

UNA

UNIVERSIDAD NACIONAL DE COSTA RICA

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

TRABAJO FINAL DE GRADUACIÓN

MODALIDAD: PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN

ESTUDIANTE

ANGIE MARÍA MONTERO MORA

207710054

TUTOR A CARGO

Dr. DAVID CHACÓN OBANDO

COMPARACIÓN Y TRANSICIÓN DE PROTOCOLOS PARA LA VERIFICACIÓN DE LOS PARÁMETROS PARA EL BUEN FUNCIONAMIENTO DE LOS EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA -GUÍA ANTERIOR DEL MINISTERIO DE SALUD HACIA EL "IAEA-TECDOC-1958"- Y LAS IMPLICACIONES QUE CONLLEVA PARA LA LABOR DEL FÍSICO MÉDICO

2025

DEDICATORIA

A mi familia, por su amor y ayuda incondicional, por enseñarme el valor del esfuerzo y la dedicación, por motivarme siempre y por ser mi pilar en cada etapa de vida.

A mi pareja, Keylor, por su paciencia, apoyo inquebrantable y confianza en mí, incluso en los momentos más desafiantes. Por ser mi compañero incondicional en este camino, brindándome ánimo y sostén en cada paso.

TABLA DE CONTENIDOS

DEDICATORIA.....	II
INTRODUCCIÓN.....	IV
DESARROLLO	XIV
DESGLOCE DE LAS PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD DESCRITAS EN LOS PEOTOCOS PARA EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.....	XIV
COMPARACIÓN ENTRE LA GUÍA ANTERIOR DEL MINISTERIO DE SALUD Y EL PROTOCOLO DE LA IAEA “TECDOC-1958”	XVII
SIMILITUDES Y DIFERENCIAS ENTRE LAS PRUEBAS DESCRITAS EN AMBAS METODOLOGÍAS	XVIII
Cuadro 1. Similitudes y diferencias entre pruebas de ambos protocolos y su frecuencia de realización	XIX
DIFERENCIAS DE EQUIPOS UTILIZADOS EN AMBAS METODOLOGÍAS.....	XXIV
Cuadro 2. Diferencias de los equipos utilizados en cada prueba y sus respectivas tolerancias	XXIV
GUÍA PRÁCTICA PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO “IAEA-TECDOC-1958”: ESTRATEGIAS Y RECOMENDACIONES PARA FÍSICOS MÉDICOS	XXXV
ESTRATEGIAS A LLEVAR A CABO EN CASO DE NO DISPONER CON TODOS LOS EQUIPOS E INSTRUMENTOS SUGERIDOS:.....	XXXV
Cuadro 3. Cambios y recomendaciones para la adaptación del protocolo “IAEA-TECDOC-1958”	XXXVII

ASPECTOS FUNDAMENTALES PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO “IAEA-TECDOC-1958”	XLI
EL ROL DEL FÍSICO MÉDICO EN LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO “IAEA-TECDOC-1958”	XLII
Cuadro 4. Asociación de pruebas de la guía del Ministerio de Salud y las del IAEA-TECDOC-1958.....	XLIV
Con base en el cuadro 4, se puede observar que existen en ambos documentos las mismas pruebas pero con nombres diferentes o ligeras variaciones en su procedimiento, al igual que el iaea-tecdoc-1958 contiene pruebas que la guía del Ministerio de Salud no contempla. Esto se puede analizar de la siguiente manera, considerando ejemplos relevantes, tales como:	XLV
BENEFICIOS Y OPORTUNIDADES DE LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO “IAEA-TECDOC-1958”	XLVI
CONCLUSIONES	XLVII
AGRADECIMIENTOS	XLIX
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	L

INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) corresponde a una técnica avanzada de diagnóstico por imagen que combina el uso de rayos X con sistemas computacionales de alta precisión para generar imágenes detalladas y de alta resolución del interior del cuerpo humano. Este procedimiento permite la obtención de cortes transversales en distintos planos, así como reconstrucciones tridimensionales de órganos, tejidos y estructuras óseas, facilitando la localización y el análisis de posibles anomalías al obtener imágenes de mayor calidad respecto a otras técnicas de imagen convencionales. Durante el estudio, el equipo de TC realiza un giro continuo alrededor del paciente, capturando imágenes desde múltiples ángulos y procesándolas a través de algoritmos computacionales avanzados. Esto posibilita la evaluación precisa y efectiva de diversas afecciones y contribuye significativamente a la calidad diagnóstica, ya que permite la observación tanto de estructuras anatómicas como de anomalías patológicas con un grado de alta precisión [Bushberg, J.T. et al., 2013].

Una de las principales ventajas de la TC radica en su capacidad para detectar enfermedades en etapas tempranas, lo que resulta crucial en el diagnóstico y tratamiento oportuno de diversas patologías, entre las que se incluyen: tumores, infecciones, fracturas óseas, enfermedades cardiovasculares como aneurismas, enfermedades pulmonares, así como lesiones internas que puedan pasar desapercibidas con otras técnicas de estudio. La TC, al ser una técnica no invasiva, minimiza los riesgos asociados a procedimientos diagnósticos más agresivos, como por ejemplo una biopsia quirúrgica o un procedimiento de angiografía convencional, lo cual, beneficia la seguridad y confortabilidad del paciente, mientras que se obtiene información esencial para generar los resultados diagnósticos o de seguimiento [Bushberg, J.T., et al., 2013].

Por otro lado, la evolución tecnológica ha permitido avances significativos en la TC, convirtiéndola en una herramienta cada vez más eficiente, segura y precisa. Uno de los desarrollos más destacados es la incorporación de técnicas como la TC multicorte, con la cual es posible obtener imágenes con mayor

resolución espacial y temporal, capturando múltiples cortes del cuerpo en una sola rotación del equipo. Con ello, se logra acelerar el proceso de adquisición de imágenes, al tiempo que mejora la calidad diagnóstica al permitir una visualización más detallada de estructuras anatómicas complejas y lesiones sutiles. Además, la implementación de algoritmos de reconstrucción avanzados ha contribuido a la reducción de la dosis de radiación entregada al paciente, minimizando los riesgos asociados sin comprometer la calidad de imagen [Wang, Y., et al., 2023].

Estos avances tecnológicos no solo han permitido mejorar significativamente la calidad de las imágenes obtenidas y reducir los tiempos de adquisición, sino que también han permitido optimizar los parámetros técnicos empleados durante el procedimiento. Aspectos como el voltaje y la corriente utilizados en los estudios, los cuales son fundamentales para garantizar un balance entre la calidad de las imágenes y la reducción de dosis entregada al paciente, han sido optimizados en función de las necesidades específicas de cada estudio y de las características individuales de cada paciente, como su edad, peso o condición clínica; generalmente, estos valores oscilan entre 80-140 kVp y 100-400 mAs, logrando una optimización de la relación calidad de imagen-dosis entregada. Estos avances reflejan el compromiso de la TC moderna con la personalización del diagnóstico, la seguridad del paciente, la eficiencia operativa y la precisión del estudio [Kalra, M. K., et al., 2004].

Entre los principales componentes de un TC se encuentran:

- Gantry: corresponde al anillo que gira alrededor del paciente durante la exploración, el cual contiene el tubo de rayos X y los detectores. Su estructura circular permite obtener imágenes desde distintos ángulos y crear cortes transversales del cuerpo.

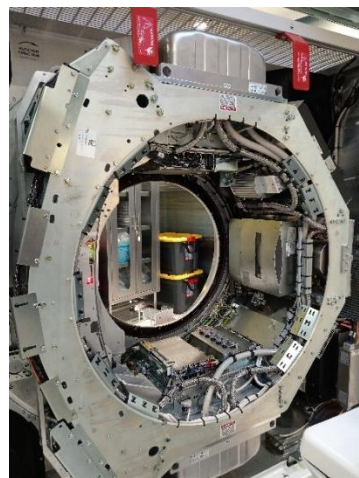
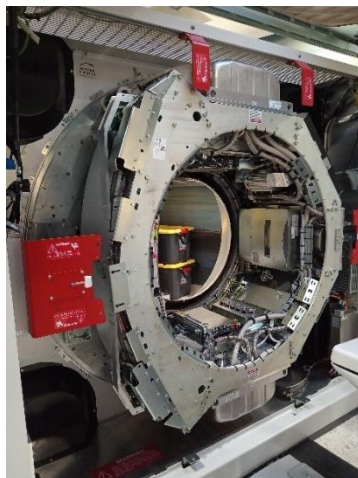


Figura 1. Gantry de un CT, marca Philips, modelo iCT, Servicio de Radiología e Imágenes Médicas del Hospital San Juan de Dios, San José, Costa Rica.

- Tubo de rayos X: es el componente generador del haz de rayos X que atraviesa el cuerpo del paciente, siendo atenuado de manera distinta según el tejido u órgano, siendo la base para la obtención de imágenes.



Figura 2. Tubo de Rayos X de un CT, marca Philips, modelo iCT, Servicio de Radiología e Imágenes Médicas del Hospital San Juan de Dios, San José, Costa Rica.

- Colimador: corresponde a un dispositivo que se encarga de limitar y dirigir el haz de rayos X que emite el tubo hacia el paciente. Permite controlar el ancho y forma del haz, reduciendo la radiación dispersa para obtener imágenes de mayor calidad y minimizar la dosis entregada al paciente al enfocar el haz a una zona específica.

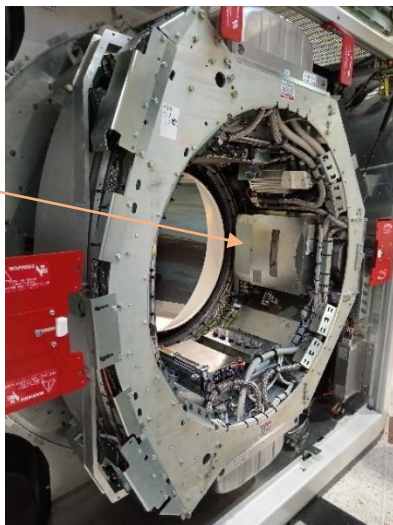


Figura 3. Colimador de un CT, marca Philips, modelo iCT, Servicio de Radiología e Imágenes Médicas del Hospital San Juan de Dios, San José, Costa Rica.

- Detectores: estos componentes son los encargados de captar la radiación que atraviesa el cuerpo y convertirla en señales eléctricas proporcionales a la intensidad del haz recibido. Estas señales son transformadas a datos digitales que son procesados para formar las imágenes.

