

Un programa de red regional para la estandarización y control de radiación para diagnóstico médico no garantiza la armonización de dosis de radiación entre instituciones.

Antonio Rubio Andrés¹, Francisco Sánchez Jiménez¹, Gloria Pérez Hernández (presentadora)², Juana María Plasencia Martínez², Manuel José Buades Forner³, José María García Santos².

¹Universidad de Murcia, Murcia.

²Hospital General Universitario Morales Meseguer, Murcia.

³Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca, Murcia.

Correo electrónico: gloriapéh93@gmail.com

Objetivos:

- El aumento de la exposición de los pacientes a la radiación relacionada con la adquisición de imágenes médicas ha convertido el registro y el control de la dosis de radiación en un tema de interés creciente[1,2,3].
- El programa de monitorización de dosis (**Dose Monitoring Software –DMS-**) es una herramienta útil para controlar la dosis de radiación. Ofrece un análisis detallado de la dosis que recibe el paciente y genera una alerta cuando los niveles exceden unos umbrales predefinidos[3]. El DMS permite a profesionales e instituciones recopilar y analizar datos de dosis de radiación y realizar controles de calidad internos y externos[1]. Una vez que se conoce esta información, el objetivo principal de cada institución debería ir orientado a mejorar la protección del paciente contra la radiación. Sin embargo, ¿podemos suponer que instaurar el DMS implica automáticamente que el paciente recibe la dosis de radiación mínima necesaria? Actualmente se conoce poco sobre la utilidad real y los beneficios de introducir este programa en la práctica clínica diaria[2].
- Nuestro objetivo fue evaluar si implementar un DMS (**DoseWatch, GE Healthcare**) fue suficiente *per se* para garantizar una administración de dosis de radiación homogénea en un sistema de salud regional, analizando las dosis administradas por tomografía computarizada (TC) en tres hospitales públicos de Murcia.

Material y métodos:

- En este estudio retrospectivo, se compararon todos los estudios de TC realizados a lo largo de 2018 en **tres hospitales generales universitarios metropolitanos (H1, H2 y H3) en Murcia, España** (Figuras 1, 2, 3). Los tres hospitales estuvieron representados en el comité directivo regional de dosis, que surgió en 2015, cuando se estandarizaron todos los protocolos regionales de TC, cada hospital estableció sus propios comités de dosis locales y se conectaron al **programa DoseWatch (GE Healthcare)**.



Fig. 1: La Región de Murcia es una comunidad autónoma uniprovincial española, ubicada en el sureste de la Península Ibérica.

