

UNIVERSIDAD DE CHILE

FACULTAD DE MEDICINA

ESCUELA DE TECNOLOGÍA MÉDICA



TESIS PROFESIONAL

*Para optar al título profesional de Tecnólogo Médico con mención en
Imagenología, Radioterapia y física médica*

*“NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS PARA TOMOGRAFÍA COMPUTADA EN
EL HCUCH”*

Felipe Andrés Donoso Liberona- Nicolás Alejandro Gallardo Ramírez

DIRECTOR DE TESIS: TM. DANIEL CASTRO ACUÑA

ASESOR METODOLÓGICO: TM. CRISTIAN GARRIDO

Fecha: 20 de Julio del 2022

Dedicatoria

A nuestros padres por enseñarnos a leer, caminar y hablar; por los valores y principios inculcados, por el apoyo incondicional que nos han brindado; y por habernos acompañarnos durante todos este largo proceso; sin el cual no hubiera sido posible llegar a cumplir nuestras metas y objetivos.

Y a nuestros hermanos/as, amigos y polola por su apoyo y amor incondicional en todo momentos difíciles.

Agradecimiento

Agradecer a la escuela de Tecnología Médica de la Universidad de Chile y al Hospital Clínico de esta casa de estudio por confiar en nosotros, por abrir sus puertas y permitirnos hacer este trabajo investigativo.

De igual manera a nuestro tutor el profesor Daniel Castro Acuña por su ayuda, compromiso, paciencia, tiempo dedicado y conocimientos brindados;

Y a nuestro asesor metodológico el profesor Cristian Garrido por la colaboración y conocimiento aportados durante este proceso.

ACTA CURSO TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

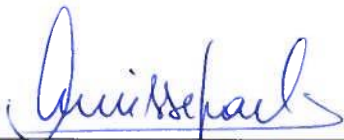
El **Sr. Nicolás Alejandro Gallardo Ramírez**, estudiante de Tecnología Médica con Mención Imagenología, Radioterapia y Física Médica, cumpliendo con los requisitos establecidos en el plan de estudio, realizó durante el noveno semestre de la carrera, la Tesis Profesional titulada: "**Niveles de referencia diagnóstica para tomografía computada en el HCUCH**", dirigida por el **Prof. Daniel Castro**, académico del Departamento de Tecnología Médica, Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

La Escuela de Tecnología Médica designó para su corrección una Comisión integrada por: **TM. Camilo de la Barra**, Instituto Nacional del Cancer y el **TM. Gonzalo Espinoza**, académico del Centro de imagenología HCUCH.

La calificación obtenida se detalla a continuación:

Corrector 1 TM. Camilo de la Barra	6.86	25%
Corrector 2 TM. Gonzalo Espinoza	6.84	25%
Tutor(es) Guía:		
Evaluación intermedia	7.00	25%
Nota final tutor	7.00	25%
Nota final tesis profesional	6.97	

En consecuencia el estudiante **Nicolás Alejandro Gallardo Ramírez** aprueba satisfactoriamente la asignatura.



Prof. Denisse Karl Sáez
Coordinador(a) curso
Trabajo de Investigación



Prof. Hernán Torres Rivera
PEC curso
Trabajo de Investigación

ACTA CURSO TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

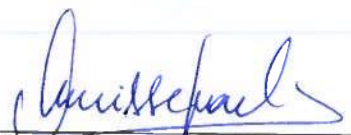
El **Sr. Felipe Andrés Donoso Liberona**, estudiante de Tecnología Médica con Mención Imagenología, Radioterapia y Física Médica, cumpliendo con los requisitos establecidos en el plan de estudio, realizó durante el noveno semestre de la carrera, la Tesis Profesional titulada: "**Niveles de referencia diagnóstica para tomografía computada en el HCUCH**", dirigida por el **Prof. Daniel Castro**, académico del Departamento de Tecnología Médica, Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

La Escuela de Tecnología Médica designó para su corrección una Comisión integrada por: **TM. Camilo de la Barra**, Instituto Nacional del Cancer y el **TM. Gonzalo Espinoza**, académico del Centro de imagenología HCUCH.

La calificación obtenida se detalla a continuación:

Corrector 1 T.M. Camilo de la Barra	6.86	25%
Corrector 2 T.M. Gonzalo Espinoza	6.84	25%
Tutor(es) Guía:		
Evaluación intermedia	7.00	25%
Nota final tutor	7.00	25%
Nota final tesis profesional	6.97	

En consecuencia el estudiante **Felipe Andrés Donoso Liberona** aprueba satisfactoriamente la asignatura.



Prof. Denisse Karl Sáez
Coordinador(a) curso
Trabajo de Investigación



Prof. Hernán Torres Rivera
PEI curso
Trabajo de Investigación

ÍNDICE

1. Resumen	5
2. Abstract	6
3. Introducción	7
3.1. Contexto histórico	7
3.2. Definiciones	8
3.3. DRL en tomografía computada	10
4. Objetivos	15
4.1. Objetivo general	15
4.2. Objetivos específicos	15
5. Materiales y métodos	16
5.1. Materiales	16
5.2. Metodología del estudio	17
5.3. Pruebas de verificación	21
6. Resultados	25
6.1. Muestra del estudio	25
6.2. Frecuencia relativa de exámenes por cada región corporal	28
6.3. Frecuencia relativa de indicaciones clínicas según examen	30
6.4. Verificación dosimétrica	33
6.5. Análisis estadístico	34
6.5.1. Operacionalización de variables	34
6.5.2. Análisis exploratorio de datos generales	34
6.5.3. Análisis exploratorio de datos según el diámetro equivalente en agua.	40
6.5.4. Comparación entre SSDE y CTDIvol	42
6.6. Niveles de referencia para TC en HCUCH.	43
7. Discusión	46
7.1. Indicaciones clínicas	46
7.2. Comparación de DRL obtenidos	46
7.2.1. TC de cerebro sin MC	48
7.2.2. TC de TRX sin MC	48
7.2.3. TC de pelvis sin MC	49
7.2.4. TC de abdomen-pelvis	49
7.3. WED, CTDIvol y DLP	50

7.4. SSDE y CTDIvol como niveles de referencia	51
7.5. Limitaciones	51
8. Conclusiones	53
9. Bibliografía	55
10. Anexos	62
10.1. Carta de aprobación del comité de ética.	62
10.2. Protocolos de TC del centro de imagenología del HCUCH	64
10.3. Verificación dosimétrica	66

1. Resumen

El objetivo de este estudio fue determinar los niveles de referencia diagnósticos (DRL) locales y valores típicos de dosis iniciales para tomografía computada (TC) del Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH). La intención principal fue crear DRL en base a la indicación clínica, diámetro equivalente en agua (WED) y datos dosimétricos obtenidos de los pacientes que se atienden en el centro. Para esto se recolectaron valores de CTDIvol y DLP de los exámenes de tomografía computada realizados a pacientes mayores de 18 y menores de 65 años atendidos en el segundo semestre del año 2021, a través de la aplicación “Teamplay Dose” de la empresa Siemens. Se incluyó únicamente a la indicación clínica más frecuentes de cada región corporal: Tórax, neuro, cuerpo y musculoesquelético, obteniendo en total 986 exámenes realizados. Para el análisis estadístico se utilizó software Stata V 15.1 el que entregó por cada indicación clínica un DRL local para CTDIvol y DLP, los cuales fueron para neuro (cefalea), 36,56 mGy / 655,31 mGy*cm; tórax (Disnea, tos en observación y dolor torácico inespecífico), 5,40 mGy / 199,3 mGy*cm; cuerpo (abdomen agudo/Dolor abdominal/Control pre y post quirúrgico), 6,53 mG y /179,96 mGy*cm para fase sin contraste y 6,89 mGy / 348,14 mGy*cm para fase portal; musculoesquelético (dolor no asociado a trauma) 12,89 mGy / 385,22 mGy*cm. También se observó que al aumentar el rango de WED

de los pacientes, aumenta el CTDIvol y el DLP. Por su parte, se evidencio que el SSDE surge como alternativa de DLR para investigaciones futuras en donde se considere el WED, ya que es un mejor indicador dosimétrico para evaluar el comportamiento de la dosis con el aumento en el diámetro del paciente. Al comparar con niveles de referencia de estudios internacionales, se comprobó que los DRL obtenidos son aplicables.

Palabras clave: Niveles diagnósticos de referencia, Tomografía computada, Dosis de radiación, Optimización de dosis, Protección radiológica.

2. Abstract

The objective of this study was to determine the local diagnostic reference levels (DRL) and typical values of initial doses for computed tomography (CT) of the Clinical Hospital of the University of Chile (HCUCH). The main intention was to create DRL based on the clinical indication, water equivalent diameter (WED), and dosimetric data obtained from patients seen at the center. For this, CTDIvol and DLP values were collected from computed tomography exams performed on patients over 18 and under 65 years old treated in the second half of 2021, through the "Teampay Dose" application of the Siemens company. Only the most frequent clinical indications of these body regions were included: Thorax, neuro, body and musculoskeletal, obtaining a total of 986 tests performed. For the statistical analysis, Stata V 15.1 software was used, which provided a local DRL for each clinical indication for CTDIvol and DLP, which were for neuro (headache), 36.56 mGy / 655.31 mGy*cm; chest (Dyspnea, cough under observation and nonspecific chest pain), 5.40 mGy / 199.3 mGy*cm; body (acute abdomen/abdominal pain/pre and post surgical control), 6.53 mG and /179.96 mGy*cm for phase without contrast and 6.89 mGy / 348.14 mGy*cm for portal phase; musculoskeletal (pain not associated with trauma) 12.89 mGy / 385.22 mGy*cm. It was also observed that as the WED range of the patients increased, the CTDIvol and the DLP increased. For its part, it was evidenced that the SSDE emerges as an alternative to DLR for future research where the WED

is considered, since it is a better dosimetric indicator to evaluate the behavior of the dose with the increase in the diameter of the patient. When comparing with reference levels from international studies, it was found that the DRLs obtained are applicable.

Keywords: Diagnostic reference levels, Computed tomography, Radiation dose, Dose optimization, Radiological protection.

3. Introducción

3.1. Contexto histórico

El uso de radiación ionizante y su aplicación en medicina han permitido realizar diagnósticos más rápidos y precisos, evitando así los procedimientos quirúrgicos innecesarios. Con el tiempo, se han desarrollado y perfeccionado nuevas técnicas y equipos, donde destaca la tomografía computada multidetector, también conocida como escáner, la que ha progresado y expandido su uso desde la década de los 70 debido a que actualmente presenta diversas ventajas respecto a otros exámenes imagenológicos, como lo es su capacidad de proporcionar imágenes tridimensionales de alta calidad con una rápida velocidad de adquisición. Lo nombrado anteriormente, se puede evidenciar en el primer volumen del reporte del 2008 del Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas (UNSCEAR por sus siglas en inglés), en el cual se reportan los resultados de un estudio que evidencian un aumento sostenido en la solicitud de exámenes de tomografía computada desde el año 1993 hasta el 2008, además, otro estudio de este mismo reporte señala que el escáner es la exposición artificial y médica que mayor dosis colectiva anual aportó a la población de los Estados Unidos en el 2006, aumentando también su contribución en comparación al año 1980 (1).

La tomografía computada mide perfiles de intensidad de rayos X, los cuales son capturados en un detector posterior al atravesar estructuras anatómicas en distintas proyecciones y así reconstruir la imagen en base a la distribución de los coeficientes de atenuación, por tal motivo, este examen conlleva de forma intrínseca una alta dosis de radiación al paciente, lo cual puede generar riesgo biológico determinista o estocástico (2).

Ahora bien, existen otras técnicas imagenológicas que no ocupan radiación ionizante y pueden reemplazar a la tomografía computada, como lo es la resonancia magnética y la ecografía, sin embargo, el escáner sigue siendo el gold estándar y el examen más accesible para muchas patologías, por lo que, para seguir utilizando esta técnica de forma segura, es necesario aplicar principios de protección radiológica y así optimizar la dosis que los paciente pudieran recibir.

Por tales razones, en el año 1996, la Comisión internacional de protección radiológica (ICRP por sus siglas en inglés) en su publicación 73 introdujo el concepto de niveles de referencia diagnósticos (DRL por su acrónimo en inglés), como una herramienta de monitoreo y optimización de dosis (3).

3.2. Definiciones

Los niveles de referencia diagnósticos se definen, según su última actualización en la publicación 135 de la ICRP, como una forma de investigación que se utiliza como herramienta para optimizar la dosis que el paciente recibe en procedimientos diagnóstico e intervencionistas; en imágenes médicas generadas por exposición a radiaciones ionizantes, por lo que, un nivel de referencia diagnóstico indica si la radiación utilizada es inusualmente alta o baja para el procedimiento realizado. Los DRL son fundamentales en la optimización de la protección radiológica del paciente hoy en día, ya que funcionan como valores mínimos

estándar de exposición médica bajo los cuales se obtiene una calidad de imagen diagnóstica, siempre teniendo en cuenta que estos niveles de referencia no son correspondientes a un límite de dosis (4). Por lo cual, cobra relevancia su uso en tomografía computada al permitir identificar rápidamente cualquier protocolo de adquisición que no cumpla con el principio de mantener la dosis tan baja como sea razonablemente posible (ALARA por sus siglas en inglés).

La publicación 135 de la ICRP también describió conceptos derivados de los DRL, como lo son:

Magnitud de DRL: Corresponde a una medición fácil y común dosimétrica que permite evaluar la cantidad de radiación ionizante utilizada para obtener una imagen médica específica (5).

Valor de DRL: Clasifica los niveles de referencia diagnóstico según el tamaño muestral utilizado para su determinación (6).

Valor típico de DRL: Es representado por la mediana (percentil 50) de distribuciones de los datos de las magnitudes DRL; su aplicación recae en estudios que buscan establecer valores de DRL, recolectando datos de un centro sanitario con varias salas de examen. Resultan ser valores muy útiles para el centro médico en donde se realiza la investigación, ya que permiten optimizar la dosis recibida por el paciente además de comparar distintos protocolos de adquisición, priorizando así el uso de aquellos que proporcionen menor dosis al paciente (7).

Valor local de DRL: Se corresponde con el percentil 75 de las distribuciones de las medianas de la magnitud DRL de un razonable número de salas de examen (10 a 20) de unos pocos centros sanitarios (8).

Es relevante destacar que el uso del percentil 75 es recomendado por la ICRP como separador entre valores de dosis aceptables y los inusualmente altos, debido a que se encuentra muy por debajo del valor máximo de la distribución de dosis, permitiendo identificar niveles de irradiación ubicados en el extremo superior de dicha distribución.

3.3. DRL en tomografía computada

Para la técnica de tomografía computada, los valores de niveles de referencia diagnóstico cobran gran relevancia; para este tipo de examen se recomienda utilizar como magnitud de DLR, dada su rápida recolección, el índice de dosis en TC volumétrico (CTDIvol) y el producto dosis largo (DLP), valores métricos que varían de acuerdo a los parámetros de adquisición utilizados para el examen (corriente de tubo, voltaje, etc) (9). Por una parte, el CTDIvol es una magnitud estandarizada que sirve como índice de dosis en miligray (mGy) en un volumen de corte para una adquisición, en cambio, el DLP entrega la dosis total recibida en una exploración y su valor es en miligray por centímetro (mGy*cm).

