



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

**NIVELES DE REFERENCIA PARA LOS PROCEDIMIENTOS DE
IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA MÁS COMUNES REALIZADOS EN EL
HOSPITAL UNIVERSITARIO NACIONAL**

Nelson Enrique Pachon Numpaque

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias, Departamento de Física

Bogotá, Colombia

2023

Niveles de referencia para los procedimientos de imagenología diagnóstica más comunes realizados en el Hospital Universitario Nacional

Nelson Enrique Pachon Numpaque

Trabajo final de maestría presentado como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Física Médica

Director:

Dr. Luis Agulles Pedrós.

Codirectora:

MSc. Luz Dary Torres Angarita

Línea de Investigación: Radiodiagnóstico

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias, Departamento de Física

Bogotá, Colombia

2023

A todo aquel que se alegre sinceramente al leer estas palabras, pero sobre todo, a aquellos que con sus actos me ayudaron a sobrellevar las vicisitudes que vinieron al embarcarme en este propósito,

Gracias infinitas.

Para Pachoncito que a sus cuatro y medio quiere ser “lo que hace el papá”

Agradecimientos

Al equipo de tecnólogos en radiología e imágenes diagnosticas del departamento de radiología del Hospital Universitario Nacional, a la oficial de protección radiológica MSc. Luz Dary Torres Angarita, al Dr. Luis Agulles Pedros, al cuerpo profesoral de la Maestría en física Medica, infinitas gracias por todo el apoyo y enseñanzas.

A mis padres, mis hermanos y mi amada, que me motivaron y apoyaron cuando más lo necesite.

Resumen

Para establecer los valores típicos o niveles de referencia diagnósticos institucionales de los procedimientos fluoroscópicos y tomográficos más frecuentes realizados en el Hospital Universitario Nacional, es necesario entender el funcionamiento de los equipos generadores de radiación ionizante; determinar las magnitudes dosimétricas que se usan predilectamente para este fin; recopilar información suficiente y hacer el análisis estadístico por cada procedimiento; pero si los equipos fluoroscópicos no tienen la tecnología que permita medir los parámetros dosimétricos directamente, se plantea una metodología para estimar el Kerma en aire en la superficie de entrada y el producto kerma área. Caracterizando la radiación a la salida del tubo de rayos x, (función de rendimiento) y evaluando esta función con los valores técnicos de tensión y corriente usados durante cada procedimiento registrado.

Los resultados obtenidos para los tres procedimientos más comunes en la modalidad de tomografía arrojan valores típicos cercanos a los publicados por diferentes fuentes en la región y para los tres procedimientos más comunes en fluoroscopia los resultados estimados son inferiores a los publicados por otras instituciones, sin embargo, se recomienda comparar los valores típicos con los niveles de referencia que se publique de manera oficial en el país, para poder iniciar protocolos de optimización de dosis de radiación.

Palabras clave: Niveles de referencia diagnósticos, valores típicos, fluoroscopia, tomografía computarizada, rendimiento del tubo de rayos x.

Reference levels for the most common diagnostic imaging procedures performed at the National University Hospital

Abstract

To establish the typical values or institutional diagnostic reference levels of the most frequent fluoroscopic and tomographic procedures performed at the National University Hospital, it is necessary to understand the operation of the ionizing radiation generating equipment; determine the dosimetric magnitudes that are preferably used for this purpose; collect sufficient information and perform statistical analysis for each procedure; but if the fluoroscopic equipment does not have the technology to measure the dosimetric parameters directly, a methodology is proposed to estimate the Kerma in air at the entrance surface and the kerma area product. Characterizing the radiation output of the x-ray tube, (output function) and evaluating this function with the technical values of voltage and current used during each recorded procedure.

The results obtained for the three most common procedures in the tomography modality yield typical values close to those published by different sources in the region and for the three most common procedures in fluoroscopy, the estimated results are lower than those published by other institutions, however, it is recommended to compare the typical values with the reference levels that are officially published in the country, in order to initiate radiation dose optimization protocols.

Keywords: Diagnostic reference levels, typical values, fluoroscopy, computed tomography, x-ray tube output.

Contenido

1. Marco Teórico	23
1.1 Aspectos Físicos en la Radiología	23
1.1.1 Magnitudes y Unidades Dosimétricas.....	23
1.1.2 Magnitudes Dosimétricas	23
1.1.3 Magnitudes Específicas en Radiodiagnóstico	26
1.2 Niveles de Referencia para Diagnóstico	31
1.3 Fluoroscopia	32
1.3.1 Principio de Funcionamiento de la Fluoroscopia.....	33
1.3.2 Control de Calidad en Fluoroscopia	36
1.3.3 Niveles de Referencia Diagnósticos en Fluoroscopia.....	38
1.3.4 Rendimiento	38
1.4 Tomografía Computarizada.....	40
1.4.1 Principio de Funcionamiento de Tomografía Computarizada	40
1.4.2 Control de Calidad en Tomografía Computarizada.....	43
1.4.3 Niveles de Referencia Diagnósticos en Tomografía.....	44
1.4.4 Dosimetría en Tomografía Computarizada.....	45
2. Materiales y Métodos	47
2.1 Materiales	47

2.1.1	Equipo Fluoroscópico Telemando.....	47
2.1.2	Equipo Tomográfico.....	48
2.1.3	Multi Detector.....	48
2.1.4	Maniquís o Phantom para Fluoroscopia.....	49
2.1.5	Maniquís o Phantom para Tomografía Computarizada.....	50
2.2	Métodos.....	52
2.2.1	Registro y Análisis de los Parámetros Técnicos de Cada Paciente.....	53
2.2.2	Control de Calidad Equipo de Fluoroscopia.....	54
2.2.3	Rendimiento del Tubo de Rayos X.....	61
2.2.4	Estimación de Kerma en Superficie de Entrada y Producto Kerma Área a Partir del Rendimiento del Tubo de Rayos X.....	63
2.2.5	Control de Calidad Equipo de Tomografía Computarizada.....	64
2.2.6	Valores Típicos en Procedimientos Fluoroscópicos.....	71
2.2.7	Valores Típicos en Tomografía Computarizada.....	71
3.	Análisis Y Resultados.....	72
3.1	Resultados Control de calidad.....	72
3.1.1	Resultados Control de Calidad Fluoroscopia.....	72
3.1.2	Kerma en Superficie de Entrada y Producto Kerma Área a Partir de Rendimiento del Tubo de Rayos X ⁸⁴	
3.1.3	Cálculo de error de la regresión MSE y RMSE.....	90
3.1.4	Resultados Control de Calidad Tomografía Computarizada.....	92
3.2	Procedimientos Más Frecuentes Realizados en el HUN.....	98
3.2.1	Procedimientos Fluoroscópicos.....	99
3.2.2	Procedimientos Tomográficos Computarizados.....	99

3.3	Valores Típicos	101
3.3.1	Valores Típicos en los Procedimientos Más Comunes en Fluoroscopia	101
3.3.2	Valores Típicos en los Procedimientos Más Comunes en Tomografía Computarizada	106
4.	Conclusiones y Recomendaciones	115
4.1	Conclusiones	115
4.2	Recomendaciones	116
5.	Anexos	118
6.	Bibliografía.....	123

Lista de figuras

FIGURA 1.1 ESQUEMA DE LA GEOMETRÍA UTILIZADA PARA LA DOSIMETRÍA EN EQUIPOS DE RADIOGRAFÍA Y FLUOROSCOPIA (RUIZ MANZANO, 2012).	28
FIGURA 1.2 REPRESENTACIÓN DE LOS COMPONENTES BÁSICOS DEL II	34
FIGURA 1.3 ESQUEMA DE LAS PRUEBAS DE QC PARA EQUIPOS DE FLUOROSCOPIA.....	37
FIGURA 1.4 ATENUACIÓN DE UN HAZ DE RAYOS X DE INTENSIDAD I_0 INCIDENTE EN UNA MATRIZ DE 4 X 4 VOXELES, CON DIFERENTES VALORES DE μ TOMADA DE (BUSHBERG, SEIBERT, LEIDHOLD JR, & BOONE, 2012).	41
FIGURA 1.5 LAS IMÁGENES A LA IZQUIERDA SON 3 VISTAS DIFERENTES DE LA TRANSMISIÓN DEL HAZ DE RAYOS X A TRAVÉS DE UN MANIQUÍ ANTROPOMÓRFICO, MIENTRAS EL TUBO GIRA EN MODO AXIAL, LA IMAGEN A LA DERECHA ESQUEMATIZA LA TRAYECTORIA DEL TUBO DE RAYOS X TOMANDO COMO REFERENCIA ESTÁTICA AL PACIENTE QUE EN REALIDAD ES QUIEN SE MUEVE A LO LARGO DEL EJE DE ROTACIÓN. TOMADA DE (BUSHBERG, SEIBERT, LEIDHOLD JR, & BOONE, 2012).	43
FIGURA 1.6 ESQUEMA DE LAS PRUEBAS DE QC PARA EQUIPOS DE TC.....	44
FIGURA 2.1. EQUIPO FLUOROSCÓPICO TELEMANDO MARCA TOSHIBA WINSCOPE PLESSART™ EX8.	47
FIGURA 2.2. ESCÁNER TOSHIBA AQUILON TSX-303ª DEL HUN	48
FIGURA 2.3. LAS FLECHAS MUESTRAN LA DIRECCIÓN DE COLOCACIÓN RELATIVA AL EJE DE ÁNODO-CÁTODO DEL TUBO DE RAYOS X. TOMADA DE (RAYSAFE, 2016)	50
FIGURA 2.4 ELEMENTO DE PRUEBA PHANTOM S/SS UTILIZADO PARA EVALUAR UNIFORMIDAD Y RUIDO.	50
FIGURA 2.5 PHANTOM TOS DE TOSHIBA, ELEMENTO DE PRUEBA PARA EVALUAR NÚMERO CT.....	51
FIGURA 2.6 PHANTOM RAYSAFE PRO-CT DOSE USADO PARA DOSIMETRÍA EN TC	52
FIGURA 2.7 MONTAJE PARA EVALUAR PARÁMETROS GEOMÉTRICOS.	55
FIGURA 2.8 MONTAJE EXPERIMENTAL PARA LA PRUEBA DE DOSIS MÁXIMA EN EL II.....	58
FIGURA 2.9. MONTAJE PRÁCTICO PARA EVALUAR LA REPETIBILIDAD DEL CAI Y COMPENSACIÓN PARA DIFERENTES ESPESORES. ...	60
FIGURA 2.10 MONTAJE PRÁCTICO PARA EVALUAR LA DOSIS MÁXIMA AL PACIENTE	61
FIGURA 2.11 MONTAJE PRÁCTICO PARA EVALUAR EL RENDIMIENTO DEL EQUIPO.....	62
FIGURA 2.12. TAMAÑO DEL ROI EN PÍXELES PARA (A) 200 X 200 Y DE (B) A (F) 40 X 40	65
FIGURA 2.13 MONTAJE PRÁCTICO PARA LA PRUEBA DE BAJO CONTRASTE.....	67

FIGURA 2.14 IMAGEN DEL PHANTOM QUE POSEE EL EQUIPO TOMOGRÁFICO PARA EVALUAR LA PRUEBA DE RENDIMIENTO DE BAJO CONTRASTE.....	68
FIGURA 2.15 MONTAJE PRÁCTICO PARA LA REALIZACIÓN DE LA PRUEBA DE REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD DE LA EXPOSICIÓN.	69
FIGURA 2.16 MONTAJE PARA CALCULAR LA DOSIS DE RADIACIÓN DEL EQUIPO DE TOMOGRAFÍA.....	70
FIGURA 3.1 DIÁMETRO DEL CAMPO DE RADIACIÓN INDICADO EN LA IMAGEN EXTERNA (D_R).	73
FIGURA 3.2 DIÁMETRO DE LA IMAGEN REGISTRADA POR EL SISTEMA (D_i) EN MODO FLUOROSCOPIA.....	73
FIGURA 3.3. DIAGONAL DE LA CELDA UBICADA EN EL CENTRO (D_c), Y DE LA CELDA DE 16X16 (D_n).....	74
FIGURA 3.4 IMÁGENES CON AMPLIACIÓN DIGITAL SOBRE EL SECTOR DE LAS REJILLAS EN EL P FLURO PHANTOM SIN MAGNIFICAR Y CON MAGNIFICACIÓN.	76
FIGURA 3.5 IMAGEN CON AMPLIACIÓN SOBRE EL SECTOR DE LOS OBJETOS DE CONTRASTE EN EL P FLURO PHANTOM.	77
FIGURA 3.6 IMAGEN DE LA INFORMACIÓN QUE SE REGISTRA PARA CALCULAR EL KERMA EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA.	87
FIGURA 3.7 FOTOGRAFÍA TOMADA SOBRE EL MONITOR DE LOS DATOS DE ROIS ARROJADOS POR EL TOMÓGRAFO.	93
FIGURA 3.8 FOTOGRAFÍA DEL MONITOR AL EVALUAR LA RESOLUCIÓN DE BAJO CONTRASTE. ... ¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.	
FIGURA 3.9 IMAGEN DE PRUEBA DE ALTO CONTRASTE.	96
FIGURA 3.10. FRECUENCIA PORCENTUAL PARA PROCEDIMIENTOS FLUOROSCÓPICOS REALIZADOS EN EL HUN.	99
FIGURA 3.11. FRECUENCIA PORCENTUAL PARA PROCEDIMIENTOS TOMOGRÁFICOS REALIZADOS EN EL HUN.	100
FIGURA 3.12. FRECUENCIA PORCENTUAL DE PESO PARA PACIENTES DE TC EN EL HUN.	100