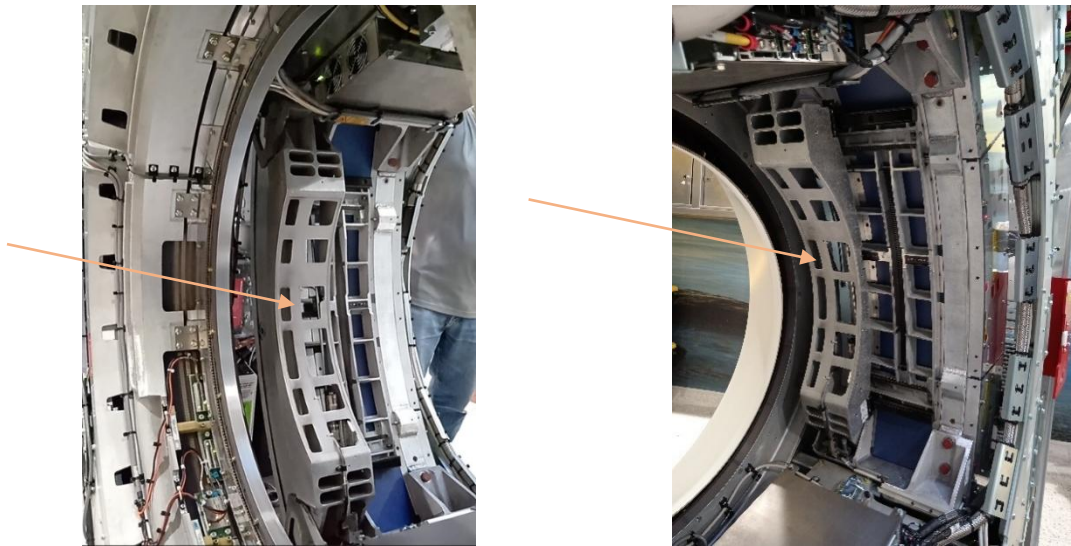
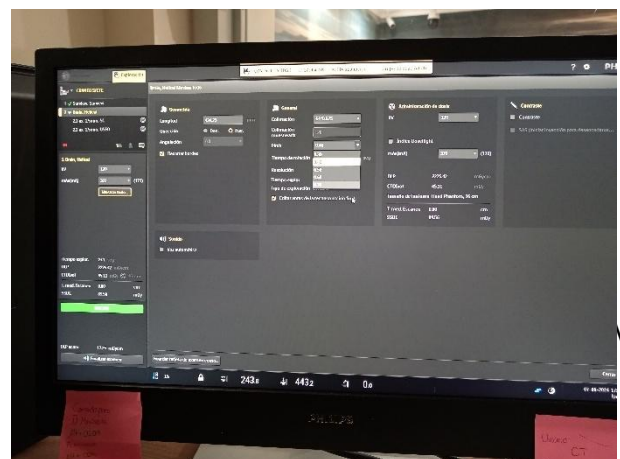
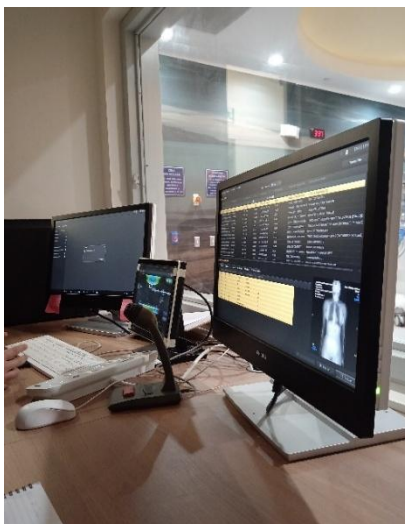


Figura 4. Tubo de Rayos X de un CT, marca Philips, modelo iCT, Servicio de Radiología e Imágenes Médicas del Hospital San Juan de Dios, San José, Costa Rica.

- Consola: corresponde al sistema de control y procesamiento del tomógrafo, en donde el operador configura los parámetros del estudio, incluye interfaces táctiles o teclado para ingresar comandos, controles específicos para ajustar la configuración del escaneo y pantallas para visualizar las imágenes y los parámetros del estudio.



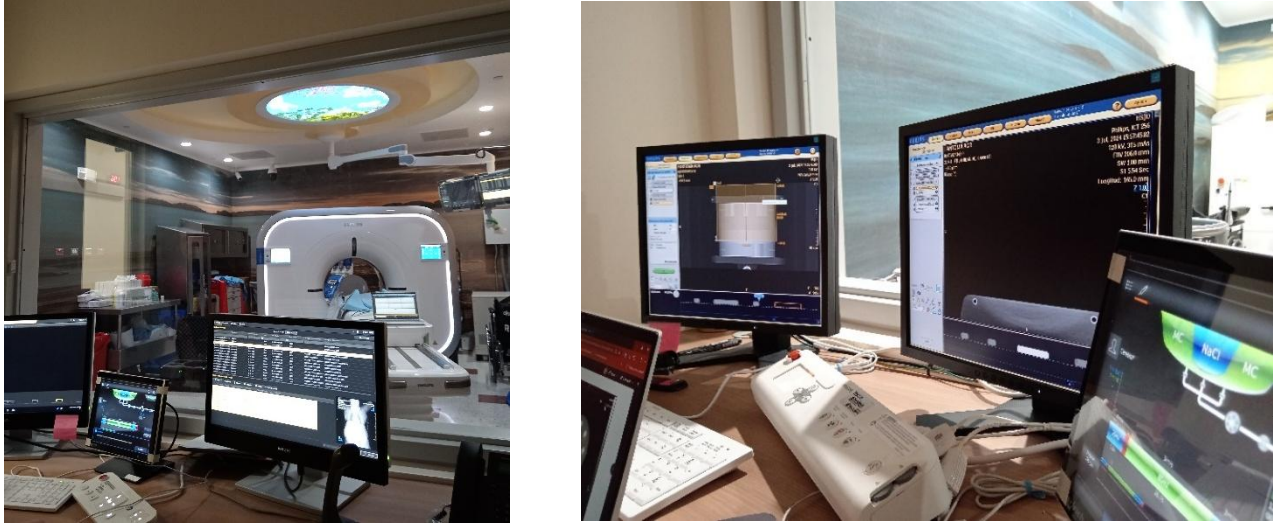


Figura 5. Tubo de Rayos X de un CT, marca Philips, modelo iCT, Servicio de Radiología e Imágenes Médicas del Hospital San Juan de Dios, San José, Costa Rica.

El sistema de reconstrucción de imágenes de un tomógrafo computarizado se encuentra compuesto de un hardware especializado, como procesadores de alto rendimiento y unidades gráficas, y un software avanzado, que utiliza algoritmos matemáticos complejos para convertir los datos obtenidos por los detectores en imágenes detalladas del cuerpo [Pifarré, X., et al., 2012].

La configuración adecuada de los parámetros técnicos no solo tiene por objetivo optimizar la calidad de las imágenes mientras, sino también minimizar la exposición del paciente a la radiación. Por esto, es indispensable resaltar la importancia de incorporar los principios de la protección radiológica para llevar a cabo estos estudios [Pifarré, X., et al., 2012].

La protección radiológica tiene por objetivo minimizar los riesgos asociados a la exposición a radiaciones ionizantes, basado en sus 3 principios: justificación, optimización y limitación de dosis. En un servicio de radiodiagnóstico, es de suma importancia garantizar que los estudios realizados se encuentren justificados médicamente de forma correcta y que la dosis administrada a los pacientes sea la más baja posible sin comprometer la calidad de imagen. El cumplir con estos principios no solo

contribuye significativamente a la seguridad del paciente sino también la del personal ocupacionalmente expuesto, reduciendo la probabilidad de ocasionar efectos secundarios debido a una exposición innecesaria de radiación [ICRP, 2007].

Para garantizar el cumplimiento de los principios de protección radiológica, es fundamental contar con herramientas que permitan evaluar y controlar la exposición a la radiación de forma práctica, precisa y efectiva. En este contexto, la dosimetría juega un papel crucial, ya que proporciona información esencial para la evaluación y el control de las dosis recibidas [IAEA, 2021].

Algunos de los ejemplos más comunes de dosímetros son:

- **TLD:** Dosímetro termoluminiscente, por sus siglas en inglés, detecta la radiación mediante cristales que emiten luz cuando son calentados después de la exposición, son reutilizables y de gran precisión.



- **OSL:** Dosímetro de luminiscencia ópticamente estimulada, por sus siglas en inglés, utiliza materiales que liberan luz al ser estimulados con un láser tras la exposición a la radiación, son sensibles y permiten múltiples lecturas.



- **DIS:** Dosímetro de estado de ionización directo, por sus siglas en inglés, mide la radiación en tiempo real mediante un detector electrónico que registra de forma directa la ionización producida por la radiación.



La dosimetría se divide en dos ámbitos principales:

- Dosimetría personal: Es utilizada con el fin de monitorear la dosis a la cual fue expuesto el personal, ya sean físicos médicos, técnicos, médicos, entre otros. Estos dispositivos son colocados en partes estratégicas del cuerpo, dependiendo del tipo de exposición que se desea monitorear, comúnmente la más utilizada es a nivel del torso, ya que representa la exposición promedio del cuerpo, aunque también suelen utilizarse en las extremidades (dedos o muñecas) o a nivel de la cabeza o los ojos. Estos dosímetros registran la dosis acumulada a lo largo del tiempo, la cual suele medirse de forma mensual, verificando que dicha dosis se encuentre dentro de los límites de seguridad establecidos por la normativa aplicable, siendo de 20 mSv/año para POE (personal ocupacionalmente expuesto) en Costa Rica [Ministerio de Salud de Costa Rica, 2020].
- Dosimetría ambiental: Este ámbito consiste en evaluar los niveles de radiación en un entorno específico, con el objetivo de determinar la exposición acumulada en áreas ocupacionales o públicas, asegurando que los niveles de radiación cumplan con los límites de seguridad establecidos, protegiendo tanto al personal como al público en instalaciones con fuentes radiactivas. Los dosímetros ambientales permiten identificar posibles fugas de radiación y asegurar de esta manera que las barreras protectoras o blindajes establecidos sean efectivos [Ministerio de Salud de Costa Rica, 2020].

La protección radiológica y la dosimetría son pilares fundamentales para el control de calidad en TC, ya que garantizan que los procedimientos sean seguros al cumplir con los límites establecidos. Estos aspectos son integrados con los principios de aseguramiento de la calidad: gestión, garantía y control de calidad, con el propósito de asegurar el funcionamiento óptimo de los equipos. Dichos conceptos son esenciales para el desarrollo de metodologías y la implementación de programas integrales que promuevan tanto el adecuado desempeño de los equipos como la seguridad de los procesos clínicos. A continuación, se describen estos conceptos aplicados al control de calidad en TC [IAEA, 2015]:

1. Gestión de calidad: Según la norma ISO 9000, consiste en planificar, ejecutar y supervisar políticas para alcanzar los objetivos relacionados con la calidad. En el ámbito de la TC, involucra la vigilancia

radiológica, la evaluación de riesgos y la mejora continua, incluyendo a técnicos, médicos, físicos médicos y personal administrativo para lograr un enfoque integral.

2. Garantía de calidad: Este concepto corresponde a un componente específico de la gestión de calidad, el cual busca asegurar el cumplimiento de estándares mediante auditorías, validación de protocolos y evaluación de resultados en cuanto a calidad de imagen y dosis administrada se refiere. Identifica áreas de mejora e implementa acciones preventivas y correctivas para la optimización de la seguridad del paciente, del personal y el funcionamiento del equipo.
3. Control de calidad: Se centra en la evaluación de pruebas técnicas de equipos para garantizar su correcto funcionamiento dentro de los parámetros establecidos según la normativa aplicable. Evalúa aspectos como uniformidad de imagen, dosis administrada, resolución espacial y determinación de ruido en la imagen, entre otros, corrigiendo desviaciones que puedan comprometer la seguridad del paciente o la calidad diagnóstica.