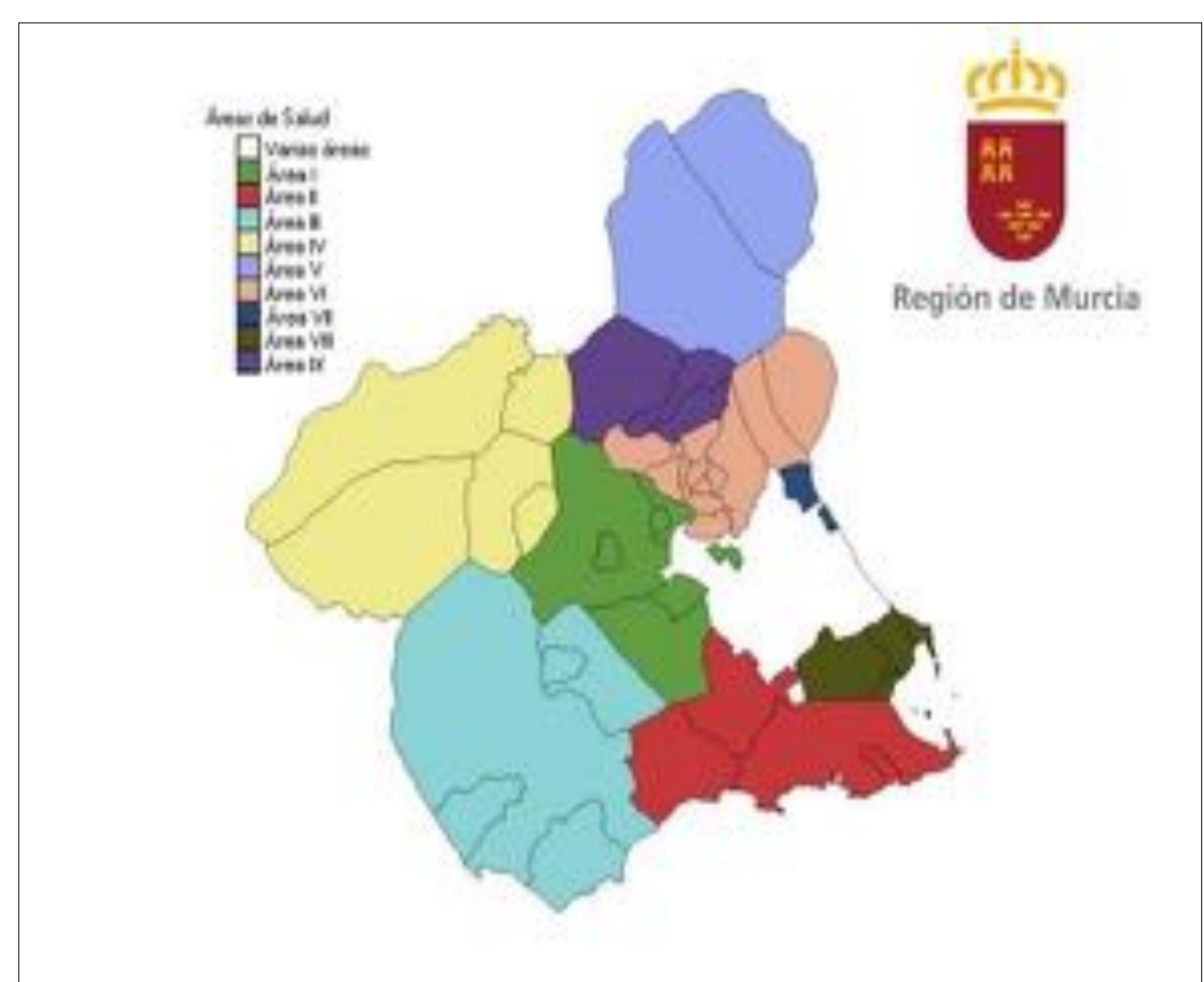


Fig. 2: La Región de Murcia cuenta con 9 Áreas de Salud básicas diferentes, que aparecen representadas en la figura con diferentes colores.

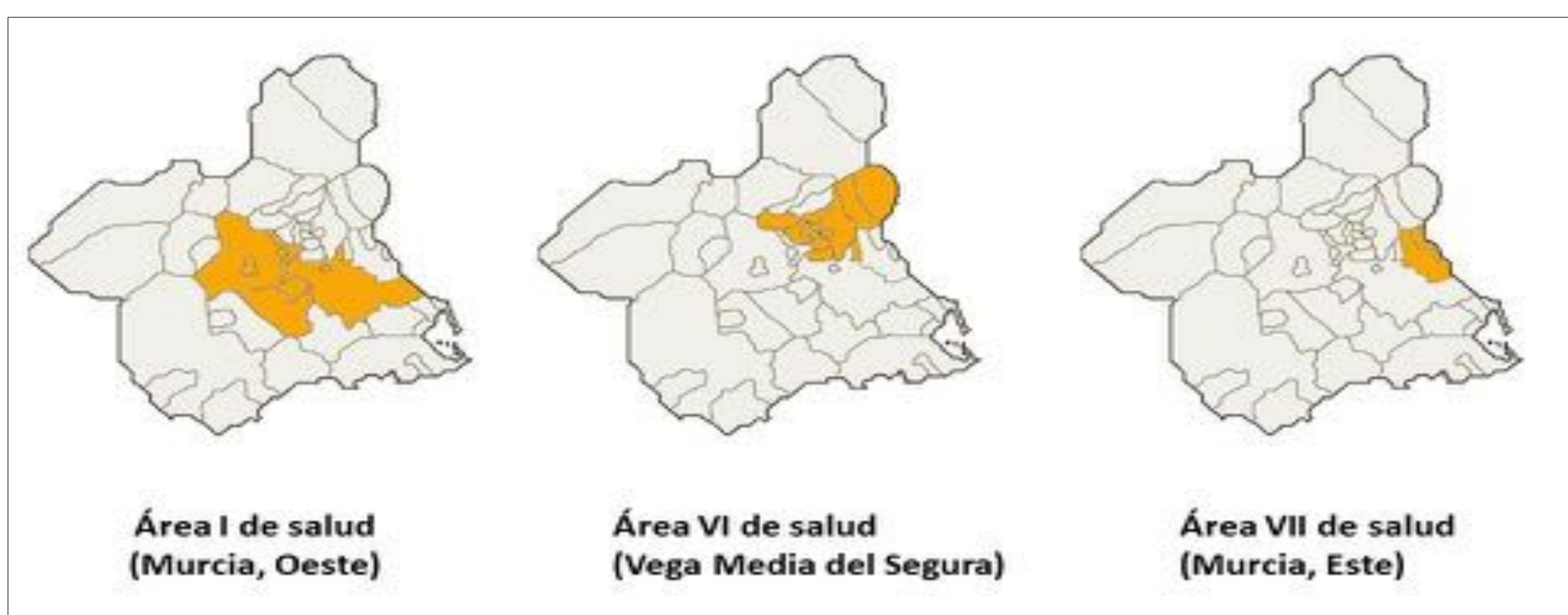


Fig. 3: Los tres hospitales en Murcia incluidos en este estudio fueron los hospitales de referencia para las Áreas de Salud I, VI y VII.

Material y métodos:

- Se incluyeron todos los estudios de TC abdominopélvicos, con sus diferentes protocolos de adquisición, para analizar cada tipo de estudio por separado.
- Se excluyeron los estudios de TC cuyo protocolo, número de adquisiciones o regiones estudiadas no estuvieran claros.
- La dosis de radiación se representó con los parámetros “**Índice de Dosis en Tomografía Computarizada en Volumen**” (CTDIvol) y “**Producto Dosis-Longitud**” (DLP), según lo recomendado[5]. El primer parámetro se utiliza para comparar la emisión de radiación de diferentes protocolos de TC helicoidal[9]. El último, considera la longitud de la exploración para mostrar la dosis total administrada.
- El análisis estadístico se realizó mediante **ANOVA** y **corrección de Bonferroni para comparaciones múltiples**. Se consideró que un valor de $P < 0,05$ indicaba una diferencia estadísticamente significativa. Para los cálculos se empleó el **programa IBM SPSS Statistics versión 20**.