Lista de tablas

TABLA 1-1 MAGNITUDES ESPECÍFICAS PARA LA DOSIS EN IMÁGENES DE RAYOS X.....	26
TABLA 2-1. VALORES DE REFERENCIA PARA LOS PARÁMETROS DE RUIDO, MEDIA DE NÚMERO TC Y UNIFORMIDAD, APLICABLES A EQUIPO TOSHIBA AQUILION PRIME.....	65
TABLA 3-1 DATOS Y RESULTADOS DE LAS PRUEBAS: DISTORSIÓN, COINCIDENCIA DE CAMPO CON EL VALOR NOMINAL Y EL TAMAÑO DE IMAGEN.....	75
TABLA 3-2 DATOS DE LA PRUEBA DE RESOLUCIÓN DE ALTO CONTRASTE.....	76
TABLA 3-3 DATOS DE LA PRUEBA UMBRAL DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE COMPRADOS CON LOS VALORES NOMINALES ESPECIFICADOS POR EL FABRICANTE DEL PHANTOM (RAYSAFE, 2016).....	77
TABLA 3-4 DOSIS MÁXIMAS CORREGIDAS EN MODO ESCOPIA Y CINE PARA TRES CAMPOS DE RADIACIÓN DIFERENTES, SIN MAGNIFICAR, M1 Y M2; DISTANCIAS FOCO INTENSIFICADOR DE IMAGEN Y DISTANCIA FOCO DETECTOR.....	78
TABLA 3-5 REGISTRO DE DATOS PARA PRUEBA DE TASA DE DOSIS EN LA ENTRADA DEL INTENSIFICADOR DE IMAGEN EN MODO ESCOPIA.....	78
TABLA 3-6 REGISTRO DE DATOS PARA PRUEBA DE TASA DE DOSIS EN LA ENTRADA DEL INTENSIFICADOR DE IMAGEN EN MODO CINE.....	79
TABLA 3-7 REGISTRO DE DATOS PARA PRUEBA DE EVALUACIÓN DEL CONTROL AUTOMÁTICO DE INTENSIDAD.....	79
TABLA 3-8 REGISTRO DE DATOS PARA PRUEBA TASA DE DOSIS AL PACIENTE.....	81
TABLA 3-9 REGISTRO DE DATOS PARA PRUEBA REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD DE LA TASA DE KERMA EN AIRE.....	82
TABLA 3-10 REGISTRO DE DATOS PARA PRUEBA REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD DE LA TASA DE KERMA EN AIRE EN MODO CINE.....	83
TABLA 3-11 VALORES DE RETRODISPERSIÓN B CALCULADOS PARA LAS TENSIONES OPERACIONALES EN EL EQUIPO DE RAYOS X.....	89
TABLA 3-12. TABLA DONDE SE RESUMEN LOS COEFICIENTES DE DETERMINACION R ² , ERROR CUADRÁTICO MEDIO MSE Y RMSE DE CADA REGRESION REALIZADA.....	91
TABLA 3-13 REGISTRO DE NÚMEROS CT Y DESVIACIONES PARA PRUEBA DE RUIDO, UNIFORMIDAD Y MEDIA DE NÚMERO CT CON PHANTOM PARA CABEZA ADULTO.....	93
TABLA 3-14 REGISTRO DE NÚMEROS CT Y DESVIACIONES PARA PRUEBA DE RUIDO, UNIFORMIDAD Y MEDIA DE NÚMERO CT CON PHANTOM PARA ABDOMEN ADULTO.....	94
TABLA 3-15 REGISTRO DE NÚMEROS CT Y DESVIACIONES PARA PRUEBA DE RESOLUCIÓN DE BAJO CONTRASTE.....	95
TABLA 3-16 REGISTRO DE PRUEBA DE RESOLUCIÓN DE BAJO CONTRASTE.....	96
TABLA 3-17 REGISTRO DE LA PRUEBA DE EVALUACIÓN DE LA REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD DE LA EXPOSICIÓN.....	97
TABLA 3-18 REGISTRO DE DATOS PARA EVALUAR PRUEBA DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.....	98
TABLA 3-19 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL NÚMERO DE IMÁGENES ADQUIRIDAS.....	102

TABLA 3-20 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL TIEMPO DE FLUOROSCOPIA.	103
TABLA 3-21 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL KERMA EN AIRE EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA.	103
TABLA 3-22 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL PRODUCTO KERMA EN AIRE ÁREA.	104
TABLA 3-23 TABLA COMPARATIVA DE ALGUNOS VALORES TÍPICOS Y NIVELES DE REFERENCIA REPORTADOS A NIVEL NACIONAL E INTERNACIONAL.....	105
TABLA 3-24 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL CTDIVOL, PARA TOMOGRAFÍA DE TÓRAX.	107
TABLA 3-25 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL PRODUCTO KERMA LONGITUD PKL EN TOMOGRAFÍA DE TÓRAX.	108
TABLA 3-26 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL CTDIVOL, PARA TOMOGRAFÍA DE CRÁNEO.	109
TABLA 3-27 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL PRODUCTO KERMA LONGITUD PKL EN TOMOGRAFÍA DE CRÁNEO.	110
TABLA 3-28 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL CTDIVOL, PARA TOMOGRAFÍA DE ABDOMEN Y PELVIS.....	111
TABLA 3-29 RESUMEN DE INFORMACIÓN ESTADÍSTICA PARA DETERMINAR EL VALOR TÍPICO DEL PRODUCTO KERMA LONGITUD PKL O DLP EN TOMOGRAFÍA DE ABDOMEN Y PELVIS.....	112
TABLA 3-30 TABLA COMPARATIVA DE ALGUNOS VALORES TÍPICOS EN TC NIVELES DE REFERENCIA REPORTADOS A NIVEL NACIONAL E INTERNACIONAL.....	113

Lista de Símbolos y abreviaturas

Símbolos con letras latinas

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
A	Área	m^2	$\iint dx dy$
J	Joule	$\frac{kg m^2}{s^2}$	Unidad de energía
\dot{X}	Tasa de la magnitud X	$\frac{U}{s}$	Variación de una magnitud X en el tiempo
V	Voltio	$\frac{kg m^2}{C s^2}$	Unidad de diferencia de potencial
N_A	Número de Avogadro		Nº de átomos por mol
M	Masa Molar	$\frac{kg}{mol}$	Masa por unidad de cantidad de sustancia

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
K	Kerma	$\frac{J}{kg}$	Ec. 1.1
D	Dosis Absorbida	$\frac{J}{kg}$	Ec. 1.4
Gy	Gray	$\frac{J}{kg}$	Unidad especial, para referir dosis o Kerma
$CTDI_{vol}$	Índice de Dosis en TC volumétrico	mGy	Ver sección 1.4.4
DLP	Producto Dosis Longitud	mGy.cm	Ver sección 1.4.4
DAP	Producto Dosis Área	mGy.cm ²	Ver sección 1.1.3
$D_{e,II}$	Dosis de entrada en intensificador de imagen	mGy	Ver Ecuación 2.7
DFD	Distancia foco detector	cm	Ver Figura 1.1 Esquema de la geometría utilizada para la dosimetría en equipos de radiografía y fluoroscopia.
DFI	Distancia foco intensificador de imagen	cm	Ver Figura 1.1 Esquema de la geometría utilizada para la

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
			<i>dosimetría en equipos de radiografía y fluoroscopia.</i>

Abreviaturas

Abreviatura	Término
<i>ICRP</i>	Comisión Internacional de Protección Radiológica
<i>TC</i>	Tomografía Computarizada
<i>NRD</i>	Niveles de Referencia para Diagnostico
<i>HUN</i>	Hospital Universitario Nacional
<i>OIEA</i>	Organismo Internacional de Energía atómica
<i>II</i>	Intensificador de Imagen
<i>TRS</i>	Serie de Informes Técnicos
<i>FPS</i>	Fotogramas por Segundo
<i>QC</i>	Control de Calidad

Abreviatura	Término
<i>CAI</i>	Control Automático de Intensidad
<i>CAB</i>	Control Automático de Brillo
<i>AAPM</i>	American Association of Physicists in Medicine

Introducción

Colombia como país miembro del Organismo Internacional de Energía Atómica OIEA desde 1960, tiene la potestad de aceptar las recomendaciones y medidas de seguridad estipulados por el OIEA (Ministerio de Salud, 1960), que en conjunto con otras organizaciones no gubernamentales como la Comisión Internacional de Protección Radiológica ICRP, han señalado la necesidad a nivel internacional de establecer Niveles de Referencia para Diagnostico NRD, en un marco nacional y regional, como instrumento para la optimización de la dosis de radiación y la seguridad de los pacientes en los servicios de radiodiagnóstico (ICRP, 2017). Esta necesidad ha hecho eco en el país y se ha convertido en una tarea bastante relevante para los servicios en términos de protección radiológica y aseguramiento de la calidad.

En Colombia la implementación de los NRD como una exigencia por parte del estado, inicio con la Resolución 482 que entró en vigencia en marzo del 2019 (Ministerio de Salud y Protección Social, 2018), son pocas las experiencias reportadas y documentadas de implementación de niveles de referencia en el país, otros trabajos finales de maestría en física médica en modalidades como rayos X convencional, tomografía computarizada y mamografía, han sido pioneros en dichas modalidades de imagen sin haber abordado NRD en fluoroscopia como guía para procedimientos especiales. Con este trabajo se pretende establecer un referente para otros centros y hospitales y ayude a determinar los NRD con un bajo costo y poder cumplir con el objetivo de estos.

Las magnitudes que determinan los NRD dependen de la modalidad de imagen, dado que cada una de ellas tiene diferentes magnitudes dosimétricas que pueden ser medidas (método directo) o calculadas (método indirecto) y representan valores de Kerma en aire fundamentalmente (IAEA, 2007), en el trabajo se definen las magnitudes dosimétricas utilizadas para fluoroscopia y tomografía computarizada.

En forma general cada centro clínico o servicio de radiología debe establecer valores típicos por cada modalidad de imagen y por cada procedimiento radiológico, para ello es necesario obtener las medianas de las dosis entregadas a cierta muestra representativa de pacientes con peso y talla similares. A nivel local, nacional y regional, los NRD se establecen como el tercer cuartil de una muestra representativa de los valores típicos determinados por cada centro clínico u hospital; el valor típico caracteriza las condiciones rutinarias de la práctica y se recomienda realizar una comparación para cada modalidad de imagen con resultados de NRD locales, nacionales y regionales (ICRP, 2017).

Vale la pena resaltar que los niveles de referencia no establecen límite alguno para paciente individual y solo se usan como referencia en procesos de optimización, se espera que con avances tecnológicos y la continua evaluación de los protocolos de adquisición de imágenes, estos valores cambien (NCRP, 2012).

Por lo tanto, el objetivo de este trabajo es determinar los valores típicos o NRD institucionales, en los procedimientos fluoroscópicos y tomográficos más frecuentes realizados en el Hospital Universitario Nacional (HUN) y poder a futuro, implementar estrategias para optimizar las dosis de radiación en el servicio de radiología e Imágenes diagnosticas de HUN.

Los valores típicos se determinaron con la información técnica y dosimétrica que los tecnólogos en radiología del HUN registran en una hoja de cálculo en línea. Se analizo la información recopilada en un periodo de 10 meses y se establecieron los tres procedimientos más frecuentes realizados por cada modalidad de imagen. En el caso de la tomografía, la información de índice de dosis CT (CTDI) y el producto dosis longitud (DLP) arrojada en el informe de dosis de cada procedimiento realizado serán las magnitudes por utilizar. Para procedimientos fluoroscópicos, se analizan los datos de tiempo de fluoroscopia, numero de imágenes adquiridas y se realizara una estimación del kerma en aire en la superficie de entrada (K_e) y del producto kerma en aire área (P_{KA}) de cada procedimiento a partir del rendimiento del tubo de rayos x y de los parámetros técnicos de tensión y corriente registrados en la hoja de cálculo.

Según la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud colombiano que establece las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, en el artículo 11, donde se clasifican las investigaciones en distintas categorías según el nivel de riesgo que tenga la investigación (Ministerio de Salud, 1993), este trabajo se categoriza como investigación sin riesgo, al ser un estudio retrospectivo que no realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales de pacientes. Por tal razón esta investigación fue avalada por el comité de ética del HUN.

1. Marco Teórico

1.1 Aspectos Físicos en la Radiología

La base física fundamental de este trabajo es la generación de rayos X y como estos interactúan con la materia para finalmente obtener imágenes radiológicas que sirvan como herramienta para el diagnóstico, se abordan dos modalidades de imagen, Tomografía Computarizada y Fluoroscopia, dados los efectos biológicos de la radiación producida en dichas modalidades, se hace necesario también introducir en este capítulo principios de protección radiológica y la definición formal de Niveles de Referencia Diagnósticos NRD como herramienta para la optimización de dosis.

1.1.1 Magnitudes y Unidades Dosimétricas

En física una magnitud hace referencia a una característica cuantificable de un fenómeno específico o un objeto y las unidades son cantidades estandarizadas definidas o adoptadas por convención o por ley, la Comisión Internacional para las Unidades y medidas de Radiación ICRU por sus siglas en inglés, es la organización que desde 1925 ha trabajado en el desarrollo de recomendaciones que puedan ser aceptadas internacionalmente referentes a magnitudes y unidades de fenómenos relacionados con la radiación (ICRU, 2012). Una de las tareas del ICRU es establecer procedimientos apropiados para la medida y aplicación de estas magnitudes en radiología, radiobiología clínica entre otras. En el reporte 85 publicado en el 2012, ICRU establece 4 categorías para clasificar las magnitudes fundamentales referentes a radiación, estas son Magnitudes Radiométricas, Coeficientes de Interacción, Magnitudes Dosimétricas y Radioactividad, se hará una descripción de las magnitudes relevantes establecidas por el ICRU para radiología específicamente relacionados con fluoroscopia y tomografía computarizada, sin hacer mención del último grupo dado que no es de interés práctico en este trabajo.