Los controles de calidad se realizan de forma periódica y se fundamentan en normativas nacionales e internacionales para garantizar el cumplimiento de estándares. Por ejemplo, la identificación temprana de fallas técnicas permite la toma de decisiones oportunas que minimicen el impacto en los servicios de diagnóstico por imagen. Este proceso es indispensable si se desea conservar un rendimiento óptimo del equipo y la confiabilidad técnica del mismo, resultando en beneficios tanto para los pacientes como para el personal clínico [IAEA, 2017].

La realización periódica de controles de calidad no solo asegura el cumplimiento de los estándares nacionales e internacionales, sino que también proporciona la base para la generación de certificados de buen funcionamiento. Estos documentos son oficiales y validan que los equipos han cumplido satisfactoriamente las pruebas realizadas, garantizando así las condiciones óptimas para su uso clínico [Ministerio de Salud de Costa Rica, 2020].

La importancia de los certificados de buen funcionamiento radica en varios aspectos, entre ellos cabe mencionar [Gobierno de Costa Rica, 2024]:

- Seguridad del paciente y del personal, ya que aseguran que los equipos operen dentro de los límites seguros, minimizando el riesgo de exposición innecesaria a radiaciones ionizantes.

- Confiabilidad diagnóstica, ya que garantiza que los equipos funcionen de forma idónea, asegurando la adquisición de imágenes de alta calidad que permitan diagnósticos más seguros.
- Cumplimiento normativo y regulatorio, ya que corresponden a un requisito legal ante el Ministerio de Salud de Costa Rica para que el equipo pueda operar, por esto, su ausencia puede conllevar a sanciones legales y comprometer la operación del servicio en general.

La generación de los certificados de buen funcionamiento constituye un requisito esencial en el marco de la transición hacia el protocolo “IAEA-TECDOC-1958” en Costa Rica, en los cuales, la información requerida es detallada en el nuevo reglamento, en el que se incluyen aspectos como [Gobierno de Costa Rica, 2024]:

- Datos de la instalación: Nombre, razón social, cédula física o jurídica, dirección exacta de la instalación, nombre del representante legal, entre otros.
- Datos del equipo: Marca, modelo, número de serie, tensión máxima, corriente máxima, indicar si cuenta con uno o más tubos de rayos X, entre otros.
- Datos de los equipos detectores de radiaciones ionizantes utilizados para realizar las pruebas del control de calidad.
- Pruebas realizadas y límites de tolerancia o criterios de cumplimiento.
- Justificación técnica en caso de que alguna prueba no haya sido realizada o aprobada.
- Conclusiones que argumenten si el equipo es apto para su uso y recomendaciones.
- Fecha en que se realizó el control de calidad.
- Nombre y firma del o los responsables de la realización de las pruebas de control de calidad.
- Fecha de emisión del certificado.

La transición hacia el nuevo reglamento representa un desafío tanto técnico como operativo significativo para los servicios de radiodiagnóstico, en este caso para la modalidad de tomografía computarizada. Este cambio busca alinear las prácticas nacionales con los estándares internacionales, promoviendo diagnósticos más precisos, seguros y efectivos, lo que impacta directamente en la confianza del sistema de salud y en los resultados clínicos. Sin embargo, también implica realizar ajustes en los procesos de control de calidad, los requerimientos instrumentales y la formación de los físicos médicos como profesionales a cargo de la realización de las pruebas asociadas y la generación de los certificados

de buen funcionamiento de los equipos. Este avance refuerza la infraestructura radiológica nacional, posicionando al país en un nivel competitivo en el ámbito internacional.

Los físicos médicos destacan su rol en este ámbito ya que juegan una labor clave en este proceso; su amplio conocimiento y experiencia en radiaciones ionizantes y protección radiológica los convierte en un profesional esencial para realizar las pruebas necesarias para llevar a cabo el control de calidad de los equipos y así, dar garantía de su óptimo funcionamiento al emitir los certificados de buen funcionamiento o bien, tener la potestad, gracias a su comprensión en el campo, de realizar las recomendaciones pertinentes en caso de ser necesario. Estos controles incluyen, a grandes rasgos, la verificación de los parámetros técnicos, la uniformidad de la imagen, la resolución espacial, la sensibilidad al bajo contraste, el ruido de la imagen, entre otros. La realización periódica de estas pruebas permite identificar potenciales problemas previo a que lleguen a afectar la seguridad del paciente o el diagnóstico del mismo, evitando repeticiones de estudios debido a una incorrecta adquisición, lo cual también aporta a la extensión de la vida útil del equipo, optimizando los recursos disponibles [IAEA, 2018].

El presente trabajo se centra en el estudio de la tomografía computarizada como un estudio clave en el diagnóstico moderno, con un enfoque específico en los controles de calidad asociados a su buen funcionamiento. En este contexto, se realizará una intercomparación detallada entre las guías del Ministerio de Salud de Costa Rica para la elaboración de verificaciones de parámetros para el buen funcionamiento de equipos de tomografía computarizada (TC), vigentes hasta el 25 de marzo del 2025, la cual puede encontrarse en el sitio web del Ministerio de Salud de Costa Rica y que está basado parcialmente en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011, y el recientemente definido en el Decreto No. 44653-S, publicado en el Diario oficial La Gaceta No. 178 en setiembre del 2024. En este último, se presenta una metodología distinta para llevar a cabo dichos controles de calidad, los cuales se realizarán con base al Protocolo de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe del Organismo Internacional de Energía Atómica “IAEA-TECDOC-1958”. Para dicha comparación, se evaluarán sus similitudes y diferencias en cuanto a metodologías y equipos utilizados, además, se brindarán recomendaciones y estrategias para llevar a cabo la transición de la guía anterior al protocolo presentado en el nuevo Reglamento. Este análisis permitirá identificar las mejores prácticas para garantizar la optimización de los procedimientos de TC,

asegurando tanto la precisión diagnóstica como la seguridad de los pacientes. Del mismo modo, se presentarán las implicaciones que conllevará la implementación del nuevo reglamento para la labor del físico médico y su relevancia para la ejecución y cumplimiento del mismo, poniendo en práctica sus conocimientos en el área.

DESARROLLO

A continuación, se presentan de forma resumida las pruebas de control de calidad para equipos de tomografía computarizada presentes en ambos protocolos. En esta sección se describe en qué consisten dichas pruebas y a cuál protocolo corresponde cada una de ellas.

DESGLOCE DE LAS PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD DESCRITAS EN LOS PEOTOCOS PARA EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

PRUEBA 1. INSPECCIÓN VISUAL

La prueba consiste en evaluar el estado físico y mecánico del equipo, sus componentes y el entorno que lo rodea, con el objetivo de garantizar que se encuentre en condiciones seguras y efectivas para su funcionamiento.

Dicha prueba se encuentra en el protocolo “IAEA-TECDOC-1958” de control de calidad.

PRUEBA 2. ALINEACIÓN DE LOS LÁSERES

La prueba verifica la correcta alineación de los haces con el plano topográfico y la camilla, asegurando una localización anatómica precisa para obtener diagnósticos más exactos.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 3. ALINEACIÓN DE LA MESA RESPECTO AL GANTRY Y COINCIDENCIA DE LOS LÁSERES

La prueba consiste en evaluar la posición de la mesa en relación con el isocentro del gantry y verificar que los indicadores láser coincidan (se encuentren alineados) con los ejes longitudinal y sagital.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 4. EXACTITUD DEL TOPOGRAMA

La prueba consiste en evaluar si el topograma refleja con precisión la posición anatómica del paciente y las dimensiones del campo de radiación.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 5. INCLINACIÓN DEL GANTRY

La prueba consiste en verificar que el ángulo de inclinación del gantry indicado en la consola del equipo corresponda al ángulo físico real.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 6. EXACTITUD DEL INDICADOR LONGITUDIANAL DE LA MESA

La prueba consiste en verificar que las posiciones indicadas en la consola del equipo coincidan con los movimientos reales de la mesa en dirección longitudinal.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 7. ESPESOR DE CORTE EN LA IMAGEN RECONSTRUIDA

La prueba consiste en evaluar la precisión con la que el tomógrafo genera cortes en la imagen reconstruida con un espesor determinado, verificando que éste corresponda al seleccionado en la consola del equipo. Se refiere al grosor de la imagen que se genera a partir de los datos obtenidos, relacionado con la calidad y la resolución.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 8. ESPESOR DE CORTE IRRADIADO

La prueba consiste en garantizar que el tomógrafo sea capaz de generar espesores de corte que coincidan con los valores configurados en el equipo. Ésta se refiere al grosor del área en el tejido del cuerpo que realmente está siendo irradiada durante la adquisición.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 9. UNIFORMIDAD, RUIDO Y EXACTITUD DEL NÚMERO CT

La prueba consiste en verificar la uniformidad de los números CT, el nivel de ruido presente en la imagen obtenida y la exactitud de los números CT medidos en diferentes materiales insertados en un fantoma.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 10. RESOLUCIÓN ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE

La prueba consiste en evaluar la capacidad del tomógrafo para distinguir estructuras pequeñas o detalles finos en imágenes de alto contraste, garantizando la detección de pequeñas anomalías en los tejidos.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 11. UMBRAL DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE

La prueba consiste en evaluar la capacidad del sistema para distinguir estructuras con mínimas diferencias de densidad respecto al fondo, asegurando la detección de lesiones sutiles.

Dicha prueba se encuentra en el protocolo "IAEA-TECDOC-1958" de control de calidad.

PRUEBA 12. DETERMINACIÓN DE C_{AIRE} ($CTDI_{AIRE}$)

La prueba consiste en determinar la dosis de radiación entregada por el tomógrafo en aire, sin atenuación provocada por el paciente o un fantoma.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 13. DETERMINACIÓN DE C_{VOL} ($CTDI_{VOL}$), C_w ($CTDI_w$)

La prueba consiste en evaluar la dosis promedio ponderada en un fantoma estándar, considerando tanto el centro del fantoma como la periferia del mismo. Se introduce la variable “pitch” al cálculo de dosis volumétrica para adquisiciones helicoidales y se calcula la dosis total considerando la longitud del área escaneada.

Dicha prueba se encuentra en ambos protocolos de control de calidad.

PRUEBA 14. DETERMINACIÓN DEL P_{KL} (DLP)

La prueba consiste en evaluar la dosis de radiación entregada al paciente durante un estudio, el DLP es un indicador que combina la cantidad de radiación utilizada en una exploración y la longitud de la región del cuerpo escaneada, ayudando a verificar que las dosis administradas sean seguras.

Dicha prueba se encuentra en el protocolo “IAEA-TECDOC-1958” de control de calidad.

PRUEBA 15. DETERMINACIÓN DE LA DENSIDAD ELECTRÓNICA

La prueba consiste en evaluar cómo las diferentes estructuras del cuerpo interactúan con los rayos X, basado en las propiedades de los distintos tejidos y su capacidad para atenuar la radiación. Esta prueba resulta crucial para TC utilizados en radioterapia dado que la densidad electrónica de los tejidos afecta directamente la dosis de radiación administrada durante el tratamiento.

