

Dosis de radiación en tomografía computarizada: observación en tres hospitales de la Región de Valparaíso, Chile

Radiation dosis in computed tomography: observation in three hospitals from the Region of Valparaiso, Chile

Yaneet Reyes¹, Mario G. Santamarina^{2,3}, Diego Villagrán⁴, Francisco Torres^{4,5}, Iván Vial⁶, Cristóbal Villarroel⁶, Rodrigo Salas^{1,7} y Stéren Chabert^{1,7*}

¹Escuela de Ingeniería C. Biomédica, Universidad de Valparaíso, Valparaíso; ²Servicio de Radiología, Hospital Naval "Almirante Nef", Viña del Mar; ³Servicio de Radiología, Hospital Dr. Eduardo Pereira Ramírez, Valparaíso; ⁴Servicio de Imagenología, Hospital Carlos van Buren, Valparaíso; ⁵Facultad de Medicina, Universidad de Valparaíso, Valparaíso; ⁶Unidad de Imagenología, Hospital Dr. Gustavo Fricke, Viña del Mar; ⁷Instituto Milenio Intelligent Healthcare Engineering, Santiago de Chile. Chile

Resumen

Las dosis de radiación ionizante en tomografía computarizada (TC) tienen el potencial de generar efectos deletéreos. El tema no es trivial y la pregunta permanece en cuanto a cómo se sitúa el manejo de dosis, en concreto, en Chile. El objetivo de este trabajo es registrar y sintetizar las dosis por paciente en examen de TC en tres instituciones de salud de la Región de Valparaíso. Se realizó un estudio prospectivo descriptivo durante 3 meses, incluyendo exámenes de adultos de cabeza, tórax, abdomen y pelvis. Se recolectaron archivos DICOM asociados para extraer valores de variables relevantes. Se observaron distribuciones de dosis diferentes entre hospitales, al tener equipos y protocolos diferentes. Las medianas de CTDI (Computed Tomography Dose Index) observadas están en general dentro del rango internacional, pero con una gran proporción de exámenes que sobrepasan estos valores. Las variables de mayor relevancia en el control de la dosis fueron el número de series asociado a cada examen y la corriente de tubo. Este estudio muestra que las dosis a pacientes en estas tres instituciones son conformes a lo reportado en el ámbito internacional, con cierto espacio de mejora existente. Queda por confirmarse si estas conclusiones se pueden extender a otras instituciones y otras regiones de Chile.

Palabras clave: Radiación ionizante. Dosis de radiación. Tomografía. Rayos X computarizados.

Abstract

Ionizing radiation doses in computed tomography (CT) have the potential to generate deleterious effects. The issue is not trivial and the question remains as to how the dose management is managed, specifically, in Chile. The objective of this work is to record and synthesize doses to patient undergoing CT examination in three institutions in the Valparaíso Region. A prospective descriptive study was carried out for 3 months, including examinations of the head, thorax and pelvis. DICOM files were collected to extract relevant variable values. Dose distributions are different between hospitals, as they have different equipment installed and different acquisition protocols. The median CTDI (Computed Tomography Dose Index) observed are in general within the international range, with a large proportion of exams exceeding these values. The most relevant variables in dose control were the number of series associated with each exam, and the tube current. This study shows that patient doses in these three institutions are consistent with what has been reported internationally, with some room for

Correspondencia:

*Stéren Chabert

E-mail: steren.chabert@uv.cl

0717-9308 / © 2022 Sociedad Chilena de Radiología. Publicado por Permanyer. Este es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Fecha de recepción: 28-12-2021

Fecha de aceptación: 24-07-2022

DOI: 10.24875/RCHRAD.21000027

Disponible en internet: 17-10-2022

Rev Chil Radiol. 2022;28(3):83-91

www.resochradi.com

improvement still available. It remains to be confirmed whether these conclusions can be extended to other institutions and other regions of Chile.

Keywords: Ionizing radiation. Radiation Dosage. Tomography. X-Ray computed.

Introducción

La tomografía computarizada (TC) es una herramienta de diagnóstico muy relevante, ya que permite obtener imágenes de buena resolución y gran contraste. El lado negativo es que su uso ha aumentado significativamente, incrementando la exposición acumulativa de la población a la radiación ionizante^{1,2}. Los rayos X, al ionizar los tejidos irradiados, producen una cascada de eventos y, a la larga, aumentan el riesgo de cáncer¹. La magnitud estimada de este riesgo es la razón por la cual se ha reconocido durante la década pasada a la TC como una de las tecnologías de salud que más riesgo genera³. Son estimaciones de magnitud de riesgo difíciles de realizar, pero los estudios coinciden en la realidad de este riesgo. Berrington de Gonzales y Darby⁴ estimaron, en el año 2004, que el uso de la radiología diagnóstica podría causar 700 casos de cáncer anuales en el Reino Unido. Según Brenner y Hall¹, entre un 1,5 y un 2% de los casos de cáncer en los Estados Unidos estarían relacionados al uso de TC. Este riesgo varía según la edad del paciente: se duplica si el paciente tiene 20 años en vez de 40 años⁵. De hecho, en un estudio de cohorte de cerca de 11 millones de personas en Australia, en el año 2013, el incremento observado de casos de cáncer en niños y adolescentes se ha atribuido esencialmente a la exposición a radiación ionizante por TC, llegando a tener una tasa de exceso de incidencia de 9,38 casos por 100.000 personas, asociada a una dosis promedio efectiva de 4,5 mSv⁶.