Existen diversos métodos para la recolección de los datos dosimétricos, siendo el más convencional y antiguo la recopilación manual en un papel para cada examen realizado, ocupando tiempo del operador en ser rellenado, por lo cual prácticamente ya no se utiliza. La introducción de los sistemas hospitalarios de información (HIS) y sistemas de información radiológica (RIS) trajo consigo un avance en el ámbito de recopilación de datos dosimétricos, debido a que estas plataformas permiten analizar una amplia cantidad de exámenes realizados a distintos pacientes de forma retrospectiva. El sistema de imagen digital y comunicación en medicina (DICOM por sus siglas en inglés) se dedicó a generar un formato específicamente dedicado a la recolección de parámetros dosimétricos para distintas modalidades de examen, el RDSR (Informe estructurado de dosis de radiación) (10). Si bien, el RDSR significó una herramienta útil para la recolección de magnitudes dosimétricas, existen limitaciones de este

informe, ya que este último solo obtiene un CTDIvol promediado de un estudio en donde se realizan distintas fases de adquisición (11). En el año 2018, la Sociedad europea de radiología (ESR por sus siglas en inglés), creó un grupo de trabajo cuyo objetivo consistió en generar recomendaciones para el uso de sistemas de manejo de dosis; un sistema de manejo de dosis consiste en una plataforma íntimamente relacionada con RIS-PACS, la cual permite recolectar datos dosimétricos para generar DRL locales/nacionales y valores típicos de dosis, además de presentar otras funciones asociadas, como chequear el cumplimiento y uso de los DRL establecidos, detección de irradiaciones mayores a la referencia, etc. (12).

A partir de los índices obtenidos, CTDIvol y DLP, se refleja la configuración del protocolo adquirido sobre un fantoma estandarizado. Los equipos actualmente definen estos valores a partir de dos diámetros de maniqués de polimetilmetacrilato (PMMA), en donde la cabeza se representa con el maniquí de diámetro 16 cm y el cuerpo con el maniquí de diámetro 32 cm. Sin embargo, se ha visto que se puede subestimar la dosis en algunos pacientes pudiendo determinar con mayor precisión la dosis específica a partir del tamaño del paciente. En el informe 204 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM por sus siglas en inglés), se recomienda lo anterior, al evaluar factores de conversión de estimación de dosis específica por tamaño (SSDE), para cada diámetro de maniquí, lo que permitiría calcular un índice de dosis aún más preciso para imágenes de TC corporales pediátricas y adultas en base al diámetro de cada paciente (13).

Como un estimador del diámetro de los pacientes, la AAPM recomienda el uso del diámetro equivalente de agua (WED por sus siglas en inglés), que se define por Bos et al. (2022) como “El diámetro de un círculo de igual área a una imagen con un área equivalente al agua, es decir, el área de píxeles de primer plano ponderados según su radiodensidad en comparación con el agua” (14). El WED puede ser calculado de 2 formas distintas, dependiendo de la

imagen que se utilice en su determinación: La primera consiste en utilizar el topograma del examen, previo a la adquisición tomográfica y la segunda se basa en medir los números CT presentes en la imagen axial reconstruida posterior a la adquisición, obteniéndose resultados similares en ambos métodos (15). La principal ventaja del WED respecto a otros estimadores de diámetro es el hecho de que no solo considera el tamaño geométrico del paciente, como si lo hace el diámetro efectivo, sino que también toma en cuenta la atenuación de los rayos X en los distintos tejidos, que es el parámetro más importante a tener en cuenta para la absorción de dicha radiación y por consecuencia, para la estimación de la dosis (16). Otra ventaja se basa en el hecho de que el WED es un parámetro que se puede calcular en base a las imágenes obtenidas del paciente, que es una fuente confiable respecto a otras variables que son declaradas por el paciente, pero que no son comprobables y verificables, como lo es el caso del peso. No obstante, el WED también presenta desventajas, ya que, a pesar de que este parámetro se puede considerar equivalente al diámetro efectivo del paciente en la región abdominopélvica, existen diferencias significativas entre ambos diámetros en cuanto al tórax, debido a que los pulmones presentan una baja atenuación de los rayos X, factor que no es considerado por el diámetro efectivo, pero si por el diámetro equivalente en agua (17).

En la literatura se encuentran variados estudios cuyo objetivo general consiste en determinar DRLs nacionales e incluso regionales para TC, como lo es la investigación del año 2011, en el cual un grupo de investigadores del Reino Unido recolectó los valores de DLP y CTDIvol obtenidos para diversos exámenes de tomografía computada para distintas indicaciones clínicas, con el fin de determinar un DRL regional que abarque a todos los países del Reino Unido, para cada protocolo de examen analizado y su indicación clínica específica (18). Otro estudio que destaca respecto a este tema es el realizado el año 2017 en Singapur, donde los investigadores obtuvieron valores de DRL para exámenes de TC de cerebro, tórax y abdomen-pelvis, tanto para CTDIvol y DLP, con la particularidad de obtener un promedio de CTDIvol de

las fases en protocolos multifásicos, como lo es en el caso de un escáner de cerebro con medio de contraste (19). Otra investigación reciente y destacada fue la realizada el año 2020, que consistió en una revisión bibliográfica, en la cual se recolectó DRL para TC obtenidos por distintos estudios, clasificando estos valores de CTDIvol y DLP por región anatómica a examinar e indicación clínica asociada, destacando que variadas sospechas diagnósticas no presentan ningún valor de referencia publicado, siendo el caso más destacable el estudio de un adenocarcinoma pancreático (20).

En el caso de Chile, existe un único estudio publicado de este ámbito que fue realizado el año 2020 por investigadores de la clínica Bupa de Reñaca, cuyo objetivo principal consistió en determinar valores típicos de dosis para TC de cerebro sin medio de contraste según la indicación clínica (ACV, cefalea, TEC, pérdida de conciencia y otros), lo cual muestra el bajo desarrollo de investigaciones referentes a niveles de referencia en TC en Chile y nula legislación existente al respecto (21).

Es relevante resaltar que en el último tiempo, se recomienda que los estudios relacionados al área de DRL utilicen el léxico RadLex, creado en el año 2005 por la Sociedad Radiológica de América del Norte (RSNA por sus siglas en inglés); este sistema ontológico que consiste en más de 30.000 términos radiológicos estandarizados por un grupo de radiólogos, tecnólogos y físicos médicos, tiene el fin de simplificar y unificar los criterios de evaluación de imágenes, la descripción y reporte de hallazgos, entre otras funciones, siendo de vital importancia en la caracterización de los protocolos de examen que son usados para obtener DRL, ya que permite comparar con estudios de diferentes centros o incluso, de distintos países (22).

En el Hospital Clínico de la Universidad de Chile, se han realizado trabajos de investigación de esta índole utilizando métodos de recolección de datos manuales con el objetivo de estimar

dosis efectiva en estudios de TC de cerebro realizados entre los años 2013-2014 (23), no obstante, actualmente este centro médico no cuenta con niveles de referencia propios, sino que ocupa DRL recomendados por el ICRP como valores de alerta. Sin embargo, estas recomendaciones no se ajustan necesariamente a la población Chilena o de América Latina, y por ende, este trabajo busca aportar en la generación de valores orientados a la realidad local, respecto al diagnóstico y contextura del paciente. Sumado a lo anterior, los estudios realizados en el centro médico se basaron en datos obtenidos con equipos antiguos, los cuales actualmente han sido reemplazados por nuevos tomógrafos, modelo SOMATOM Definition Edge del fabricante SIEMENS, que permiten reconstruir imágenes con alta resolución espacial y con optimización de la radiación. Por esto, es que se hace indispensable generar nuevos valores de referencia para los protocolos actualmente utilizados, considerando que los DLRs son valores dinámicos y que por recomendación del propio ICRP, se sugiere que deben ser renovados cada cierto periodo, de 3 a 5 años, o bien cada vez que se reemplace o se instale nueva tecnología, como ocurre en este caso. Por último, los valores de DRL generados a partir de los propios datos permitirá llevar una monitorización más certera de los protocolos realizados (24).

4. Objetivos

4.1. Objetivo general

Establecer niveles de referencia diagnósticos y valores típicos, en pacientes adultos, para los exámenes más frecuentes de tomografía computada en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile.

4.2. Objetivos específicos

- A. Identificar los exámenes más frecuentes de tomografía computada en pacientes adultos entre 18 a 65 años y su indicación clínica asociada.
- B. Caracterizar los valores de CTDI_{vol} y DLP de los exámenes más frecuentes de tomografía computada y su respectiva indicación diagnóstica, según el diámetro de los pacientes.
- C. Determinar los valores típicos de dosis y niveles de referencia diagnósticos para cada uno de los exámenes más frecuentes de tomografía computada y su indicación diagnóstica.

5. Materiales y métodos

5.1. Materiales

El HCUCH cuenta con dos tomógrafos, con año de fabricación 2016 (N° de serie AN_CTAWP83504) y 2019 (N° de serie CTAWP83885), modelo SOMATOM Definition Edge del fabricante SIEMENS, siendo el tomógrafo 83504 capaz de utilizar doble energía con fuente única mediante filtración. La característica de un enfoque de energías dual, utilizando 2 barridos, uno alto y otro de bajo kilovoltaje (kV), permite lograr un mayor contraste entre los tejidos. Por otra parte, el sistema de detección utilizado se denomina “Stellar”, el cual es pionero en el uso de nanotecnología de alta gama, integrando directamente el detector con el fotodiodo; este sistema de detección proporciona cortes homogéneos con una alta relación señal/ruido, el cual sirve como indicador de una buena calidad de imagen, permitiendo un mejor uso de la señal medida, incluso cuando la señal se reduce por un aumento de la atenuación. Además, presenta un sistema de alta resolución espacial de hasta 0.30 mm, que facilita la visualización de lesiones finas sin comprometer la calidad de la imagen y la fiabilidad diagnóstica (25).

Los modelos SOMATOM Definition Edge presentan integrados algoritmos de reconstrucción iterativa basados en modelamiento conocido como ADMIRE y reconstrucciones iterativas basadas en sinogramas como SAFIRE, que integran bajas dosis y generan imágenes de buena calidad, con una mejor delimitación de los bordes y reducción de artefactos metálicos gracias a sus múltiples iteraciones, reduciendo también de forma notable el ruido presente en las imágenes. Por último, el tiempo de rotación del equipo es de hasta 0.28 seg, el número de canales que tiene son 128 y realizan imágenes de bajo kV,, el cual se determina automáticamente para entregar la dosis correcta para un escaneo en particular. En la tabla 1 se resumen las características técnicas del equipo (26).

Aspectos Técnicos	Valor/Nombre
Detector	Stellar detector
Número de cortes adquiridos	128
Número de cortes reconstruidos	384
Resolución espacial	0,30 mm
Tiempo de rotación	Hasta 0,28 s
Resolución temporal	Hasta 142 ms
Potencia de generador	Hasta 100 kW
Pasos de KV	70, 80, 100, 120,140 kV
Velocidad máxima de escaneo	Hasta 23cm/s
Carga de mesa	Hasta 307 kg/676 lbs

Tabla 1: Aspectos técnicos del equipo SOMATOM Definition Edge del fabricante SIEMENS presente en el HCUCH

5.2. Metodología del estudio

Es un estudio descriptivo, observacional, transversal y retrospectivo, en el cual se analizaron las solicitudes de exámenes de tomografía computada mediante la plataforma RIS-PACS, a fin de determinar la frecuencia de los exámenes más solicitados por cada región corporal: Tórax (TRX), neuro (NEU), cuerpo (CPO) y musculoesquelético (MES), excluyendo procedimientos intervencionistas guiados por TC. Para ello, se calculó la frecuencia relativa porcentual, contemplando como “N” el número total de estudios realizados por cada región temporal en el intervalo de tiempo indicado, el que considero los exámenes ejecutados durante el segundo semestre del año 2021 en el Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile. Posteriormente, en base a la frecuencia relativa, se determinó cuáles son los exámenes más frecuentes para cada región corporal, considerando también la indicación clínica más frecuente. Se acotó la muestra a pacientes con edades entre los 18 a 65 años (adultos). Elegir los exámenes más frecuentes se fundamenta en las propias recomendaciones de la ICRP, quienes privilegian el establecimiento de DRL para los protocolos más utilizados en la práctica clínica diaria del servicio como primera herramienta para la optimización de dosis (27). Por otra parte, el intervalo de tiempo establecido busca

tener una muestra representativa y variada de exámenes de tomografía computada, ya que permite que no existan desviaciones en la frecuencia e indicaciones diagnósticas, considerando que en el año 2020 la mayor parte de estos correspondía a TC de tórax y angioTAC en general, debido al contexto de la primera y segunda ola de la pandemia por SARS COV-2 en Chile. De esta forma, con este periodo se asegura que el número de exámenes recopilados como muestra sea mayor a 30, que es lo recomendado por la ICRP para determinar DRL para TC (28).

Dado que el diseño es retrospectivo y se utilizaron datos clínicos y registros de exámenes, en los que solo se requirió de la edad del paciente y los diámetros anteroposterior y lateral de las regiones examinadas, se asegura que no se utilizaron datos sensibles ni sociodemográficos, asegurando la confidencialidad de la identidad y de la información personal de los individuos utilizados durante la investigación, siendo aprobado este estudio por el comité de ética del Hospital Clínico (Anexo 1).

De los exámenes identificados con mayor frecuencia de solicitud, se recolectaron los parámetros dosimétricos DLP (producto dosis largo), CTDIvol (indicador de dosis volumétrica en tomografía computada) y SSDE (Estimador de dosis específica por tamaño), a través de una aplicación dosimétrica que entrega el ecosistema digital de SIEMENS denominada "Teamply Dose". Este sistema de manejo de dosis recoge toda la información dosimétrica de los exámenes y procedimientos realizados con equipos SIEMENS asociados a este programa, como lo es el caso de los 2 tomógrafos computados del centro de Imagenología del HCUCH, permitiendo exportar los datos recolectados en 2 planillas Excel distintas (una por cada equipo) (29).

Es importante destacar que, en el caso de exámenes de tomografía computada en los cuales se incluya más de una fase de adquisición (Ej: Fases sin y con medio de contraste), se recolectó el valor de CTDIvol, DLP y SSDE para cada una de estas fases, mientras que, para el protocolo completo solo se recogió el DLP, que corresponde a la suma de DLP de todos los barridos. Se excluye los valores de CTDIvol, SSDE y DLP relacionados al topograma (30).