Resultados:

Selección de la muestra

- Al revisar todos los estudios de TC registrados, la gran variabilidad entre la nomenclatura de los protocolos, el número de adquisiciones o la presencia de datos poco claros, nos condicionó a seleccionar solo aquellos estudios protocolizados como **'tomografía computarizada estándar monofásica abdominopélvica con contraste'**, para hacerlos comparables, incluyendo finalmente un total de **5865** estudios de TC.
- El total de estudios incluidos y excluidos, y la frecuencia de los estudios incluidos para cada tipo de TC se muestran en la Tabla 1.
- 3126 estudios (53,3%) correspondieron a pacientes masculinos, mientras que 2734 (46,6%) pacientes eran mujeres. En 5 pacientes faltaron los datos de sexo.

	Estudios de TC abdominopélvico incluidos por equipo	Estudios de TC abdominopélvico incluidos de cada hospital	Estudios de TC excluidos de cada hospital	Estudios de TC adquiridos en cada hospital durante 2018
H1 - Somatom Emotion 16	407 (6,9)	1087 (0,19)	56366 (98,11)	57453
H1 - LightSpeed VCT 64	680 (11,6)			
H2 - CT Brilliance 16	880 (15,0)	2792 (7,38)	35097 (92,62)	37889
H2 - Optima CT 660	1912 (32,6)			
H3 - Aquilion S16	707 (12,1)	1986 (2,62)	73872 (97,38)	75858
H3 - LightSpeed VCT 64	1056 (18,0)			
H3 - Optima CT 660	223 (3,8)			
Total	5865 (100,0)	5865 (3,43)	165335 (96,57)	171200 (100)

Tabla 1: Frecuencia absoluta y relativa (entre paréntesis) de los estudios de TC incluidos.

Resultados:

Dosis de radiación

- Los datos de **DLP** y **CTDIvol** obtenidos para los tres TC de **16 filas de detectores** se representan en la Figura 4, Figura 5 y Tabla 2.
- El valor medio de **DLP** para el TC H1 Somatom-Emotion-16 fue 371 mGy*cm, significativamente más bajo que para el H2 TC-Brilliance-16 (663 mGy*cm) y H3 Aquilion-S16 TC (683 mGy*cm); $P < 0,001$.
- La media de **CTDIvol** para el TC H1 Somatom-Emotion-16 fue de 7,39 mGy, siendo significativamente menor que la obtenida para el H2 TC-Brilliance-16 (14,25 mGy) y para el H3 Aquilion-S16 TC (17,21 mGy); $P < 0,001$.