1.1.2 Magnitudes Dosimétricas

Las magnitudes dosimétricas que han sido establecidas para proporcionar medidas físicas que se puedan correlacionar con efectos reales o potenciales, son, básicamente, producto de las magnitudes radiométricas y los coeficientes de interacción. Cuando se hacen cálculos, los valores de las magnitudes relevantes de cada tipo deben conocerse, mientras que, para realizar medidas a menudo no es necesaria dicha información. (ICRU, 2012)

La radiación interactúa con la materia según una serie de procesos en los cuales la energía de la partícula se transforma (conversión de energía) y queda depositada finalmente en la materia (absorción de energía).

Se refiere a conversión de energía a los procesos en los cuales se transfiere energía desde las partículas ionizantes incidentes a partículas ionizantes secundarias.

La magnitud *Kerma* se relaciona con la energía cinética de las partículas cargadas, liberadas por partículas sin carga sin incluir las energías necesarias para romper los enlaces.

Kerma (K): es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas sin carga en una masa dm de material.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad 1.1$$

Las energías de los electrones Auger también están incluidas, la unidad en el sistema internacional SI, para el kerma es $\frac{J}{kg}$, pero se hace equivalente a Gray (Gy), también se puede expresar en términos del coeficiente de atenuación másico y de la fluencia de partículas de energía E , para el caso que nos compete fotones poli energéticos de rayos X.

$$K = \int \Phi_E E \frac{\mu_{tr}}{\rho} dE \quad 1.2$$

La expresión de kerma en función de la fluencia permite hablar de tasa de kerma de un material dado en un punto del espacio.

El kerma como ya se mencionó, hace referencia a la transferencia inicial de energía a la materia, pero en radiología diagnóstica es usada como una aproximación de la dosis absorbida, esta aproximación es válida cuando existe equilibrio de partícula cargada, de tal forma que pérdidas por radiación son despreciables y la energía de los fotones es grande comparada con las energías de enlace de las partículas cargadas liberadas (ICRU, 2012).

La energía media impartida: cuando la radiación incide en un volumen de materia la energía media impartida $\bar{\epsilon}$, es igual a la energía radiante, R_{in} de todas las partículas ionizantes cargadas y sin carga que entran en el volumen, menos la energía radiante, R_{out} de todas las partículas ionizantes cargadas y sin carga que dejan el volumen, más la suma de todos los cambios de la energía de reposo de los núcleos y partículas elementales que se producen en el volumen ΣQ , las unidades son J.

$$\bar{\epsilon} = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q \quad 1.3$$

En radiología diagnóstica los valores de ΣQ son cero, debido a que el rango de energías trabajadas comúnmente no es suficientemente alto para generar cambios de la energía en reposo de las partículas elementales del material.

Dosis absorbida (D): Es el cociente entre la energía media impartida a un volumen $d\bar{\epsilon}$, de materia y la masa dm de este, por lo tanto:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad 1.4$$

Las unidades en el sistema internacional es J/kg. Pero se maneja comúnmente la unidad especial de Gy.

Para un material y un campo de radiación específicos, la dosis absorbida y el Kerma toman el mismo valor cuando se establece el equilibrio secundario de electrones o equilibrio de partícula cargada, es decir, el número, la energía y la dirección de los electrones que entran al volumen de interés son los mismos que para los que lo abandonan, bajo esta condición el Kerma será numéricamente igual a la dosis absorbida, cuando se expresa en el mismo material. En la imagen médica de rayos X, el equilibrio entre partículas cargadas se logra en materiales de bajo número atómico como el tejido blando, ya que el rango de los electrones secundarios es muy corto en comparación con la trayectoria libre media de los fotones de rayos X que los produjo (ICRU, 2006). Como consecuencia, la fluencia energética de los fotones cambia imperceptiblemente sobre la distancia en la que la energía de los electrones se imparte al medio. Sin esta condición, las diferencias numéricas entre las dos cantidades difieren significativamente, esto ocurre cerca de una interfaz entre diferentes materiales.

1.1.3 Magnitudes Específicas en Radiodiagnóstico

En el reporte 74 del ICRU “Dosimetría del paciente para los rayos X utilizados en imágenes médicas”, se establecen las magnitudes dosimétricas específicas para cada modalidad de imagen que se deben considerar para determinar los NRD, además, identifica un par de problemas en la dosimetría que se deben considerar, el primero, es el hecho de utilizar varias cantidades para cuantificar la magnitud de la exposición del paciente a la radiación ionizante, debido a la equivalencia de los valores numéricos de la dosis absorbida y kerma en radiodiagnóstico como ya se mencionó, esto genera cierta ambigüedad y desacuerdo dado que el Kerma se asocia a la exposición generalmente en aire y la dosis absorbida se asocia al riesgo radiológico o efectos estocásticos para el caso de radiología; el segundo, es que la dosis de la piel y la dosis en un punto específico no tienen la misma importancia en la modalidad de tomografía computarizada que para la radiografía convencional y la fluoroscopia.

Ante estos dos problemas el ICRU plantea a manera de conclusión: primero, la necesidad de introducir índices específicos para cada modalidad de imagen y segundo, que se considera apropiado establecer los NRD en términos de Kerma de aire, dado que los instrumentos con que se mide la exposición son calibrados en aire en términos de Kerma (ICRU, 2006).

Estas magnitudes dosimétricas específicas se resumen en la Tabla 1-1, por practicidad se maneja la notación expuesta en el Technical Reports Series No. 457 del OIEA. Pero las definiciones son las establecidas en el reporte 74 del ICRU. Se resumen las magnitudes específicas de cada modalidad de imagen recomendadas para el establecimiento de los NRD, y se definen posteriormente.

Tabla 1-1 Magnitudes específicas para la dosis en imágenes de rayos X

MAGNITUD	SIMBOLO	MODALIDAD APLICABLE
Kerma en Aire Incidente	K_i	Radiografía y fluoroscopia

Tasa de Kerma Incidente en Aire	\dot{K}_t	Radiografía y fluoroscopia
Kerma en aire en Superficie de Entrada	K_e	Radiografía y fluoroscopia
Tasa Kerma en Aire en Superficie de Entrada	\dot{K}_e	Radiografía y fluoroscopia
Producto Kerma en aire-Área	P_{KA}	Radiografía y fluoroscopia
Tasa Producto Kerma en aire-Área	\dot{p}_{KA}	Radiografía y fluoroscopia
Kerma en aire-Longitud	P_{KL}	Tomografía
	(DLP)*	Computarizada
Índice de Kerma en aire en CT	C_K	Tomografía
	(CTDI)*	Computarizada

(*) Son el símbolo asociado a estas magnitudes, adaptadas y normalizadas por los fabricantes y la comunidad científica expresadas comúnmente como Producto Dosis Longitud e Índice de Dosis en CT

Kerma en aire incidente (K_i): Es el Kerma medido en aire libre sin retrodispersión en la intersección del eje del haz central de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del paciente o del maniquí, ver Figura 1.1. su unidad es Gy. Este, se puede obtener directamente y está relacionado con el Kerma medido a cualquier distancia (DFD) a lo largo del haz central, desde el punto focal del tubo, $K_i(d)$, por la ley inversa al cuadrado.

$$K_i = K_i(d) \left(\frac{DFD}{d_{fsd}} \right)^2 \quad 1.5$$

Donde d_{fsd} es la distancia entre el foco y superficie del paciente o maniquí.

El K_i , también se puede determinar indirectamente de una manera sencilla, solo basta conocer el rendimiento o salida del tubo de rayos X, denotada como $Y(d)$, que se define más adelante, junto al producto corriente tiempo o carga del tubo de rayos X, P_{It} , y se hace la corrección de distancia respectiva.

$$K_i = Y(d)P_{It} \left(\frac{d}{d_{fsd}} \right)^2 \quad 1.6$$

Esta última expresión se hace bastante útil si se quiere determinar fácilmente el Kerma en aire incidente en la rutina clínica para cada procedimiento imagenológico, ya que no es necesario interferir en la práctica médica y el costo económico, comparado con el uso de dosimetría termoluminiscente o película radiocrómica, es considerablemente menor.

Tasa de Kerma incidente en aire (\dot{K}_i): Corresponde al cociente del Kerma incidente en aire evaluado en un intervalo de tiempo, su unidad Gy/s

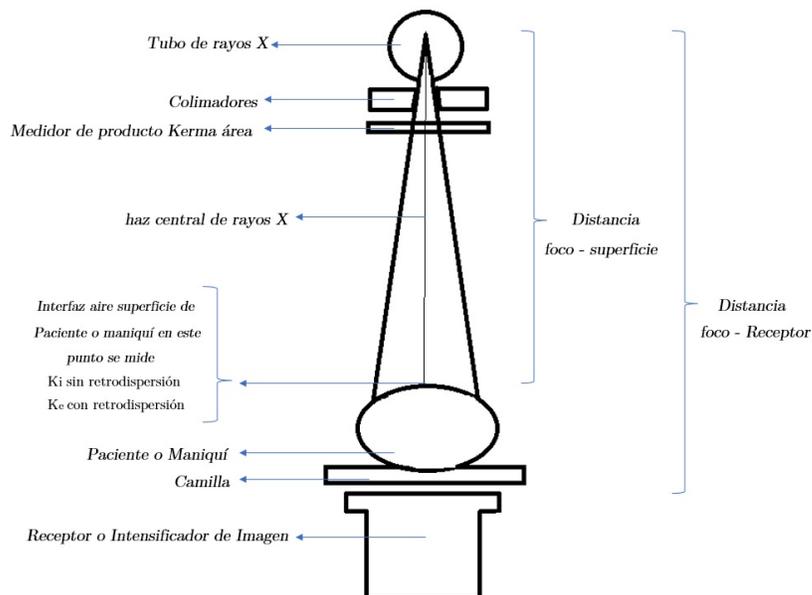


Figura 1.1 Esquema de la geometría utilizada para la dosimetría en equipos de radiografía y fluoroscopia (Ruiz Manzano, 2012).

Kerma en aire en la superficie de entrada (k_e): Es el Kerma medido en aire libre con retrodispersión, en la intersección del eje central del haz de radiación en el punto correspondiente a la interfaz aire paciente o Maniquí.

$$K_e = BK_i \quad 1.7$$

El factor de retrodispersión B es la relación entre el valor del Kerma en aire medido en la superficie de entrada de un material y el medido en idénticas condiciones en ausencia de dicho material, depende de la calidad del haz y del tamaño del campo, actualmente se cuenta con datos bastante confiables para el factor de retrodispersión producto de múltiples investigaciones y simulaciones consolidadas en tablas publicadas por el OIEA.

El K_e es la magnitud preferiblemente utilizada para establecer niveles de referencia para diagnóstico en modalidad radiográfica, sin embargo, esta magnitud se usa también en equipos fluoroscópicos que por su tecnología no cuentan con un detector intrínseco de P_{KA} y se puede expresar como:

$$K_e = Y(d) * P_{It} * B * \left(\frac{DFD}{d_{fsd}} \right)^2 \quad 1.8$$

Tasa de Kerma en aire en la superficie de entrada: Es el incremento del Kerma en aire en la superficie de entrada producido en un intervalo de tiempo su unidad es el Gy/s.

Producto Kerma en aire - área (P_{KA}): Es la integral del Kerma en aire sobre el área de los de rayos X en un plano perpendicular al eje del haz, Ecuación 1.9 la unidad es Gy.m², Aunque es muy común que se use un submúltiplo tanto para la magnitud de dosis como de área.

$$P_{KA} = \int K_a(A) da \quad 1.9$$

Es una magnitud independiente de la distancia foco receptor de imagen, y de la distancia del foco a donde se ubique el detector, debido a que la dosis disminuye con el inverso al cuadrado de la distancia al foco, pero

el área aumenta en la misma proporción, si dicha distancia aumenta. El P_{KA} es la magnitud predilecta para establecer NRD en fluoroscopia, porque puede relacionarse indirectamente con la energía impartida al paciente e incorpora información de la tasa de fluencia energética y el tamaño del campo y se utiliza como medida integrada de dosis absorbida en el conjunto de fluoroscopia con varias proyecciones y adquisiciones modo cine.

Para equipos que no cuentan con cámara de transmisión o detector que lo mida directamente, el P_{KA} , se puede estimar si se conoce el K_i , asumiendo que este último es constante, sobre el área del haz o tamaño de campo en la superficie de entrada, (ICRU, 2006) este se aproxima a

$$P_{KA} = K_i(d). A \quad 1.10$$

Para determinar dicha aproximación a partir del Kerma en aire incidente se debe conocer el tamaño del campo en la entrada al II o en la camilla y se aplica la corrección distancia al punto de interfaz aire paciente o maniquí con la ley inverso al cuadrado (Ruiz Manzano, 2012).

Tasa de Producto Kerma en aire – Área: Es la variación del producto Kerma en aire - área en un intervalo de tiempo su unidad es el Gy m²/s

Producto de Kerma en aire - longitud (PKL): Es la integral del Kerma en aire sobre una línea de longitud L, paralela al eje de rotación z, expresada en términos de Gy*m:

$$P_{KL} = \int K_a(L) dL \quad 1.11$$

Índice de Kerma en aire de TC (C_k): Esta cantidad se relaciona con los haces en forma de abanico utilizados en la TC, se mide en aire C_a , para una sola rotación del escáner CT, es el cociente de la integral de Kerma en aire $K_a(z)$, a lo largo de una línea paralela al eje de rotación z del escáner (por lo general sobre una longitud de 100 mm, $C_{a,100}$) y el espesor de corte nominal T. (ICRU, 2006)

$$C_{a,100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{50} K_a(z) dz \quad 1.12$$

Las unidades de medida son Gy, en la sección 1.4.4, se desglosa el concepto de CTDI y DLP con mayor profundidad dado que son las magnitudes dosimétricas usadas para establecer niveles de referencia en TC.