Respecto a las indicaciones clínicas, es menester señalar que la clasificación de estas para los casos de estudios abdominales se realizó considerando el protocolo de adquisición utilizado para una TC de Abdomen y Pelvis. Por ejemplo, el estudio de patologías abdominales agudas, controles postquirúrgicos y dolor abdominal requiere, según el protocolo del HCUCH, de una fase adquisición de abdomen sin medio de contraste y una segunda de abdomen y pelvis con medio de contraste, que corresponde al protocolo de “Abdomen rutina” del centro, mientras que la evaluación de tumores hipervasculares requiere de un protocolo trifásico (fase sin contraste, arterial y portal) (31). Así mismo, es relevante señalar que el Centro de Imagenología del HCUCH tiene dentro de sus prioridades optimizar la dosis de radiación que recibe el paciente, por lo cual, han implementado dentro de la práctica clínica diaria, la recomendación del ICRP de reducir el número de fases de adquisición de un examen, a menos de que la indicación clínica requiere de secuencias adicionales. Esto se traduce en el hecho de que, en muchos casos de urgencia, los tecnólogos omiten la fase de abdomen sin contraste y solo adquieren la fase portal, explicando así el hecho de que no exista una coincidencia numérica entre ambas fases en la base de datos (32).

Con Teamplay también se recopila y calcula otros parámetros, como el diámetro equivalente de agua (WED por su sigla en inglés) del paciente, medido en cm, para cada fase de estudio. Para ello, la metodología de la AAPM propone que la determinación del WED es realizada automáticamente por Teamplay, en base a los cortes axiales una vez se encuentre reconstruida la imagen. En este punto es posible asociar una trayectoria del rayo X a un píxel,

donde su valor es dependiente de la atenuación total sufrida durante el trayecto del haz y determinado por el espaciado del detector. El equipo calcula la longitud equivalente a agua (L_w) a partir de la atenuación total de los rayos X a lo largo de toda su trayectoria, normalizada por el coeficiente de atenuación del agua (μ_{agua}), de esta forma, el equipo obtiene el área equivalente en agua (A_w) para cada rayo. Es así como la atenuación equivalente en agua total del paciente, a lo largo del eje z, se determina sumando la atenuación de cada rayo (33). Una vez determinado dicho parámetro, se clasificarán los índices dosimétricos de los pacientes según el diámetro equivalente en agua, ordenando dichos datos en base a 3 grupos para cada región corporal. Debido que los diámetros WED recolectados de los exámenes seleccionados no se distribuyen en casi su totalidad de forma normal según la prueba de Shapiro Wilk, excepto para el examen de Pelvis, se justifica que se establezca como intervalo central de los diámetros WED el rango intercuartílico centrado en la mediana, considerando los límites superior e inferior los percentiles 25 y 75 respectivamente, siguiendo la lógica de distribución en deciles. El intervalo inferior o pacientes delgados se establece en base a los exámenes con un WED menor al P25 y el superior se establece en base a los exámenes con un WED mayor al P75.

Los parámetros obtenidos, CTDIvol y DLP, se determinan al tomar como referencia un fantoma estándar específico, ya sea de 16 cm o de 32 cm de diámetro para la cabeza y cuerpo, respectivamente. Por tal motivo, al realizar el examen de tomografía computada, el equipo determina el CTDIvol y DLP a partir del fantoma seleccionado por el escáner. De esta forma, al realizar un examen de cabeza, el equipo utilizará el fantoma de 16 cm de diámetro, en cambio, si se realiza un examen de tórax o abdomen, el equipo utilizará el maniquí de 32 cm de diámetro como parámetro para fijar el CTDIvol y DLP.

Los valores de DLP y CTDIvol fueron tabulados, ordenados y editados en una planilla de base de datos, considerando sólo la información relevante para esta investigación. Los parámetros dosimétricos se clasificaron según el diámetro de los pacientes.

Para el análisis estadístico se utilizó el software Stata V15.1 (StataCorp. 2017. *Stata Statistical Software: Release 15*. College Station, TX: StataCorp LLC). Se obtuvo la mediana o percentil 50 (P50), correspondiente al valor típico de dosis y el percentil 75 (P75) que corresponde al DRL local. Adicionalmente se calculó la media, el rango intercuartílico, valor máximo y mínimo de la distribución de los parámetros DLP y CTDIvol para cada examen con su indicación clínica específica, según el diámetro equivalente en agua del paciente, además de índices dosimétricos adicionales como el SSDE.

5.3. Pruebas de verificación

Para verificar que los datos dosimétricos recolectados por la aplicación Teamplay son reproducibles, se realizaron mediciones en ambos equipos de dichos indicadores, mediante el uso de dos fantomas y una cámara de ionización cilíndrica. Los fantoma en cuestión se encuentran constituidos por polimetilmetacrilato (PMMA), y poseen un diámetro de 16 o 32 cm, el cual depende de la región anatómica a analizar, mientras que la cámara de ionización están diseñadas para medir CTDIvol y DLP; Dicha cámara es un modelo RADCAL 20X6-3CT, cuyo resumen de aspectos técnicos se observa en la tabla 2.

Cámara	Dosis Min.	Dosis Máx.	L. activa	Construcción
RADCAL 20x6-3CT	3 μ Gy	1.2 kGy	10 cm	Pared y electrodo equivalente al aire, peso de 0.30 kg y uniformidad en todo el largo de la cámara.

Tabla 2: Resumen de características y especificaciones técnicas de la cámara de ionización utilizada para la prueba de verificación. (L. activa: Longitud activa)

Para la medición se escogieron el protocolo de cerebro sin contraste para así representar la región del cráneo, en donde se utilizó el fantoma de 16 cm de diámetro, mientras que se ocupó el protocolo de tórax y abdomen-pelvis sin contraste para representar el cuerpo a través del fantoma de 32 cm. En ambos casos, se alineó el eje del fantoma con el eje de rotación del equipo, se escogieron los parámetros deseados para cada protocolo y se recogieron los valores por cada rotación axial. Previo a la medición, se realizó un topograma del fantoma completa para comprobar alineación y angulación, teniendo esta última un criterio de aceptación menor a 2°.

En cuanto a la dosimetría propiamente tal, se realizaron tres mediciones de exposición para cada orificio del fantoma, tanto para el central como para los cuatro periféricos (3,6,9 y 12), repitiendo esta medición en todos los protocolos, obteniendo en total 12 valores de lectura periféricos y 3 centrales para cada protocolo, medidos unidad de miliroentgen por centímetro (mR/cm).

Con los valores medidos, se calculará el CTDI_cPMMA (CTDI PMMA en el centro del fantoma) y CTDI_pPMMA (CTDI PMMA en la periferia del fantoma), ambos medidos en mGy mediante las ecuaciones 1 y 2:

$$C_{PMMA,100,p} = \frac{1}{NT} \bar{M}_p N_{PKL} k_q k_{tp}$$

Ecuación 1

$$C_{PMMA,100,c} = \frac{1}{NT} \bar{M}_c N_{PKL} k_q k_{tp}$$

Ecuación 2

Donde:

$\underline{M_c}$: Promedio de lecturas de la cámara en el centro del fantoma, medido en mR/cm.

$\underline{M_p}$: Promedio de lecturas de la cámara en la periferia del fantoma, medido en mR/cm.

NT : Ancho nominal del haz, medido en cm, en donde N es el número de canales activos y T el grosor de cada canal.

N_{PKL} : Factor de calibración de la cámara; en el caso de la energía utilizada corresponde a 0,863

k_q : Factor de calidad del haz; para este caso se considera como 1.

k_{tp} : Factor de corrección por temperatura y presión; se calcula de acuerdo con la ecuación 3.

$$k_{tp} = \frac{273,2 + T}{293,2 \text{ } ^\circ\text{C}} * \frac{101,3 \text{ kPa}}{P}$$

Ecuación 3

Donde:

T : Temperatura del ambiente medida en C°

P : Presión del ambiente medida en kPa.

Luego, con los resultados obtenidos se procedió a calcular el CTDI_w (medido en mGy) la ecuación 4:

$$CTDI_w = 2/3(C_{PMMA,100,p}) + 1/3 (C_{PMMA,100,c})$$

Ecuación 4

Como la medición se hizo estática y no hay pitch involucrado, el cálculo del DLP (medido en mGy*cm) se obtiene de la ecuación 5:

$$DLP(mGycm)= CTDI_w (mGy)*scan\ length(cm)$$

Ecuación 5

Los valores de CTDI_w y DLP calculados son comparados con los obtenidos por Teamplay a través de los tomógrafos, teniendo un criterio de aceptación de +/- 20% de diferencia entre la lectura de la cámara y lo indicado por la consola del equipo, según lo establece el protocolo de control de calidad del IAEA-TECDOC-1958 (34).

6. Resultados

6.1. Muestra del estudio

El número de exámenes realizados en el segundo semestre del 2021 fue de un total de 10613, de los cuales, 7326 exámenes corresponden al equipo CTAWP83504 y 3287 al equipo CTAWP83885. Del total de exámenes realizados, se calculó la frecuencia relativa de cada examen respecto del total por cada región corporal, seleccionando así a los más frecuentes; en neurología, la TC de cerebro sin MC (RadLex: CT Head wo) obtuvo una frecuencia relativa de 43% con un N igual a 1446 (Figura 1); en cuerpo, la TC de Abdomen y Pelvis (RadLex: CT Abd/Pelv w y CT Abd wo,CT Abd/Pelv w) obtuvo una frecuencia relativa de 70% con un N igual a 3178 (Figura 3); en tórax, la TC de tórax sin MC (RadLex: CT Chest wo) obtuvo una frecuencia relativa de 41% con un N igual a 907 (Figura 2) y en musculoesquelético, la TC de pelvis sin MC (Radlex: CT Abd/Pelv w) obtuvo una frecuencia relativa de 20% con un N igual 62 (Figura 4).

Calculada la frecuencia relativa, se excluyeron los exámenes con baja frecuencia por cada región corporal y se trabajó sólo con los más frecuentes. Posteriormente, se excluyeron los exámenes correspondientes a pacientes menores de 18 y mayores de 65 años.

Los datos de los exámenes resultantes del proceso anterior se cruzaron con una base de datos proveniente del sistema RIS de la institución, la cual aportó la información de la sospecha o indicación diagnóstica de cada examen, generando así una planilla consolidada con los parámetros técnicos de cada exploración, la información dosimétrica y las indicaciones clínicas de cada exámenes. Al finalizar este cruce de información, se excluyeron 140 exámenes para los cuales no se encontró una indicación clínica asociada, lo que impedía su clasificación. El número total de exámenes considerado para la clasificación por indicación clínica fue de 3071.

Los exámenes restantes se clasificaron según la indicación diagnóstica asociada, calculando así la frecuencia relativa de estas (véase sección 6.2.). Se consideró para este trabajo únicamente a los exámenes con la indicación diagnóstica más frecuente en cada región corporal, los cuales se encuentran representados en la tabla 3.

Región corporal	Examen	Protocolo RadLex	RPID	Indicación clínica seleccionada	F. absoluta	F. relativa
NEU	TC de Cerebro sin MC	CT Head wo	RPID22	Cefalea	n=171 de un total de 685	26%
TRX	TC de Tórax sin MC	CT Chest wo	RPID16	Disnea, tos en observación y dolor torácico inespecífico	n=62 de un total de 464	14%
CPO	TC de Abdomen y Pelvis	CT Abd/Pelw y CT Abd wo,CT Abd/Pelw	RPID3, RPID14 5	Abdomen agudo/Dolor abdominal/Control pre y post quirúrgico (Protocolo Abdomen rutina)	n=1037 de un total de 1884	55%
MES	TC de Pelvis sin MC	CT Pelv wo	RPID14 5, RPID48	Dolor no asociado a trauma	n=21 de un total de 38	55%

Tabla 3: Indicación clínica más frecuente asociada para los exámenes de TC seleccionados.

Si bien, según se observa en la figura 6, la indicación clínica más frecuente para exámenes de TC de Tórax corresponde a COVID-19, debido a las pruebas de verificación dosimétricas realizadas en ambos equipos, se decidió excluir los datos derivados del equipo CTAWP83885, ya que los resultados especificados en la sección 6.4.1. indican una diferencia significativa porcentual entre el valor nominal y el medido. Esto implicó un cambio en el número total de exámenes, así como también en el abordaje de las indicaciones diagnósticas, específicamente, para el examen de TC de tórax sin MC, debido a que la mayoría de sus datos

proviene del equipo CTAWP83885, por lo cual, se decidió ocupar como nueva indicación clínica la “Disnea, tos en observación y dolor torácico inespecífico”, ya que son las más frecuentes considerando únicamente el equipo CTAWP83504, además de ser el segundo más frecuente al tener en cuenta datos derivados de ambos escáner, con porcentajes muy cercanos con el COVID-19 (figura 6).

Con las indicaciones clínicas más frecuentes ya identificadas y los exámenes provenientes del equipo CTAWP83885 excluidos, se procedió a clasificar a los exámenes según su diámetro equivalente en agua en 3 grupos por región corporal. Se excluyeron los exámenes sin información de WED disponible y aquellos exámenes con fases repetidas o bien adicionales al protocolo del Hospital.

La tabla 4 representa la clasificación y el número de exámenes para cada rango de diámetro equivalente de agua de los pacientes, además de identificar la muestra final utilizada por examen para el análisis estadístico.

Examen	Rango de WED (cm)	Número de exámenes
TC de Cerebro sin MC <i>p50 WED= 18,69</i> n=125	Delgado: <11,15	32
	Estándar: IQR= [11,15-13,26]	62
	Grueso: >13,26	31
TC de Tórax sin MC <i>p50 WED= 24,50</i> n=39	Delgado: <23,21	10
	Estándar: IQR= [23,21-25,54]	20
	Grueso: >25,54	9
TC de Pelvis sin MC <i>p50 WED= 23,23</i> n=13	Delgado: <22,49	4
	Estándar: IQR= [22,49-25,26]	6
	Grueso: >25,26	3
TC de AP (fase sin contraste) <i>p50 WED= 23,36</i>	Delgado: <22,56	36
	Estándar: IQR= [22,56-25,13]	69

n=138	Grueso: >25,13	33
TC de AP (fase portal) p50 WED= 24,92 n=671	Delgado: <24,2	168
	Estándar: IQR= [24,21-25,77]	337
	Grueso: >25,77	166
TC de AP (examen completo) p50 WED= 24,75	Delgado: <24,21	35
	Estándar: IQR= [24,20-25,70]	65
	Grueso: >25,70	33
Muestra total a analizar	N= 986 exámenes	

Tabla 4: Número de exámenes asociados a cada rango de WED.

6.2. Frecuencia relativa de exámenes por cada región corporal

De la figura 1 a la 4 se muestran la cantidad y frecuencia relativa de los exámenes por cada región corporal.