Dicha prueba se encuentra en la guía anterior del Ministerio de Salud para el control de calidad de los equipos de TC.

COMPARACIÓN ENTRE LA GUÍA ANTERIOR DEL MINISTERIO DE SALUD Y EL PROTOCOLO DE LA IAEA “TECDOC-1958”

Para comprender mejor las implicaciones que conlleva la transición entre la guía anterior del Ministerio de Salud hacia el protocolo de la IAEA (TECDOC-1958), es fundamental analizar las diferencias y similitudes entre las metodologías descritas por ambos protocolos, así como los equipos propuestos y

las tolerancias sugeridas en cada una de las pruebas implicadas. A continuación, se presenta un desglose que permite visualizar los desafíos y beneficios asociados.

SIMILITUDES Y DIFERENCIAS ENTRE LAS PRUEBAS DESCRITAS EN AMBAS METODOLOGÍAS

A continuación, se presenta un cuadro que resume las diferencias más relevantes entre el protocolo “IAEA-TECDOC-1958” y la guía anterior del Ministerio de Salud (MS), mostrando aspectos relacionados a las metodologías descritas y la frecuencia de realización de las pruebas según sugiere cada protocolo.

Cuadro 1. Similitudes y diferencias entre pruebas de ambos protocolos y su frecuencia de realización

Nombre de la prueba	Protocolo	Metodología		Frecuencia
		Similitud	Diferencia	
Inspección visual	MS	N/A	No la menciona	N/A
	TECDOC		Incluye una lista de verificación detallada y considera criterios técnicos específicos como el estado del blindaje y la funcionalidad de los distintos indicadores	Inicial Mensual Después de cambios
Alineación de los láseres	MS	Buscan asegurar la precisión y alineación de los láseres del tomógrafo, de forma que coincidan con el plano de irradiación	Verifica la coincidencia de coordenadas de la imagen con el isocentro, en los planos coronal y sagital	Anual
	TECDOC		Verifica la alineación del haz de luz interno y externo y el plano tomográfico (plano virtual)	Inicial Mensual Después de cambios
Alineación de la mesa respecto al gantry y coincidencia de los láseres	MS	Verifican que la mesa se encuentre centrada correctamente respecto al gantry y que los láseres coincidan con los ejes longitudinal y sagital	Verifica la nivelación y alineación de la mesa con el plano tomográfico (plano virtual) y el gantry (estructura física circular)	Anual
	TECDOC		Verifica la alineación precisa de la mesa con el isocentro y el láser sagital	Inicial Semestral Después de cambios
Exactitud del topograma	MS	Evalúan si el topograma, radiografía de planificación, refleja con exactitud la posición anatómica del paciente.	Se le llama "radiografía de planificación" al scout (imagen preliminar)	Anual
	TECDOC		Se le llama "topograma" al scout (imagen preliminar)	Inicial Mensual Después de cambios

Inclinación del gantry	MS	Verifican la precisión del ángulo de inclinación del gantry con el fin de garantizar cortes de diagnóstico correctos	Menciona el uso de un instrumento de prueba con marcadores, alineándolo con los indicadores láser.	Anual
	TECDOC		Menciona el uso de una película radiográfica, alineándola con el eje longitudinal. Además de un ejemplo de los parámetros técnicos para la exploración como guía para la misma.	Inicial Anual Después de cambios
Exactitud del indicador longitudinal y del incremento de desplazamiento de la mesa	MS	Verifican la exactitud y la reproducibilidad de los desplazamientos longitudinal y vertical de la mesa respecto a los indicadores	La exactitud del indicador de la posición de la mesa y la exactitud del incremento de desplazamiento de la mesa aparecen como pruebas independientes, sin embargo en ninguna de ellas se detalla el procedimiento a seguir para el adecuado posicionamiento de la camilla y medición del desplazamiento	Anual
	TECDOC		La metodología es más extensa, mencionando paso a paso el posicionamiento para la correcta medición	Inicial Anual Después de cambios

Espesor de corte de la imagen reconstruida	MS	Verifica que el espesor de corte de la imagen reconstruida coincida con el valor nominal seleccionado en la consola del equipo, tanto para adquisiciones axiales como helicoidales	Compara el espesor de corte de la imagen reconstruida con la mostrada en la consola del equipo. Menciona que se debe realizar el cálculo del FWHM para la obtención del espesor de corte sin profundizar en las ecuaciones.	Anual
	TECDOC		Muestra de forma detallada una metodología para exploración en modo axial y otra para modo helicoidal. Incluye cálculos para la determinación del número CT a la mitad de la altura y a partir de ahí calcular el espesor de corte considerando el ángulo de inclinación del plano inclinado respecto al plano tomográfico (propiedad inherente del fantoma).	Inicial Anual Después de cambios
Espesor de corte irradiado	MS	Buscan asegurar que la colimación del haz de rayos X sea precisa y corresponda al espesor nominal de corte seleccionado	Menciona que debe ser realizada únicamente en caso de realizarse modificaciones de un componente sustancial del equipo o cuando se observen cambios en el funcionamiento del equipo	No requiere realizarse anualmente. Después de modificaciones o cuando se observen cambios importantes en el funcionamiento
	TECDOC		Su frecuencia es más estricta	Inicial Anual Después de cambios
Uniformidad	MS	Evalúan la homogeneidad de la imagen	La metodología mostrada no es tan específica ni hace referencia a los módulos del fantoma.	Anual
	TECDOC		La metodología descrita es más detallada. Posee imágenes de referencia del fantoma.	Inicial Anual Después de cambios

Ruido	MS	Buscan evaluar la uniformidad y consistencia de la calidad de imagen mediante el nivel de ruido presente	La frecuencia de realización es menos exigente	Anual
	TECDOC		Indica una frecuencia periódica determinada, siendo más estricta	Inicial Anual Después de cambios
Exactitud del número CT	MS	Verifican la exactitud del valor medio del número CT para una región de interés	No especifica cómo realizar la prueba utilizando los distintos insertos	Anual
	TECDOC		Describe la metodología a llevar a cabo en esta prueba	Inicial Anual Después de cambios
Resolución espacial de alto contraste	MS	Evalúan la capacidad del equipo para diferenciar detalles finos en imágenes de alto contraste	Se evalúa utilizando un objeto de prueba de alto contraste mediante inspección visual o calculando la MTF mediante el uso de un software	No requiere realizarse anualmente. Después de modificaciones o cuando se observen cambios importantes en el funcionamiento
	TECDOC			Inicial Anual Después de cambios
Umbral de sensibilidad a bajo contraste	MS	N/A	No la menciona	N/A
	TECDOC		Incluye esta prueba con el fin de evaluar la capacidad de distinguir estructuras con mínimas diferencias de densidad respecto al fondo	Inicial Anual Después de cambios

Determinación de CTDIaire	MS	Determinan el índice de dosis de tomografía computarizada en aire como referencia básica para otras mediciones	No indica la metodología a llevar a cabo para su determinación	Anual
	TECDOC		Detalla el posicionamiento de la cámara de ionización tipo lápiz y parámetros de exposición	Inicial Anual Después de cambios
Determinación de CTDIw y CTDIvol	MS	Evalúan la dosis entregada al paciente durante el estudio, incluyendo valores promedio y de volumen	No incluye indicaciones de posicionamiento ni detalles sobre la exploración	Anual
	TECDOC		Detalla el posicionamiento del fantoma para la adquisición e indica pasos a seguir para el escaneo	Inicial Anual Después de cambios
Determinación del DLP	MS	N/A	No la menciona	N/A
	TECDOC		Incluye una sección para el cálculo del DLP a partir del CTDIvol	Inicial Anual Después de cambios
Ausencia de artefactos	MS	Verifican que las imágenes adquiridas se encuentren libres de artefactos visibles que puedan comprometer la calidad de la imagen diagnóstica	Se presenta como una prueba independiente y ejemplifica cómo pueden verse éstos en la imagen	Anual
	TECDOC		Es mencionada como parte de la prueba de uniformidad	Inicial Anual Después de cambios

Calibración de densidad electrónica	MS	N/A	Verifica la relación entre los números CT y la densidad electrónica para distintos materiales	Anual
	TECDOC		No la menciona	N/A

DIFERENCIAS DE EQUIPOS UTILIZADOS EN AMBAS METODOLOGÍAS

A continuación, se presenta un cuadro en el que se detallan las diferencias entre los equipos utilizados o sugeridos en ambos protocolos, además se muestran las tolerancias asociadas a cada prueba.

Cuadro 2. Diferencias de los equipos utilizados en cada prueba y sus respectivas tolerancias

Nombre de la prueba	Protocolo	Evaluación	Tolerancia	Equipo / Instrumento
Inspección visual	MS	N/A	N/A	N/A
	TECDOC	Cumplimiento de los aspectos descritos lista de verificación adjunta en el protocolo	Funcionamiento normal, todos los ítems de la lista de verificación deben ser cumplidos.	Listas de inspección visual

Alineación de los láseres	MS	<p>Verificar la coincidencia de coordenadas de la imagen con el isocentro de la imagen ($x=0, y=0$).</p> <p>Se espera la correcta coincidencia entre el marcador físico y el centro de la imagen reconstruida.</p>	<p>Desviación $\leq \pm 2\text{mm}$ respecto al centro de la imagen</p>	<p>Mina de lápiz, alambre o fantoma</p>
	TECDOC	<p>Coincidencia visual precisa o mediante medición de película.</p> <p>Se espera la correcta alineación del haz de luz interno y externo.</p>	<p>Si se utiliza un fantoma: Si la longitud total del hilo metálico del objeto de prueba es visible con alto contraste en la imagen o todos los marcadores radiopacos son visibles.</p> <p>Si se utiliza una película: Distancia entre el orificio y el punto medio del campo de radiación $\leq \pm 5\text{mm}$.</p>	<p>Objeto de prueba con hilo metálico en su superficie o fantoma con marcadores radiopacos visibles externamente.</p> <p>Película radiográfica usada en radioterapia en sobre opaco.</p> <p>Cinta métrica.</p>

Alineación de la mesa respecto al gantry y coincidencia de los láseres	MS	Alineación visual de los marcadores respecto a los láseres y la imagen obtenida	Alineación: nivelación $\leq \pm 2$ mm vertical y $\leq \pm 2$ mm perpendicular. Coincidencia: la distancia entre el plano indicado por las luces interna y externa y el plano de irradiación debe ser $\leq \pm 2$ mm.	Fantoma (sin especificación)
	TECDOC	Mide las distancias entre el isocentro, el láser sagital y el eje longitudinal de la mesa	El isocentro del gantry debe coincidir con la línea media de la mesa en un valor $\leq \pm 5$ mm. La desviación máxima entre la línea media de la mesa y la recta de la posición del láser sagital debe ser ± 1 mm.	Cinta adhesiva Cinta métrica Nivel
Exactitud del topograma	MS	N/A	N/A	N/A
	TECDOC	Verifica que los marcadores radiopacos sean visibles en las imágenes reconstruidas.	La desviación debe ser $\leq \pm 2$ mm.	Fantoma con marcadores radiopacos visibles externamente. Alternativa: usar láminas de PMMA con 25cm de longitud y 50mm de espesor, con marcadores radiopacos que indiquen con precisión una distancia conocida o utilizar un fantoma con una longitud conocida