La tecnología de los equipos ha evolucionado en los últimos años. Se encuentra en particular el uso de sistemas de control automático de intensidad de la corriente del tubo⁷, o de métodos de reconstrucción iterativos que permiten disminuir significativamente la dosis a paciente^{8,9}. Las discusiones siguen activas en el ámbito internacional para acordar los diferentes niveles de referencia de dosis observados en los países¹⁰, según indicaciones clínicas¹¹, y sobre cómo seguir optimizando la dosis de radiación en la TC². En esta línea de trabajo, una cuestión esencial es poder tener datos y saber qué pasa en forma concreta en nuestra realidad local. El objetivo del presente trabajo es registrar y sintetizar las dosis a paciente usadas por examen de TC en diferentes instituciones de salud de la Región

de Valparaíso, en el centro de Chile, y contrastarlas con los valores internacionales publicados. Específicamente, el estudio se centró en las dos ciudades de mayor tamaño de la región: Valparaíso y Viña del Mar. En su conjunto, estas dos ciudades incluyen más de 600.000 habitantes y conforman la tercera conurbación del país.

Método

Recolección de datos

Se extendió la invitación a participar a ocho instituciones de las ciudades de Valparaíso y Viña del Mar, tanto públicas como privadas y centros de imagenología ambulatoria, de las cuales finalmente participaron tres. Para mantener la confidencialidad, a cada una de las instituciones participantes se le asignó un nombre: EAS1, EAS2 y EAS3. Los tres EAS son establecimientos de alta complejidad, con atención cerrada, servicios de atención de urgencia 24/7 y más de 300 camas. En las tres instituciones participantes están instalados tres escáneres de las marcas General Electric (dos equipos) y Toshiba (un equipo). Todos los equipos fueron instalados en los últimos 5 años y cuentan con sistemas de control de exposición automatizados y con procesos de reconstrucción iterativa utilizados por defecto.

Los criterios de inclusión de exámenes fueron: TC realizados en adultos, estudios de cabeza, abdomen, pelvis y tórax, separados o en combinación entre uno o dos de los tres, con o sin contraste. Se excluyeron los exámenes combinados con tomografía por emisión de positrones (PET) o con tomografía por emisión de fotón único (SPECT), los exámenes cardiacos y de angiografía por TC, los exámenes multiprotocolo (p. ej., cabeza y tórax) y los exámenes pediátricos. El trabajo contó con las autorizaciones de los comités ético-científicos correspondientes de cada institución.

Los datos fueron recolectados desde bases de datos anonimizados en el mismo EAS; en concreto, se contó con las imágenes DICOM y los informes de dosis generados por el equipo. En un establecimiento solo se tuvo acceso a los informes de dosis. El proceso de recolección de datos anonimizados se llevó a cabo entre los meses de diciembre de 2020 y febrero de 2021.

Procesamiento de datos

El procesamiento de los datos fue automatizado con códigos propios, implementados en Python 3.6. Desde los metadatos de los archivos DICOM se obtuvieron parámetros técnicos afines a la adquisición de imagen, específicamente el voltaje aplicado al tubo de rayos X (kVp), la corriente aplicada multiplicada por el tiempo de exposición para obtener el factor de exposición (mAs), el factor describiendo la relación entre la velocidad de traslación de la mesa del paciente y el ancho del haz de rayos X (*pitch*) y el grosor de corte; se consideró el campo *Body part examined* para confirmación del área explorada en la imagen. Se identificaron los exámenes multiprotocolo en forma automática a través del análisis del campo *Body part examined* y del campo de descripción del estudio. Los exámenes que incluyeron más de un protocolo, por ejemplo cabeza y tórax, fueron excluidos del análisis; un 6% del total de los exámenes inicialmente recolectados fueron excluidos por este motivo. Los exámenes con medio de contraste fueron identificados en forma automática también en los campos DICOM correspondientes. Desde los informes de dosis se obtuvieron los valores de dosis CTDIvol (*Volume Computed Tomography Dose Index*) y DLP (*Dose Length Product*), reportados para cada serie y para el examen total. CTDIvol corresponde al índice de dosis de radiación en TC como promedio sobre el volumen estudiado tomando en cuenta los posibles *overlaps* o los posibles *gaps* que puedan existir entre rotación de tubo¹². El DLP corresponde al producto dosis-largo, es decir, la multiplicación del CTDIvol por la distancia recorrida por la mesa del paciente durante la irradiación¹². Según las versiones de informes de dosis entregados por el equipo, los valores de dosis se obtuvieron de los metadatos DICOM o leyendo el texto en la imagen del informe de dosis, con un código diseñado en forma específica para este propósito.