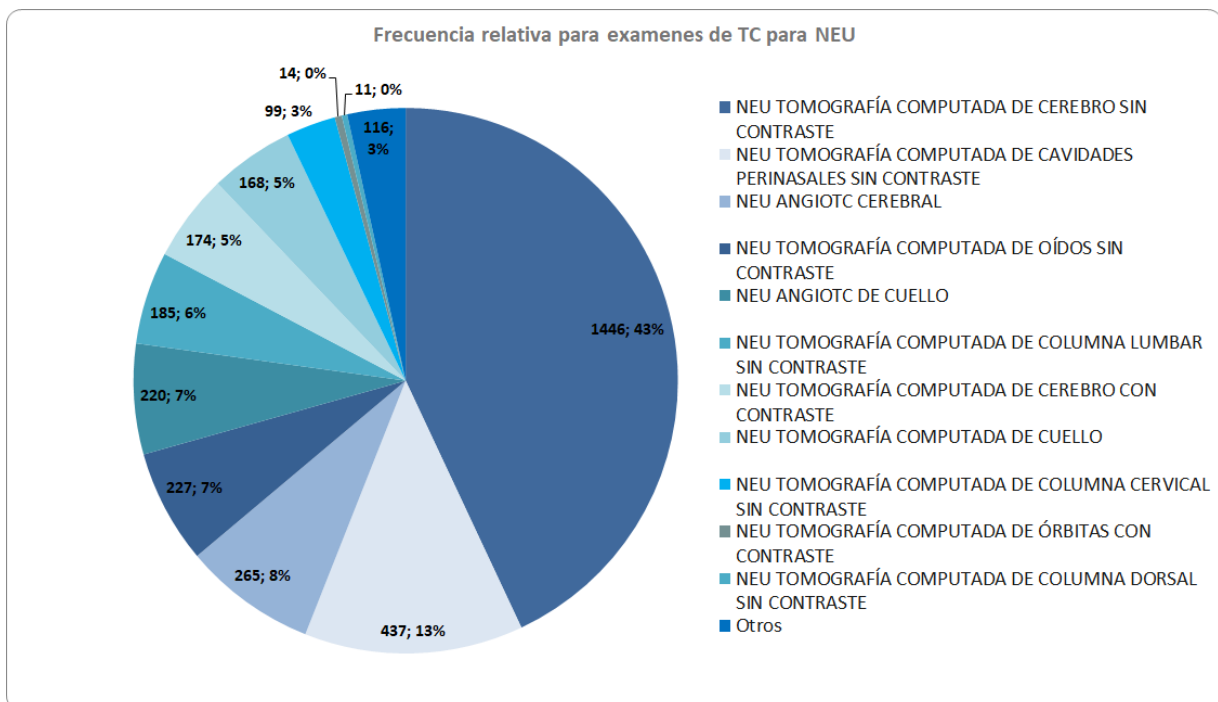


Figura 1: Frecuencia absoluta y relativa por examen para exploraciones de TC de neurología (NEU).

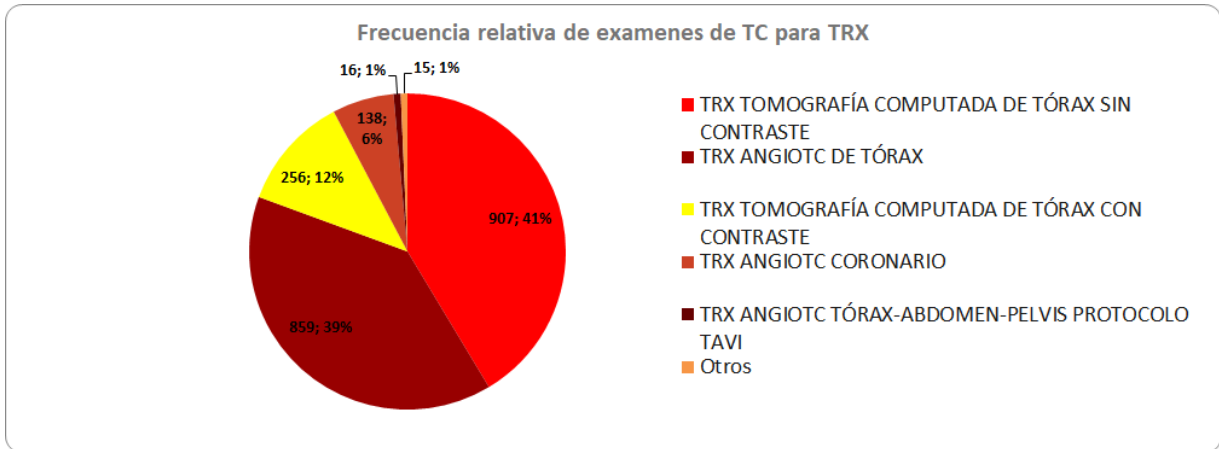


Figura 2: Frecuencia absoluta y relativa por examen para exploraciones de TC de Tórax (TRX)

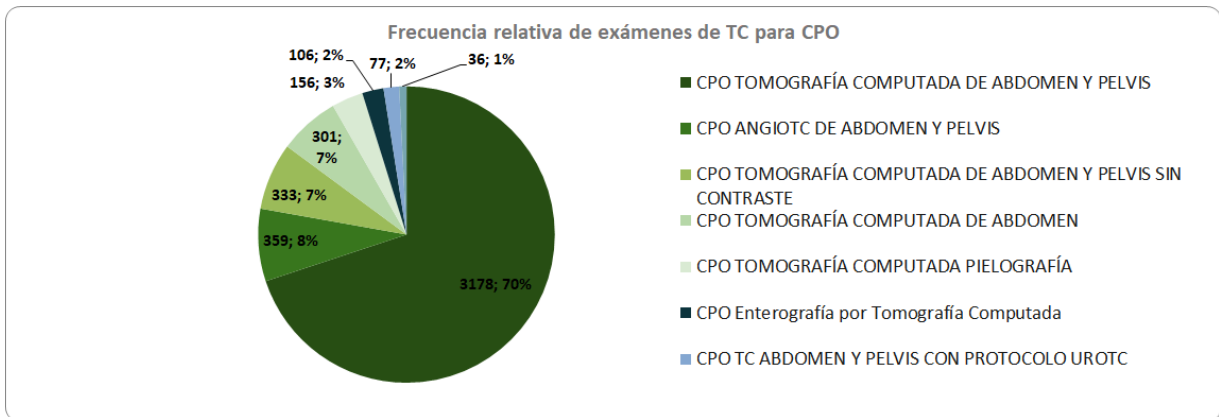


Figura 3: Frecuencia absoluta y relativa por examen para exploraciones de TC de cuerpo (CPO).

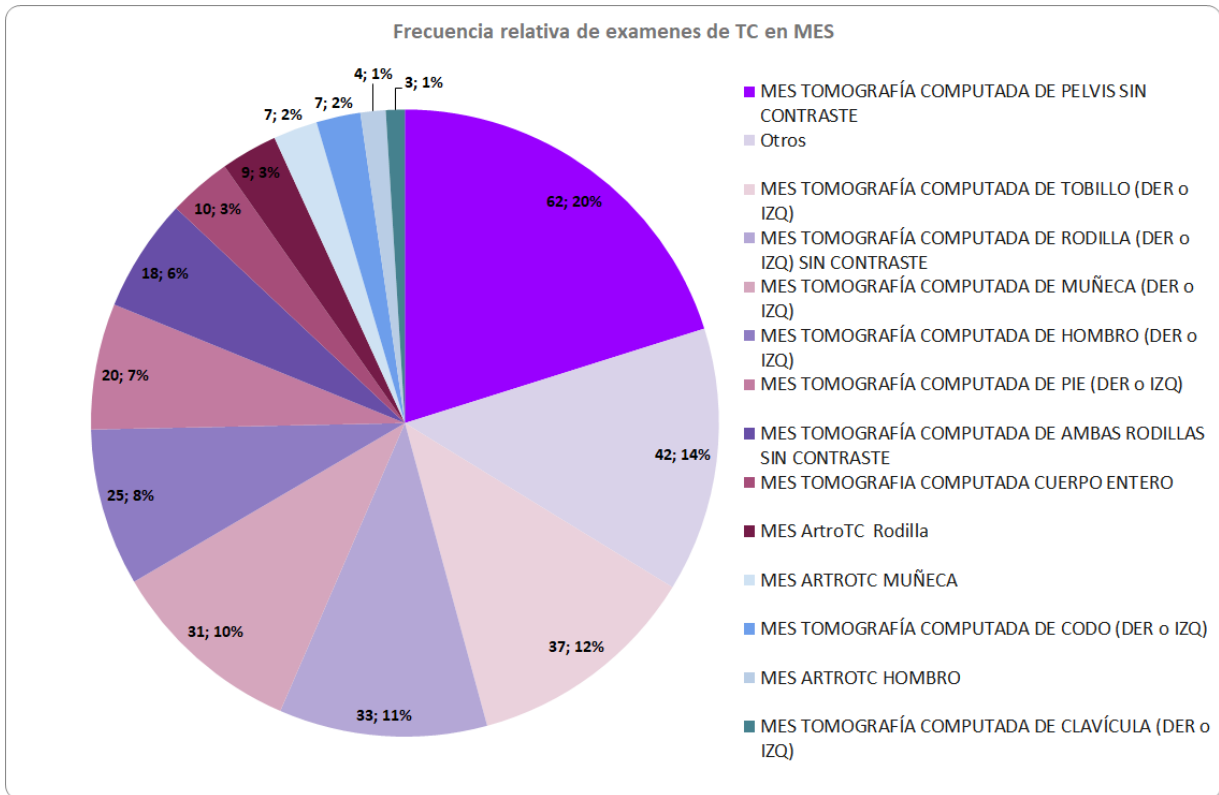


Figura 4: Frecuencia absoluta y relativa por examen para exploraciones de TC en área musculoesquelética (MES).

6.3. Frecuencia relativa de indicaciones clínicas según examen

De la figura 5 a la 8 se observa la cantidad y frecuencia relativa de las indicaciones clínicas para cada examen seleccionado.

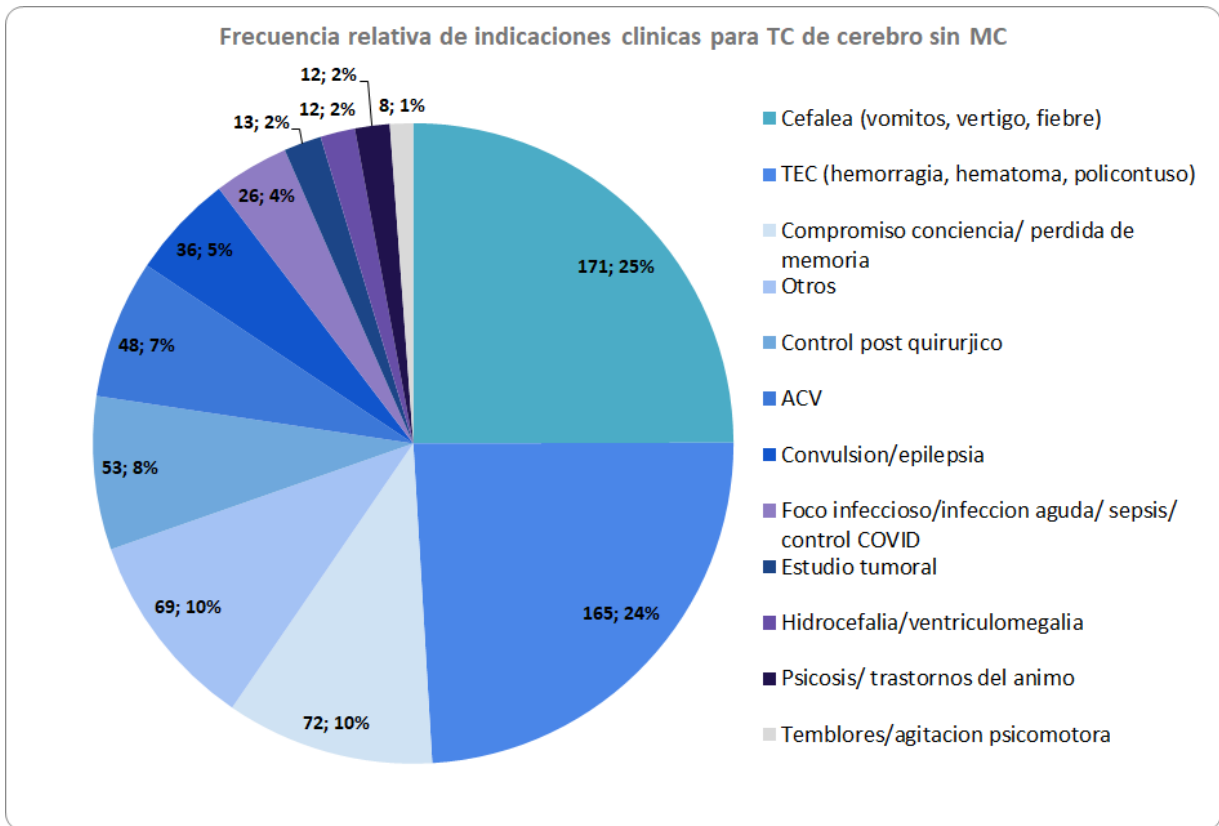


Figura 5: Frecuencia absoluta y relativa de indicaciones clínicas para TC de cerebro sin MC (RadLex:CT Head wo)

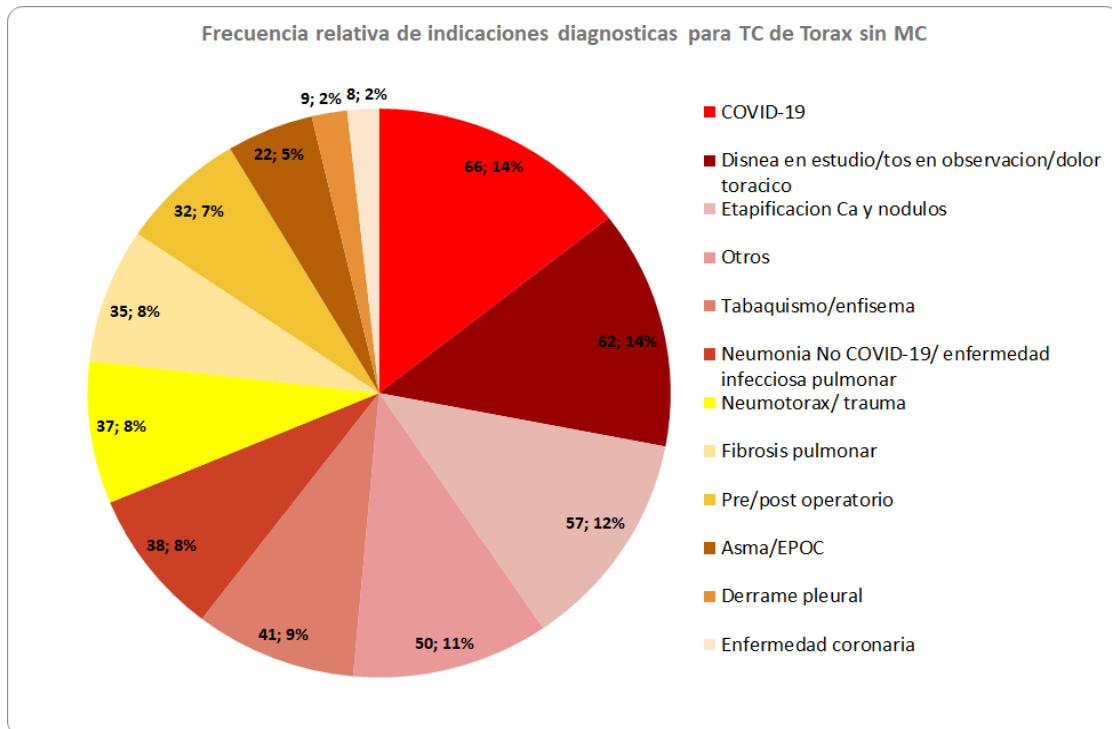


Figura 6: Frecuencia absoluta y relativa de indicaciones clínicas para TC de Tórax sin MC
(RadLex:CT Chest wo)

