas en mamas son inferiores a las reportadas en [20] y superiores a las de [21]. Las dosis absorbidas en el resto de los órganos de interés son de órdenes similares. Para exámenes de abdomen las dosis absorbidas en colon en A son similares a las reportadas en [21], sin embargo las de B y C son inferiores. Las dosis absorbidas en estómago e hígado en B también son similares a las de [21], sin embargo estas exceden las de A y C. Para la región pélvica las dosis absorbidas en testículos son muy superiores en A y B a las de [20], sin embargo las de ovarios y útero representan menos del 50%.

4. CONCLUSIONES

Fue posible valorar la calidad de los estudios desde el punto de vista clínico empleando los criterios de las Guías Europeas de Calidad de Imagen, a pesar de las limitaciones identificadas (necesidad de adaptar los criterios clínicos de calidad a las indicaciones clínicas para aumentar la coherencia de las evaluaciones). Su aplicación puso de manifiesto un alto potencial para la optimización de la práctica en los servicios estudiados. Se establecieron niveles de exposición que reflejan las condiciones de la práctica en los tres servicios, los cuales, en su mayoría, están en concordancia con los niveles de referencia de las Guías Europeas de Calidad de Imagen. No obstante en el equipo de C se emplearon valores de *pitch* inferiores en algunos casos, que coincidieron con los valores de C_{VOL} y $P_{KL,CT}$ más elevados. Los órganos que recibieron las mayores dosis fueron el cristalino y el cerebro durante estudios de cabeza.

5. REFERENCIAS

1. Dawson P., "Patient dose in multislice CT: why is it increasing and does it matter?", *British Journal of Radiology*, **77** (2004).
2. Lewis MA., "Multislice CT: opportunities and challenges", *British Journal of Radiology*, **74**: 779–781 (2001).
3. Morcos SK, Weir J., "Multislice CT", *British Journal of Radiology*, **77**: S1 (2004).
4. Golding SJ, Shrimpton PC., "Radiation dose in CT: are we meeting the challenge?", *British Journal of Radiology*, **75** (2002).
5. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, "2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures", United Nations, New York, United States (2000).
6. Centro de Control Estatal de Equipos Médicos, "Guía Técnica para el Control de Calidad de Equipos de Tomografía Computarizada", MINSAP, La Habana, Cuba (2000).

7. European Commission, “*European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-ray Procedures. Radiation Protection No. 154*”, Final Report of Contract TREN/04/NUCL/S07.39241, (2008).
8. International Commission on Radiological Protection, “*Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection: reference Values*”, ICRP report 89, Pergamon Press. Oxford, England (2003).
9. European Commission, “*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*”, EUR 16262, (1998).
10. G. Bongartz, S.J. Golding, A.G. Jurik, M. Leonardi, et al., “*European Guidelines for Multislice Computed Tomography*”, Funded by the European Commission. Contract number FIGM-CT2000-20078-CT-TIP, (2004).
11. García-Castaño B, Rodríguez R, Calzado A., “Valoración de calidad de imagen y dosis en exámenes de tomografía computarizada helicoidal de abdomen y de pelvis en pacientes con linfoma”, *Radiología*, **47**, Issue 5:263-272 (2005).
12. Jurik A, Petersen J, Jessen KA, Bongarts G, Geleijns J, Golding SJ, et al., “Clinical use of image quality criteria in computed tomography: a pilot study”, *Radiation Protection Dosimetry*, **90**:47-52 (2000).
13. Calzado A, Rodríguez R, Muñoz A., “Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations”, *British Journal of Radiology*, **73**:384-95 (2000).
14. Cuevas Ibáñez A, Calzado Cantera A et al., “Evaluación de la calidad de los exámenes de tomografía computarizada de columna lumbar en la indicación de hernia discal”, *Radiología* **47** (4): 219-24 (2004).
15. Pita S., Pértega S., “Relación entre variables cuantitativas”, Unidad de Epidemiología Clínica y Bioestadística. Complejo Hospitalario Juan Canalejo. A Coruña. Cad Aten Primaria 1997; 4: 141-144. Actualización 30/03/2001. http://www.fisterra.com/mbe/investiga/var_cuantitativas/var_cuantitativas_2.pdf (2001).
16. International Commission on Radiological Protection, “*The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*”, Annals of the ICRP, Publication 103. Elsevier Ltd. (2007).
17. “CT Patient Dosimetry Calculator. Versión 1.0.4”. ImPACT Scan, 2011. <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm> (2011).
18. Tsapaki V et al., “*Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT*”. International Atomic Energy Agency Coordinated Project. Radiology 240 (2006).
19. Shrimpton P.C., Hillier M.C., Lewis M.A. et al., “Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review”. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon (2005).
20. International Commission on Radiological Protection, “*Managing patient dose in computed tomography*”. Annals of the ICRP, Publication 87. Elsevier Ltd., 2000.
21. Andrade, M.E., Borrás, C., Khoury, H.J., et al., “Organ doses and risks of computed tomography examinations in Recife, Brazil”. *J. Radiol. Prot.* **32** (3): 251-60. 2012.