Para analizar la relación de la dosis al tamaño de paciente, se aproximó la dimensión del paciente según las imágenes de los pacientes, siguiendo lo descrito por Allende et al.¹³, estimando el tamaño del paciente en tres cortes axiales y promediando el valor obtenido en cada corte. El tamaño equivalente *DE* se aproximó según la ecuación 1, donde *AP* corresponde a la dimensión máxima observada en la dirección antero-posterior y *LAT* en la dirección lateral:

$$DE = \sqrt{AP \cdot LAT} \quad (1)$$

AP y *LAT* se obtuvieron en las imágenes umbralizadas por el método de Otsu¹⁴, umbralización que busca

separar automáticamente en la imagen el cuerpo del paciente del fondo.

Para facilitar la comparación con reportes internacionales, se estimó también la dosis efectiva (*E*), que refleja el riesgo relativo de desarrollar efectos estocásticos ante la exposición a radiación ionizante. Esta dosis se calcula como se indica en la ecuación 2, donde *k* corresponde a un coeficiente de conversión específico para cada área anatómica estudiada¹⁵:

$$E = DLP \cdot k \quad (2)$$

La normalidad de la distribución de los datos fue evaluada por el test de Shapiro-Wilk. Ninguna distribución fue encontrada normal (alfa de 5%). Consecuentemente, se reportaron los valores medianos de las distribuciones en vez de usar el promedio, y la mediana de la desviación absoluta (MEDA) más que la desviación estándar. La diferencia de distribución de dosis entre EAS fue estimada entonces con el test de Kruskal-Wallis. En forma similar a lo propuesto por Smith-Bindman et al.¹⁶, ajustamos un modelo log-lineal entre dosis (*E*) y variables observadas. Las variables consideradas en nuestro caso fueron mAs, *pitch*, grosor de corte, DE y número de series del examen. Como los valores de kVp observados variaron muy poco, no se incluyeron en el modelo. Las distribuciones fueron estandarizadas antes del ajuste. Los intervalos de confianza y la significancia de los coeficientes ajustados fueron estimados utilizando la implementación propuesta por Seabold y Perktol¹⁷. Se consideró un umbral de significancia del 5%.

El contraste con valores internacionales se realizó según los valores observados en estudios del Reino Unido¹⁸, Irlanda¹⁹, Portugal²⁰, Grecia²¹, Egipto²² y Japón²³, en artículos publicados entre los años 2010 y 2020. Se consideró también la comparación internacional sintetizada por Smith-Bindman et al.¹⁶, que incluye valores de los Estados Unidos, Japón, Israel y la Unión Europea. Se privilegiaron los estudios de valores observados, en forma similar a lo desarrollado aquí, más que los trabajos orientados a desarrollo de niveles de referencia de dosis.

Resultados

La distribución de los exámenes recolectados se presenta en la figura 1. La tabla 1 sintetiza las dosis observadas en los tres EAS. Una descripción más precisa de las distribuciones de dosis observadas se encuentra en la tabla 2 y en la figura 2. Se presenta en la tabla solamente la distribución de DLP, pero las descripciones son similares para *E* y para CTDIvol,

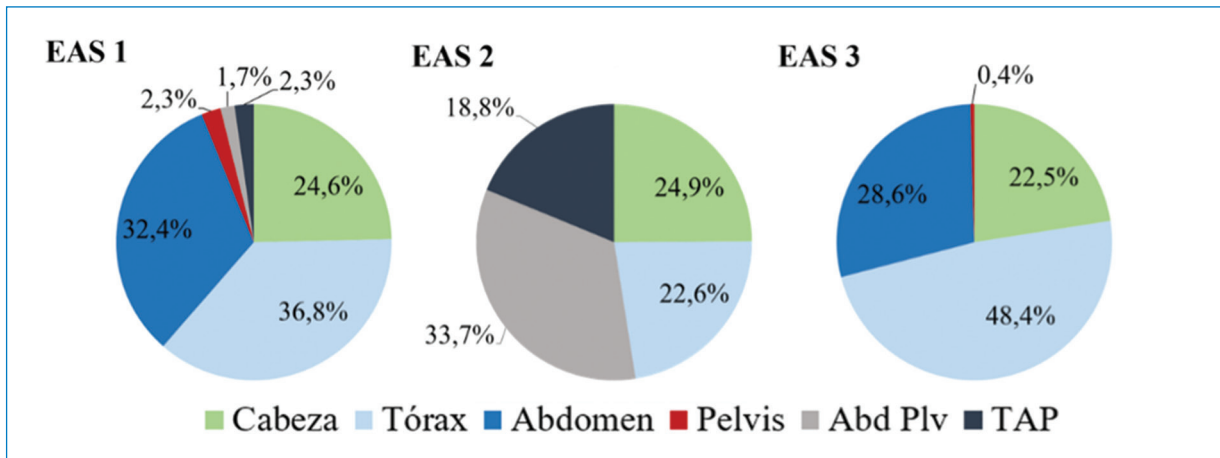


Figura 1. Distribución de exámenes según la parte explorada, en cada Establecimiento de Atención de Salud (EAS). Abd Plv: Abdomen-Pelvis; TAP: Tórax-Abdomen-Pelvis.