Exactitud del indicador longitudinal y del incremento de desplazamiento de la mesa	MS	Compara la diferencia entre la distancia recorrida (valor medido) y la indicada en el gantry (valor nominal)	<p>La desviación del indicador de distancias debe ser $\leq \pm 2$ mm para cada desplazamiento realizado (longitudinal y vertical).</p> <p>Para exploraciones axiales y helicoidales, el incremento de desplazamiento debe ser: $< d \pm 1$mm, si $d \geq 2$ mm $< d \pm 50\%$, si $d < 2$mm (d: desplazamiento nominal de la mesa)</p>	<p>Cinta métrica</p> <p>Objeto con masa aproximada de 70 kg</p>
	TECDOC		<p>La diferencia entre las distancias recorridas indicadas en la cinta métrica y en el gantry debe ser $\leq \pm 2$mm</p>	<p>Cinta métrica</p> <p>Fantoma u objeto con masa aproximada de 70 kg</p> <p>Bloque rectangular de PMMA que contenga dos marcas radiopacas separadas por una distancia conocida</p>

Espesor de corte de la imagen reconstruida	MS	Realiza una medición directa del espesor de corte en imágenes reconstruidas		No especifica
	TECDOC	<p>Modo axial: utiliza el software del equipo para trazar el perfil de números de CT a lo largo de la imagen de la rampa. Determina el espesor de corte utilizando ecuaciones definidas, mediante la determinación del FWHM.</p> <p>Modo helicoidal: marca un ROI en la posición central de cada imagen, en la posición del inserto del disco de metal, mide el valor promedio del número de CT y grafica los valores de los números CT medidos vs la posición en la imagen para la determinación del FWHM.</p>	<p>Para un espesor de corte nominal (N):</p> <p>$\leq 1\text{mm}$, valor medido $< N + 0,5\text{mm}$.</p> <p>$> 1\text{mm}$ y $\leq 2\text{mm}$, valor medido $< \pm 50\%$.</p> <p>$> 2\text{mm}$, valor medido $< N \pm 1\text{mm}$.</p>	<p>Objeto de prueba en modo:</p> <p>Axial: con un plano inclinado de metal fino.</p> <p>Helicoidal: con una placa de metal fina</p>

Espesor de corte irradiado	MS	Se mide la anchura de corte irradiado mediante una regla u obteniendo el perfil de densidad óptica	El valor del FWHM no debe diferir $\pm 20\%$ de los valores de referencia obtenidos al momento de la puesta en servicio inicial del equipo.	Películas radiográficas o películas radiocrómicas Pastillas termoluminiscentes Microdensitómetro Regla
	TECDOC	Se miden los espesores de corte registrados en la imagen, determina el espesor como el FWHM del perfil de densidades para cada colimación	El espesor de corte irradiado debe estar dentro de las especificaciones del fabricante	Película radiográfica o película radiocrómica Bloque de espuma Microdensitómetro Regla
Uniformidad	MS	Se comparan los valores medios de los números CT de una ROI dibujada en el centro de la imagen respecto a los 4 ROIs de la periferia	Los números CT en las regiones de la periferia deben diferenciarse de los obtenidos en la región central en menos de ± 10 HU.	Fantoma preferiblemente de agua
	TECDOC			Fantoma relleno de agua o material uniforme Otros maniqués como el de la ACR o Catphan

Ruido	MS	Se mide el ruido de la imagen mediante el cálculo de la desviación estándar de los números CT (HU) el ROI central.	La desviación no debe exceder $\pm 25\%$ de los valores de referencia obtenidos en las pruebas iniciales del equipo.	Fantoma preferiblemente de agua
	TECDOC	Para comparar entre CT a diferentes escalas de contraste, se requiere el uso de una desviación estándar normalizada, en donde se normaliza utilizando un valor de 1000, que corresponde a la diferencia de los valores nominales de los números CT para agua y aire.		Fantoma relleno de agua o material uniforme Otros maniqués como el de la ACR o Catphan
Exactitud del número CT	MS	Se calcula para cada material del inserto, la diferencia entre el número CT del ROI medido y el número CT según el fabricante del fantoma	La diferencia entre el valor medio del número CT del ROI medido y el del fabricante debe variar en un máximo de ± 5 HU del valor de referencia del fantoma (para agua es cero)	Fantoma preferiblemente de agua o de material con número CT especificado por el fabricante
	TECDOC			Fantoma relleno de agua o material uniforme Otros maniqués como el de la ACR o Catphan

Resolución espacial de alto contraste	MS	Se comparan las frecuencias espaciales a la que la curva MTF cae a los niveles del 50%, 10% y 2%. Si se utiliza un objeto de prueba de alto contraste con patrones de barras, la cantidad resultante son pares de líneas por mm (pl/mm), el último grupo de pares de líneas que se puede distinguir suele corresponder al 2% de la MTF.	Para MTF 2%, la frecuencia espacial debe ser: ≥ 6 pl/mm (cabeza y abdomen) ≥ 10 pl/mm (tórax)	Fantoma con objeto de prueba para medición de alto contraste (como ACR o Catphan) Software para análisis de la MTF (Ej.: ImageJ)
	TECDOC	Se asigna el menor grupo observado de pares de líneas correspondiente según el manual del fantoma. Realiza la evaluación de la imagen utilizando el software de MTF.	Para maniquí ACR: ≥ 5 pl/mm (abdomen) ≥ 6 pl/mm (tórax) Para MTF: Verificar si cumple con las especificaciones del fabricante.	
Umbral de sensibilidad a bajo contraste	MS	N/A	N/A	N/A
	TECDOC	Evalúa la imagen identificando el menor grupo de esferas y asigna el valor de resolución de bajo contraste correspondiente según el manual del fantoma	Según las recomendaciones del fabricante del fantoma.	Fantoma con objeto de prueba para bajo contraste y diferentes tamaños (como ACR o Catphan)

Inclinación del gantry	MS	Alineación visual de los marcadores con los indicadores láser al mover la mesa y girar el gantry	Desviación máxima de $\pm 1^\circ$ respecto a la posición vertical del gantry.	Instrumento de prueba con marcadores
	TECDOC	Mide los ángulos formados en la película procesada tras varias exposiciones	La desviación entre el ángulo medido y el nominal debe estar dentro de $\pm 1^\circ$. Los indicadores de ángulo en la consola y el gantry deben ser exactamente iguales.	Nivel de burbuja Transportador (medidor de ángulo) Cinta adhesiva Cinta métrica Soporte rectangular plano con ranura (ej.: madera o acrílico) Película radiográfica em sobre opaco o chasis IP CR
Determinación de CTDAire	MS	No especifica una fórmula para su cálculo	La diferencia entre el CTDAire medido y el especificado por el fabricante o el valor base o de referencia debe ser $\leq \pm 20\%$	Fantoma estándar para estudios de dosimetría en TC Cámara de ionización tipo lápiz de 100 mm
	TECDOC	Indica la fórmula para la obtención del CTDAire contemplando la lectura obtenida en el barrido, la longitud activa de la cámara, el espesor de corte y el número de cortes por rotación		Sistema dosimétrico calibrado con cámara de ionización tipo lápiz con longitud sensible de 100 mm

Determinación de CTDIw y CTDIvol	MS	<p>Calcula el índice de dosis ponderado (CTDIw) contemplando la lectura promedio obtenida en el centro del fantoma y en la periferia del mismo.</p> <p>Por otro lado, para el cálculo del CTDIvol, contempla, además del CTDIw, un factor de paso "pitch", el cual se define mediante el número de cortes adquiridos simultáneamente, el espesor de corte nominal y la distancia de movimiento de la mesa por rotación o entre cortes axiales consecutivos.</p>	La diferencia entre el CTDIvol calculado y el indicado en la consola del equipo debe ser $\leq \pm 20\%$	<p>Fantoma estándar para estudios de dosimetría en TC</p> <p>Cámara de ionización tipo lápiz de 100 mm</p>
	TECDOC	<p>Profundiza en el cálculo para la obtención del CTDIw, en donde se aplica la misma ecuación que en el protocolo MS pero añadiendo un paso adicional en donde se contempla la longitud de la cámara activa, el espesor nominal de corte y la lectura promedio de los valores de exposición obtenidos, ya sea en el centro o en la periferia, además, incluye correcciones por temperatura, presión y calibración.</p> <p>Para el cálculo del CTDIvol, se divide el CTDIw entre el valor de "pitch" utilizado en el protocolo de adquisición.</p>		<p>Fantoma dosimétrico equivalente a agua de 15cm de longitud y 16 cm de diámetro (cabeza) y 32 cm de diámetro (columna lumbar y abdomen)</p> <p>Sistema dosimétrico calibrado con cámara de ionización tipo lápiz</p>

Determinación del DLP	MS	N/A	N/A	N/A
	TECDOC	Se calcula el valor del DLP a partir de los valores medidos de CTDIvol multiplicado por la longitud del área escaneada	La diferencia entre el DLP calculado y el indicado en la consola del equipo debe ser $\leq \pm 20\%$	Fantoma dosimétrico equivalente a agua de 15 cm de longitud y 16 cm de diámetro (cabeza) y 32 cm de diámetro (columna lumbar y abdomen) Sistema dosimétrico calibrado con cámara de ionización tipo lápiz de 100mm
Ausencia de artefactos	MS	Se inspeccionan visualmente las imágenes adquiridas en busca de artefactos, tales como: rayas, bandas, anillos, entre otros	No deben observarse artefactos en las imágenes obtenidas	Fantoma de material uniforme
	TECDOC			
Calibración de densidad electrónica	MS	Se grafican los valores medios del número CT en función de la densidad electrónica para cada material. Se obtiene así un conjunto de puntos que deben presentar una relación lineal	Se deben obtener relaciones lineales. La diferencia entre el valor del número CT medido y el de referencia no debe superar: ± 5 HU para agua ± 20 HU para otros materiales.	Fantoma con insertos de distintos materiales de densidad electrónica conocida
	TECDOC	N/A	N/A	N/A
Exactitud de la selección de posición del corte sobre la radiografía de planificación	MS	Se programa un corte axial sobre los marcadores (puede ser una adquisición axial con ancho de corte de 1mm) en cada extremo de la secuencia de exploración o un ancho reconstruido de 1mm.	La imagen de los cortes en los marcadores debe mostrar cada marcador o la estructura reconocible en el fantoma con una desviación $\leq \pm 2$ mm	No especifica
	TECDOC	N/A	N/A	N/A

GUÍA PRÁCTICA PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO “IAEA-TECDOC-1958”: ESTRATEGIAS Y RECOMENDACIONES PARA FÍSICOS MÉDICOS

ESTRATEGIAS A LLEVAR A CABO EN CASO DE NO DISPONER CON TODOS LOS EQUIPOS E INSTRUMENTOS SUGERIDOS:

1. Priorizar el uso o la adquisición de equipos fundamentales

- En caso de no contar con el fantoma de la ACR o el CATPHAN, se sugiere invertir en uno de ellos o similar, ya que son fantomas polivalentes, lo cual los hace útiles para cubrir varias pruebas requeridas en el protocolo de la IAEA, como por ejemplo, la prueba de resolución espacial de alto contraste, el umbral de sensibilidad a bajo contraste, la uniformidad, el ruido, la exactitud del número CT, entre otras.
- Adquirir, de ser posible, una cámara de ionización tipo lápiz y un fantoma de CTDI (Computed Tomography Dose Index) para mediciones de dosis, ya que estas pruebas son críticas para garantizar la calidad diagnóstica y la seguridad radiológica.
- En caso de no contar con un fantoma de CTDI, es necesario contar con las pruebas de instalación del equipo y la medición de CTDI en aire (CTDI_{aire}) de referencia, de esta manera se puede contar únicamente con la cámara de ionización tipo lápiz y realizar las mediciones en aire, y así llevar a cabo el control de calidad con base a esto.