1.2 Niveles de Referencia para Diagnóstico

La Comisión Internacional de Protección Radiológica ICRP en la publicación N° 135, cuyo objetivo es brindar información y orientación al aclarar algunos aspectos referentes a la determinación de los Niveles de Referencia para Diagnóstico NRD, el intervalo adecuado para actualizar estos valores, el uso adecuado y los métodos para su aplicación en la práctica clínica; define los NRD como “una forma de nivel de investigación utilizada como herramienta para ayudar a optimizar la protección en la exposición médica de los pacientes para procedimientos diagnósticos e intervencionistas. Se utiliza en imágenes médicas con radiación ionizante para indicar si, en condiciones de rutina, la cantidad de radiación utilizada para un procedimiento específico es inusualmente alta o baja para ese procedimiento (ICRP, 2017).

Vale la pena resaltar algunas aclaraciones hechas en el documento de la ICRP sobre los NRD; estos deben determinarse para cada procedimiento clínico específico, siendo prioritarios los procedimientos más comunes o de mayor frecuencia realizados en cada centro, junto a los procedimientos con mayores dosis de radiación administradas; también es importante usar magnitudes que se midan o calculen con facilidad y que estimen la cantidad de radiación ionizante utilizada para el procedimiento clínico específico, por tal razón no es recomendable usar magnitudes tales como dosis efectivas o similares para los NRD a excepción de la dosis glandular media en Mamografía.

Los NRD para cierto procedimiento a nivel local, nacional y regional se determinan con el tercer cuartil o percentil 75 de la distribución de las medianas de un grupo de centros médicos, clínicas u hospitales donde se realice dicho procedimiento. A nivel institucional el valor de la mediana es también conocido como valor típico, el uso de la mediana se justifica ya que a diferencia de la media no se afecta por los valores atípicos que podrían eventualmente darse y se deben revisar en intervalos regulares de 3 a 5 años o si hay cambios en la tecnología del equipo utilizado para la realización de los procedimientos.

Los NRD no tienen que ser aplicados a pacientes individuales como límites de dosis, partiendo de hecho que la exposición está justificada y el beneficio de esta es más alto que el riesgo. Sin embargo, los NRD deben ser basados en estadísticas de muestras de pacientes dado que el uso de maniquís no considera factores como la distribución de pesos y tallas de los pacientes, factores que influyen considerablemente en las magnitudes medidas o calculadas.

Finalmente, el objetivo principal de los NRD es establecer una referencia con la cual se puedan comparar los valores típicos de una institución y dado el caso, los valores resulten sustancialmente altos o más bajos que los NRD, iniciar un proceso de optimización de dosis teniendo en cuenta la calidad de la imagen necesaria para la tarea diagnóstica.

1.3 Fluoroscopia

Es una modalidad de imagen en radiodiagnóstico que proporciona imágenes de rayos X proyectadas en tiempo real. Es utilizada especialmente para guiar una gran variedad de procedimientos de diagnóstico e intervención.

Existen varias clases de equipos fluoroscópicos que son utilizados en diferentes aplicaciones médicas, entre ellos están los equipos denominados Telemandos, caracterizados por brindar la posibilidad de tomar radiografías en diversas posiciones a la par de adquisición fluoroscópica en tiempo real, y permite la manipulación de todos los factores desde un cuarto blindado; también existen equipos portátiles denominados arcos en C, utilizados principalmente en intervenciones quirúrgicas en las que es necesario guiar un catéter o endoscopio o simplemente tomar radiografías en cirugías. Por último, los angiógrafos son equipos que requieren la combinación de movilidad y blindaje, ya que son usados principalmente en procedimientos de intervencionismo a nivel vascular y cardíaco, son generalmente arcos en C que permiten la anulación del sistema tubo receptor de imagen alrededor de paciente, pero que están empotrados al piso o techo de la sala y se puede manipular desde el interior de la sala o desde un cuarto de mando blindado, los equipos modernos cuentan con receptores de imagen completamente digital con detector de panel plano.

El fundamento de la imagen fluoroscópica y la diferencia de la radiología convencional está en la forma como se genera la imagen, en la mayoría de los equipos fluoroscópicos se utilizan principalmente

intensificadores de imagen (II) aunque en equipos más modernos principalmente en angiógrafos esta tecnología ha sido remplazada por sistemas de detección de panel plano; en ambos casos, estos están acoplados a un sistema de video digital como receptor de las imágenes.

1.3.1 Principio de Funcionamiento de la Fluoroscopia.

El funcionamiento de los equipos de manera general se divide en tres momentos, el primero es la generación de la radiación ionizante en un tubo de rayos X, este haz de radiación puede ser continuo o pulsado; los equipos que permiten generar rayos X pulsados comúnmente admiten velocidades de fotogramas variables que van de 3 a 30 FPS (fotogramas por segundo). Las tasas de fotogramas más bajas reducen la dosis de radiación cuando no se necesita una resolución temporal alta, el tiempo de duración del pulso es del orden de 8 ms; sin embargo, un procedimiento fluoroscópico con una duración de 10 minutos, si se lleva a cabo a 30 FPS, produce un total de 18.000 imágenes individuales, debido al número extremadamente grande de imágenes necesarias para representar el movimiento y lograr un posicionamiento, los sistemas fluoroscópicos deben producir cada imagen con casi una milésima parte de la dosis de rayos X de la radiografía, por razones de dosis de radiación (Bushberg, Seibert, Leidhold JR, & Boone, 2012).

El segundo momento en el proceso de adquisición de imagen fluoroscópica se da en el intensificador de imagen. La implementación de II como solución a las limitaciones graves que tenían los fluoroscopios iniciales antes de la década del 50 del siglo XX, con imágenes de muy mala calidad y poca luminosidad para ser percibida en el día por el ojo humano y las dosis elevadas a las que se sometían los pacientes y profesionales que leían la imagen; revolucionó la fluoroscopia, logrando imágenes suficientemente brillantes y pequeñas para poder ser acopladas a un circuito cerrado de televisión.

Los componentes de un intensificador de imagen se muestran en la Figura 1.2

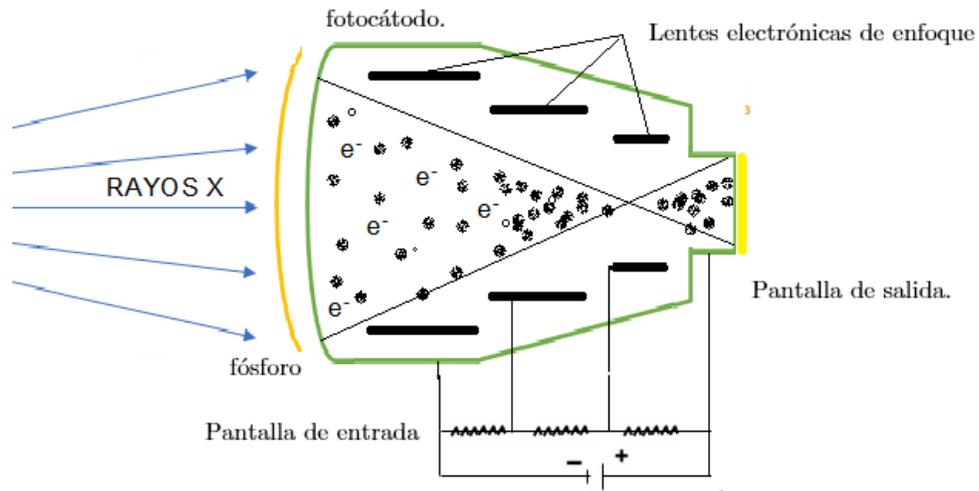


Figura 1.2 Representación de los componentes básicos del II

La pantalla de entrada del II consta de cuatro capas diferentes, la primera es la ventana de vacío, una ventana de aluminio (Al) delgada de 1 mm que es parte del recipiente de contención del vacío, su curvatura está diseñada para soportar la fuerza del aire presionando contra este. La segunda capa es la de soporte, que contiene las capas de fósforo y fotocátodo de entrada. El soporte, comúnmente es de 0,5 mm de aluminio, es el primer componente en el sistema de lentes electrónicas, y su curvatura es diseñada para el enfoque preciso de electrones.

Después de pasar a través de la ventana de entrada y del Al, los rayos X golpean la capa de fósforo, esta generalmente es de cristales de yoduro de cesio (CsI), cuya función es absorber los rayos X y convertir su energía en Luz. El CsI debe ser lo suficientemente grueso como para absorber una gran fracción de los rayos X incidentes, pero lo suficientemente delgado como para no degradar significativamente la resolución espacial de la imagen por la dispersión lateral de la luz a través del fósforo.

El CsI se puede formar en agujas que canalizan la luz visible emitida dentro de ellos hacia el fotocátodo con menos difusión lateral que un fósforo amorfo. Esto permite que el cristal de CsI pueda ser bastante grueso y todavía producir alta resolución. Las dimensiones de estos son 400 μm de altura y 5 μm de diámetro. Los cristales CsI tienen una cantidad de sodio, lo que hace que emita luz azul (420 nm longitud de onda) al absorber fotones de 60 kV.

La cuarta capa de la pantalla de entrada es el fotocátodo, que es una capa delgada de antimonio y metales alcalinos que emite electrones cuando son golpeados por la luz. Con una eficiencia de conversión de 10% a 20%, se liberan aproximadamente 400 electrones del fotocátodo por cada fotón de rayos X de 60 kV absorbido en el CsI. (Bushberg, Seibert, Leidhold JR, & Boone, 2012)

Una vez generados los electrones por efecto fotoeléctrico en el fotocátodo también llamados fotoelectrones, estos son acelerados a lo largo del II en trayectorias coherentes usando el sistema de lentes electrónicas. De esta manera los fotoelectrones se enfocan en una pantalla de salida y se aceleran con una diferencia de potencial de 25 kV entre el fotocátodo y el ánodo, ubicado muy cerca de la pantalla de salida.

Desde la consola de equipo los valores de la diferencia de potencial ΔV de las lentes electrónicas pueden ser modificados de manera que diferentes áreas de la pantalla de entrada pueden ser enfocadas en la pantalla de salida. Estos modos amplificados producen una imagen con una menor área de exploración del paciente, pero con un incremento de resolución espacial e incremento de dosis.

La pantalla de salida normalmente está hecha de sulfuro de cadmio de zinc dopado con plata (ZnCdS: Ag), que tiene un espectro de emisión verde (530 nm de longitud de onda). El cristal de ZnCdS lo componen partículas muy pequeñas entre 1 y 2 μm . Este fósforo convierte de nuevo la energía cinética de los electrones en luz. Dado que los electrones son fáciles de detener, el espesor de esta pantalla es muy pequeño puede variar entre 4 y 8 μm , con el objetivo de preservar la alta resolución espacial. Una vez que los electrones depositan su energía cinética en el fósforo. Cada electrón causa la emisión de aproximadamente 1.000 fotones del fósforo de salida, la ganancia de brillo que se obtiene en el II se debe a dos factores principalmente; uno es la reducción del tamaño de la pantalla de salida con respecto a la de entrada, resultando en una concentración del flujo de electrones y dos, una ganancia en el propio flujo debida al sistema de aceleración de estos. De esta manera, para una pantalla de 30 cm de entrada y 2,5 cm de salida, sin magnificación, la ganancia sería de $(30/2,5)^2 = 144$ por la relación de tamaños. Si suponemos una ganancia de flujo típica de aproximadamente 50, tendríamos una ganancia de brillo total de aproximadamente 7000. Equivalente a multiplicar las dos ganancias.

Por último, el proceso de digitalización de la imagen obtenida en la pantalla de salida es dirigida a un sistema de lentes de alta calidad y de allí a la cámara de televisión CCD o vídeo CMOS, que la convierte en una serie de pulsos electrónicos denominada señal de vídeo. Son matrices electrónicas de estado sólido que convierten una imagen de proyección en una imagen digital y luego en una señal de vídeo. Las cámaras CCD

y CMOS son dispositivos que utilizan materiales semiconductores de fotodiodo en una matriz para convertir la luz incidente en la carga electrónica correspondiente (electrones), y almacenar localmente la carga para la lectura. Tanto las cámaras CCD como las CMOS tienen dimensiones de píxeles muy pequeñas, en el orden 0,01 a 0,02 mm, incorporadas en un área de 2,5 x 2,5 cm. La matriz típica comprende 1.000 x 1.000 o 2.000 x 2.000 elementos detectores, los sistemas actuales de fluoroscopia digital permiten hacer grabaciones de las secuencias en tiempo real de imágenes digitales (vídeo digital), que se pueden reproducir como un bucle de película con el posterior archivado en el archivo electrónico del paciente en el sistema de archivo y comunicaciones de imágenes (PACS). (Bushberg, Seibert, Leidhold JR, & Boone, 2012)

El Control Automático de Intensidad (CAI) Es un dispositivo constituido por un tubo fotomultiplicador ubicado en la salida del II, que mide la intensidad luminosa de salida. El circuito CAI es capaz de cambiar la corriente y la diferencia de potencial en el tubo, desde el generador de rayos X en modo de fluoroscopia continua, mientras que para los sistemas de fluoroscopia pulsada, el circuito CAI puede regular el ancho del pulso variando el tiempo de este, la corriente (mA) del pulso, así como el kV, para aumentar o disminuir la penetración del haz; en ambos casos, si el CAI detecta insuficiente intensidad de brillo o variación en la relación señal ruido (SNR) de la imagen (Bushberg, Seibert, Leidhold JR, & Boone, 2012) causada por variaciones en el espesor del paciente o el material atenuador, este selecciona la curva kV-mA más apropiada dentro de los rangos preprogramados en el equipo.