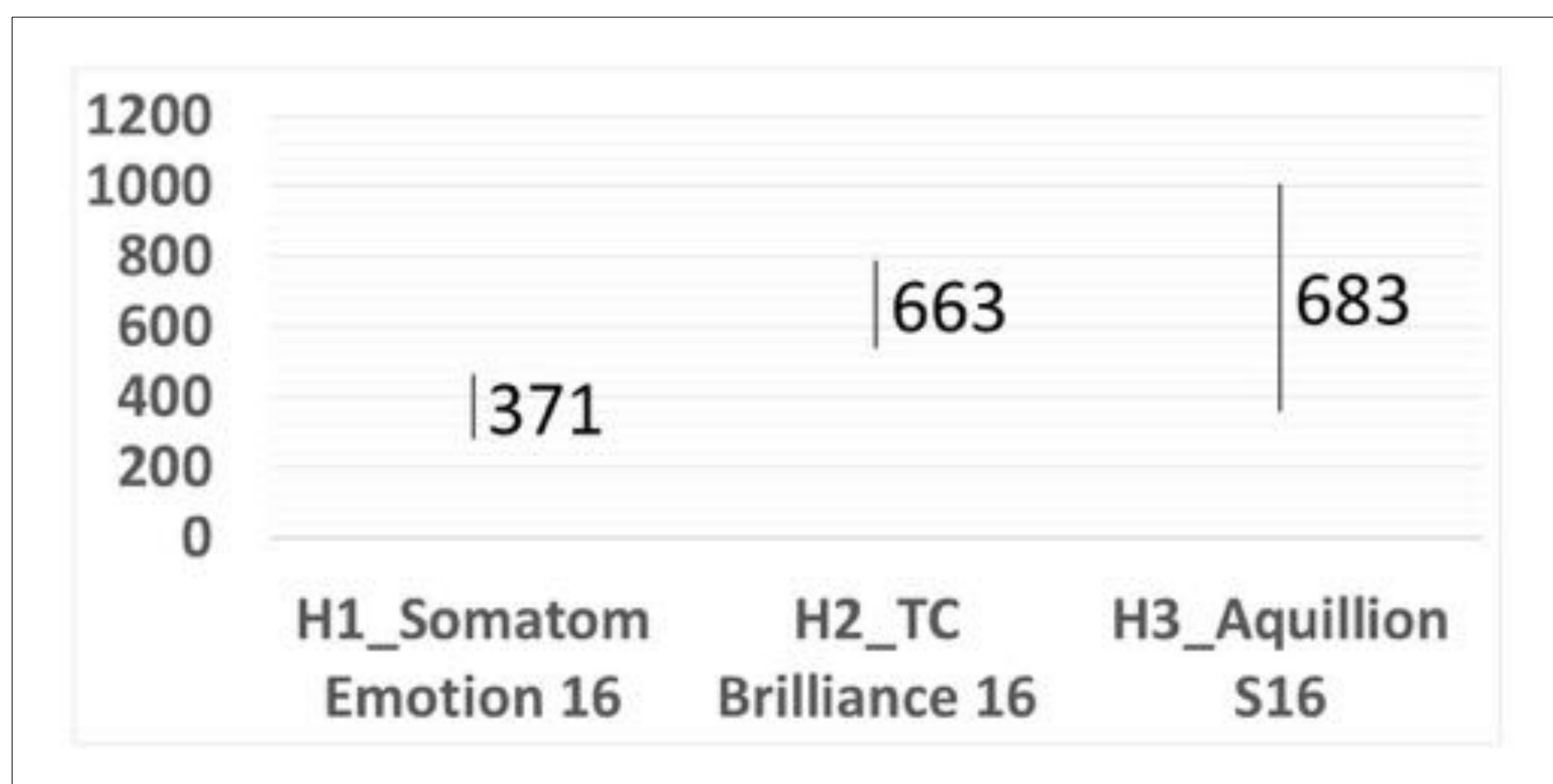


Fig. 4: Valores de DLP para los equipos de TC de 16 filas de detectores. El número central corresponde al valor medio de DLP y los extremos de la barra, al valor medio de DLP ± desviación estándar.

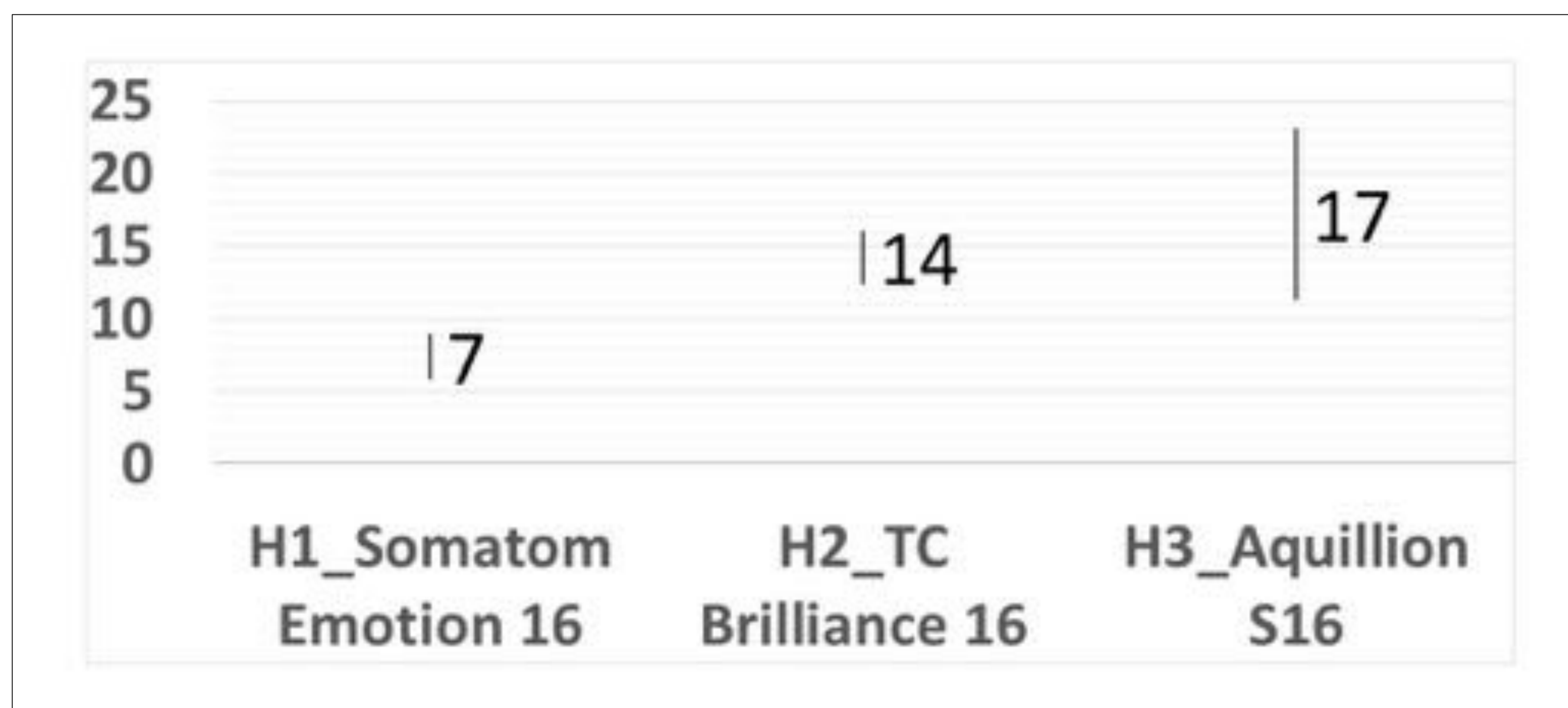


Fig. 5: Valores de CTDIvol para los equipos de TC de 16 filas de detectores. El número central corresponde al valor medio de CTDIvol y los extremos de la barra, al valor medio de CTDIvol ± desviación estándar.