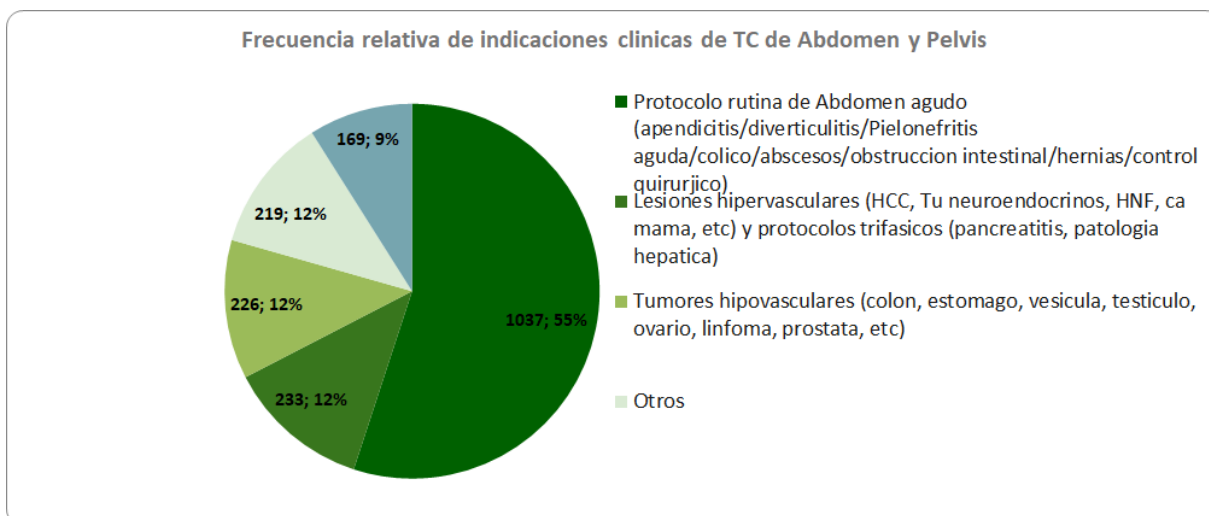


Figura 7: Frecuencia absoluta y relativa de indicaciones clínicas para TC de Abdomen y Pelvis (RadLex: CT Abd/Pelv w y CT Abd wo,CT Abd/Pelv w)

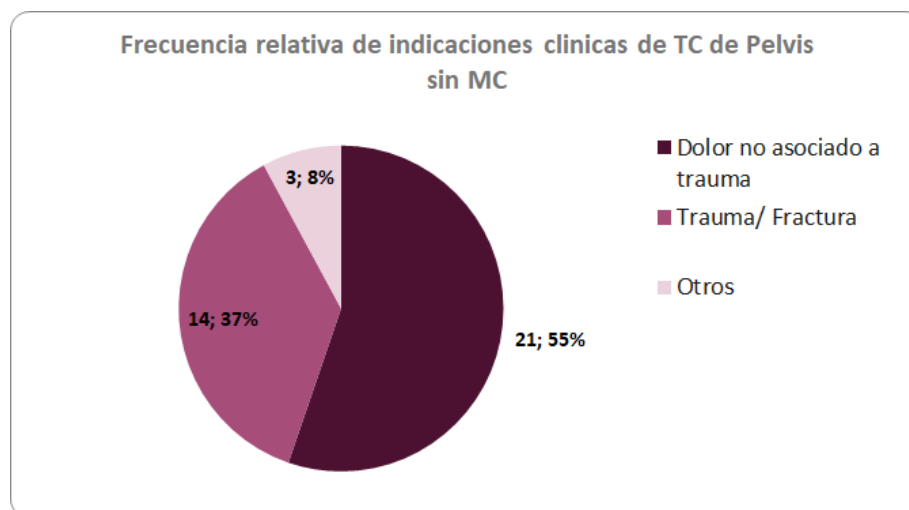


Figura 8: Frecuencia absoluta y relativa de indicaciones clínicas para TC de Pelvis sin MC.
(RadLex:CT Pelv wo)

6.4. Verificación dosimétrica

En función de la medición dosimétrica realizada en ambos equipos, se calculó el CTDIvol para cada protocolo. Una vez determinados estos valores, se compararon con las mediciones entregadas por el equipo y se calculó su diferencia porcentual. En la tabla 5 se evidencian los resultados de las pruebas de verificación.

Protocolo	Equipo	CTAWP83885		CTAWP83504	
	CTDIvol	CTDIvol	Dif. %	CTDIvol	Dif. %
Cerebro	41,70	32,13	-22,95	37,76	-9,44
AP	7,08	5,68	-19,80	6,66	-5,90
TRX	4,45	3,62	-18,63	4,08	-8,24

Tabla 5: Valores dosimétricos de CTDIvol (mGy) medido para cada equipo con la cámara de ionización, comparadas con el valor de CTDIvol nominal.

Las mediciones dosimétricas realizadas en el equipo CTAWP83504 indican que la diferencia porcentual entre la lectura de la cámara y lo indicado en la consola del equipo está dentro del valor de tolerancia establecido por el protocolo de control de calidad del IAEA-TECDOC-1958, por lo cual, se pueden incluir sus datos en el cálculo de DRL.

En contraste, al realizar las mediciones en el equipo CTAWP83885 con la misma cámara de ionización, los resultados indican que se excede el valor de aceptación de - 20% en el protocolo de cerebro y se acerca a dicho porcentaje en los exámenes de abdomen/pelvis y tórax. Es por esto, que se decidió excluir los datos relacionados con el equipo CTAWP83885, considerando su poca reproducibilidad y que las posibles causas de estas diferencias entre los equipos exceden el alcance de este trabajo de tesis.

6.5. Análisis estadístico

6.5.1. Operacionalización de variables

Para el análisis estadístico la base de datos se ordenó a partir de variables cuantitativas continuas como el SSDE, WED, CTDIvol, DLP, colimación del haz (coll), pitch y tiempo total de barrido (s); variables cuantitativas discretas como el voltaje de y corriente de tubo total (kV y mA respectivamente); además de variables cualitativas nominal como examen, fase y rango (ran), clasificando este último según el WED en delgado, estándar y grueso. Por otro lado, en la variable de fase el valor 0 representa exámenes sin contraste y el valor 1 exámenes con contraste. Por último, la colimación del haz fue trabajada como valor continuo pero la configuración de detección real se expresa como número de canales activos por grosor de corte.

6.5.2. Análisis exploratorio de datos generales

Se analizaron estadísticamente los parámetros dosimétricos de CTDIvol y SSDE, en unidades de mGy, además del DLP, en unidades mGy*cm, para cada fase de los exámenes de cerebro sin contraste, tórax sin contraste, pelvis sin contraste, abdomen/pelvis sin contraste y fase portal, además del valor de DLP total para la exploración completa de abdomen/pelvis con contraste, sin considerar la clasificación por diámetro equivalente en agua, lo que permite comparar los resultados con otros estudios. El resumen de los estimadores estadísticos obtenidos se representa en la tabla 7 y 8, destacando que el p75 representa el DRL local y el p50 el valor típico de dosis.

Estimador estadístico	Examen					
	Cerebro sin MC		Tórax sin MC		Pelvis sin MC	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
p75	36,56	655,31	5,40	199,32	12,89	385,22
p50	34,75	620,93	4,22	155,80	10,66	337,24
Media	34,89	620,30	4,63	171,32	11,89	360,05
RIQ	3,10	83,39	1,97	65,40	2,86	114,00
Valor mínimo	30,17	506,02	2,12	80,99	6,74	211,65
Valor máximo	42,35	803,54	11,78	412,48	19,86	706,56

*Tabla 7: Estimadores estadísticos para valores de CTDIvol (mGy) y DLP (mGy*cm) de los exámenes de TC de cerebro, Tórax y Pelvis sin MC (RIQ= Rango intercuartílico).*

Estimador estadístico	Abdomen y pelvis				
	Fase sin contraste		Fase portal		Examen total
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	DLP
p75	6,53	179,96	6,89	348,14	533,30
p50	5,14	138,15	5,53	276,61	400,02
Media	5,55	157,59	6,06	303,51	446,31
RIQ	2,24	66,70	2,32	127,93	204,18
Valor mínimo	3,09	73,71	2,95	135,88	219,09
Valor máximo	11,45	391,00	27,13	1406,96	1156,09

*Tabla 8: Estimadores estadísticos para valores de CTDIvol (mGy) y DLP (mGy*cm) en las fases de adquisición de la TC de abdomen y pelvis con MC, incluyendo el DLP total del examen (RIQ= Rango intercuartílico).*

Se observa que el examen que mayor dosis de radiación conlleva es la TC de cerebro sin contraste, con un valor típico de dosis para CTDIvol y DLP de 34,75 mGy y 620,93 mGy*cm respectivamente, mientras que el examen completo con menor dosis de radiación corresponde

a la TC de Tórax sin contraste, cuyos valores típicos para CTDIvol y DLP son 4,22 mGy y 155,80 mGy*cm respectivamente.

Para el CTDIvol, el mayor rango intercuartílico se encuentra en la TC de cerebro sin MC, con un valor de 3,10 mGy. Para el caso del DLP, el mayor rango intercuartílico para una fase de adquisición corresponde a la fase portal de abdomen y pelvis, con un valor de 127,93 mGy*cm. En la figura 9, se muestran los histogramas correspondientes al CTDIvol de cada examen, donde se refleja que los datos no se distribuyen de forma normal.

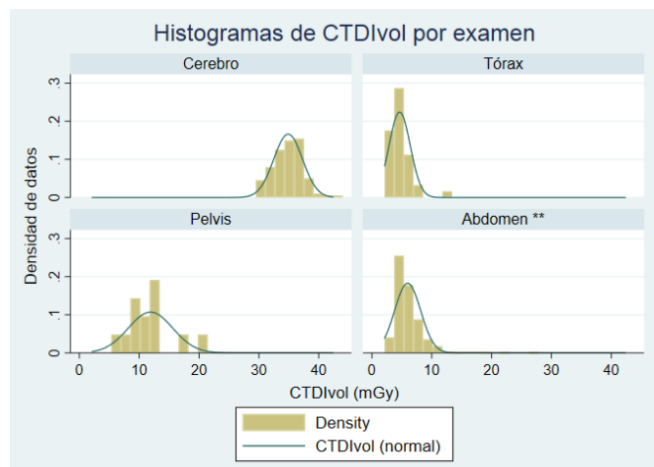


Figura 9: Histogramas de distribución de CTDIvol (mGy) para cada examen analizado con curva de densidad normal superpuesta. En el caso de Cerebro, Tórax y Pelvis se considera una única fase, mientras que para Abdomen se incluye fase sin contraste y portal.

Por otra parte, la figura 10 muestra la distribución de CTDIvol y DLP para cada examen a través de un diagrama de caja y bigotes, donde se presenta de forma visual la distribución de datos. De esta manera, se pueden observar los cuartiles, la mediana de los datos, el rango intercuartílico, valor mínimo, valor máximo y valores atípicos de la muestra.

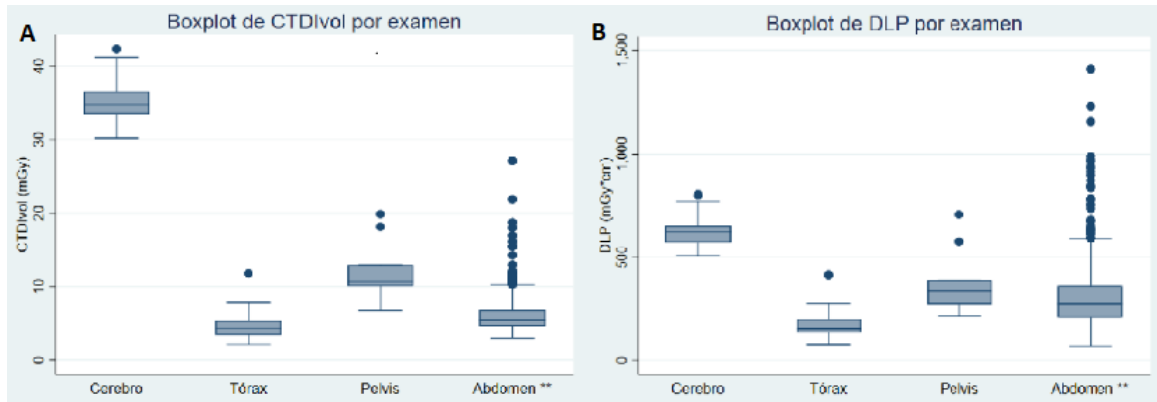


Figura 10: Comparación de la distribución de CTDIvol (A) y DLP (B) según los exámenes analizados, demostrados en un diagrama de cajas y bigotes. En el caso de Cerebro, Tórax y Pelvis se considera una única fase, mientras que para Abdomen se incluye fase sin contraste y portal.

En la figura 11, se observa la distribución del DLP en el diagrama de caja y bigote, para ambas fases, sin MC y portal, del examen de Abdomen y pelvis.

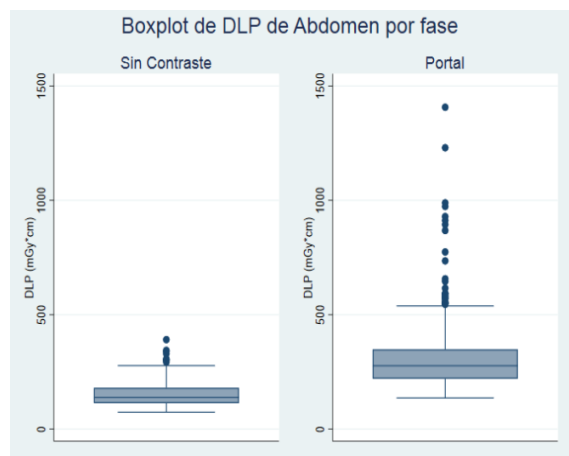


Figura 11: Distribución de DLP para examen de Abdomen y Pelvis, para fase sin MC y fase portal.

El análisis exploratorio de los parámetros de adquisición utilizados para cada fase de los exámenes analizados se observa en las tablas 9 a 13.