1.3.2 Control de Calidad en Fluoroscopia

El objetivo del Control de calidad QC, es asegurar una calidad de imagen óptima en la obtención de esta, garantizando la protección radiológica del paciente en el servicio de radiodiagnóstico y que las dosis recibidas por los trabajadores expuestos y el público en general tiendan a valores tan bajos como pueda razonablemente ser posible. Cuando se realiza un QC a un equipo emisor de radiación ionizante, se puede conocer con precisión las capacidades y el estado de este.

En el esquema de la Figura 1.3, se resumen las pruebas de QC necesarias para evaluar el estado de los equipos de fluoroscopia (Ruiz Manzano, 2012)

Parámetros Geométricos. Evaluar parámetros tales como la mínima distancia foco piel, el tamaño del campo de radiación y la coincidencia de este con el II son muy importantes, su objetivo es evaluar el correcto

funcionamiento de los elementos que dispone el equipo para limitar con distancia y colimación, las dosis que pueden recibir los pacientes, mientras que la prueba para medir la distorsión tipo cojinete y S, es el resultado de campos magnéticos perdidos y el campo magnético de la tierra que afecta la trayectoria del electrón desde el cátodo hasta el ánodo dentro del II. El método para la medición, las tolerancias de estas y el objetivo de cada prueba se describe con detalle en la metodología de este trabajo.

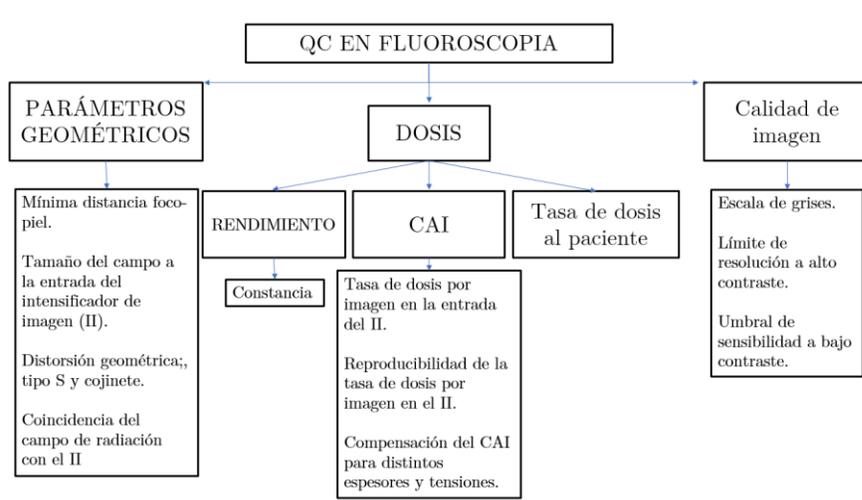


Figura 1.3 Esquema de las pruebas de QC para equipos de fluoroscopia.

Parámetros que evalúan Dosis. Se subdividen en tres grupos, la prueba de rendimiento, que ya se definió en la sección 1.1.3, las pruebas que evalúan el correcto funcionamiento del CAI y la dosis al paciente, evaluar estos parámetros permiten establecer la constancia de los valores establecidos por el fabricante durante la instalación del equipo y debe ser acorde a la mejor relación entre calidad de imagen, la relación señal ruido y la dosis a paciente (Ruiz Manzano, 2012), los criterios de aceptación y método de medición se especifican en la metodología.

Parámetros de Calidad de Imagen. Estas pruebas se realizan con objetos de prueba diseñados y avalados para evaluar colimación, alineación del haz, resolución espacial, resolución de contraste, homogeneidad y rango dinámico, entre otras, según el fabricante del instrumento los valores de aceptación y constancia pueden variar. El objetivo de estas pruebas es garantizar que en condiciones de rutina las imágenes adquiridas tienen la calidad suficiente para ser usadas como herramientas fiables para el diagnóstico (Ruiz Manzano, 2012). En la sección de Materiales 2.1.1 se especifica y describe con mayor detalle el elemento de prueba con el que se trabajó.

1.3.3 Niveles de Referencia Diagnósticos en Fluoroscopia

Como ya se mencionó anteriormente, las magnitudes dosimétricas a utilizar para establecer los NRD en fluoroscopia son el Producto Kerma en aire – Área (P_{ka}), tiempo de fluoroscopia (t), número de imágenes o adquisiciones radiográficas, Kerma en punto de referencia (K_r), para procedimientos en angiografía y arcos en C, este punto está ubicado a 15 cm del isocentro hacia el tubo de rayos X y para el caso de equipos fijos, se puede remplazar por el Kerma en superficie de entrada K_e , solo en los procedimientos simples o contrastados en los que se irradia la misma zona anatómica del paciente y no haya demasiada variación en la posición del mismo (IAEA, 2007).

Dado que no es recomendable establecer NRD sobre maniquís, existen dos alternativas para realizar la dosimetría sobre los pacientes y poder establecer NRD, el método directo y el indirecto. El método directo es a partir del uso de un detector o cámara de transmisión instalado en el equipo ya sea por el fabricante o como dispositivo adicional adquirido para tal fin, el dispositivo generalmente se ubica a la salida del tubo contiguo al colimador, sin embargo, los equipos que no cuentan con esta tecnología, pero permiten obtener datos en consola de tiempo de fluoroscopia, número de adquisiciones radiográficas, corriente y tensión en el tubo de rayos X, permiten estimar el K_e , mediante el cálculo del rendimiento del tubo de rayos X.

1.3.4 Rendimiento

Se define como el cociente de la tasa de Kerma de aire, $K(\dot{d})$ en mGy/s , a una distancia de 1m sobre el haz central, y la corriente de la exposición I en mA. Para una diferencia de potencial en el tubo de rayos X de 80 kV. Las unidades se expresan como $\frac{Gy}{mAs}$.

$$Y = \dot{K}_i * \frac{1}{I} \left(\frac{DFD}{100} \right)^2 \quad 1.13$$

Es una característica importante de un tubo de rayos X porque es un indicador de la calibración de la corriente del tubo. Los equipos con un rendimiento bajo requieren mayores tiempos de exposición, provocando la aparición de artefactos de carácter cinético en las imágenes y rendimiento alto podría ser señal de alarma ante posibles sobreexposiciones innecesarias a los pacientes.

Como el objetivo es estimar de manera indirecta el K_e , es necesario caracterizar el rendimiento del tubo de rayos X extendiendo su determinación por lo menos a las tensiones usadas con mayor frecuencia (kV), encontrando una función potencial, ver Ecuación 1.14 (Ruiz Manzano, 2012), o una función polinómica de segundo grado (IAEA, 2014) ver Ecuación 1.15.

$$Y(d) = a(KV)^n \quad 1.14$$

Donde $Y(d)$ es el rendimiento del tubo de rayos X; kV es la tensión del tubo; a es una constante relacionada con el filtro en uso y n es una constante que depende del material del blanco en el tubo, tiene un valor aproximado de 2 para blanco de tungsteno y 3 para blanco de molibdeno. Por otra parte, también se puede calcular el rendimiento con mayor precisión con la función polinómica:

$$Y(kV) = a(KV)^2 + b(KV) + c \quad 1.15$$

Donde a , b y c ; son coeficientes arbitrarios, producto de la correspondiente regresión polinómica.

Finalmente se obtiene la ecuación 1.16 para estimar el Kerma en aire en superficie de entrada, dependiente de la función de rendimiento $Y(d)$ a un metro del foco sobre el eje central del haz de radiación, del producto entre la corriente en el tubo de rayos X y el tiempo de exposición $P_{t,t}$, el factor de retrodispersión B , y la corrección a la distancia de interfaz aire paciente o maniquí.

$$K_e = Y(d) * P_{t,t} * B * \left(\frac{DFD}{d_{fsd}} \right)^2 \quad 1.16$$

Una vez se establece el K_e aplicando la relación de la Ec. 1.7 se obtiene el K_i y con la Ec. 1.10 se obtiene una aproximación al P_{KA} para cada procedimiento registrado en la base de datos. El valor de la mediana de una muestra representativa de datos equivale al Valor Típico institucional y se debe determinar para cada uno de los parámetros ya mencionados.

1.4 Tomografía Computarizada

Es la modalidad de imagen que a partir de múltiples proyecciones de rayos X desde diferentes ángulos reconstruye una imagen de la sección transversal irradiada, desde su invención en la década de los 70, ha sido una potente herramienta para el apoyo en diagnóstico, con los adelantos tecnológicos hoy en día se utiliza no solo para diagnóstico, procedimientos de intervencionismo, reconstrucciones en 4D y planeación de tratamientos de radioterapia son algunos ejemplos de su uso cada vez más frecuente. En esta sección se aborda de manera superficial el principio de funcionamiento de la tomografía computarizada, los aspectos relevantes del control de calidad como factor fundamental en el aseguramiento de la calidad de la imagen y la protección radiológica del paciente y se profundiza en lo referente a dosimetría y magnitudes para establecer los NRD.

1.4.1 Principio de Funcionamiento de Tomografía Computarizada

La idea de obtener imágenes anatómicas internas sin las limitaciones propias que tiene la radiografía convencional a partir de rayos X, fue el motor detonante que llevo a Allan Cormack en 1963 a pensar en la posibilidad de reconstruir los coeficientes de atenuación lineal μ de los tejidos contenidos en un volumen. Como μ depende de la composición del material, la densidad del material y la energía de los fotones, a medida que un haz de rayos X se transmite a través del paciente, se encuentran diferentes tejidos con diferentes coeficientes de atenuación lineales. si el camino a través del paciente va de 0 a d , entonces la intensidad del haz de rayos X atenuado es:

$$I(d) = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad 1.17$$

$$I(d) = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i \Delta x} \quad 1.18$$

Ante el hecho que una imagen TC este compuesta por una matriz de pixeles, se puede considerar al volumen irradiado como una matriz de pequeños y finitos volúmenes (voxels) con diferentes μ , la ecuación 1.17 se puede reescribir ya no como una integral continua si no como una sumatoria de cada coeficiente de voxel de tamaño Δx .

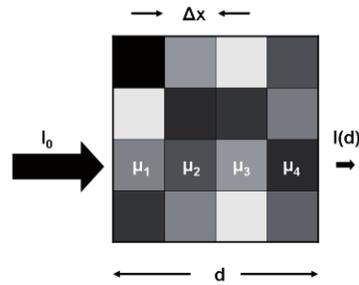


Figura 1.4 Atenuación de un Haz de rayos X de intensidad I_0 incidente en una matriz de 4 x 4 voxeles, con diferentes valores de μ Tomada de (Bushberg, Seibert, Leidhold JR, & Boone, 2012).

Los datos necesarios para reconstruir una imagen en TC son las intensidades de entrada y salida del volumen irradiado y estas son fácilmente medibles, lo que se complica en realidad es el proceso de reconstrucción de imagen derivada de la matriz de coeficientes de atenuación lineal μ .

Godfrey Hounsfield fue quien diseñó y construyó el primer equipo de tomografía computarizada viable para el uso clínico en 1967, con la idea básica de que las medidas de transmisión de rayos X efectuadas en todas las posibles direcciones alrededor de un cuerpo contienen toda la información acerca de las estructuras internas de dicho cuerpo. Resolvió el problema de la reconstrucción de la imagen como la solución de un conjunto muy grande de ecuaciones lineales, pero el programa encargado de la resolución de las ecuaciones necesitaba varias horas para reconstruir una imagen, desde entonces se han propuesto diferentes alternativas y métodos para resolver el problema de la reconstrucción de la imagen siendo Johann Radon quién, en 1917 y en el contexto del desarrollo de la teoría gravitacional, publicó una solución matemática exacta para la reconstrucción de una función a partir de sus proyecciones, (Torres & Gonzáles, 2012).

$$\mu(x, y) = -\frac{1}{2}\pi^2 \int d\theta \int dr \left[\frac{1}{(r-r')} \right] \frac{\partial P(r, \theta)}{\partial r'} \quad 1.19$$

Factores por considerar como la dependencia de μ con la energía de un haz polienegético que atraviesa el cuerpo, el endurecimiento del haz a medida que atraviesa el cuerpo, la radiación dispersa que alcanza los detectores, las fuentes de inexactitud que residen en el propio cuerpo “radiografiado” (paciente vivo) y el ruido electrónico asociado a todos los componentes electrónicos, causan problemas importantes en la reconstrucción. La presencia de zonas de alta atenuación produce sombras y artefactos característicos en la imagen, pero incluso cuando el efecto no es tan fácilmente reconocible, está presente y da lugar a inexactitud

en la medida de las integrales de línea, mientras radiación dispersa no sólo da lugar al emborronamiento de la imagen, sino que induce la aparición de sombras artefactos. Por esta razón, la solución matemática ideal se aleja significativamente de una solución real que los fabricantes de tomógrafos han abordado desde dos enfoques.

Métodos Algebraicos: Consisten fundamentalmente en el planteamiento de un sistema de ecuaciones algebraicas tan grande como para dar una solución única por voxel a todas las variables independientes mediante métodos iterativos. En estos métodos las medidas de los detectores se introducen como una descripción numérica discreta del caso desde el primer momento. Debido a su bajo rendimiento computacional no se han empleado hasta hace muy recientemente en aplicaciones prácticas de TC.