	H1_Somatom Emotion 16	H2_CT Brilliance 16	H3_Aquillion S16
DLP (mGy*cm)	371 ± 93	663 ± 124	683 ± 324
CTDIvol (mGy)	7.39 ± 1,59	14.25 ± 1,84	17.21 ± 5,91

Tabla 2: DLP y CTDIvol en TCs de 16 filas de detectores. Los datos se representan como el valor medio ± desviación estándar.

Resultados:

Dosis de radiación

- Los datos de **DLP** y **CTDIvol** de los **TC de 64 filas de detectores** se recogen en la Figura 6, Figura 7 y Tabla 3.
- El valor medio de **DLP** para el H1 LightSpeed-VCT fue 365 mGy*cm, significativamente menor que para el H2 Optima-CT-660 (577 mGy*cm) y el modelo H3 LightSpeed-VCT (563 mGy*cm); $P < 0,001$. El valor medio de DLP para el H3 GE-Optima-CT-660 fue de 378 mGy*cm, similar al del TC de 64 filas de detectores del H1 ($P = 1$).
- El valor medio de **CTDIvol** para el H1 LightSpeed-VCT fue 6,60 mGy, significativamente más bajo que el del H2 Optima-CT-660 (10,59 mGy) y el H3 LightSpeed-VCT (11,47 mGy); $P < 0,001$. Una vez más, el valor medio de CTDIvol para el H3 GE-Optima-CT-660 fue de 7,06 mGy, similar al del TC de 64 filas de detectores del H1 ($P = 0,793$).

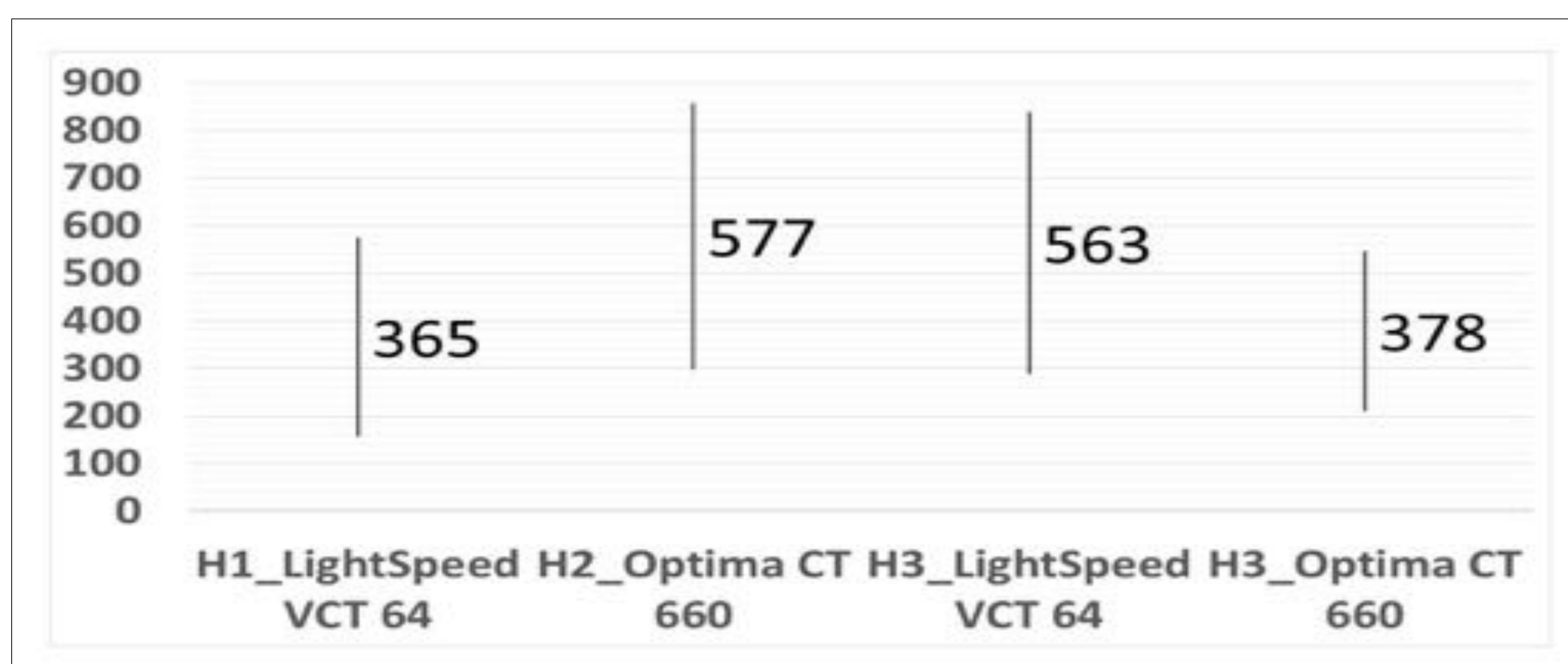


Fig. 6: Valores de DLP para los equipos de TC de 64 filas de detectores. El número central corresponde al valor medio de DLP y los extremos de la barra, al valor medio de DLP \pm desviación estándar.