Tabla 1. Dosis observadas en los tres EAS, según el área explorada. Se reportan la mediana y el rango de valores observados. Se reportan también los valores internacionales de la literatura^{16,18-23}. Al encontrar solo una fuente internacional de dosis en pelvis, y no permitir una apreciación de un rango observado, no se incluyen en la tabla estos exámenes

	CTDIvol (mGy)		DLP (mGy-cm)		E (mSv)	
	Mediana	Rango	Mediana	Rango	Mediana	Rango
Cabeza						
Internacional	62,4	28,8-74,9	900	802-1154	1,5	1,4-1,9
EAS1 (n = 416)	65,0	29,9-210	1237*	878-8101	2,6*	1,8-17,0
EAS2 (n = 208)	63,1	36,2-467,2	1206*	150-6386	2,5*	0,3-13,4
EAS3 (n = 203)	52,7	23,0-341	865	357-4240	1,8	0,8-8,9
Tórax						
Internacional	12,1	10,1-17,7	391	354-802	4,7	1,7-6,4
EAS1 (n = 621)	22,9*	2,4-108	1006*	99-6245	14,1*	0,8-87,4
EAS2 (n = 189)	17,7	2,4-52,5	580	91-1774	8,1*	1,3-24,8
EAS3 (n = 436)	10,0	1,6-154	369	67,7-3596	5,2	0,6-50,4
Abdomen						
Internacional	13,5	12,9-27,5	983	563-1063	8,3	7,0-25,7
EAS1 (n = 547)	26,2	3,5-139	1405*	154-7355	21,1	2,3-110,0
EAS3 (n = 258)	18,8	3,6-153	985	146-4756	14,7	2,2-67,4
Abdomen y pelvis						
Internacional	13,9	11,1-27,0	645	628-978	13,3	10,0-37,9
EAS1 (n = 28)	29,1*	4,4-83,8	1521*	226-5013	22,8	3,4-75,2
EAS2 (n = 282)	15,0	3,6-416,2	759	166-4425	11,4	2,5-66,4
TAP						
Internacional	12,0	10,0-32,6	867	765-1002	-	-
EAS1 (n = 38)	31,0	4,0-142	2132*	272-7484	32,0	4,1-112,0
EAS2 (n = 153)	31,8	6,3-175,0	1909*	387-5310	28,6	5,8-79,7

TAP: Tórax-Abdomen-Pelvis.

*Valores reportados en el EAS superiores a los rangos internacionales publicados.

como se observa en la figura 2. Esta figura permite visualizar lo subrayado en la tabla 2, a saber, que los valores de medianas están ubicados en la parte muy

inferior del *boxplot*, evidenciando una «cola pesada» de la distribución hacia valores elevados. Si bien las tendencias son similares entre EAS, es menester

Tabla 2. Descripción de la distribución de dosis DLP observada. Al no tener ninguna distribución gaussiana, se entregan la mediana y la mediana de la desviación absoluta (MEDA), el valor de dosis en el percentil 75 de la distribución. Se entregan también la proporción de valores superiores a la mediana + 1 MEDA, la proporción de valores superiores a la mediana + 1 MEDA y la proporción de *outliers* detectados

	Mediana (mGy-cm)	MEDA (mGy-cm)	Dosis del percentil 75 (mGy-cm)	Proporción de dosis > mediana + 1 MEDA (%)	Proporción de dosis > mediana + 2 MEDA (%)	Proporción de <i>outliers</i> (%)
Cabeza						
EAS1 (n = 416)	1.237	383	1.396	19%	15%	15%
EAS2 (n = 208)	1.206	408	1.937	35%	22%	4%
EAS3 (n = 203)	865	336	976	17%	12%	12%
Tórax						
EAS1 (n = 621)	1006	873	1830	24%	12%	5%
EAS2 (n = 189)	580	298	806	22%	10%	6%
EAS3 (n = 436)	369	493	673	16%	14%	14%
Abdomen						
EAS1 (n = 547)	1.405	875	2.133	22%	9%	5%
EAS3 (n = 258)	995	627	1.722	27%	17%	4%
Pelvis						
EAS1 (n = 38)	306	156	456	24%	11%	8%
EAS3 (n = 4)	481	258	729	25%	25%	0%
Abdomen y pelvis						
EAS1 (n = 28)	1.521	926	2.317	21%	11%	4%
EAS2 (n = 282)	759	420	1.563	34%	24%	3%
TAP						
EAS1 (n = 38)	2.132	1.267	2968	21%	16%	11%
EAS 2 (n = 153)	1.909	744	2.364	13%	3%	2%

MEDA: mediana de la desviación absoluta; TAP: Tórax-Abdomen-Pelvis.

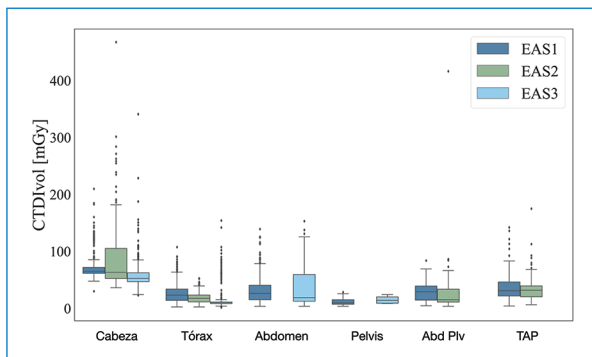


Figura 2. Distribución de las dosis observadas en EAS1, EAS2 y EAS3 para las distintas áreas exploradas. Abd Piv: Abdomen-Pelvis; TAP: Tórax-Abdomen-Pelvis.