Métodos analíticos: las aproximaciones analíticas se fundamentan en el teorema de Fourier aplicable a un corte (slice). Este teorema demuestra que a partir de cada proyección del objeto es posible obtener una línea de la transformada bidimensional de Fourier de la función $f(x,y)$. Si al calcular un número suficiente de proyecciones en el intervalo de 0 a 180°, dispondremos del espacio de Fourier completo del objeto que tratamos de reconstruir. Estas soluciones, requieren menor capacidad computacional, por lo que se han utilizado de manera general en los equipos comerciales. Sin embargo, el desarrollo de los procesadores de alta velocidad y el de la informática en general ha posibilitado una vuelta a la reconstrucción iterativa, que consigue una reconstrucción más exacta, con mucho menor ruido y, por tanto, con la posibilidad de reducción de dosis a pacientes. (Geleijns, 2014)

Unidades Hounsfield: En la imagen de la TC, la matriz de coeficientes de atenuación lineal reconstruida (μ_{material}) se transforma en una matriz correspondiente de Unidades Hounsfield (HU_{material}), en la que la escala HU se expresa en relación con el coeficiente de atenuación lineal del agua a temperatura ambiente (μ_{agua}), (Geleijns, 2014).

$$HU(x, y, z) = 1000 \frac{(\mu(x, y, z) - \mu_w)}{\mu_w} \quad 1.20$$

La tomografía helicoidal: fue un desarrollo importante a comienzos de los 90, estos equipos se caracterizan porque la adquisición de datos no se lleva a cabo en secciones transversales o axiales de forma separada, sino que es continuo a lo largo de todo el volumen analizado.

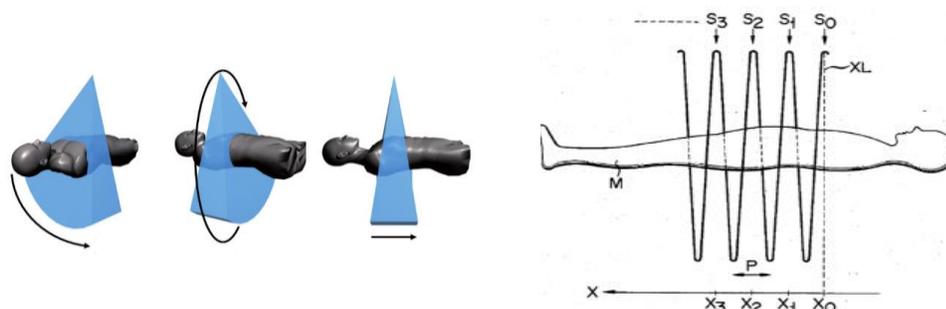


Figura 1.5 las imágenes a la izquierda son 3 vistas diferentes de la transmisión del haz de rayos X a través de un maniquí antropomórfico, mientras el tubo gira en modo axial, la imagen a la derecha esquematiza la trayectoria del tubo de rayos X tomando como referencia estática al paciente que en realidad es quien se mueve a lo largo del eje de rotación. Tomada de (Bushberg, Seibert, Leidhold JR, & Boone, 2012).

El recorrido continuo reduce considerablemente el tiempo de exploración, a la vez que permite mayor eficiencia del sistema generador de rayos X. Como se observa en la Figura 1.5 los datos recogidos en una revolución completa no corresponden exactamente a ninguna sección axial completa, sino que la sección se va desplazando de manera continua con el movimiento, también continuo de la camilla.

1.4.2 Control de Calidad en Tomografía Computarizada

El contraste disponible en las imágenes de TC es mucho mejor al obtenido con imágenes de radiografía convencional. desde el punto de vista médico, este tipo de imágenes es muy útil convirtiéndose en los últimos años en la mejor opción para un número creciente de procedimientos imagenológicos. Pero, por otra parte, la dosis para el paciente puede ser significativamente más alta que con las otras modalidades de imagen (IAEA, 2012). La creciente complejidad del funcionamiento y la aplicación de TC en múltiples exámenes médicos requiere una justificación que responda al principio de beneficio mayor que el riesgo y un control de calidad orientado a garantizar que las dosis de radiación administradas al paciente estén optimizadas para la calidad del diagnóstico en la imagen.

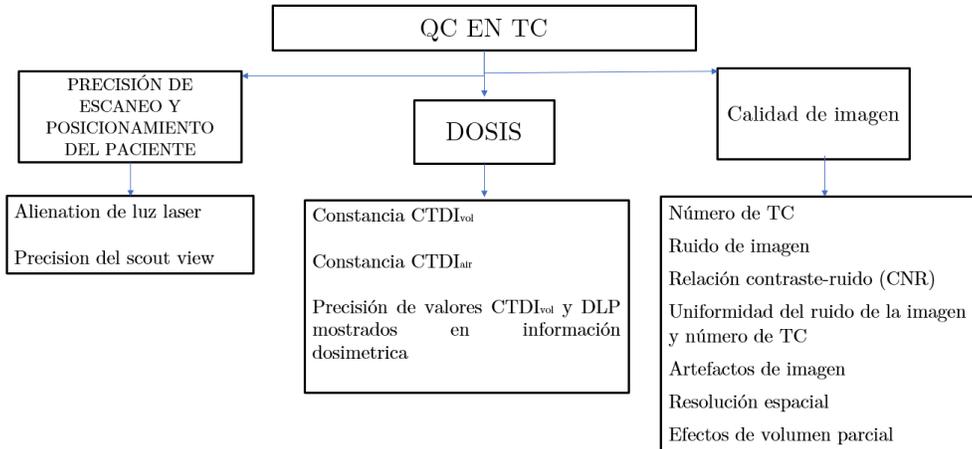


Figura 1.6 Esquema de las pruebas de QC para equipos de TC

Precisión de escaneo y posicionamiento del paciente: Estas pruebas tienen el objetivo de garantizar que las luces laser de posicionamiento del escáner estén apropiadamente alineadas con el plano anatómico y con la camilla y garantizar que la imagen del scout view indica con precisión la posición del paciente.

Calidad de Imagen: Estos parámetros determinan de manera cuantitativa si el escáner en todo su conjunto permite obtener imágenes de calidad necesaria para su uso diagnóstico. En la sesión 2.2.2 se especifica cada prueba por separado estableciendo el objetivo y la descripción metodológica para su realización.

1.4.3 Niveles de Referencia Diagnósticos en Tomografía

Las dos magnitudes dosimétricas estandarizadas que se muestran en los Tomógrafos computarizados modernos y recomendadas como magnitudes para establecer NRD son las derivadas del Índice de Kerma en aire en CT: el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada volumétrico $CTDI_{vol}$ y producto dosis longitud DLP , (IAEA, 2007). que se definen más adelante. Dado que son Magnitudes obtenidas directamente en los reportes dosimétricos de cada estudio se facilita el registro y análisis de estos parámetros que no son en ningún caso dosis específicas en el paciente, pero permiten medir la emisión de radiación desde el escáner establecida por el fabricante sobre maniqués de cuerpo y cabeza de 32 y 16 cm de diámetro respectivamente.

Hay que mencionar que la Asociación Americana de físicos médicos AAPM en el informe 204 introdujo la magnitud de dosis específica por tamaño (SSDE) para TC, como una magnitud de dosis para paciente dependiente de su diámetro eficaz, al asignar un coeficiente según dicha medida; sin embargo, el uso de SSDE no se empleara en este trabajo como una magnitud dosimétrica en el establecimiento de NRD porque en la práctica clínica cotidiana medir al paciente o la imagen para obtener el diámetro eficaz puede ser una tarea dispendiosa que requeriría consentimiento informado de los pacientes y una reevaluación del proyecto por parte del comité de ética del Hospital Universitario Nacional.

1.4.4 Dosimetría en Tomografía Computarizada

De forma similar a como se define el índice de Kerma en aire de CT, $C_{a,100}$ (Ecuación 1.21) medido en aire, el índice de Kerma de aire CT también se puede medir dentro de un maniquí estándar de cabeza y cuerpo de PMMA utilizando la notación $C_{PMMA,100}$, se obtiene

$$C_{PMMA,100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{50} K_{PMMA}(z) dz \quad 1.21$$

Para tomógrafos helicoidales donde n es el número de cortes instantáneos adquiridos con el espesor de corte nominal T en (cm), para tomografía axial n toma el valor de 1.

El índice ponderado de Kerma de aire CT normalizado al producto de tiempo de exposición-corriente del tubo (P_{It}), nC_w , combina valores de $C_{PMMA,100,c}$ medido en el centro y el promedio de cuatro valores $C_{PMMA,100,p}$ medidos en la periferia la periferia de un maniquí de dosimetría de TC estándar. Esta dada por la relación:

$$nC_w = \frac{1}{P_{It}} \left(\frac{1}{3} C_{PMMA,100,c} + \frac{2}{3} C_{PMMA,100,p} \right) = \frac{C_w}{P_{It}} \quad 1.22$$

Cuya unidad está en $\left(\frac{Gy}{A.s}\right)$.

Se puede determinar con estos valores el Índice de Kerma en CT volumétrico C_{vol} , Ecuación 1.24, si se tiene en cuenta, la relación del movimiento de la camilla l en (mm), y la colimación seleccionada en el detector (nT) llamada PITCH

$$PITCH = \frac{l}{nT} \quad 1.23$$

$$C_{vol} = \frac{C_w}{PITCH} = nC_w \cdot P_{It} \quad 1.24$$

Finalmente, el Producto Kerma en aire Longitud determinado para el fantasma de dosimetría de TC estándar y un examen completo de TC, $P_{KL,CT}$, se calcula como.

$$P_{KL,CT} = \sum_j nC_{VOL j} \cdot P_{It j} \cdot l_j = \sum_j C_{VOL j} \cdot l_j \quad 1.25$$

El índice j representa cada secuencia de escaneo serial o helicoidal que forma parte del examen, l_j es la distancia recorrida por la camilla y P_{Itj} es producto corriente del tubo y tiempo de exposición para la secuencia de escaneo j .

En el ámbito clínico el producto Kerma longitud en TC $P_{KL,TC}$ e Índice de Kerma en aire en CT medido en maniquí de PMMA, C_{VOL} son equivalentes a DLP y $CTDI_{vol}$ respectivamente, dada la equivalencia entre estas magnitudes, la comunidad médica y los fabricantes han utilizado estos últimos valores pese a que estos no expresan de manera alguna dosis absorbidas o efectivas sobre pacientes, en este sentido, DLP y $CTDI_{vol}$ es la notación como se expresaran los NRD en este trabajo para estar en concordancia con las múltiples publicaciones realizadas a nivel global.

2. Materiales y Métodos

A continuación, se describen de manera general los materiales y los equipos usados en las pruebas de control de calidad para tomografía y fluoroscopia, la metodología de dichas pruebas y de manera más concreta el método usado para la obtención de los Niveles de Referencia Diagnósticos de los procedimientos más comunes realizados con estas modalidades de imagen.

2.1 Materiales

2.1.1 Equipo Fluoroscópico Telemando

El HUN cuenta con un equipo fluoroscópico telemando marca Toshiba Winscope Plessart™ EX8, compuesto de una mesa sobre la cual hay un generador de rayos X y un sistema digital usado para adquirir imágenes radiográficas y fluoroscópicas desde una consola ubicada en un cuarto blindado o desde la misma sala según el requerimiento médico, con una diferencia de potencial máxima de 125 kV_p y corriente máxima de 4 mA; el equipo cuenta con un segundo tubo de rayos X y su respectivo Bucky mural usado principalmente para adquisiciones radiográficas de tórax y abdomen, con 150 kV_p, y 500 mA.



Figura 2.1. Equipo fluoroscópico telemando marca Toshiba Winscope Plessart™ EX8.

2.1.2 Equipo Tomográfico

El Hospital Universitario Nacional HUN cuenta con un escáner de TC, marca Toshiba Aquilon Prime TSX-303A fabricado en el 2015, Es un sistema de TC helicoidal multi corte con un detector de 80 filas capaz de generar 160 cortes por rotación, utiliza algoritmos de reconstrucción ConeXact™ (métodos de reconstrucción de retroproyección filtrada principalmente e iterativa para una región particular que se quiera examinar). La rotación de alta velocidad permite una rápida adquisición de datos y acorta los tiempos de escaneo. La tensión y corriente máximas en el tubo de rayos X es de 135kV_p y 600 mA respectivamente. (Toshiba Medical System, 2013)



Figura 2.2. Escáner Toshiba Aquilon TSX-303^a del HUN

2.1.3 Multi Detector

El detector multímetro utilizado tanto para mediciones en los controles de calidad y la dosimetría tanto del Tomógrafo computarizado como del Fluoroscopio, es el sistema dosimétrico Nomex de PTW, consta de un juego de detectores calibrados para cada modalidad de imagen, su respectivo multímetro multicanal que permite medir parámetros tales como: kilo voltaje, dosis, filtración total, capa hemirreductora, tiempo de exposición, entre otros.