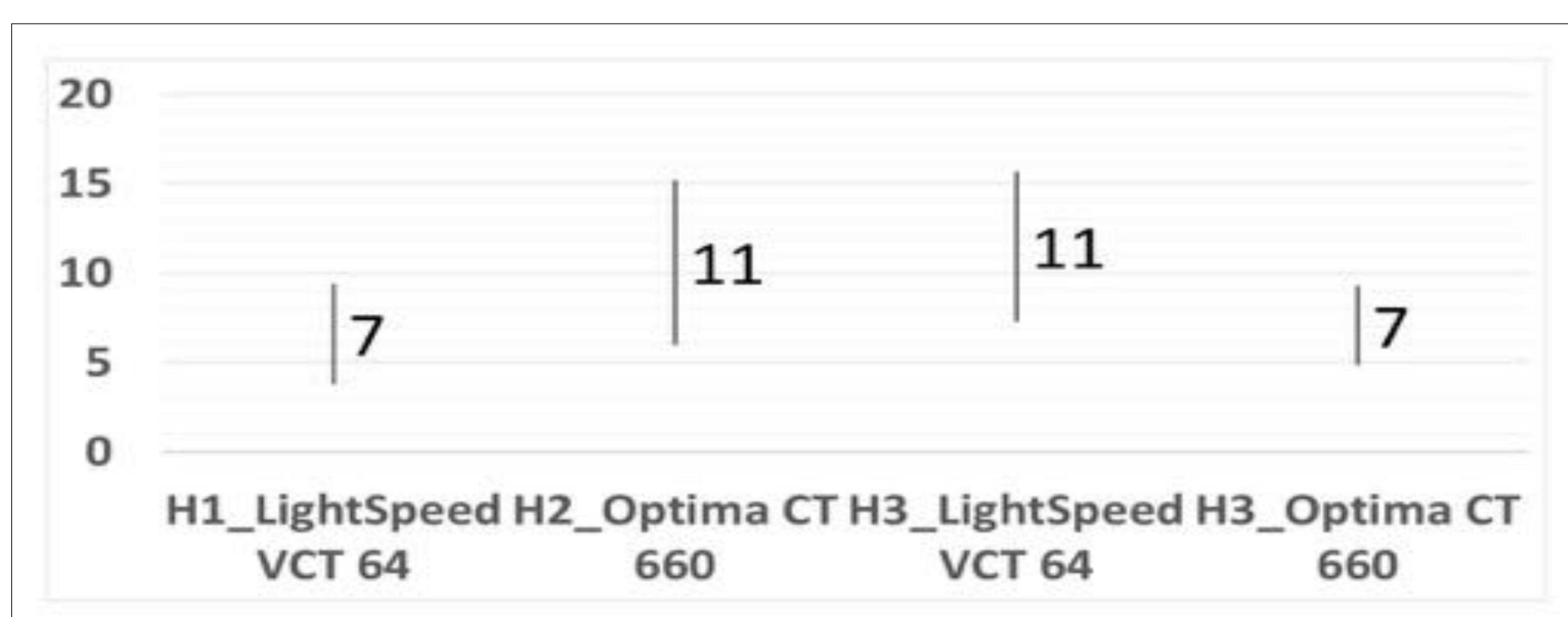


Fig. 7: Valores de CTDIvol para los equipos de TC de 64 filas de detectores. El número central corresponde al valor medio de CTDIvol y los extremos de la barra, al valor medio de CTDIvol \pm desviación estándar.

	H1_LightSpeed VCT 64	H2_Optima CT 660	H3_LightSpeed VCT 64	H3_Optima CT 660
DLP (mGy*cm)	365 \pm 209	577 \pm 279	563 \pm 276	378 \pm 169
CTDIvol (mGy)	6.60 \pm 2,80	10.59 \pm 4,62	11.47 \pm 4,19	7.06 \pm 2,24

Tabla 3: DLP y CTDIvol en TCs de 64 filas de detectores. Los datos se representan como el valor medio \pm desviación estándar.

Resultados:

Dosis de radiación

- Más de la mitad de los **datos de peso y altura** de los pacientes no estaba registrada (Tabla 4). Los datos de peso disponibles fueron similares para todos los equipos de TC ($P = 0,209$); la altura de los pacientes fue mayor para el H1-LightSpeed-VCT ($P < 0,001$), lo sugiere que no ha tenido un impacto relevante en la dosis de radiación administrada en esa instalación, menor a la de otras.