2. Uso de alternativas simples

- Para pruebas de alineación, espesor de corte y exactitud del posicionamiento de la camilla, se recomienda el uso de reglas graduadas y marcadores visibles en lugar de utilizar instrumentos complejos.
- Para el análisis del espesor de corte irradiado se recomienda emplear películas radiocrómicas en lugar de radiográficas, esto porque para ellas se requiere de una relevadora y al ser una tecnología discontinuada no son de fácil acceso; incluso es de utilidad una película radiocrómica con fecha de caducidad ya alcanzada, las cuales son posibles de encontrar en los servicios de radioterapia.

3. Optimización de software

- En caso de no contar con un software avanzado para la evaluación de la MTF o el análisis de perfiles, se sugiere el uso de herramientas de análisis de imágenes incluidas en las consolas de los tomógrafos computarizados.
- Otra alternativa es la implementación de un software libre, tal como ImageJ, con el cual se puede evaluar la MTF, sin embargo, es importante considerar que para esta evaluación es requerido el uso de hojas de cálculo de Excel o de Matlab elaboradas previamente para este fin.

4. Busca de colaboraciones

- Se recomienda buscar apoyo de instituciones, ya sean centros médicos, centros de formación educativa o de investigación científica, que dispongan de equipos necesarios para realizar las pruebas más avanzadas que requerirían de una mayor inversión.

5. Capacitación del personal

- Se debe asegurar que los físicos médicos involucrados en la realización de los controles de calidad de estos equipos hayan sido capacitados para la realización de las pruebas y en la optimización del uso de los equipos y el manejo de software específicos que puedan ser utilizados, esto con el fin de maximizar la precisión y la fiabilidad de las pruebas realizadas.

A continuación, se presenta un cuadro resumen de las pruebas de control de calidad incluidas en el protocolo “IAEA-TECDOC-1958”. Este análisis destaca los cambios más relevantes respecto a la guía previa del Ministerio de Salud, las acciones requeridas para su implementación y las sugerencias alternativas prácticas para su correcta aplicación, en caso de no contar con todos los equipos e instrumentos empleados en el protocolo de la IAEA (TECDOC-1958) y/o recomendaciones generales para su implementación.

Cuadro 3. Cambios y recomendaciones para la adaptación del protocolo “IAEA-TECDOC-1958”

Nombre de la prueba	Cambios principales	Acción a llevar a cabo	Recomendaciones o sugerencias
Inspección visual	<ul style="list-style-type: none"> -Incluye listas de verificación detalladas y específicas para los componentes del equipo. -Frecuencia de realización. 	<ul style="list-style-type: none"> Crear listas de verificación. Realizar inspecciones iniciales y periódicas, documentando los resultados obtenidos. 	<ul style="list-style-type: none"> Capacitar al personal sobre el mantenimiento básico del equipo, siguiendo las recomendaciones del fabricante del equipo.
Alineación de láseres	<ul style="list-style-type: none"> -Metodología detallada y específica. -Frecuencia de realización. 	<ul style="list-style-type: none"> Seguir paso a paso las indicaciones para el correcto posicionamiento 	<ul style="list-style-type: none"> De no contar con un fantoma, se puede hacer uso de una película radiográfica
Alineación de la mesa respecto al gantry y coincidencia de los láseres	<ul style="list-style-type: none"> -Metodología ampliada y más rigurosa. -Frecuencia de realización. 	<ul style="list-style-type: none"> Apegarse a la metodología descrita para una correcta realización de la prueba 	<ul style="list-style-type: none"> Seguir paso a paso las indicaciones para el correcto posicionamiento
Exactitud del topograma	<ul style="list-style-type: none"> -Implementación de la prueba como parte del control de calidad. -Frecuencia de realización. 	<ul style="list-style-type: none"> Hacer uso de fantomas con marcadores radiopacos visibles externamente. Seguir la metodología descrita para llevar a cabo la prueba para verificar que los marcadores radiopacos sean visibles en las imágenes reconstruidas. 	<ul style="list-style-type: none"> Una alternativa al fantoma es utilizar láminas de PMMA con un mínimo de 25 cm de longitud, preferiblemente 50 cm de espesor, con marcadores radiopacos que indiquen con precisión una distancia conocida.

Inclinación del gantry	-Amplía la evaluación a múltiples ángulos y registra mediciones más precisas. -Frecuencia de realización.	Incorporar marcadores físicos en combinación con películas radiográficas. Implementar una rutina que evalúe inclinaciones estándar, como 0° o $\pm 15^\circ$, entre otros.	Registrar todas las inclinaciones de forma manual si no se dispone de un software automático.
Exactitud del indicador longitudinal de la posición de la mesa	-Combina las pruebas 4, 5 y 6 de la guía del Ministerio de Salud. -Frecuencia de realización.	Crear un registro de las posiciones reales y las mostradas en la consola del equipo.	De no contar con pesos calibrados, se pueden utilizar pesas u objetos con pesos aproximados.
Espesor de corte de la imagen reconstruida	-Amplía la evaluación a modos axiales y helicoidales con distintos espesores de corte. -Muestra fórmulas para los cálculos necesarios. -Frecuencia de realización. -Incluye gráficos de los valores de los números CT medidos vs la posición en la imagen.	Implementar el uso de objetos de prueba que incluyan un plano inclinado y con una placa fina de metal. Capacitar al personal en la medición de la FWHM empleando un software o las herramientas de la consola.	Estos objetos de prueba se pueden fabricar localmente, utilizando materiales como una hoja de plomo, encontrada en los paquetes de películas dentales. O fantoma con rampa de Al o Cu.
Espesor de corte irradiado	-La metodología incluye distintos valores de colimación, además de indicar una técnica más específica para la adquisición. Se pretende	Se miden los espesores de corte registrados en la imagen y se determina el espesor como el FWHM del perfil de densidades para cada colimación,	Posicionar en la mesa el sobre encima de la espuma para minimizar la radiación dispersa sobre la película.

	<p>medir la contribución del solapamiento.</p> <p>-Frecuencia de realización.</p>	<p>siguiendo la metodología descrita.</p>	<p>Tomar las imágenes adjuntas en el protocolo como guía para la prueba.</p>
<p>Uniformidad y ruido de la imagen</p>	<p>-Metodología más extensa, en donde se describe cada uno de los módulos y los pasos a seguir en cada uno de ellos.</p> <p>-Inclusión de fórmulas para la determinación de la diferencia entre el número CT central y los de la periferia y para la determinación del ruido.</p> <p>-Frecuencia de realización.</p>	<p>Colocar un fantoma homogéneo en el isocentro del gantry.</p> <p>Adquirir una imagen axial con parámetros utilizados en la rutina clínica.</p> <p>Dibujar ROIs en el centro de la imagen y la periferia.</p> <p>Seguir los pasos indicados guiado con las imágenes adjuntas en el protocolo para cada módulo del fantoma.</p>	<p>De no contar con fantasmas avanzados, se pueden utilizar fantasmas simples o caseros como un cilindro de polietileno, permitiendo una evaluación básica de uniformidad.</p> <p>Hacer uso de las herramientas disponibles en la consola del tomógrafo para definir ROIs y calcular los valores de los números de CT.</p>
<p>Exactitud del número CT</p>	<p>-Frecuencia de realización.</p>	<p>Dibujar en la imagen adquirida ROIs en cada uno de los insertos del fantoma y medir el valor promedio del número CT.</p> <p>Comparar los valores medidos con los valores nominales predefinidos.</p>	<p>De no disponer con un fantoma con insertos específicos, utilizar objetos con densidades conocidas (por ejemplo tubos llenos de agua o aire).</p> <p>En la consola del tomógrafo, utilizar la</p>

			herramienta de medición de HU y compararla con los valores de referencia.
Resolución espacial de alto contraste	<p>-Aborda dos métodos:</p> <p>Con objeto de prueba con grupos de pares de líneas.</p> <p>Con objeto de prueba para evaluación de la MTF</p> <p>-Frecuencia de realización.</p>	<p>Adquirir fantomas como el de la ACR o el CATPHAN, o ya sea utilizar patrones impresos de líneas de contraste.</p> <p>Capacitar al personal en el análisis de software para la medición de la MTF.</p>	<p>Utilizar un objeto de prueba con pares de líneas visibles.</p> <p>En caso de la medición de la MTF, utilizar un software libre, como ImageJ.</p>
Umbral de sensibilidad a bajo contraste	<p>-Introducción de pruebas con esferas de contraste en fantomas estándar.</p> <p>-Frecuencia de realización.</p>	<p>Hacer uso de fantomas con esferas de diferentes tamaños.</p> <p>Realizar una revisión visual de las esferas más pequeñas que puedan observarse en la imagen obtenida.</p>	<p>Crear patrones impresos de bajo contraste de no contar con un fantoma especializado.</p>
Determinación de C_{AIRE} ($CTDI_{AIRE}$)	<p>-Especifica cálculos para la determinación de la dosis medida en aire, además muestra una metodología más detallada con técnicas específicas.</p> <p>-Frecuencia de realización.</p>	<p>Seguir el procedimiento paso a paso como se detalla en el protocolo.</p>	<p>En caso de no disponer de una cámara de ionización, evaluar los valores proporcionados por la consola del equipo</p>
	<p>-Inclusión de cálculos más detallados para la medición de las dosis, con</p>	<p>De ser posible, utilizar un fantoma para la medición</p>	<p>Adquirir a un mediano plazo y fantoma de CTDI.</p>

<p>Determinación de C_w (CTDI_w), C_{VOL} (CTDI_{VOL}) y P_{KL} (DLP)</p>	<p>pasos intermedios entre el cálculo del CTDI_w y el CTDI_{vol}. -Añade la prueba de DLP (producto dosis-longitud) -Frecuencia de realización.</p>	<p>del CTDI en el centro y en la periferia del mismo. Calcular los valores de DLP a partir de los valores de CTDI_{vol} calculados mediante la ecuación descrita en el protocolo.</p>	<p>Hacer uso de los valores de CTDI_{VOL} y DLP proporcionados por la consola como referencia si no se dispone de instrumentos para la medición directa.</p>
--	---	---	--

ASPECTOS FUNDAMENTALES PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO “IAEA-TECDOC-1958”

La implementación del protocolo “IAEA-TECDOC-1958” no solo requiere ajustes técnicos y metodológicos, sino que también implica un enfoque integral por parte del físico médico para garantizar su correcta aplicación. Esta sección aborda las consideraciones generales que deben llevarse a cabo, incluyendo la planificación, la gestión de los recursos y el aseguramiento de la calidad, para lograr una transición efectiva y alineada con los estándares internacionales.