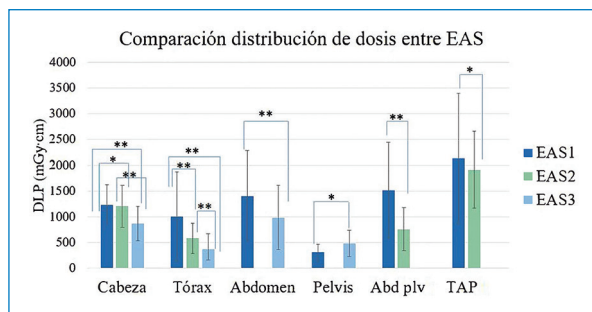
subrayar que las distribuciones observadas son diferentes entre establecimientos, como muestra la [figura 3](#). Comparando las dosis observadas por tipo de examen entre EAS, todas fueron encontradas significativamente diferentes. Las conclusiones son similares al considerar otras métricas de dosis que las mostradas en la [figura 3](#).

La exploración de la relación entre parámetros y dosis solo se pudo realizar en el EAS1 y el EAS3, al contar únicamente con los informes de dosis en el EAS2, sin acceso al detalle de los metadatos de las imágenes DICOM. Los tamaños de paciente estimados, DE, varían entre 20 y 49 cm, con un promedio de $30,7 \pm 3,7$ cm (excluyendo los exámenes de cabeza). Los exámenes con contraste, analizados por área explorada, fueron encontrados todos con valores de dosis superiores a los exámenes sin contraste, como ilustra la [figura 4](#). Los coeficientes de los modelos log-lineal ajustados para los exámenes sin contraste se presentan en la [tabla 3](#). Los modelos ajustados en los exámenes con contraste entregaron valores muy similares en general. La calidad de los ajustes es muy buena en todos los casos, con R^2 de 0,87 en promedio. En todos los casos estudiados, la variable de mayor importancia relativa es el número de serie —lo que corresponde a lo esperado—, la intensidad de corriente o el tamaño de paciente, según los tipos de exámenes considerados.

Tabla 3. Coeficientes asociados a las variables mAs, número de serie, *pitch*, grosor de corte, DE, con distribución estandarizada, usando un modelo log-lineal. Se reportan solo los valores con significancia ($p < 5\%$)

	EAS1			EAS3		
	Tórax (n = 365)	Abdomen (n = 364)	Cabeza (n = 399)	Tórax (n = 391)	Abdomen (n = 163)	Cabeza (n = 21)
mAs	0,26 ± 0,02	0,30 ± 0,03	0,55 ± 0,04	0,48 ± 0,03	0,67 ± 0,05	0,28 ± 0,11
N.º serie	0,70 ± 0,02	0,76 ± 0,02	1,14 ± 0,03	0,59 ± 0,02	0,36 ± 0,04	1,06 ± 0,12
<i>Pitch</i>	-0,07 ± 0,02	-0,03 ± 0,01	-0,11 ± 0,03	0,15 ± 0,02	NS	NS
Grosor corte	0,18 ± 0,03	-0,03 ± 0,01	0,16 ± 0,05	-0,24 ± 0,02	-0,15 ± 0,04	NS
DE	0,39 ± 0,03	0,38 ± 0,03	NS	NS	0,25 ± 0,05	NS
R ²	0,86	0,85	0,84	0,89	0,83	0,92

NS: no significativo.

**Figura 3.** Comparación de dosis (CTIvol) entre EAS, mostrando la mediana según la zona explorada y la mediana de la desviación absoluta (MEDA). Las líneas sobre las barras representan los resultados obtenidos para las comparaciones estadísticas. Test aplicado: Kuskal-Wallis. Abd Plv: Abdomen-Pelvis; TAP: Tórax-Abdomen-Pelvis. * $p < 0,05$. ** $p < 0,01$.

Discusión

Este trabajo presenta una observación en tres establecimientos de atención de salud de Viña del Mar y Valparaíso, sobre 3 meses, de las dosis de radiación ionizante a pacientes adultos en TC, en exámenes de cabeza, tórax, abdomen y pelvis. En la mayoría de los casos, las medianas de CTDIvol observadas están incluidas en el rango de valores publicados en la literatura; solo en dos instancias se reportan medianas superiores al rango internacional. Al considerar los reportes de DLP, las conclusiones son diferentes y se exceden los rangos internacionales en el 58% de los casos. En efecto, se trata de dos tipos de índices que van a ser sensibles en forma diferente a distintos puntos en juego. La discusión sobre qué índice de dosis

sería mejor y cómo estimarlo sigue activa²⁴⁻²⁷. La existencia de múltiples índices de dosis probablemente no facilita el trabajo de vigilancia continua y de comparación con posibles valores de referencia.