Equipos de TC	Talla del paciente (n)	Talla del paciente (cm)	Peso del paciente (n)	Peso del paciente (Kg)
H1 – Somatom Emotion 16	346	164,03 ± 16,90	346	76,49 ± 20,47
H1 - LightSpeed VCT 64	626	166,73 ± 10,59	625	75,75 ± 17,03
H2 – CT Brilliance 16	0	-	0	-
H2- Optima CT 660	0	-	0	-
H3 - Aquilion S16	0	-	469	77,19 ± 15,59
H3 - LightSpeed VCT 64	845	165,62 ± 9,05	845	76,30 ± 19,00
H3 - Optima CT 660	209	164,18 ± 12,31	209	73,76 ± 15,11
Total	2026		2494	

Tabla 4: Datos disponibles sobre la talla del paciente, en centímetros (cm), y peso, en kilogramos (kg) para los estudios de cada equipo.

Resultados:

Dosis de radiación

- Todos los estudios médicos de rayos X deben cumplir los dos principios básicos de protección radiológica, **justificación** y **optimización**, siguiendo el **principio ALARA** "tan bajo como sea razonablemente posible". Los niveles de referencia para el diagnóstico (**Diagnostic Reference Levels –DRL-**) se crearon para evitar administrar un exceso de radiación que no contribuya al propósito clínico de una imagen médica.
- Los **DRL** corresponden al **percentil 75** de la distribución de una cantidad dosimétrica definida para condiciones rutinarias, y son específicos de un país o región. Los cuantificadores recomendados de DRL para TC son el **CTDIvol** y el **DLP**[7,8].
- España aún no tiene DRL oficiales. Los valores DLR más recientes utilizados actualmente son los de Suiza y Alemania, publicados en 2010 y 2016, respectivamente. El CTDIvol para el protocolo de abdomen/pelvis en adultos fue de 15 mGy para ambos países, y 650 mGy*cm y 700 mGy*cm para DLP, en Suiza y Alemania, respectivamente[6]. Esos umbrales se han mantenido similares o han disminuido ligeramente después de cada actualización, desde la primera publicación de la **Guía Europea sobre Criterios de Calidad para la Tomografía Computarizada** en 2000, basada en la dosis absorbida en aire, siendo de 35 mGy para CTDI y 780 mGy*cm para DLP[1,4].

Resultados:

Dosis de radiación

- Los niveles de dosis de radiación de los tres hospitales analizados siempre estuvieron dentro de los valores recomendados establecidos. Sin embargo, los datos **CTDIvol** y **DLP** en el **H1** estaban en la mitad del valor del umbral aceptado más bajo, siendo **significativamente menores que en H2 y H3**, incluso con los mismos equipos. **La calidad de imagen de TC en el H1 se asumió como diagnóstica (Figura 8)**, aunque no se han demostrado objetivamente estas diferencias en la calidad de imagen, lo que constituye nuestra principal limitación.