1. Capacitación:

- Se recomienda realizar una capacitación general pero detallada del uso del software con el que cuenta el tomógrafo y de la consola del mismo para su correcto uso e interpretación, así como de las herramientas físicas o mecánicas con las que dispone el equipo para su funcionamiento al realizar los estudios tomográficos y las pruebas de control de calidad a desarrollar con base en el nuevo protocolo.
- Antes de realizar cada prueba, se debe asegurar la comprensión de la misma, en ocasiones es de ayuda la participación de un técnico encargado de manipular el equipo durante los estudios de tomografía, ya que suele ser de gran utilidad el agilizar la realización de las pruebas debido al gran número de ellas y la metodología propuesta en cada una.

2. Colaboración y aportes:

- Se sugiere la búsqueda de apoyo de instituciones que dispongan de fantomas avanzados o herramientas indispensables que no sean de fácil acceso o de bajo costo para su adquisición a corto plazo, esto con el objetivo de realizar las pruebas de control de calidad de los equipos de tomografía computarizada con mayor detalle y precisión, así como el aporte de profesionales en el área y el uso de un software especializado.

3. Optimización de recursos:

- Maximizar el uso de los valores proporcionados por la consola del tomógrafo, siempre que estos sean precisos y confiables, de no contar con los instrumentos necesarios para obtener los datos de forma experimental.
- Empleo de un software accesible o de código abierto (tal como ImageJ), como se ha mencionado anteriormente, como herramienta para la realización de cálculos avanzados que ayuden a cumplir con el completo desarrollo de las pruebas requeridas en el protocolo de la IAEA y de esta manera, obtener análisis de datos más detallados y con mayor fiabilidad.

4. Planificación:

- De no contar con fantomas especializados, se recomienda, a un mediano o largo plazo, priorizar la adquisición de fantomas como el de la ACR o CATPHAN con el fin de facilitar la realización de las pruebas requeridas, ya que estos logran cubrir múltiples pruebas como parte del control de calidad de los equipos de tomografía computarizada.

-

EL ROL DEL FÍSICO MÉDICO EN LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO "IAEA-TECDOC-1958"

La transición de las guías anteriores del Ministerio de Salud de Costa Rica hacia el protocolo establecido en el nuevo reglamento: "IAEA-TECDOC-1958", para el control de calidad de los equipos utilizados en estudios de tomografía computarizada, marca un cambio en la manera de evaluar y garantizar el óptimo funcionamiento de estos equipos.

La transición de las guías previas del Ministerio de Salud al protocolo de la IAEA, implica desafíos significativos en términos de recursos, capacitación y tiempo, sin embargo, también brinda la oportunidad de elevar la calidad y el estándar de los servicios de radiodiagnóstico en Costa Rica.

En este contexto, el rol del físico médico no se limita a la aplicación técnica de normativas, sino que abarca un enfoque integral que incluye la planificación estratégica, la gestión eficiente de los recursos disponibles y la capacitación continua del personal técnico y operativo. Asumir estas responsabilidades no solo garantiza la correcta implementación del protocolo “IAEA-TECDOC-1958”, sino que también asegura que los objetivos de calidad y seguridad se traduzcan en beneficios tangibles para los pacientes y el sistema de salud en general. A continuación, se describen las principales implicaciones de esta transición, abarcando desafíos y oportunidades que enfrenta el físico médico en su labor diaria.

Implicaciones técnicas: mayor profundidad en las pruebas

- En el protocolo de la IAEA se detalla inicialmente una lista de verificación para la inspección visual del equipo y su entorno, adicional a esto, incluye pruebas como el producto dosis-longitud (DLP), exactitud del topograma y el umbral de sensibilidad a bajo contraste, no mencionadas en la guía del Ministerio de Salud, las cuales aportan información de gran importancia para el control de calidad en tomografía computarizada. Por lo que, los físicos médicos requerirán la familiarización con metodologías más extensas y realización de evaluaciones más completas y detalladas, lo que podría requerir capacitación adicional y actualización continua.
- Las pruebas de la IAEA incluyen cálculos matemáticos y análisis de resultados más extensos y detallados, lo que puede implicar un mayor nivel de análisis cuantitativo, lo que se traduce a un posible aumento de tiempo tanto para realizar las pruebas como para analizar los resultados obtenidos para la aceptabilidad o no de los datos, o bien, la generación de sugerencias para llevarse a cabo antes de continuar con su uso operativo normal y seguro.

Implicaciones legales y regulatorias

- Al adoptar el protocolo de la IAEA, los físicos médicos serán responsables de garantizar que los equipos cumplan con especificaciones rigurosas, lo que implica que un error o incumplimiento

podría llevar a consecuencias legales, tales como sanciones o cuestionamientos sobre la validez de los certificados emitidos.

Implicaciones prácticas: carga de trabajo y logística

- Realizar pruebas más detalladas y mantener registros más extensos podría aumentar la carga de trabajo y el tiempo necesario para completar los controles de calidad, lo cual podría requerir un equipo de trabajo más grande o redistribuir tareas dentro del departamento de física médica.
- El “IAEA-TECDOC-1958” contiene un total de 13 pruebas, mientras que la guía del Ministerio de Salud contiene 17. Sin embargo, estas pueden ser asociadas de la siguiente manera:

Cuadro 4. Asociación de pruebas de la guía del Ministerio de Salud y las del IAEA-TECDOC-1958

Guía del Ministerio de Salud	IAEA-TECDOC-1958
Inspección Visual	N/A
Alineación de los láseres	Ajuste de los indicadores luminosos en los planos coronal y sagital
Alineación de la mesa respecto al gantry y coincidencia de los láseres	Alineación y nivelación de la mesa
	Coincidencia de los indicadores luminosos interno y externo y el plano de irradiación
Exactitud del Topograma	Exactitud de la posición del corte sobre la radiografía de planificación
Inclinación del gantry	Inclinación del gantry
Exactitud del indicador longitudinal de la posición de la mesa	Exactitud del indicador de la posición de la mesa
	Exactitud del incremento de desplazamiento de la mesa
	Exactitud del desplazamiento de la mesa para exploraciones helicoidales
Espesor de corte en la imagen reconstruida	Espesor de corte
Espesor de corte irradiado	Espesor del haz de rayos X (espesor de radiación)
Uniformidad, ruido y exactitud del número de CT	Uniformidad del número CT
	Ruido de la imagen
	Valor del número CT
	Verificación de ausencia de artefactos en la imagen
Resolución espacial de alto contraste	Resolución espacial de alto contraste
Umbral de sensibilidad a bajo contraste	N/A
Determinación de CTDI _{aire}	Dosis de radiación
Determinación de CTDI _w y CTDI _{vol}	
Determinación del DLP	N/A

Con base en el cuadro 4, se puede observar que existen en ambos documentos las mismas pruebas, pero con nombres diferentes o ligeras variaciones en su procedimiento, al igual que el IAEA-TECDOC-1958 contiene pruebas que la guía del Ministerio de Salud no contempla. Esto se puede analizar de la siguiente manera, considerando ejemplos relevantes, tales como:

- El IAEA-TECDOC-1958 incluye una prueba de inspección visual del equipo y la consola, incluyendo una amplia serie de revisiones visuales que deben realizarse para dar la conformidad o no del equipo, elementos sustanciales tales como la condición de los cables del equipo, los indicadores de exposición, tanto del equipo como de la consola, los indicadores luminosos, el adecuado movimiento y estabilidad de la camilla, entre otros.
- Para prueba de inclinación del gantry, en el caso de la guía del Ministerio de Salud, se realiza utilizando los indicadores láser, mientras que en el IAEA-TECDOC-1958 debe realizarse una adquisición, por ende, requerirá un poco más de tiempo el realizarla.
- En las pruebas de CTDI, aunque ambas contemplan el CTDI aire, el CTDI ponderado y el CTDI volumétrico, la guía del Ministerio de Salud lo desglosa de una manera más simplificada, mientras que en el IAEA-TECDOC-1958 se muestra de forma más detallada y extensa los cálculos a realizar y los parámetros a considerar para los mismos, por lo que el procedimiento se vuelve más tedioso. Para esta prueba se requiere del uso de un fantoma para CTDI en el que el posicionamiento del mismo va variando para cada adquisición, mientras que con la guía del Ministerio de Salud se utiliza únicamente la cámara de ionización tipo lápiz, sin uso del fantoma; por lo que, considerando el posicionamiento fluctuante a lo largo de la prueba y la adquisición de múltiples imágenes, hace de esta una prueba una más extensa que la realizada anteriormente. Además, se incluye la prueba de determinación del producto dosis-longitud, la cual no se realizaba anteriormente.
- En general, el IAEA-TECDOC-1958, indica la adquisición de múltiples imágenes, variando colimaciones, espesores de corte, modos de exploración (axial o helicoidal), tipo de estudio (pediátrico, cráneo de adulto, abdomen de adulto, tórax de adulto), por lo que, al tomar todas las adquisiciones sugeridas por el protocolo, la prueba se extiende más y el análisis de la misma de igual manera.

- Por otra parte, cabe mencionar que si bien, el protocolo IAEA-TECDOC-1958 muestra procedimientos y análisis más extensos, también simplifica o agrupa pruebas que antes se realizaban de forma independiente, por ejemplo, la prueba de “alineación de la mesa respecto al gantry y coincidencia de los láseres”, involucra 2 pruebas antes realizadas, las cuales se muestran en la tabla 4, del mismo modo sucede con la prueba de “exactitud del indicador longitudinal de la posición de la mesa” y la de “uniformidad, ruido y exactitud del número de CT”.

La realización del control de calidad, como tal, englobando la totalidad de las pruebas tiende a estimarse en alrededor de 4 a 5 h con la implementación del nuevo protocolo, en comparación con el anteriormente realizado, el cual se estima en una duración de 3 a 4 h, esto ocurre dado a la cantidad de imágenes a adquirir para cada prueba y la configuración de las mismas, como se detalla anteriormente. Por otro lado, el tiempo post -evaluación, es decir, el tiempo requerido para el análisis y la interpretación de las imágenes para la realización del informe, de igual manera incrementa debido a la cantidad de imágenes a visualizar y los datos a tomar de cada una de ellas.

BENEFICIOS Y OPORTUNIDADES DE LA IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOCOLO “IAEA-TECDOC-1958”

1. Mejoras en la calidad y seguridad

- La adopción del protocolo de la IAEA fortalece el control de calidad de los equipos en tomografía computarizada, mejorando la seguridad del paciente y optimizando la confiabilidad de los diagnósticos por imagen al obtener resultados más precisos; esto puede posicionar a los servicios radiológicos en un nivel superior, atrayendo más confianza por parte de los pacientes y centros médicos.
- Cumplimiento y aseguramiento de los principios de protección radiológica en el campo, reduciendo los riesgos asociados a la exposición a radiaciones ionizantes, tanto para los pacientes como para el personal ocupacionalmente expuesto.