2.1.4 Maniquís o Phantom para Fluoroscopia

Maniquí equivalente paciente: El Phantom de agua de 200 mm de espesor y sección transversal de 300 mm × 300 mm, representa a un adulto estándar. Los pacientes más grandes se simulan añadiendo otros 100 mm de agua. Una alternativa al uso del fantasma de agua es utilizar un Phantom de PMMA de 185 mm de espesor y aplicar un factor de corrección para las diferentes propiedades de retrodispersión de agua y PMMA especificados en el anexo VIII del TSR-457 (IAEA, 2014)

RaySafe P Fluoro Phantom: El Phantom está hecho de PMMA y cobre, con detalles de diferentes materiales aptos para realizar diferentes pruebas en equipos fluoroscópicos (RaySafe, 2016):

1. Cuña de paso de cobre dinámico: Cuña de paso de cobre dinámico, que consta de 17 pasos de diferente espesor Cu: 0.00, 0.18, 0.36, 0.54, 0.74, 0.95, 1.16, 1.38, 1.50, 1.73, 1.96, 2.21, 2.45, 2.70, 2.96, 3.22, 3.48 mm. El espesor de PMMA es de 4 mm en el paso 1-8, y 12 mm en el paso 10-17.
2. Patrón de prueba de resolución espacial: con 3 períodos para cada resolución: 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0, 2.2, 2.5, 2.8, 3.1, 3.4, 3.7, 4.0, 4.3, 4.6, 5.0 LP/mm. El patrón está hecho de plomo de 100 mm de espesor, y se empotra en el PMMA. La placa de cobre se adelgaza a 1,1 mm en el sitio del patrón.
3. Detalle de los objetos de contraste: Ocho objetos de contraste de detalle circular, de 10 mm, en el campo homogéneo. Los objetos son cavidades de aire en el PMMA: 0.4, 0.6, 0.8, 1.2, 1.7, 2.4, 3.4, 4.0 mm de profundidad.
4. Detalle de los objetos de contraste en la cuña paso de cobre: 16 objetos de contraste de detalle circular en cuña de paso de cobre, de 4 mm, cavidades de aire con una profundidad de 2,5 mm en PMMA en cada paso de la cuña de paso de cobre (excepto en el número 9).
5. Líneas de colimación para la alineación de la luz y el campo de rayos X. Líneas de colimación para la alineación de la luz y el campo de rayos X. Dimensiones: 26×26; 18×24; 16×16 cm. Dimensiones del diámetro circular: 26, 22, 19 y 16 cm.

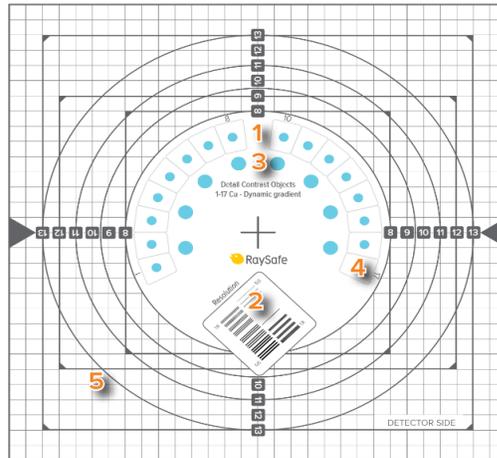


Figura 2.3. Las flechas muestran la dirección de colocación relativa al eje de ánodo-cátodo del tubo de rayos X. Tomada de (RaySafe, 2016)

2.1.5 Maniquís o Phantom para Tomografía Computarizada

El Equipo TC cuenta con cuatro Phantom también denominados objetos de prueba suministrados como accesorios por el fabricante, constan de contenedores de agua de polimetilmetacrilato (PMMA) con densidad de 1.19 g/cm^3 , utilizados para la realización periódica de control de calidad uno de ellos con insertos de materiales con diferente densidad (Toshiba Medical System, 2013):



Figura 2.4 elemento de prueba Phantom S/SS utilizado para evaluar uniformidad y ruido.

Phantom (L): Phantom de agua con un diámetro de 400 mm (L)

Phantom (M): Phantom de agua con un diámetro de 320 mm (M)

Phantom (S/SS): Phantom de agua con un diámetro de 240 mm (S) combinado con un Phantom de 180 mm (SS).

Phantom TOS: Phantom con un diámetro de 320 mm (M) con insertos de aire, delrin, acrílico, nylon y polipropileno, todos estos en agua.

Adicional a estos se usan las Phantom's para dosimetría.



Figura 2.5 Phantom TOS de Toshiba, elemento de prueba para evaluar número CT

RaySafe Pro-CT Dose: Consta de tres cilindros de PMMA homogéneos diseñados para tomar imágenes de cabeza y cuerpo tanto pediátricos como de adultos. Se utiliza para la medición de CTDI y para separar la información de dosis para cada uno. Permiten recopilar información para el valor máximo, mínimo y de rango medio del espesor nominal de la sección tomográfica.

(cuerpo adulto) con 150 mm de espesor, diámetro: 320 mm, con cuatro orificios de sonda CT de diámetro 13,1 mm (90° de separación y 10 mm del borde)

(cabeza adulta/cuerpo pediátrico) con 150 mm de espesor, diámetro: 160 mm, con cuatro orificios de sonda CT de 13,1 mm (90o de separación y 10 mm del borde)

(cabeza pediátrica) –150 mm de espesor, diámetro: 100 mm, con cinco orificios de sonda CT de 13,1 mm (uno en el centro y 4 alrededor del perímetro, 90° de separación y 10 mm del borde)

Cuentan con marcas de cruz grabadas en Phantom para facilitar el posicionamiento y varillas de acrílico para tapar todos los agujeros de los fantasmas.



Figura 2.6 Phantom RaySafe Pro-CT Dose usado para dosimetría en TC

2.2 Métodos

Este trabajo se realizó en el Hospital Universitario Nacional de Colombia. se clasifica metodológicamente como una investigación descriptiva de carácter transversal y retrospectiva, con información recopilada durante 10 meses. Previamente al inicio del inicio de registro de la información se realizó un control de calidad tanto al TC como al fluoroscopio. La muestra corresponde a los procedimientos registrados en una hoja de cálculo en línea denominada “hoja de registro”. Ver Anexo 1, por los tecnólogos tras realizar cada procedimiento.

Para determinar los valores típicos en los procedimientos realizados con mayor frecuencia tanto en tomografía computarizada como en fluoroscopia se siguió la siguiente metodología.

Primero, se realizó un filtro de la información recopilada por los tecnólogos, donde se eliminaron los datos que estaban incompletos o presentaban incoherencias tales como valores exageradamente grandes o pequeños; segundo, se agruparon los datos por rangos de pesos de los pacientes. Para TC, se realizó la

estadística correspondiente donde se determinan las medidas de tendencia central de la información dosimétrica que arroja el equipo CTDI y DLP, para cada grupo de pacientes, por cada procedimiento por separado y se establecen los valores típicos como el valor de las medianas obtenidas. Para los procedimientos mas comunes en fluoroscopia, una vez filtrados los datos, se determinan las curvas de rendimiento con diez valores diferentes de kilo voltaje dentro del rango de uso clínico, luego se realizan las respectivas regresiones polinómicas que serán las funciones $Y(kV)$ con las que se estima para cada paciente registrado, el Kerma en superficie de entrada Ke y el producto Kerma – área, tanto en modalidad fluoroscopia como en modo adquisición. una vez conocidos estos valores se realiza el análisis estadístico y se establecen los valores típicos por procedimiento como la mediana de los datos de: tiempo de fluoroscopia, numero de imágenes adquiridas, Kerma total en superficie de entrada y producto Kerma – área.

Los rangos de pesos de los pacientes se obtuvieron a partir de los mismos datos que se analizaron, al establecer la masa del paciente promedio, se evidencio que rangos de 10 a 11 kg permitía obtener grupos en una distribución normal discreta.

2.2.1 Registro y Análisis de los Parámetros Técnicos de Cada Paciente

El equipo de Tecnólogos del HUN efectúan el registro de la información demográfica básica de cada paciente (nombre, identificación, sexo, peso, talla, y procedimiento realizado) en conjunto con la información específica según la modalidad imagenológica; en fluoroscopia se registran los parámetros técnicos con la que se genera la radiación en el tubo de rayos X, para el modo de fluoroscopia, el tiempo de exposición en minutos, la diferencia de potencial en el tubo de rayos X (kV) y la corriente (mA); para modo de adquisición radiográfica, se registran el número de imágenes, el kV y la carga del tubo de rayos X o producto corriente tiempo (mAs).

Anexo: Tabla de Registro Fluoroscopia

En Tomografía Computarizada se registra el procedimiento realizado, si es o no contrastado y los datos dosimétricos por paciente el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada $CTDI_{vol}$ y el Producto Dosis Longitud DLP, estos datos son obtenidos del informe dosimétrico que el tomógrafo Arroja al finalizar el estudio radiológico.

Anexo: Tabla de Registro Tomografía

Es relevante resaltar que ante la falta de un sistema de medición directo para el Producto Kerma Área P_{KA} o cualquier otro indicador de dosis como Kerma en las superficies de entrada K_e , o Kerma incidente K_i en el equipo de Fluoroscopia, se puede determinar la función de rendimiento para varios kV mediante la cual es posible estimar el K_e y el P_{KA} para cada paciente (Dance & Castellano, 2014) con estos datos se establecen los valores típicos de los procedimientos en esta modalidad de imagen.

La información recopilada permite realizar un análisis estadístico descriptivo por cada modalidad de Imagen, donde se determinan la distribución de procedimientos más comunes realizados en el servicio de Radiología e Imágenes Diagnósticas del HUN, y permite establecer los valores típicos para los tres procedimientos más frecuentes por cada modalidad, tomografía y fluoroscopia, haciendo el análisis según el género, el peso y en el caso particular de tomografía, si el examen fue contrastado o no.

Ante la importancia de tener datos confiables para la estimación de valores típicos, se hace indispensable realizar el control de calidad en los equipos emisores de radiación ionizante con el objetivo de asegurar que los parámetros técnicos operacionales en condiciones rutinarias están dentro de los rangos establecidos por el fabricante y por los entes reguladores a nivel nacional e internacional.

2.2.2 Control de Calidad Equipo de Fluoroscopia

Para la realización de los controles de calidad, se sigue el protocolo de control de calidad en unidades de fluoroscopia (ARCAL, 2001) que es el protocolo adoptado por la legislación colombiana para reglamentar el uso de equipos generadores de radiación ionizante y sus controles de calidad (Ministerio de Salud y Protección Social, 2018), sin embargo se tienen en cuenta otros protocolos tales como el manual de procedimientos de control de calidad en radiodiagnóstico de la Sociedad Valenciana de Protección Radiológica (Manual de Procedimientos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, 2002) y la Sociedad Española de Física Médica (Sociedad Española de Física Médica, 2002) y el documento más reciente publicado por el Organismo internacional de energía atómica, el TECDOC 1958 (OIEA, 2021).

Para caso práctico y no extender innecesariamente este trabajo, las pruebas: radiometría, radiación de fuga, exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X, capa hemirreductora a pesar de haberse realizado no se expondrán ya que sus resultados como era de esperarse fueron

satisfactorios y muy alejados de los umbrales de tolerancia, solo las siguientes pruebas que por su implicación directa en las mediciones de las magnitudes dosimétricas se desarrollaran en detalle.

Parámetros Geométricos.

Prueba Sistema de Colimación, Tamaño de la Imagen y Distorsión.

Esta prueba tiene el objetivo de evaluar la simetría de los colimadores, la coincidencia del tamaño del campo de radiación medido con el tamaño nominal, la coincidencia del tamaño del campo con el de su imagen en el monitor, la distorsión generada por campos magnéticos externos y observar si el campo de radiación está centrado y restringido al Intensificador de Imagen (II).

Procedimiento: Se revisa en el monitor si al abrir el colimador progresivamente su desplazamiento es simétrico, luego se coloca el Phantom Raysafe P fluoro sobre un chasis o detector de rayos x convencional puestos sobre la camilla lo más cerca y centrado con el II, se toman imágenes en modo fluoro y adquisición para cada amplificación, se registra el tamaño del campo en cada imagen tanto en el monitor como en la imagen adquirida usando la rejilla del Phantom como referencia, sobre la imagen se determina la distancia entre el centro indicado por el Phantom y el centro del campo de radiación ($d_{c,r}$).

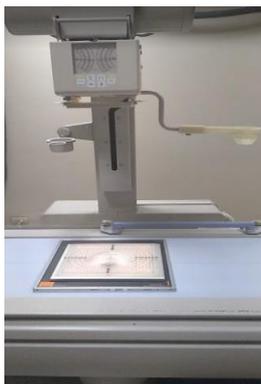


Figura 2.7 Montaje para evaluar parámetros Geométricos.

Por último, se mide la longitud de la diagonal de la celda ubicada en el centro del Phantom (D_c) y de la diagonal de un grupo de celdas ($n \times n$) ubicadas en la región donde se vea mayor distorsión (D_n) y registrar si es evidente la distorsión en forma de S en el contorno de la imagen.

Cálculos: para cada amplificación se establece la coincidencia del tamaño de campo de radiación con el valor nominal y si está restringido al área útil del II Ecuación 2.1. La coincidencia del tamaño del campo con el tamaño de su imagen Ecuación 2.2 y la distorsión 2.3

$$\Delta\% = 100 \frac{d_r - d_n}{d_n} \quad 2.1$$

Donde d_r es el diámetro del campo de radiación de la imagen adquirida, y d_n es el diámetro nominal del campo de radiación.

$$C_{ir} = \frac{d_i}{d_r} \quad 2.2$$

Donde d_i es el diámetro de la imagen en el monitor y d_r

$$\text{Distorsión} = 100 \left(\frac{n * D_c}{D_n} - 1 \right) \quad 2.3$$

Donde D_c es la diagonal de la celda ubicada en el centro, D_n diagonal de un grupo de ($n \times n$) celdas ubicadas en la región de mayor distorsión.

Tolerancias de Resultados:

las desviaciones entre los valores medidos y los valores nominales para la coincidencia del tamaño del campo con el valor nominal y restricción del campo de radiación al área útil del II son <2% de la distancia foco-II. (OIEA, 2021).