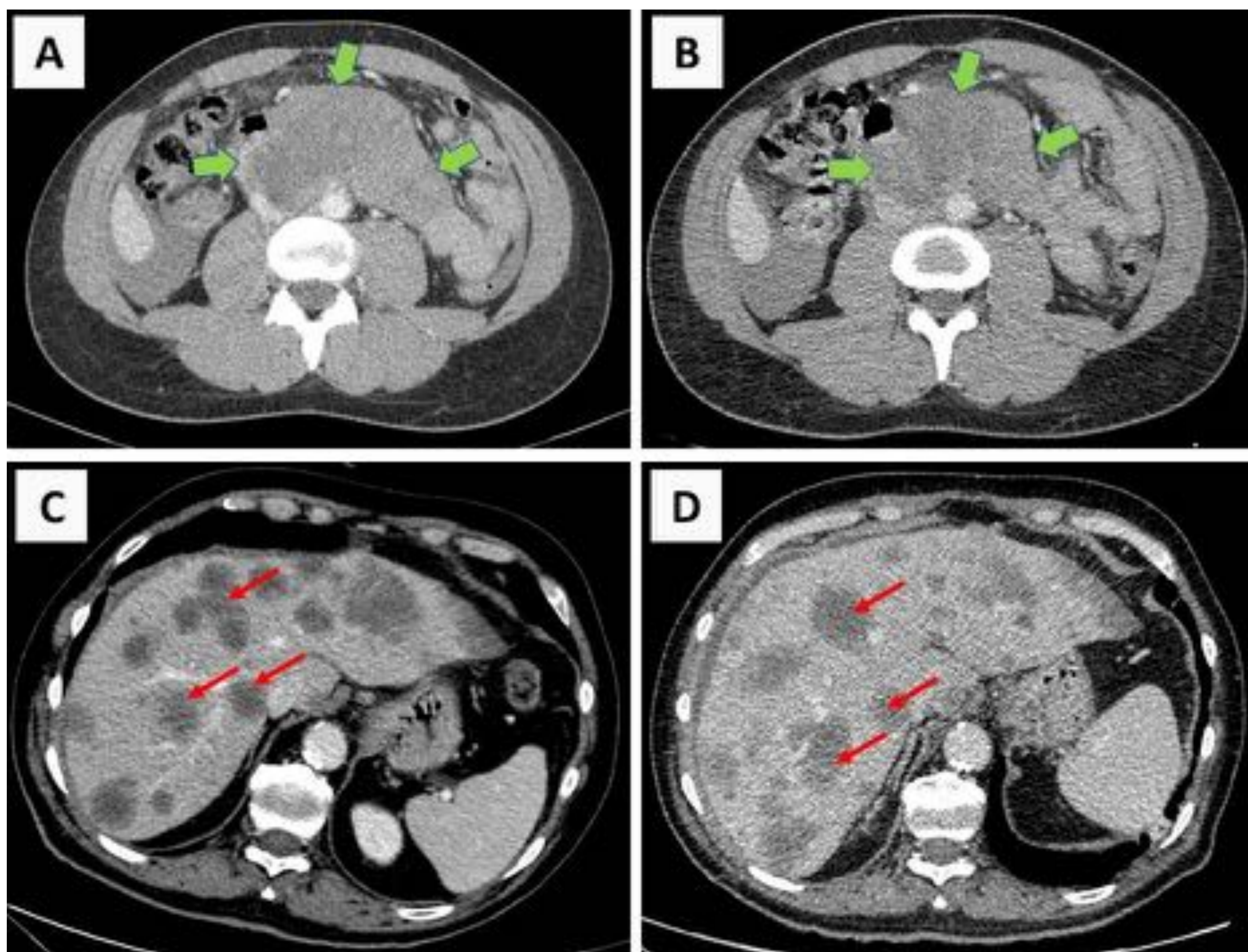


Fig. 8: Imágenes de TC abdominopélvica axial con contraste de dos pacientes diferentes y en tres equipos diferentes. El primer paciente, con una masa retroperitoneal (flechas verdes), se sometió a dos TC en diferentes hospitales (A y B). El segundo paciente, con metástasis hepáticas por adenocarcinoma de recto (flechas rojas), se sometió a dos TC en diferentes hospitales (C y D). La calidad de imagen de las cuatro TC es suficiente para el diagnóstico. El grosor de corte fue de 0,8 mm para todas las imágenes. La dosis administrada de radiación fue CTDIvol: 23,20 mGy, DLP: 973,30 mGy*cm; CTDIvol: 6,19 mGy, DLP: 412,57 mGy*cm; CTDIvol: 6,19 mGy, DLP: 412,57 mGy*cm y CTDIvol: 5,85 mGy, DLP: 297,82 mGy*cm. Mantenemos oculta de manera intencionada la correspondencia de cada imagen con la dosis de radiación de TC.

Resultados:

Dosis de radiación

- A nuestro favor, hasta la fecha no se dispone de resultados de estudios de investigación que indiquen en qué medida se puede reducir la dosis de radiación manteniendo la efectividad clínica del estudio[1]. El hecho de que los DRL disminuyan en cada actualización sugiere que hay margen para reducir la radiación manteniendo la calidad del diagnóstico. Se necesitan investigaciones futuras para determinar la dosis mínima necesaria para el diagnóstico.
- Otra posible fuente de sesgo fue el número de estudios de TC excluidos y los datos perdidos, apuntando ambas limitaciones a la necesidad de una **mayor sensibilización** a este respecto dentro de los **Departamentos de Radiología**.
- Otras **limitaciones** fueron que los autores desconocían los motivos clínicos de petición de las TC, los diagnósticos radiológicos y si de los estudios de TC analizados en esta investigación se derivaron pruebas diagnósticas posteriores radiantes o más costosas. Todas estas limitaciones deberían abordarse en un futuro próximo.
- Nuestro principal hallazgo fue que **la implementación de un DMS regional no garantiza una dosis óptima, "tan baja como sea razonablemente posible"**.
- Esos ajustes incluyen un **trabajo** de concienciación **a largo plazo** para la recopilación y análisis de datos, nuevas auditorías periódicas, el establecimiento de un servicio de consultoría que brinde asesoramiento experto a los radiólogos para optimizar los protocolos de TC e introducir auditorías clínicas para identificar y eliminar los exámenes de TC injustificados[7], estrategias proporcionadas por diferentes sistemas de monitorización (por ejemplo, el sistema de gestión de dosis). Pero todas estas mejoras requieren de una **institución involucrada** en la **optimización de la dosis de radiación**.

Conclusión:

- Implementar un programa de red regional de monitorización y control de dosis de radiación **no garantiza una administración de dosis óptima y homogénea *per se***. Se pueden lograr estudios con una calidad presumible para el diagnóstico utilizando dosis de radiación sustancialmente más bajas. Aumentar la relevancia de las decisiones del comité directivo regional y el papel de los comités locales probablemente será de suma importancia para acercarnos al principio ALARA.

Referencias Bibliográficas:

1. W. Panzer. European guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 16262 EN. [Internet]. 2000. Available in: <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/d229c9e1-a967-49de-b169-59ee68605f1a>.
2. Heilmaier C. Implementation of Dose Monitoring Software in the Clinical Routine: First Experiences. Rofo. 2016; 188 (1):82–88.
3. Nicol RM. Experiences of using a commercial dose management system (GE DoseWatch) for CT examinations. Br J Radiol 2016; 89 (1057).
4. Papadimitriou D. A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy. Examination frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs. Radiat Prot Dosimetry. 2003; 104(1):47-53.
5. Bauhs JA. CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices. RadioGraphics. 2008; 28(1).
6. Schegerer A. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. Bundesanzeiger. 2016.
7. Treier R. Patient doses in CT examinations in Switzerland: Implementation of national diagnostic reference levels. Radiat Prot Dosimetry. 2010; 142(2–4):244–254.
8. ICRP, 2017. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1).