Más allá de los valores medianos, se observa que los máximos de dosis sobrepasan a veces de mucho los rangos observados. Se trata de valores máximos aquí reportados, de puntos extraordinarios muy por encima de la mediana observada, y es relevante considerar la distribución de las dosis en su globalidad. Este trabajo subraya también que las distribuciones son anchas, con una «cola pesada» hacia valores más elevados y con distribuciones diferentes según el escáner y la institución considerados. La [tabla 2](#) y la [figura 2](#) subrayan lo disperso de las distribuciones alrededor de su mediana, con promedios de MEDA iguales al 63% del valor de sus medianas respectivas en los exámenes de tórax, abdomen, pelvis, abdomen y pelvis, y TAP. Los exámenes de cabeza se comportan en forma diferente y tienen MEDA entre el 31% y el 39% con respecto a su mediana. La densidad hacia valores superiores de las distribuciones de dosis se ve más nitidamente reflejada a través de las proporciones de datos superiores a la mediana más una o dos MEDA: del 23% y el 14%, respectivamente, como promedio sobre todos los exámenes estudiados. Para considerar como referencia: en una distribución normal, el 16% de los datos son superiores a la media más 1 desviación estándar, y el 2% son superiores a la media más 2 desviaciones estándares. Los exámenes que presentan una distribución más pesada hacia valores altos en general son los de cabeza y los de tórax, pero con disparidades entre establecimientos. Observar distribuciones con «cola pesada» hacia valores más elevados

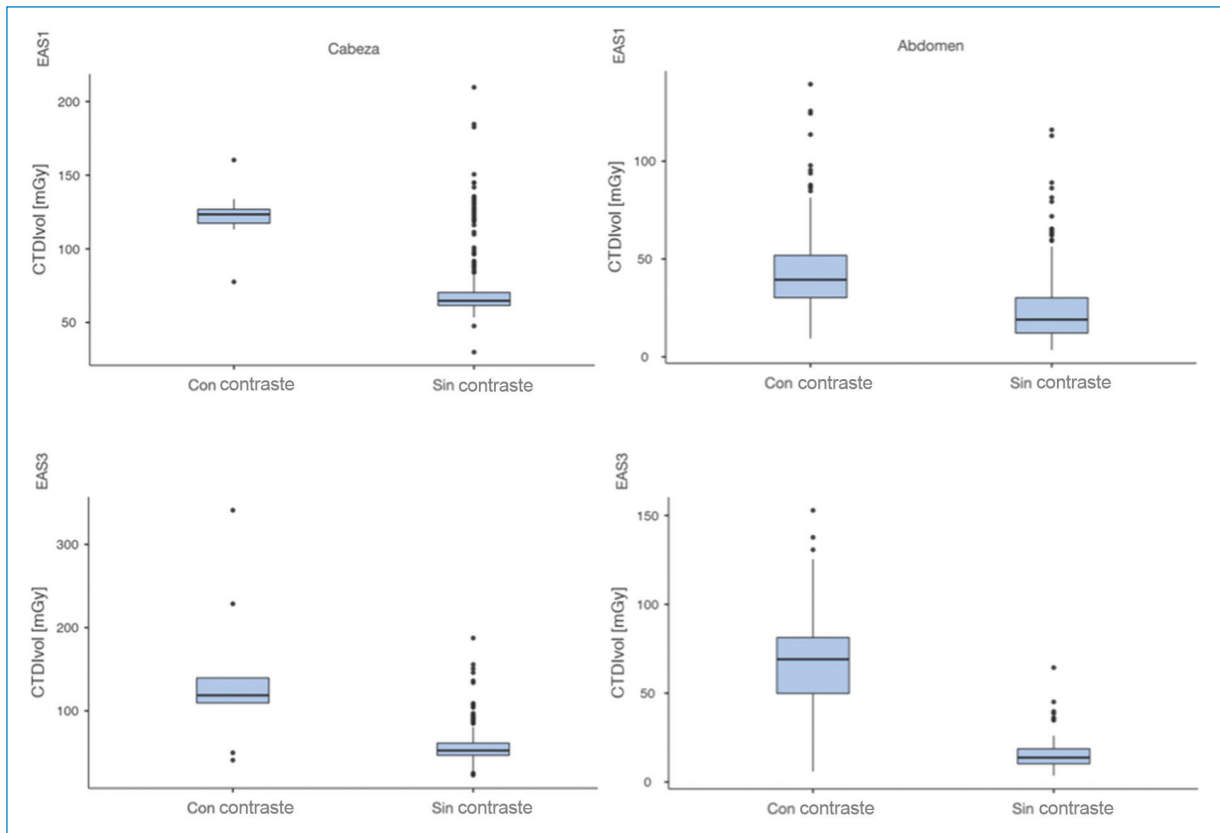


Figura 4. Ejemplo de las diferencias de dosis (CTDIvol) entre exámenes con contraste y sin contraste, en exámenes de cabeza (izquierda) y de abdomen (derecha), en EAS1 (arriba) y EAS 3 (abajo).

implica que podría existir espacio para profundizar la reflexión sobre cómo disminuir todas las dosis a paciente en general.