2. Desarrollo profesional

- El cambio representa una oportunidad para que los físicos médicos adquieran nuevas habilidades y conocimientos más avanzados en controles de calidad, tanto en materia científica como tecnológica. Con ello, cabe una mayor posibilidad de abrir puertas para la colaboración internacional y la investigación científica, específicamente en física médica.
- La correcta alineación de las prácticas nacionales con estándares internacionales, incrementan la competitividad y la confianza en los servicios de diagnóstico por imagen utilizando tomografía computarizada. Estos avances refuerzan el compromiso de Costa Rica por brindar un servicio de salud que priorice la seguridad del paciente al utilizar de forma óptima y cautelosa las radiaciones ionizantes para la obtención de imágenes diagnósticas.

CONCLUSIONES

El protocolo basado en el “IAEA-TECDOC-1958” muestra una metodología más detallada y profundiza más en los cálculos asociados a las pruebas, además, menciona los parámetros técnicos para realizar las adquisiciones.

La guía del Ministerio de Salud, basado en el Protocolo Español, incluye la prueba de “*Calibración de densidad electrónica*” y la de Exactitud de la selección de la posición del corte sobre la radiografía de planificación”, las cuales son realizadas para equipos de tomografía computarizada utilizados en la planificación de tratamientos de radioterapia, las cuales no son mencionadas en el protocolo “IAEA-TECDOC-1958”, lo que dejaría excluidos estos equipos.

El protocolo basado en el “IAEA-TECDOC-1958” incluye frecuencias de realización más periódicas (diarias, mensuales, semestrales, anuales, después de cambios) respecto a la guía de Ministerio de Salud, en el cual la mayoría de pruebas son realizadas de forma anual o para la puesta en servicio del equipo.

En ambos protocolos se menciona el requerimiento del registro de los resultados obtenidos mediante la generación de certificados de buen funcionamiento de los equipos, en donde se documenta la aceptabilidad o no de las pruebas realizadas y las tolerancias asociadas.

Resulta indispensable contar con los manuales de los fantomas utilizados en las pruebas, esto dado que son requeridos para pruebas en donde se analizan los distintos módulos; resulta crítico en la prueba de “Exactitud del número CT”, en donde el fantoma posee varios insertos correspondientes a diferentes materiales, por ello es preciso conocer su ubicación en el mismo.

Contar con los resultados de las pruebas de aceptación o referencia de los equipos es importante, de no contar con ellas, se debe utilizar el manual del equipo o ya sea, establecer un valor de referencia con la primera prueba de verificación, en la cual crear la base para futuras pruebas. Esto se debe a que las tolerancias en distintas pruebas se basan en ellas, indicando un valor porcentual del valor de referencia, por lo que de no contar con estos datos resultaría poco precisa la aceptabilidad o no de las mismas.

En ambos protocolos se menciona el requerimiento de incluir en el reporte de las pruebas realizadas los parámetros utilizados durante el escaneo y el modo de adquisición, además de indicar aspectos adicionales inherentes a las pruebas independientes.

La guía anterior del Ministerio de Salud presenta un formato más resumido, enfatizando en el cálculo para el análisis de los resultados de las distintas pruebas y la conformidad de las mismas, sin entrar en mayor detalle respecto al posicionamiento del fantoma dependiendo de cada prueba.

Los equipos, instrumentos o fantomas utilizados en las distintas pruebas de ambos protocolos resultan básicamente los mismos, diferenciando el hecho de que en la guía del Ministerio de Salud es más general en cuanto al uso de un fantoma estándar sin ejemplificar uno, mientras que, el “IAEA-TECDOC-1958”, sugiere el uso de fantomas como el de la ACR o el CATPHAN. Por otro lado, en cuanto al uso de software para el cálculo de la MTF, mencionado en ambas metodologías, se enfatiza más en su determinación en el protocolo de la IAEA, indicando como ejemplo el software “ImageJ”.

En muchas de las pruebas, de ambos protocolos, se menciona la alternativa del uso de películas radiográficas o radiocrómicas de no contar con un fantoma avanzado, dado su bajo costo y su simplicidad al no requerir un equipo especial para su procesamiento, sin embargo, en un servicio de radiodiagnóstico son de difícil acceso además resultan menos representativas anatómicamente y no son polivalentes, como sí lo son fantomas como el de la ACR o el CATPHAN, cubriendo múltiples pruebas con su uso.

Recomendaciones a futuro:

1. Capacitación técnica: Se recomienda la participación de los físicos médicos en cursos especializados para el control de calidad y manejo de software que permita el análisis exhaustivo de imágenes y cálculos dosimétricos.
2. Gestión de recursos: Se sugiere optimizar el uso de las herramientas disponibles, como software de código abierto, por ejemplo, ImageJ, y materiales locales, en caso de no contar con equipos o instrumentos avanzados.
3. Colaboración interinstitucional: De ser posible, establecer convenios con centros médicos, educativos o de investigación con el fin de acceder al uso de instrumentos especializados, tales como fantomas avanzados o herramientas necesarias, lo que resultaría una estrategia clave para superar la limitación de recursos.
4. Planificación de estrategias: Se recomienda diseñar un plan a mediano plazo para la adquisición de instrumentos críticos necesarios, priorizando equipos como cámaras de ionización y fantomas de uso múltiple.

ANEXOS

Se adjunta en formato .xslm un libro de Excel habilitado para macros el machote elaborado para la realización de las pruebas indicadas en el “IAEA-TECDOC-1958”, de forma que éste pueda ser descargado, editado y utilizado como guía para físicos médicos que se encuentren realizando esta labor y les sea de apoyo.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que hicieron posible la culminación de este trabajo y que, de una u otra forma, han sido un pilar fundamental en este camino académico y personal. De manera especial, quiero expresar mi gratitud a:

A Dios, por la vida, la salud y la fortaleza que me ha concedido. Por darme la valentía de luchar a pesar de las dificultades, por no permitirme rendirme y animarme a perseguir mis sueños, por darme el impulso necesario para seguir adelante cada día y en cada desafío a lo largo de este recorrido.

A mi familia y pareja, por su amor incondicional, su apoyo y motivación constante, por ser mi mayor inspiración y enseñarme, con su ejemplo, el valor del esfuerzo, de la perseverancia y la dedicación. Su confianza en mí ha sido indispensable en este proceso, brindándome la fortaleza necesaria para superar cada obstáculo y seguir adelante con determinación.

A mis profesores, en especial al Dr. David Chacón Obando, coordinador de la maestría y tutor de este trabajo, y al M.Sc. Luis Pablo Arce Corrales, profesor y tutor durante la rotación hospitalaria, por su dedicación, compromiso y valiosa enseñanza. Su guía ha sido clave en mi formación, inspirándome a seguir aprendiendo y creciendo profesionalmente.

A mis compañeros de clase quienes han llegado a ser amigos, por compartir conmigo esta experiencia, por las largas horas de estudio y esfuerzo conjunto, por compartir los desafíos y logros de esta etapa, y por el apoyo mutuo que hizo más llevadero este proceso.

A todos ellos, mi más profundo agradecimiento por ser haber sido parte de este anhelado logro.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) by the American Institute of Physics. (1993). *Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners*. AAPM Report No. 39.
2. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). (2002). *Quality Control in Diagnostic Radiology* (Report No. 074).
3. Amurao, M., Gress DA., Keenan MA., Halvorsen PH., Nye JA, Mahesh M. (2023). Quality management, quality assurance and quality control in medical physics. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. DOI: 10.1002/acm2.13885

4. Brenner, D. J., & Hall, E. J. (2007). *Computed tomograph: An increasing source of radiation exposure*. *New England Journal of Medicine*, 357(22), 2277-2284. DOI: 10.1056/NEJMra072149
5. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2013). *The Essential Physics of Medical Imaging*. Third Edition.
6. Carlton, R. R., & Adler, A. M. (2019). *Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science* (6th ed.). Cengage Learning.
7. European Commission. (2000) *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography (EUR 16262)*.
8. Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares. (2015). *Cultura de Seguridad en las organizaciones, instalaciones y actividades con fuentes de radiación ionizante*.
9. Gobierno de Costa Rica. (1994). *Reglamento sobre Protección contra las Radiaciones Ionizantes (Decreto No. 24037-S)*. Diario Oficial La Gaceta.
10. Gobierno de Costa Rica. (2024). *Reglamento sobre Protección y Seguridad Radiológica (Decreto No. 44653-S)*. Diario Oficial La Gaceta, Alcance No. 164 a La Gaceta No. 178.
11. International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards*. General Safety Requirements, Part 3.
12. International Atomic Energy Agency (IAEA). (2021). *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe*. IAEA-TECDOC-1958. Vienna: International Atomic Energy Agency.
13. International Atomic Energy Agency. (2020). *Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation*. Specific Safety Guide No. SSG-46.
14. International Commission on Radiological Protection (ICRP). (2001). *Radiological Protection in Medicine*. Publication 105.
15. International Commission on Radiological Protection (ICRP). (2007). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103.
16. International Organization for Standardization. (2015). *ISO 9000:2015 – Quality Management Systems – Fundamentals and Vocabulary*. Fourth Edition.
17. Kalra, M. K., Maher, M. M., Toth, T. L., Hamberg, LM., Blake, MA., Shepard, JA., & Saini, S. (2004). *Strategies for CT radiation dose optimization*. DOI: 10.1148/radiol.2303021726

18. Knoll, Glenn F. (2010). *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley & Sons. Fourth Edition.
19. Ministerio de Salud de Costa Rica. (2020). *Guía para la Elaboración de Verificaciones de Parámetros para el Buen Funcionamiento de Equipos de Tomografía Computarizada (TC)*. Dirección de Protección Radiológica y Salud Ambiental, Unidad de Protección Radiológica.
20. Ministerio de Salud de Costa Rica. (s.f.). *Trámites para la autorización en el uso, manejo, importación, exportación y comercialización de materiales radioactivos*. Recuperado de: <https://www.ministeriodesalud.go.cr/index.php/tramites/empresas/36-tramites/radiaciones-ionizantes/1026-tramites-para-la-autorizacion-en-el-uso-manejo-importacion-exportacion-y-comercializacion-de-materiales-radioactivos>.
21. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). (2010). *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*. NCRP Report No. 160. NCRP Publications.
22. Periard, MA., & Chaloner, P. Health Canada. (2019). *Diagnostic X-Ray Imaging Quality Assurance: An Overview*.
23. Pifarré., X., Rivas, M., Valverde, J., Ruiz, P., Molero, J., Rodríguez, M. (2012) *Fundamentos de Física Médica: bases físicas, equipos y control de calidad en Radiodiagnóstico*. SEFM. Volume 2.
24. Wang, Y., Chu, P., Szczykutowicz, TP., Stewart, C., & Smith, R. (2023). *European Radiolog. CT acquisition parameter selection in the real world*. Recuperado de: [SpringerLink](#)