Variables	N	min	max	media	p25	p50	p75	sd	riq
Voltaje de tubo (kV)	125	100	120	119,84	120	120	120	1,79	0
Corriente de tubo (mA)	125	156	276	181,75	174	181	190	15,20	16
Tiempo de exposición (s)	125	15,23	19,26	17,05	16,57	16,94	17,59	0,78	1,02
Producto mAs (mAs)	125	2543,40	4203,48	3102,07	2862,86	3074,64	3271,74	318,68	408,88
C. de detección (mm)	125	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	0	0
pitch	125	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0	0

Tabla 9: Estimadores estadísticos de los parámetros técnicos utilizados en el examen de cerebro sin contraste.

Variables	N	min	max	media	p25	p50	p75	sd	riq
Voltaje de tubo (kV)	39	100	120	112,31	100	120	120	9,86	20
Corriente de tubo (mA)	39	117	419	200,77	150	183	232	72,01	82
Tiempo de exposición (s)	39	3,81	4,97	4,42	4,21	4,40	4,60	0,25	0,39
Producto mAs (mAs)	39	519,72	1747,23	880,37	655,65	809,90	1005,84	291,61	350,19
C. de detección (mm)	39	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	0	0
pitch	39	1,20	1,20	1,20	1,20	1,20	1,20	0	0

Tabla 10: Estimadores estadísticos de los parámetros técnicos utilizados en el examen de tórax sin contraste.

Variables	N	min	max	media	p25	p50	p75	sd	riq
Voltaje de tubo (kV)	13	100	140	115,38	100	120	120	14,50	20
Corriente de tubo (mA)	13	229	521	320,15	274	306	309	83,21	35
Tiempo de exposición (s)	13	4,68	6,25	5,32	5,02	5,32	5,61	0,42	0,59
Producto mAs (mAs)	13	1113,84	2506,01	1696,82	1536,92	1590,48	1931,25	406,72	394,33
Configuración de detección (mm)	13	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	0	0
pitch	13	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80	0	0

Tabla 11: Estimadores estadísticos de los parámetros técnicos utilizados en el examen de pelvis sin contraste.

Variables	N	min	max	media	p25	p50	p75	sd	riq
Voltaje de tubo (kV)	138	100	140	105,65	100	100	120	9,36	20
Corriente de tubo (mA)	138	157	366	236,09	206	230,50	265	44,07	59
Tiempo de exposición (ms)	138	3,27	7,79	4,04	3,75	3,93	4,20	0,55	0,45
Producto mAs (mAs)	138	565,71	1635,03	953,87	799,98	935,33	1093,59	218,01	293,61
Configuración de detección (mm)	138	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	0	0
pitch	138	1	1	1	1	1	1	0	0

Tabla 12: Estimadores estadísticos de los parámetros técnicos utilizados en la fase sin contraste del examen de abdomen/pelvis.

Estimador estadístico	N	min	max	media	p25	p50	p75	sd	riq
Voltaje de tubo (kV)	671	80	140	100,03	100	100	100	3,71	0
Corriente de tubo (mA)	671	150	649	306,18	232	284	356	96,95	124
Tiempo de exposición (ms)	671	5,65	10,24	6,89	6,55	6,85	7,21	0,50	0,66
Producto mAs (mAs)	671	967,50	5139,18	2129,36	1572,42	1968,40	2477,58	754,78	905,16
C. de detección (mm)	671	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	128*0,6	0	0
pitch	671	1	1	1	1	1	1	0	0

Tabla 13: Estimadores estadísticos de los parámetros técnicos utilizados en el examen de abdomen/pelvis con contraste en fase portal.

6.5.3. Análisis exploratorio de datos según el diámetro equivalente en agua.

Se dividieron los datos de cada examen en 3 rangos de WED, obteniendo los resultados del análisis estadístico evidenciado en las tablas 14 a 18.

Estimador estadístico	Cerebro					
	11,15> / N:32		[11,15-13,26] / N:62		>13,26 / N:31	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
p75	35,98	632,40	36,56	652,31	37,14	678,53
p50	34,14	597,335	34,82	621,96	35,59	636,58
Media	34,48	601,34	34,87	624,94	35,31	630,59
RIQ	3,25	72,27	3,29	73,3	2,89	92,10
Valor mínimo	30,37	506,02	30,17	521,43	30,17	520,8
Valor máximo	39,46	731,19	42,35	803,54	38,69	716,91

*Tabla 14: Estimadores estadísticos según clasificación por rango de WED (cm) para los valores de CTDIvol (mGy) y DLP (mGy*cm) TC de cerebro sin MC.*

Estimador estadístico	Tórax					
	23,21> / N:10		[23,21-25,54] / N:20		>25,54 / N:9	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
p75	4,86	170,94	4,69	171,82	6,14	231,83
p50	4,02	151,41	4,02	150,79	5,82	215,49
Media	4,32	161,75	3,99	149,62	6,38	6,38
RIQ	1,48	37,02	1,29	46,02	0,739	33,03
Valor mínimo	2,91	122,91	2,12	80,99	4,22	150,47
Valor máximo	6,61	248,33	7,84	275,91	11,78	412,48

Tabla 15: Estimadores estadísticos según clasificación por rango de WED (cm) para los valores de CTDIvol (mGy) y DLP (mGy*cm) TC de tórax sin MC.

Estimador estadístico	Pelvis					
	22,49> / N:4		[22,49-25,26] / N:6		>25,56 / N:3	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
p75	11,43	307,49	12,68	372,95	19,86	706,56
p50	9,84	265,77	10,51	320,16	18,13	577,50
Media	10,02	271,74	10,57	320,33	16,98	557,23
RIQ	2,82	71,50	2,54	70,32	6,89	318,91
Valor mínimo	7,58	211,65	6,74	220,90	12,97	387,75
Valor máximo	12,83	343,76	12,89	385,22	19,86	706,56

Tabla 16: Estimadores estadísticos según clasificación por rango de WED (cm) para los valores de CTDIvol (mGy) y DLP (mGy*cm) TC de Pelvis sin MC.

valores de CTDIvol (mGy) y DLP (mGy*cm) TC de Pelvis sin MC.

E.E.	Fase sin contraste						Fase portal					
	22,56> / N:36		[22,56-25,13] / N:69		>25,13 / N:33		24,2> / N:168		[24,2-25,77] / N:337		>25,77 / N:166	
	CTDI vol	DLP	CTDI vol	DLP	CTDI vol	DLP	CTDI vol	DLP	CTDI vol	DLP	CTDI vol	DLP
p75	5,07	131,48	5,81	170,3	8,82	264,27	5,29	264,85	6,16	311,1	9,41	500,30
p50	4,58	117,33	5,12	138,29	7,58	223,75	4,81	237,74	5,39	261,4	8,14	422,46
Media	4,63	120,6	5,01	142,84	7,68	228,72	4,89	239,58	5,28	260,55	8,79	455,41
Riq	0,87	19,66	1,68	53,05	1,85	78,78	0,77	51,75	1,97	107,95	1,87	127,79
Valor mín.	3,42	80,78	3,09	73,71	3,70	106,5	2,95	135,88	3,27	140,43	4,09	181,06
Valor máx.	5,94	170,45	7,2	301,1	11,45	391	7,08	368,7	7,85	449,26	27,13	1406,96

Tabla 17: Estimadores estadísticos (E.E.) según clasificación por rango de WED (cm) para

los valores de CTDIvol (mGy) y DLP (mGy*cm) TC de Abdomen Pelvis divididos por fase sin contraste y fase portal.

E. estadístico	DLP	DLP	DLP
	24,2> / N:35	[24,2-25,77] / N:65	>25,77 / N:33
p75	618,11	490,51	539,52
p50	408,48	400,02	387,82
Media	454,87	435,71	458,11
Riq	294,11	165,94	197,80
Valor mín.	222,53	219,09	264,48
Valor máx.	842,69	1156,09	963,73

*Tabla 18: Estimadores estadísticos según clasificación por rango de WED (cm) para los valores de DLP (mGy*cm) en el examen completo de TC de Abdomen Pelvis.*

6.5.4. Comparación entre SSDE y CTDIvol

Con los resultados del análisis exploratorio de los datos respecto a los diámetros equivalentes en agua de los pacientes, se estableció una comparación entre la variación de CTDIvol y SSDE al aumentar el WED, tal como se observa en la tabla 19.

Grupo	Intervalo de WED (cm)	CTDIvol prom. (mGy)	SSDE prom. (mGy)
I “Delgado”	<22,56	4,89	7,67
II “Estándar”	[22,56-25,13]	5,28	7,84
III “Gruoso”	>25,13	8,79	11,12

Tabla 19: Comparación entre la variación del CTDIvol promedio con el SSDE promedio según los grupos de WED para fase portal de TC de Abdomen y Pelvis.

6.6. Niveles de referencia para TC en HCUCH.

Los niveles de referencia obtenidos sin tener en cuenta el diámetro del paciente se observan en la tabla 20, en donde el DRL local corresponde al p75 de las distribuciones y el valor típico de dosis a la mediana (p50).

Examen	Fase	RADLEX protocolo	Indicación diagnóstica	CTDIvol (mGy)		DLP (mGy*cm)	
				DRL local	Valor típico de dosis	DRL local	Valor típico de dosis
Cerebro	Sin MC	CT Head wo	Cefalea	37	35	655	621
Tórax	Sin MC	CT Chest wo	Disnea	5	4	199	156
Pelvis	Sin MC	CT Pelv wo	Dolor no asociado a trauma	13	11	385	337
Abdomen y pelvis	Sin MC	CT Abd wo	Abdomen agudo, dolor abdominal, control post quirúrgico.	7	5	180	138
	Portal	CT Abd/Pelw		7	6	348	277
	Examen total					533	400

Tabla 20: DRL local, CTDIvol y DLP, obtenidos según indicación diagnóstica para cada fase de estudio.

En la tabla 21 y 22 se representan los niveles de referencias para los rangos WED en donde el DRL local corresponde al p75 de las distribuciones y el valor típico de dosis a la mediana (p50).

Examen	Fase	RADLEX protocol	Indicación dg.	Rango de WED (cm)	CTDIvol (mGy)		DLP (mGy*cm)	
					<i>DRL local</i>	<i>Valor típico de dosis</i>	<i>DRL local</i>	<i>Valor típico de dosis</i>
Cerebro	Sin MC	CT Head wo	Cefalea	11,15>	36	34	632	597
				[11,15-13,26]	37	35	652	622
				>13,26	37	36	637	679
Tórax	Sin MC	CT Chest wo	Disnea	23,21>	5	4	171	151
				[23,21-25,54]	5	4	172	151
				>25,54	6	6	232	215
Pelvis	Sin MC	CT Pelvis wo	Dolor no asociado a trauma	22,49>	11	10	307	266
				[22,49-25,26]	13	11	373	320
				>25,26	20	18	707	578

Tabla 21: DRL local, CTDIvol y DLP, para los rangos WED obtenidos según indicación diagnóstica para examen de cerebro, tórax y pelvis sin MC.

Examen	Fase	RADLEX protocol	Indicación Dg.	Rango de WED (cm)	CTDIvol (mGy)		DLP (mGy*cm)	
					DRL local	Valor típico de dosis	DRL local	Valor típico de dosis
Abd. y Pelvis	Sin MC	CT Abd wo	Abdomen agudo, dolor abdominal, control post quirúrgico.	22,56>	5	5	131	117
				[22,56-25,13]	6	5	170	138
				>25,13	9	8	264	224
	Portal	CT Abd/Pelv w		24,21>	5	5	265	238
				[24,21-25,77]	6	5	311	261
				>25,77	9	8	500	422
	Exame n total			24,21>			618	408
				[24,2-25,70]			491	400
				>25,7			540	388

Tabla 22: DRL local, CTDIvol y DLP, para los rangos WED obtenidos según indicación diagnóstica para examen de abdomen-pelvis sin MC y en fase portal.

7. Discusión

7.1. Indicaciones clínicas

La filtración de datos para obtener los niveles de referencia, se basaron en los exámenes e indicaciones diagnósticas más frecuentes por región corporal, siguiendo las recomendaciones de la propia ICRP (35).

7.2. Comparación de DRL obtenidos

La investigación permitió identificar los valores típicos de dosis y DRL local de los exámenes de TC de cerebro sin contraste, Tórax sin contraste, Abdomen y Pelvis con contraste y Pelvis sin contraste, a través de los valores de CTDIvol y DLP enviados en formato DICOM y recolectados por la plataforma Teamplay Dose. La información disponible permitió además clasificarlos en función del diámetro WED en 3 grupos por cada región corporal. Esto permite discriminar reales niveles de alerta producidos por el protocolo de exploración utilizado para el examen, versus las situaciones en las que la textura y características de atenuación del paciente afectan los valores de CTDIvol y DLP del estudio. Junto con ello, se logró obtener niveles de referencia generales, sin considerar el diámetro del paciente, lo cual permite comparar la situación local con estándares internacionales.

Este estudio destaca por utilizar dentro de su metodología sistemas de manejo de dosis, específicamente Teamplay Dose, la cual permitió recoger datos de diversas fuentes (DICOM, RIS, etc) en una única fuente de información que puede descargarse en una planilla Excel. Dentro de otras investigaciones que también utilizaron software de esta índole, destaca el estudio multicéntrico realizado en Singapur el 2017, en el cual se implementó el uso de un software de seguimiento automatizado de base de datos dosimétricos denominado Radiometrics Enterprise Plataforma, cuyo funcionamiento es similar al de la plataforma de SIEMENS (36).

Los DRL locales sugeridos para el HCUCH se presentan en la Tabla 23. Los niveles de referencia de CTDIvol y DLP obtenidos de este estudio, son menores a los propuestos por distintos organismos internacionales de protección radiológica, como también por importantes estudios multicéntricos.

Estudios	Cerebro		Tórax		Pelvis		Abdomen	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP total
Este estudio	37	655	5	199	13	385	7	533
ICRP (2007)	60	1050	30	650	-	-	35	780
UK (2011)	60	970	12	350	-	-	15	745
NCRP (2012)	75	-	21	-	-	-	25	-
Australia (2020)	52	880	10	390	-	-	13	600
EEUU (2017)	62	1120	17	610	-	-	17	860
EUCLID (2021)	48	807	-	-	-	-	9	874

*Tabla 23: Comparación de niveles de referencia diagnósticos para CTDIvol (mGy) y DLP (mGy*cm), propuestos por organismos y estudios multicéntricos internacionales (37-42).*

Es relevante resaltar que gran parte de los estudios analizados para esta discusión, consideraron para sus DRL valores de CTDIvol promedio para estudios multifásicos, como lo es el protocolo RadLex “CT Abd wo,CT Abd/Pelv w”, que considera una adquisición sin contraste y otra con uso de contraste en fase portal. Sin embargo, para este estudio se consideró que utilizar un valor promedio de CTDIvol para los niveles de referencia y no para cada fase no es lo más adecuado, ya que puede subestimar o sobreestimar la dosis de radiación que implica cada adquisición por sí sola. El uso del promedio puede ir en contra de una adecuada optimización de un protocolo de adquisición, ya que impide reconocer que fase del examen es la que conlleva mayor dosis y por tanto, debe ser revisada con mayor detención.