Los exámenes utilizando medio de contraste presentaron dosis significativamente más altas en todos los casos, como se ilustra en la figura 4. Este efecto era previsible, pues los exámenes con contraste tienen un número promedio de series adquiridas mayor que los exámenes sin contraste. El uso de medio de contraste es determinado según la necesidad de la exploración clínica, es decir, en la perspectiva de optimizar un protocolo de adquisición, y no debiera ser una variable ajustable en primera instancia. El análisis de modelos log-lineal subraya la importancia relativa de los parámetros en la dosis resultante. Además del número de series, la segunda variable más importante es el mAs, a pesar de mostrar un peso relativo diferente según el tipo de examen y según el EAS; este efecto se visualiza en la figura 5. Esto también era un resultado esperado, ya que con el mAs se eleva el número de fotones creados y por lo tanto la energía depositada en el cuerpo. La importancia relativa del grosor de corte y

del tamaño del paciente (DE) varía según los modelos obtenidos, es decir, según el EAS y según el tipo de examen. Se observa una relación inversa entre el grosor de corte y la dosis entre un EAS y el otro, lo que llama la atención. Estamos observando aquí protocolos diferentes, implementados en equipos diferentes.

Este estudio presenta ciertas limitaciones, de las cuales una de las mayores es que no se ha tomado ningún criterio clínico ni de calidad de imagen o diagnóstico asociado. Es decir, estamos proponiendo un estudio automatizado que puede adolecer de una cierta falta de contexto para entender cada dosis, en particular las alejadas de los valores medianos. Los estudios estuvieron categorizados de manera automática según la información de metadatos, buscando descartar todos los exámenes multiprotocolo que pudieran distorsionar las observaciones hacia valores más elevados. Es cierto que un análisis que incluyera en forma más acuada los criterios clínicos del paciente sería más fino, pero este tipo de análisis requiere una mirada caso a caso, y optamos por un diseño de estudio que nos permitiera obtener suficientes datos para llegar a

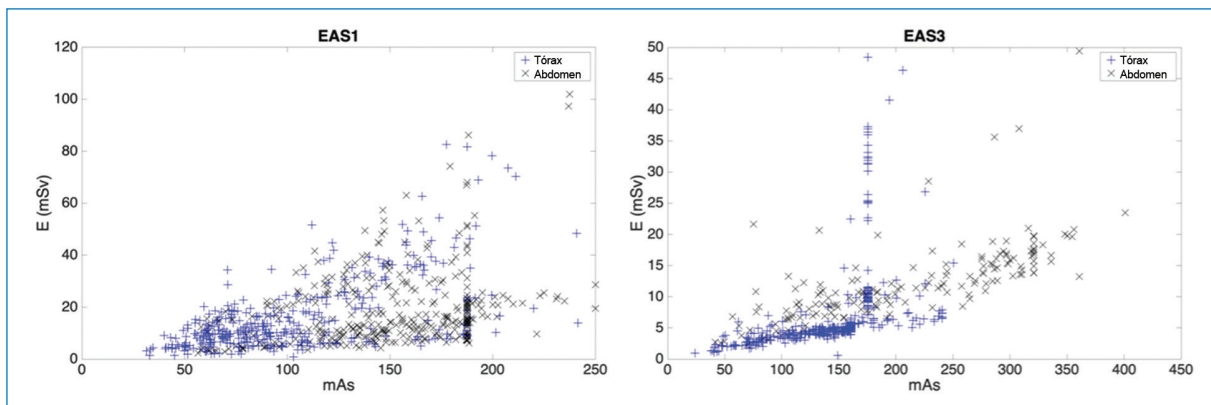


Figura 5. Dosis E (mSv) en función del mAs para exámenes de tórax y abdomen en EAS1 y EAS3, sin medio de contraste.

conclusiones estadísticamente significativas. En esta misma línea de procesamiento automatizado, usamos una estimación aproximada del tamaño del paciente obtenido de un análisis simple de la imagen, que puede verse limitado, por ejemplo, cuando el paciente excede el campo de visión.

El período de observación fue relativamente acotado, y en un contexto peculiar, ya que fue en plena pandemia de COVID-19. Esto implicó, entre otros aspectos, que hubiera muchos exámenes de TC torácicos y que potencialmente protocolos de adquisición *ad hoc* hayan sido trabajados. Si bien siempre se quisiera tener un número de exámenes incluidos más alto, las observaciones realizadas son coherentes con lo que señalan Smith-Bindman et al.¹⁶ en su estudio. En este trabajo se representa también la dispersión elevada de las dosis utilizadas, en forma más asociada a cultura de trabajo y decisiones de protocolos a utilizar más que a un equipamiento técnico en particular. El propósito aquí no es establecer un modelo explicativo de dosis, sino más bien obtener una descripción de las dosis resultantes en pacientes y subrayar algunas pistas por las cuales podría ajustarse más la dosis final a paciente. Como se ha señalado^{10,11,16}, no solo las características técnicas de las máquinas impactan en la dosis final, sino también las decisiones de implementación de los protocolos. Si bien en la dosis final a paciente impactan múltiples factores de manera no trivial, se destaca aquí la relevancia del número de serie incluido en el examen y del factor de exposición utilizado (mAs).