7.2.1. TC de cerebro sin MC

Para este examen la indicación clínica de cefalea es el más común tanto en la literatura como en esta tesis, existiendo diversos estudios en donde se obtienen DRL de CTDIvol y DLP para este protocolo. La investigación con mayor similitud, ya sea por condiciones de realización, metodología y característica de los pacientes corresponde al realizado por Cortés et al. (2015) (43), el cual generó un DRL local de DLP para exámenes de TC de cerebro sin MC en el mismo centro de este estudio; su DRL local para DLP corresponde a 1019 mGy*cm, siendo un 36% mayor al obtenido en este estudio, debido a diferencias entre los parámetros de adquisición utilizados para los exámenes y la actualización de los equipos de tomografía computada del centro, destacando el uso actual de un mAs de referencia de 290 en comparación a los 300 del protocolo anterior, además de otras consideraciones, como la reciente aplicación del sistema de modulación de dosis CARE DOSE 4D, el cual explica las variaciones existentes en el voltaje de tubo observados en la tabla 9 (44). En otro estudio similar, ejecutado por Serra et al. (2020), se obtuvo un valor típico de dosis para estudio de cefalea en TC de cerebro sin contraste de 52,4 mGy y 1087,4 mGy*cm para CTDIvol y DLP respectivamente (45). En comparación con este estudio, el valor típico de dosis obtenido en esta tesis, tanto para CTDIvol y DLP, es un 34% y un 43% menor respectivamente que el obtenido en la investigación de la clínica BUPA de Reñaca; pudiendo ser uno de los motivos de diferencia que el equipo de TC del HCUCH utiliza el algoritmo reconstrucción iterativa SAFIRE, el cual reduce el nivel de ruido presente en la imagen y permite disminuir la dosis de radiación al realizar la adquisición, contrario al algoritmo de reconstrucción analítico de retroproyección filtrada usado por Serra et al. (2020) (46).

7.2.2. TC de TRX sin MC

Para la indicación diagnóstica de disnea y tos en observación, existen estudios que califican dichas sospechas diagnósticas en protocolos de rutina "RadLex: *CT chest wo*", lo cual se

encuentra en línea con el DRL obtenido en este trabajo de tesis. Un estudio de este tipo se realizó el año 2017 en Japón y su objetivo fue establecer DRL nacionales y dosis archivables para los exámenes más frecuentes de TC del país tanto en pacientes adultos como en pediátricos (47). El DRL para TC de TRX sin MC de rutina del estudio, para pacientes adultos, es de 14,3 mGy para el CTDIvol y 543,5 mGy*cm para el DLP, que son un 63% mayores que los obtenidos en este estudio, ya sea por la mayor muestra utilizada en la investigación japonesa, además de que un 40% de los exámenes que fueron recopilados utilizaban en su reconstrucción de imágenes algoritmos de retroproyección filtrada, a diferencia del algoritmo iterativo SAFIRE que emplea el tomógrafo del HCUCH y que se ha comprobado que reduce la dosis de radiación al menos en un 30% (48) (49).

7.2.3. TC de pelvis sin MC

El área musculoesquelética es poco abordada en las investigaciones relacionadas a los DRL, sin embargo, existe un estudio realizado en Suiza entre el 2007 y 2010 que tuvo como objetivo obtener DRL nacionales, a partir de la recolección de indicadores dosimétricos, CTDIvol y DLP, de 21 protocolos de examen y de 179 escáner. De esta forma se obtuvo valores para CTDIvol de 20 mGy y para DLP de 500 mGy*cm para la TC de pelvis sin MC, los cuales son 35% y 23% mayores respectivamente a los niveles de referencia de este estudio (50).

7.2.4. TC de abdomen-pelvis

Para este examen con indicación clínica “apendicitis, diverticulitis, pielonefritis aguda, cólico, absceso, obstrucción, hernia y control pre y post quirúrgico” existe un estudio del año 2021 que recopiló datos estandarizados de dosis de siete países, entre ellos EE. UU., Reino Unido y Japón, a partir de las 10 indicaciones más comunes derivadas del Estudio Europeo sobre Niveles de Referencia de Diagnóstico Clínico (EUCLID). Respecto al estudio, la indicación de apendicitis se alinea con el protocolo de abdomen de rutina y obtiene valores CTDIvol de 15

mGy y para DLP de 880 mGy*cm, que son valores 53% y 40% mayores respectivamente a los niveles de referencia de este estudio. Esto se puede deber a diferencias multifactoriales como el tamaño de la muestra, la elección de los parámetros técnicos y el número de fases de adquisición utilizadas, ya que en los estudios se incluyen más de dos, lo que aumenta el DLP total, demostrando la importancia de optimizar el número de exploraciones a realizar a un paciente. Además de reflejar principalmente datos de Estados Unidos y en menor medida de países Europeos donde para la misma indicación clínica se entregan valores de CTDIvol de 12 mGy y para DLP de 625 mGy*cm, lo que representa un 42% y 15% mayor respecto a este estudio (51).

7.3. WED, CTDIvol y DLP

Los resultados obtenidos en la sección 6.5.3. demuestran que, para todos los exámenes de TC, incluyendo ambas fases de adquisición de AP, los valores de CTDIvol y DLP aumentan en conjunto al WED del paciente, lo cual es acorde a la literatura (52). Sin embargo, se observa que, en el caso del DLP total de un examen de AP, la tendencia es irregular, ya que tal como muestra la tabla 18, el p75 del DLP es mayor para pacientes “delgados” que para pacientes “gruesos”. Una de las posibles causas de este fenómeno es el hecho de que el WED que calcula Teamplay es en base a las imágenes reconstruidas, calculando un promedio de WED entre tres cortes, lo que implicó que los diámetros de la fase sin contraste y portal sean distintos entre sí, aun cuando pertenecen al mismo paciente, debido a la diferencia entre los largos de los barridos, siendo la fase portal más larga que la sin contraste y por tanto, la plataforma utilizó distintos cortes para calcular el WED. Es por esto, que para identificar el WED y permitir la clasificación del examen de AP total, se decidió utilizar el diámetro obtenido desde la fase portal, debido a que es la adquisición con mayor rango de exploración y por tanto, contribuye en mayor proporción al DLP total, sin embargo, el tomar esta decisión conlleva a un sesgo que pudo provocar esta tendencia irregular. Con esto, se abre una posible alternativa para

seleccionar el WED para un examen completo, que consiste en calcular el promedio entre los diámetros calculados para ambas fases de adquisición.

7.4. SSDE y CTDIvol como niveles de referencia

Al analizar los resultados obtenidos en la tabla 19 respecto a la tendencia existente entre el CTDIvol y SSDE con el WED, se observa que la diferencia porcentual entre el CTDIvol para un rango “delgado” y uno “grueso” de WED es de 44%, mientras que en el caso del SSDE es de 32%. Debido a esto se puede concluir que el SSDE es el mejor indicador dosimétrico para evaluar el comportamiento de la dosis con el aumento en el diámetro del paciente, ya que corrobora lo descrito en la literatura, donde para diámetros pequeños el SSDE tiende a ser mayor que el CTDIvol, es decir, existe mayor dosis por área de tejido, mientras que para diámetros grandes, el SSDE es menor que el CTDIvol, ya que existe una menor dosis por área de tejido, permitiendo eliminar la sobre y subestimación que conlleva utilizar el CTDIvol como nivel de referencia si se tiene en consideración el tamaño del paciente (53). Se puede añadir que la mediana de los WED de los pacientes en abdomen y tórax, 24,92 y 24,5 cm respectivamente.

7.5. Limitaciones

La principal limitación de este estudio corresponde a la utilización de datos de un único equipo de TC del Centro de Imagenología del HCUCH y no ambos, ya que el equipo CTAWP83885 presenta diferencias porcentuales entre el CTDIvol medido con el nominal mayores a un 20%, lo cual implica su exclusión de la base de datos final, donde el análisis de los motivos de dichas diferencias excede el alcance de esta tesis y se recomienda sean estudiados posteriormente. Por otro lado, esta decisión conlleva una disminución del N para todos los exámenes, aun manteniendo una muestra mayor a 30 a excepción de TC de Pelvis. Además, no es posible realizar una comparación del rendimiento entre equipos de TC de distintos fabricantes como

General Electric Healthcare, Philips y Toshiba; impidiendo evaluar sus diferentes modulaciones automáticas de dosis, algoritmos de reconstrucción, etc. A pesar de esto, la verificación de CTDIvol realizada por este estudio refuerza la importancia de validar los datos a utilizar para generar DRL.

Otra limitante destacable de señalar es el número de exámenes utilizados para establecer DRL para TC de Pelvis sin MC, debido a que es menor a los 30 mínimos recomendados por el ICRP (54). Esto se debe a que la frecuencia de exámenes del área musculoesquelética en tomografía computada es bastante baja respecto a otras regiones anatómicas, tal como se puede evidenciar en los resultados de este trabajo, además de los diversos criterios de exclusión utilizados para obtener la muestra final. Una limitación similar ocurre al distribuir los DRLs de los exámenes por grupos de WED, observando una gran disminución del N en dichos casos, lo cual es compartido por otros autores como Boos et al (2018) (55). Se recomienda para estudios posteriores ampliar el rango de tiempo a considerar para el caso de exámenes de baja frecuencia, que permita acceder a un N sobre el recomendado en la literatura.

8. Conclusiones

Los niveles diagnósticos de referencia corresponden a niveles de investigación y herramientas fundamentales en la optimización de dosis de radiación en estudios imagenológicos como la tomografía computada, siendo un instrumento útil para determinar si la cantidad de radiación utilizada es inusualmente alta o baja, manteniendo una calidad de imagen diagnóstica.

El objetivo de esta investigación fue establecer los primeros niveles de referencia diagnósticos y valores típicos, en pacientes adultos, para los exámenes más frecuentes de tomografía computada en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile, lo cual se cumplió a cabalidad a pesar de las dificultades propias del proceso.

El uso de la aplicación “Teamplay Dose” permitió recopilar de forma automatizada una gran cantidad de datos dosimétricos que sirven de base para la obtención de DRL representativos, que permitan optimizar las dosis de radiación y evaluar los protocolos de adquisición actuales. La utilidad de haber trabajado con la indicación clínica y datos de contextura del paciente es generar un valor de referencia diagnóstico más preciso y acorde a las características de los pacientes que se atienden en el HCUCH, lo cual ayudará a discriminar de mejor forma las alertas por dosis sobre la referencia. Además de considerar que para la misma región anatómica no necesariamente existe la misma indicación clínica. Por otro lado, utilizar como referencia el valor del CTDIvol por cada fase de estudio y no como promedio del examen completo, va en la línea correcta del recomendado por guías internacionales.

Por otra parte, podemos destacar que el estudio fue pionero en diversos ámbitos, destacando en ser uno de los primeros a nivel nacional en considerar diversos exámenes de distintas regiones corporales y clasificar los valores obtenidos según el diámetro del paciente, además de tener en cuenta el léxico RadLex para la nomenclatura de protocolos de examen.

Es importante destacar que, incidentalmente, mediante pruebas de control de calidad, esta investigación fue capaz de pesquisar diferencias significativas en los valores de dosis en uno

de los equipos del Hospital, significando un gran aporte para la institución en cuanto al control y aseguramiento de la calidad se refiere, siendo respaldado esto por documentos como el reporte de la OPS (1997), el cual plantea que todo procedimiento diagnóstico por imágenes debe realizarse con equipos que garanticen un funcionamiento que sea tanto seguro como eficaz (56). Los motivos de dichos problemas del equipo exceden el alcance de este trabajo de tesis y abren las posibilidades para futuras investigaciones centradas en el control de calidad del escáner.

Concluyendo, esta investigación innovó en la metodología para obtener DRL, al incorporar en el trabajo el WED de los pacientes y evidenciar que el SSDE surge como alternativa para futuras investigaciones, lo cual generará indicador dosimétrico aún más precisos. Además, aporta al área de protección radiológica del paciente, lo cual es una labor fundamental para los tecnólogos médicos, siendo un aporte para el Centro de Imagenología del HCUCH y también, para futuras investigaciones o estudios, sirviendo como piedra angular para producir niveles de referencia a nivel nacional.

9. Bibliografía

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR).(2008). SOURCES AND EFFECTS OF IONIZING RADIATION. UNSCEAR report 2008,1, 61.
2. Calzado A, Geleijns J.(2010). Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. Revista de física médica,11(3),163-180.
3. International Commission on Radiological Protection (ICRP).(1996). Radiological Protection and Safety in Medicine. Annals of the ICRP. ICRP Publication 73, 29.
4. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 31.
5. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 21.
6. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 21.
7. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 26.
8. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 22.
9. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 81.
10. Ubeda de la C, C., Vaño C, E., Ruiz Cruces, R., Soffia S, P., Fabri G, D.(2019). Niveles de referencia para diagnóstico: Una herramienta efectiva para la protección radiológica de pacientes. Revista Chilena de Radiología, 25(1), 19-25.
11. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 54.

12. Loose, R.W., Vano, E., Mildemberger, P. *et al.*(2021). Radiation dose management systems—requirements and recommendations for users from the ESR EuroSafe Imaging initiative. *Eur Radiol* ,31, 2106–2114.
13. Brady, Samuel L, and Robert A Kaufman.(2012). “Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 size-specific dose estimates for pediatric CT implementation.” *Radiology* vol. 265,3.
14. Bos, D., Zensen, S., Opitz, M.K. *et al.* (2022). Diagnostic reference levels for chest computed tomography in children as a function of patient size. *Pediatr Radiol*.
15. McCollough, C., et al. (2014). Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. AAPM report, 2014, 6–23.
16. McCollough, C., et al. (2014). Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. AAPM report, 2014, 6–23.
17. McCollough, C., et al. (2014). Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. AAPM report, 2014, 6–23.
18. Shrimpton, P. C., Hillier, M. C., Meeson, S., et al.(2014). Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2011 Review. 1, 3.
19. Liang, C. R., et al. (2017). Establishment of institutional diagnostic reference level for computed tomography with automated dose-tracking software. *Journal of medical radiation sciences*, 64(2), 82–89.
20. Paulo, G., Damilakis, J., Tsapaki, V. et al. (2020). Diagnostic Reference Levels based on clinical indications in computed tomography: a literature review. *Insights Imaging* 11, 96 .