Este estudio probablemente no es representativo de la realidad chilena: solo se incluyeron tres instituciones, todas de la misma zona geográfica de la región central, de tamaño mediano-grande y alta complejidad. La pregunta sigue planteada para confirmar el manejo

de dosis a paciente en establecimientos de diferentes tipos y con equipos más antiguos. El presente estudio subraya la importancia de crear un modelo de auditoría, gestión y control de dosis de radiación emitida por TC, considerando aspectos normativos, de implementación y de microgestión dentro de cada servicio.

Financiamiento

Este trabajo fue financiado por ANID - Programa Iniciativa Científica Milenio - ICN2021_004 y por FONDECYT ANID 1221938.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no presentar ningún conflicto de intereses.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del comité de experimentación humana responsable y de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

Bibliografía

1. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography — an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med.* 2007;357:2277-84.

2. Whitebird RR, Solberg LI, Bergdall AR, López-Solano N, Smith-Bindman R. Barriers to CT dose optimization: the challenge of organizational change. *Acad Radiol.* 2021;28:387-92.
3. ECRI. Top 10 Health Technology Hazards for 2014. ECRI Institute; 2013. Disponible en: https://www.ecri.org/Resources/Whitepapers_and_reports/2014_Top_10_Hazards_Executive_Brief.pdf.
4. Berrington de Gonzalez A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet.* 2004;363:345-51.
5. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med.* 2009;169:2078-86.
6. Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ.* 2013;346:f2360.
7. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology.* 2005;237:213-23.
8. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med.* 2012;28:94-108.
9. Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *Am J Roentgenol.* 2009;193:764-71.
10. Bos D, Yu S, Luong J, Chu P, Wang Y, Einstein AJ, et al. Diagnostic reference levels and median doses for common clinical indications of CT: findings from an international registry. *Eur Radiol.* 2022;32:1971-82.
11. Tsapaki V, Damilakis J, Paulo G, Schegerer AA, Repussard J, Jaschke W, et al. CT diagnostic reference levels based on clinical indications: results of a large-scale European survey. *Eur Radiol.* 2021;31:4459-69.
12. American Association of Physicists in Medicine. Estimating Patient Organ Dose with Computed Tomography: A Review of Present Methodology and Required DICOM Information. AAPM; 2019. Disponible en: <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=190>
13. Allende F, Lobos V, Zúñiga A. Corrección de índice de dosis en tomografía computarizada por parámetro de diámetro efectivo según reporte 204 de la Asociación Americana de Físicos Médicos. *Rev Chil Radiol.* 2016;22:1-16.
14. Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Trans Sys Man Cyber.* 1979;9:62-6.
15. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning. *AJR Am J Roentgenol.* 2010;194:881-9.
16. Smith-Bindman R, Wang Y, Chu P, Chung R, Einstein AJ, Balcombe J, et al. International variation in radiation dose for computed tomography examinations: prospective cohort study. *BMJ.* 2019;364:k4931.
17. Seabold S, Perktol J, editores. *Statsmodels: Econometric and Statistical Modeling with Python.* 9th Python in Science Conference; 2010.
18. Shrimpton PC, Hillier MC, Meeson S, Golding SJ. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2011 Review. Public Health England. England: Public Health England; 2014. Disponible en: https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/349188/PHE_CRCE_013.pdf
19. Foley SJ, McEntee MF, Rainford LA. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *Br J Radiol.* 2012;85:1390-7.
20. Santos J, Foley S, Paulo G, McEntee MF, Rainford L. The establishment of computed tomography diagnostic reference levels in Portugal. *Radiat Prot Dosimetry.* 2014;158:307-17.
21. Simantirakis G, Hourdakos CJ, Economides S, Kaisas I, Kalathaki M, Koukora C, et al. Diagnostic reference levels and patient doses in computed tomography examinations in Greece. *Radiat Prot Dosimetry.* 2015;163:319-24.
22. Salama DH, Vassileva J, Mahdaly G, Hawki M, Salama A, Gilley D, et al. Establishing national diagnostic reference levels (DRLs) for computed tomography in Egypt. *Phys Med.* 2017;39:16-24.
23. Matsunaga Y, Chida K, Kondo Y, Kobayashi K, Kobayashi M, Minami K, et al. Diagnostic reference levels and achievable doses for common computed tomography examinations: results from the Japanese nationwide dose survey. *Br J Radiol.* 2019;92:20180290.
24. Sanders J, Tian X, Segars WP, Boone J, Samei E. Automated, patient-specific estimation of regional imparted energy and dose from tube current modulated computed tomography exams across 13 protocols. *J Med Imaging (Bellingham).* 2017;4:013503.
25. Bostani M, McMillan K, Lu P, Kim GH, Cody D, Arbiq G, et al. Estimating organ doses from tube current modulated CT examinations using a generalized linear model. *Med Phys.* 2017;44:1500-13.
26. Xu J, Wang X, Xiao H. Size-specific dose estimates based on water-equivalent diameter and effective diameter in computed tomography coronary angiography. *Med Sci Monit.* 2019;25:9299-305.
27. Choudhary N, Rana BS, Shukla A, Oinam AS, Singh NP, Kumar S. Patients dose estimation in CT examinations using size specific dose estimates. *Radiat Prot Dosimetry.* 2019;184:256-62.