21. Serra H A, Ramírez M , Véliz H J, Salas O MI, Pérez A J, Vera M F, et al. (2020) Valores típicos de dosis para tomografía computada de cerebro en pacientes adultos. Revista Chilena de Radiología. 26(1).
22. Jones, J., Bell, D. (2019). RadLex. Reference article, Radiopaedia.org.
23. Cortes D., Faccuse E., M., Castro, D., & Garrido, C. (2015). *Estimación de dosis efectiva en estudios de tomografía computada de craneo-encéfalo en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile*. Tesis (Tecnólogo Médico con mención en imagenología, radioterapia y física médica) -- Universidad de Chile, 2015.
24. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 57.
25. Siemens Healthcare Headquarter. (2016). SOMATOM Definition Edge. 1, 41-50.
26. Siemens Healthcare Headquarter. (2016). SOMATOM Definition Edge. 1, 41-50.
27. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 50.
28. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 50.
29. SIEMENS.(2021). Teamply Insights. SIEMENS 1, 21.
30. Shrimpton, P. C., Hillier, M. C., Meeson, S., et al.(2014). Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2011 Review.1, 14.
31. León, E., et al. (2020). PROTOCOLOS ASISTENCIALES PARA UNIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSIDAD DE CHILE. N°3, 65-67.
32. León, E., et al. (2020). PROTOCOLOS ASISTENCIALES PARA UNIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSIDAD DE CHILE. N°3, 65-67.

33. McCollough, C., et al. (2014). Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. AAPM report, 2014, 6–23.
34. Organismo internacional de energía atómica (OIEA).(2021).Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe. Colección de Documentos Técnicos, 1958, 158.
35. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP. ICRP Publication 135. 46 (1), 50.
36. Liang, C. R., et al. (2017). Establishment of institutional diagnostic reference level for computed tomography with automated dose-tracking software. *Journal of medical radiation sciences*, 64(2), 82–89.
37. ICRP .(2007). Recommendations of the International Commission on radiological protection. ICRP Publication 103; Ann ICRP. 37:1–332.
38. Smith-Bindman, R., et al. (2015). Radiation Doses in Consecutive CT Examinations from Five University of California Medical Centers. *Radiology*, 277(1), 134–141.
39. Shrimpton, P. C., Hillier, M. C., Meeson, S., et al.(2014). Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2011 Review. 1, 32-34 .
40. Lee, K. L., Beveridge, T., Sanagou, M., & Thomas, P. (2020). Updated Australian diagnostic reference levels for adult CT. *Journal of medical radiation sciences*, 67(1), 5–15.
41. Tsapaki, V., Damilakis, J., Paulo, G. *et al.* (2021) CT diagnostic reference levels based on clinical indications: results of a large-scale European survey. *Eur Radiol* **31**, 4459–4469.
42. National Council on Radiation Protection and Measurements. (2012). Reference Levels and Achievable Doses in Medical and Dental Imaging: Recommendations for the United States. NCRP Report 172,

43. Cortes D., Faccuse E., M., Castro, D., & Garrido, C. (2015). *Estimación de dosis efectiva en estudios de tomografía computada de craneo-encéfalo en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile*. Tesis (Tecnólogo Médico con mención en imagenología, radioterapia y física médica) -- Universidad de Chile, 2015.
44. Cortes D., Faccuse E., M., Castro, D., & Garrido, C. (2015). *Estimación de dosis efectiva en estudios de tomografía computada de craneo-encéfalo en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile*. Tesis (Tecnólogo Médico con mención en imagenología, radioterapia y física médica) -- Universidad de Chile, 2015.
45. Serra H A, Ramírez M , Véliz H J, Salas O MI, Pérez A J, Vera M F, et al. (2020) Valores típicos de dosis para tomografía computada de cerebro en pacientes adultos. *Revista Chilena de Radiología*. 26(1).
46. S Gharbi, et al (2018). Assessment of organ dose and image quality in head and chest CT examinations: a phantom study. *J. Radiol. Prot.* 38 807.
47. Matsunaga, Y., et al. (2019). Diagnostic reference levels and achievable doses for common computed tomography examinations: Results from the Japanese nationwide dose survey. *The British journal of radiology*, 92(1094), 20180290.
48. Matsunaga, Y., et al. (2019). Diagnostic reference levels and achievable doses for common computed tomography examinations: Results from the Japanese nationwide dose survey. *The British journal of radiology*, 92(1094), 20180290.
49. Scharf, M., et al. (2017). Image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction in thoracoabdominal CT, using Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) technique in a longitudinal study. *PloS one*, 12(7), e0180302. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0180302>
50. R. Treier, A., et al. (2010). Patient doses in CT examinations in Switzerland: implementation of national diagnostic reference levels, *Radiation Protection Dosimetry*, Volume 142, Issue 2-4, Pages 244–254.

51. Bos, Denise et al. (2022). "Diagnostic reference levels and median doses for common clinical indications of CT: findings from an international registry." *European radiology* vol. 32,3 : 1971-1982. doi:10.1007/s00330-021-08266-1
52. Kanal, K. M., Butler, P. F., Sengupta, D., Bhargavan-Chatfield, M., Coombs, L. P., & Morin, R. L. (2017). U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations. *Radiology*, 284(1), 120–133. <https://doi-org.uchile.idm.oclc.org/10.1148/radiol.2017161911>
53. Smith-Bindman, R., et al. (2015). Radiation Doses in Consecutive CT Examinations from Five University of California Medical Centers. *Radiology*, 277(1), 134–141.
54. International Commission on Radiation Protection (ICRP).(2017). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Annals of the ICRP*. ICRP Publication 135. 46 (1), 50.
55. Boos, J., et al. (2018). Institutional computed tomography diagnostic reference levels based on water-equivalent diameter and size-specific dose estimates. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, 38(2), 536–548. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/aaa32c>
56. Organización Panamericana de la Salud (OPS) (1997). Organización, Desarrollo, Garantía de Calidad y Radioprotección en los Servicios de Radiología: Imaginología y Radioterapia. Washington, DC;; 1997, 87 pp.
57. León, E., et al. (2020). PROTOCOLOS ASISTENCIALES PARA UNIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSIDAD DE CHILE. N°3, 12.
58. León, E., et al. (2020). PROTOCOLOS ASISTENCIALES PARA UNIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSIDAD DE CHILE. N°3, 46.

59. León, E., *et al.* (2020). PROTOCOLOS ASISTENCIALES PARA UNIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSIDAD DE CHILE. N°3, 64.
60. León, E., *et al.* (2020). PROTOCOLOS ASISTENCIALES PARA UNIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSIDAD DE CHILE. N°3, 99.

10. Anexos

10.1. Carta de aprobación del comité de ética.

CERTIFICADO

El Comité Ético Científico y de Investigación (CEIC) en Seres Humanos del Hospital Clínico Universidad de Chile, ha recibido el formulario de Solicitud para revisión de:

Fichas clínicas de pacientes a los que se le realizaron tomografías computadas, realizadas durante el segundo semestre de 2021.

Cuyo título de trabajo es:

“Niveles de referencia diagnósticos para tomografía computada en el HCUCH”.

El Dr. Patricio Palavecino Rubilar, Jefe del Centro de Imagenología, afirma estar en conocimiento del trabajo mencionado y autoriza su realización.

Se otorga el certificado al investigador:

Sr. Daniel Castro Acuña, Tecnólogo Médico del Centro de Imagenología.

El estudio fue analizado en conformidad en sesión ordinaria del 18 de mayo y no existen reparos éticos con su aprobación.



18-05-2022

Dra. Lucía Teresa Massardo Vega
Presidenta del Comité Ético Científico
Hospital Clínico de la Universidad de Chile

Nº18/22

Nº 15

Santiago, 27 de Mayo 2022

APROBACIÓN PARA REALIZACIÓN DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

Prof. Dra. María Graciela Rojas Castillo, Directora General del Hospital Clínico de la Universidad de Chile, autoriza la revisión de fichas clínicas de pacientes a los que se le realizaron tomografías computadas, realizadas durante el segundo semestre de 2021, del estudio denominado “Niveles de referencia diagnósticos para tomografía computada en el HCUCH”.

Esta solicitud ha sido debidamente discutida y aprobada por el Comité Ético Científico o de Investigación del Hospital Clínico de la Universidad de Chile, según consta en el Certificado Nº 18 del 18 de mayo 2022 y será conducido por el Sr. Daniel Castro Acuña, Tecnólogo Médico del Centro de Imagenología de nuestro Hospital Clínico.

Dado que se han cumplido los requisitos establecidos para conducir estudios en seres humanos en nuestra Institución, este Estudio cuenta con la autorización de la Dirección del Hospital para su realización, en los términos que establece el protocolo antes mencionado.

Este documento de aprobación tendrá vigencia hasta finalizar el Estudio Clínico o hasta que la Aprobación Inicial sea revocada.



PROF. DRA. MARIA GRACIELA ROJAS CASTILLO
DIRECTORA GENERAL
HOSPITAL CLÍNICO U. DE CHILE

ACL

10.2. Protocolos de TC del centro de imagenología del HCUCH

Fase	Sin Contraste
CARE kV	Conectado
kV de referencia	120
CARE Dose 4D	Conectado
mAs de reff	290
Retardo (s)	2
Nivel optimización de dosis	3
Tiempo de rotación (s)	0,5
Pitch	0,9
Colimador	128 X 0,6 mm
Adquisición	Caudal Craneal
Rango	Base de cráneo a vértex
Algoritmo de reconstrucción	ADMIRE

Tabla 24: Parámetros de adquisición de TC de cerebro sin MC (57).

Fase	Sin Contraste
CARE kV	Conectado
kV de referencia	120
CARE Dose 4D	Conectado
mAs de reff	66
Retardo (s)	2
Nivel optimización de dosis	3
Tiempo de rotación (s)	0,5
Pitch	1,2
Colimador	128 X 0,6 mm
Adquisición	Caudal Craneal
Rango	Ápices pulmonares- G. suprarrenales
Algoritmo de reconstrucción	ADMIRE

Tabla 25: Parámetros de adquisición de TC de tórax sin MC (58).

Fase	Sin Contraste	Portal
CARE kV	Conectado	Conectado
kV de referencia	120	100
CAREdosis 4D	Conectado	Conectado
mAs de ref	180	180
Retardo (s)	2	80 post inyección de MC
Nivel optimización de dosis	3	7
Tiempo de rotación (s)	0,5	0,5
Pitch	1	1
Colimador	128 X 0,6 mm	128 X 0,6 mm
Adquisición	Cráneo caudal	Cráneo caudal
Rango	Cúpulas diafragmáticas a polo inferior de los riñones	Cúpulas diafragmáticas a sínfisis púbica
Algoritmo de reconstrucción	ADMIRE	ADMIRE

Tabla 26: Parámetros de adquisición de TC de abdomen y pelvis de rutina (fase sin MC y fase portal) (59).

Fase	Sin Contraste
CARE kV	Conectado
kV de referencia	120
CAREdosis 4D	Conectado
mAs de ref	350
Retardo (s)	2
Nivel optimización de dosis	3
Tiempo de rotación (s)	0,5
Pitch	0,8
Colimador	128 x 0,6 mm
Adquisición	Cráneo Caudal
Rango	Desde borde superior de ambas crestas iliacas hasta porción inferior a sínfisis púbica
Algoritmo de reconstrucción	ADMIRE

Tabla 27: Parámetros de adquisición de Pelvis sin MC (60).

10.3. Verificación dosimétrica

Los resultados dosimétricos obtenidos a partir de mediciones realizadas en el escáner CTAWP83504 para los tres protocolos determinados, dieron como resultados valores para el protocolo de tórax representados en la tabla 28, para el protocolo de abdomen-pelvis sin contraste representados en la tabla 29 y para el protocolo de cerebro representados en la tabla 30.

PROTOCOLO TÓRAX equipo CTAWP83504					
Lectura (mR/cm)	Centro	3	6	9	12
M1	128,4	233,4	203,7	232,8	273,6
M2	128,8	231,9	204	232,9	237,7
M3	128,2	231,8	203,9	232,2	239,2
Presión (mBar)	954	954	954	954	954
T (C°)	21,4	21,4	21,3	21,4	21,4

Tabla 28: Medición dosimétrica para Protocolo de Tórax en escáner CTAWP83504, con las tres mediciones para los cuatro orificios del fantoma con su respectiva presión y temperatura.

PROTOCOLO ABDOMEN equipo CTAWP83504					
Lectura (mR/cm)	Centro	3	6	9	12
M1	196,7	373	324	374	438
M2	197	372	376	373	439
M3	196,7	372	324,3	371	439
Presión (mBar)	955	955	955	955	955
T (C°)	23.1	23.1	22.1	21.1	22.1

Tabla 29: Medición dosimétrica para Protocolo de Abdomen-Pelvis sin contraste en escáner CTAWP83504, con las tres mediciones para los cuatro orificios del fantoma con su respectiva presión y temperatura.

PROTOCOLO CEREBRO equipo CTAWP83504					
Lectura (mR/cm)	Centro	3	6	9	12
M1	1779	1869	1769	1885	1860
M2	1779	1764	1770	1776	1847
M3	1789	1872	1783	1887	1849
Presión (mBar)	954	954	954	954	954
T (C°)	21,1	21,1	21,1	21,1	21,2

Tabla 30: Medición dosimétrica para Protocolo de Cerebro en escáner CTAWP83504, con las tres mediciones para los cuatro orificios del fantoma con su respectiva presión y temperatura.

Por otra parte, la segunda medición dosimétrica en el escáner CTAWP83885, recogió los valores dosimétricos para los cuatro protocolos determinados, obteniendo para el protocolo de tórax valores representados en la tabla 31, para el protocolo de abdomen-pelvis sin contraste representados en la tabla 32 y para el protocolo de cerebro representados en la tabla 33.

PROTOCOLO TORAX equipo CTAWP83885					
Lectura (mR/cm)	Centro	3	6	9	12
M1	108,6	201,7	173,9	198,4	245
M2	114,4	206,5	174,1	198,6	237,6
M3	113	207,6	174,1	198,1	240,9
Presión (mBar)	954	954	954	954	945
T (C°)	22,2	22,2	22,2	22	22

Tabla 31: Medición dosimétrica para Protocolo de Tórax en escáner CTAWP83885, con las tres mediciones para los cuatro orificios del fantoma con su respectiva presión y temperatura.

PROTOCOLO ABDOMEN equipo CTAWP83885					
Lectura (mR/cm)	Centro	3	6	9	12
M1	165,8	320	274,4	315,3	399
M2	165,7	320,6	254,6	315,9	400
M3	165,4	320,5	274,6	317,2	400
Presión (mBar)	954	954	954	954	954
T (C°)	21.1	22.1	22.1	22.1	22.1

Tabla 32: Medición dosimétrica para Protocolo de Abdomen-Pelvis sin contraste en escáner CTAWP83885, con las tres mediciones para los cuatro orificios del fantoma con su respectiva presión y temperatura.

PROTOCOLO CEREBRO equipo CTAWP83885					
Lectura (mR/cm)	Centro	3	6	9	12
M1	1518	1553	1552	1556	1547
M2	1519	1556	1555	1557	1566
M3	1523	1558	1555	1516	1570
Presión (mBar)	954	954	954	954	954
T (C°)	22	22	22,2	22,2	22

Tabla 33: Medición dosimétrica para Protocolo de Cerebro en escáner CTAWP83885, con las tres mediciones para los cuatro orificios del fantoma con su respectiva presión y temperatura.