La razón entre el diámetro de la imagen en el monitor (o imagen del sistema) y el diámetro del campo de radiación se encuentra en el intervalo de 0,85 a 1,0. (OIEA, 2021). Si la coincidencia del tamaño del campo

de radiación con el tamaño de su imagen no está dentro del intervalo esperado, el equipo debe entrar a mantenimiento.

El valor máximo obtenido para la distorsión debe ser <10%. (OIEA, 2021). Se debe Verificar si existe distorsión en forma de "S" en la imagen.

Calidad de imagen

Prueba de Resolución de Alto Contraste

El objetivo de la prueba es evaluar la capacidad para visualizar la presencia de pequeños objetos próximos entre sí y de alto contraste, que está definida como el mayor número de pares de líneas por milímetro (pl/mm) que es posible identificar sobre la imagen del monitor al irradiar el Raysafe P fluoro Phantom con técnica automática y foco fino, repitiendo el proceso para cada ampliación.

La tolerancia de esta prueba para campos mayores de 25 cm es de 0,8 pl/mm, (OIEA, 2021) para campos de 18 a 25 cm es 1,0 pl/mm y para campos menores de 18 cm es de 1,4 pl/mm. (ARCAL, 2001)

Prueba de Umbral de sensibilidad a bajo contraste

El objetivo de esta prueba es determinar la capacidad del sistema de visualizar objetos aislados de bajo contraste, observando la imagen adquirida en el monitor y registrar los factores de exposición, si es necesario, ajustar los controles de brillo y de contraste del monitor de forma que la imagen del Phantom pueda ser observada con nitidez.

Dosis.

Prueba tasa de dosis en la entrada del Intensificador de imagen.

En esta prueba se determina la máxima tasa de dosis en la superficie de entrada del II, la metodología planteada esta estipulada en el ARCAL XLIX, pero se tienen en cuenta algunas correcciones planteadas en el TECDOC 1958 del OIEA

Se ubica el detector en el eje central del haz a 25 cm del II, con el campo de radiación que cubra al II, al mismo tiempo que se coloca a la salida del haz una lámina de cobre de 1mm, se irradia en modo fluoroscópico con técnica automática por un tiempo mínimo de 5 segundos y se registran todos los datos adquiridos y las distancias relevantes.

Figura 2.8 Montaje experimental para la prueba de dosis máxima en el II



La tasa de dosis máxima para un diámetro del intensificador de 25 cm no debe superar 0,8 $\mu\text{Gy/s}$, para diámetros D diferentes, se aplica una corrección por tamaño de campo Ecuación 2.4.

$$\text{Dosis max corregida} = 0,8 * \left(\frac{25}{D}\right)^2 \mu\text{Gy/s} \quad 2.4$$

La tasa de dosis a la entrada del intensificador $\dot{D}_{e,II}$ se obtiene luego de aplicar la corrección por distancia con la ley de inverso al cuadrado.

$$\dot{D}_{e,II} = \dot{D} * \left(\frac{DFD}{DFII}\right)^2 \quad 2.5$$

Donde DFD es la distancia foco detector y DFII es la distancia foco intensificador de imagen. (OIEA, 2021)

De manera análoga se repite todo el procedimiento variando a modo de adquisición o modo cine, para el cual, la tolerancia para la dosis a la entrada del intensificador bajo esta condición es de 0,20 μGy por imagen con campo de radiación de 23cm, para campos diferentes (d) se aplica respectiva corrección, Ecuación 2.6.

$$D_{\text{maxima por imagen}} = 0,2 * \left(\frac{23}{d}\right)^2 \quad 2.6$$

Se registra la dosis total medida (D) con un tiempo aproximado de 5 segundos, el número de imágenes N y los parámetros técnicos arrojados en la consola del equipo, para calcular la Tabla 3-6 Registro de datos para prueba de tasa de dosis en la entrada del Intensificador de imagen en modo cine. se aplica la corrección de distancia como se muestra en la Ecuación 2.7. (OIEA, 2021)

$$D_{e,II} = \frac{D}{N} * \left(\frac{DFD}{DFII}\right)^2 \quad 2.7$$

Prueba de Evaluación del Control Automático de Intensidad CAI.

Esta prueba evalúa la repetibilidad del CAI también conocido como control automático de brillo CAB y la compensación para diferentes espesores y tensiones del tubo de rayos X.

Para esta prueba se posiciona el detector sobre la mesa en el eje central del haz y sobre este, se colocan láminas de PMMA de tal manera que estas queden ubicadas entre el tubo de rayos X y el detector como se muestra en la Figura 2.9. Montaje práctico para evaluar la repetibilidad del CAI, se realiza la exposición en modo escopia automática, sin magnificación y se registra la tasa de dosis y la técnica de operación que el sistema uso para la exposición para tres exposiciones en las mismas condiciones. Se agregan más laminas secuencialmente hasta tener mínimo 3 registros con 3 espesores de PMMA diferentes.

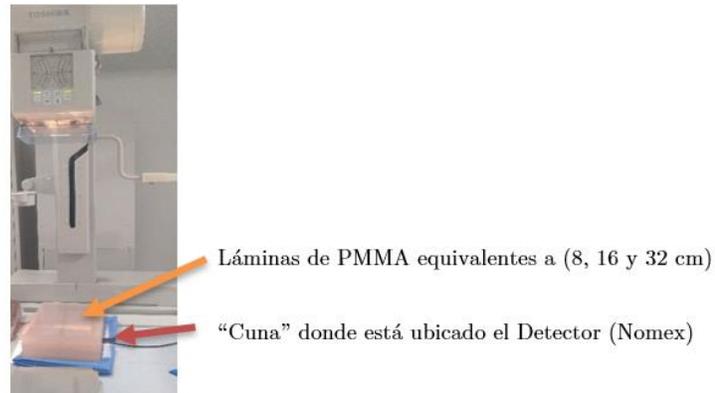


Figura 2.9. Montaje práctico para evaluar la repetibilidad del CAI y compensación para diferentes espesores.

Este proceso se realiza nuevamente con cada una de las magnificaciones y se repite completamente seleccionando el modo cine. Usando la Ecuación 2.8 se calcula: repetibilidad con los tres datos de cada espesor y cada tamaño de campo, compensación por espesor con los nueve datos de cada Magnificación y compensación por tensión con los datos de espesores constantes y tensión (kV) constante o aproximada en equipos donde no se puede hacer la selección manual, variando la magnificación.

$$D_{\text{desviación Máxima}} \% = 100 * \frac{L_{\text{mayor}} - L_{\text{menor}}}{L_{\text{mayor}} + L_{\text{menor}}/2} \quad 2.8$$

Las tolerancias para los valores de repetibilidad son del 10% y para la compensación por espesor y compensación por tensión corresponden al 20%.

Prueba Tasa de dosis al paciente

El objetivo de esta prueba es medir la tasa de dosis que recibe un paciente en condiciones normales y la tasa de dosis máxima en la entrada del paciente, el indicador recomendado a usar en esta prueba es la tasa de Kerma en aire en la superficie de entrada \dot{K}_e .

Se ubica el Phantom simulador de paciente (agua o 20 cm de PMMA) en la posición habitual del paciente y sobre este se ubica el detector bajo el eje central del haz, con técnica automática se realizan cinco exposiciones con un tiempo mínimo de 5 segundos, se registran los parámetros técnicos indicados por el equipo. La tasa de dosis en la superficie de entrada de paciente (\dot{K}_e), se calcula con la ecuación 1.7.

Figura 2.10 Montaje práctico para evaluar la dosis máxima al paciente



2.2.3 Rendimiento del Tubo de Rayos X

Cómo se mencionó en la sección 1.1.2, el rendimiento se calcula a partir del Kerma incidente en aire K_i , bajo unos parámetros específicos, hace falta extender a varios valores de kV las mediciones de K_e para obtener una función de rendimiento, $Y(kV)$.

Para determinar la función de Rendimiento del tubo de rayos X en equipos fluoroscópicos se debe hacer la medición bajo las siguientes condiciones:

Primero, cubrir el II con una lámina de plomo para anular el control automático de intensidad, esto para equipos semiautomáticos que permitan la variación manual de la técnica (corriente en mA y voltaje kV), para la generación de rayos X.



Figura 2.11 Montaje práctico para evaluar el rendimiento del equipo

Luego se debe escoger uno de los valores de kV y mA más usados en la práctica clínica cotidiana; posterior a esto se ubica el detector bajo el haz central a 20 cm de la camilla, registrar la Distancia Foco-Detector (DFD), Figura 2.11, para posteriormente hacer la respectiva corrección tanto por distancia como por tensión, esto debido al límite establecido en la tolerancia para una tensión de 80 kV a 100 cm del foco del tubo de rayos X. Ecuación 2.9.

Irradiar con fluoroscopia continua según el uso en la práctica cotidiana, hasta que la tasa de Kerma

$$R = \frac{\dot{k}_l}{I} * \left(\frac{DFD}{100}\right)^2 \left(\frac{80}{kV \text{ nominal}}\right)^2 \quad 2.9$$

incidente en aire medido con el detector sea constante. El valor de tasa de Kerma obtenido se divide con el valor de la corriente (mA) obteniendo el rendimiento en $\mu\text{Gy/mAs}$.

$$R = \frac{\dot{k}_t}{It} \quad 2.10$$

Manteniendo la corriente mA constante se repete el procedimiento para un rango amplio de kV dando relevancia a los más usados en los procedimientos. Y repetir nuevamente todo el proceso variando uno a uno el valor de la corriente en el rango de corrientes más utilizado en la práctica clínica.

Evaluar repetibilidad, linealidad y valor de rendimiento según especificaciones del fabricante. De modo orientativo el rendimiento debe estar en un rango entre 50 y 100 $\mu\text{Gym}^2/\text{mAs}$ (ARCAL, 2001) al aplicar una técnica de 80 kV medido a 1 metro del foco.

$$\text{Repetibilidad} = \frac{\dot{k}_t (\text{mayor}) - \dot{k}_t (\text{menor})}{(\dot{k}_t (\text{mayor}) + \dot{k}_t (\text{menor})/2)} \quad 2.11$$

$$\text{Linealidad} = 100 * \frac{R (1) - R (2)}{R (1) + R (2)} \quad 2.12$$

Con los datos obtenidos de rendimiento en función de la tensión se realiza la regresión cuadrática para obtener así una ecuación polinómica de segundo grado, mientras que para con relación a las intensidades de corriente se espera que el rendimiento sea contante. Ecuaciones 1.14 y 1.15.

2.2.4 Estimación de Kerma en Superficie de Entrada y Producto Kerma Área a Partir del Rendimiento del Tubo de Rayos X

Uno de las dificultades que se tiene para establecer los valores típicos y así mismo los niveles de referencia, es que muchos equipos fluoroscópicos activos no poseen la tecnología que permita la medición o estimación de dosis en alguna forma, sin embargo, desde un punto de vista teórico, se pueden usar curvas de rendimiento $Y(kV)$ que caracterizan la salida de radiación del tubo de rayos X en función de los parámetros técnicos operacionales y lograr una estimación del kerma en superficie de entrada.

Estas funciones $Y(kV)$ se determinan ampliando los valores de tensión y corriente que se usaron en las pruebas de rendimiento, a valores que abarquen todo el rango de voltajes y amperajes de los que dispone el

equipo, sin llevarlo a los límites para evitar desgastes innecesarios. Con suficientes datos medidos de tasa kerma en aire \dot{k}_t , variando las corrientes para cada tensión seleccionada, es posible establecer una regresión polinómica de segundo grado que correspondería a la función de rendimiento $Y(kV)$ en función de dicha tensión siempre y cuando el valor de la correlación se aproxime a 1, el proceso se repite para todas las tensiones que se requieran.

Al igual que en la prueba de rendimiento con los datos medidos es posible determinar la constancia del rendimiento en función de la corriente del tubo, idealmente se espera que para una tensión específica la variación de la corriente no afecte el valor del rendimiento.

Una vez obtenidas las funciones de rendimiento $Y(kV)$ para modo fluoroscopia continua y modo cine, de varios valores de kV, en conjunto con la información técnica recopilada en las tablas de registro que diligencian los tecnólogos con cada uno de los pacientes, se estima el Kerma en superficie de entrada \dot{k}_e de cada paciente usando la ecuación 1.16 y teniendo en cuenta algunas consideraciones que se trataran en el análisis, se puede hacer una aproximación sobre estimada del producto Kerma área P_{ka} con la ecuación 1.9, con estos datos, con el tiempo de fluoroscopia y el número de imágenes digitales adquiridas se obtienen los Valores típicos en fluoroscopia.

2.2.5 Control de Calidad Equipo de Tomografía Computarizada

Para la realización del control de calidad en tomografía computarizada se toma como referencia el manual de procedimientos de control de calidad en radiodiagnóstico de la Sociedad Valenciana de Protección Radiológica y el Human Health Series N° 19 del IAEA, se describen las pruebas de mayor relevancia por relación que tienen con la calidad de imagen y la dosis, que es el eje central de este trabajo. Y de nuevo con el ánimo de no extender innecesariamente este trabajo, las pruebas: radiometría, radiación de fuga, coincidencia de los indicadores luminosos, alineación y desplazamiento de la mesa, exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X; que a pesar de haberse realizado no se expondrán ya que sus resultados como era de esperarse fueron satisfactorios y muy alejados de los umbrales de tolerancia, solo las siguientes pruebas que por su implicación directa en las mediciones de las magnitudes dosimétricas se desarrollaran en detalle.

CALIDAD DE IMAGEN

Nivel de Ruido, media de número CT y Uniformidad

El ruido y el promedio de números CT se evalúan en función de la media de números CT y desviación estándar en una ROI situada en el centro de la imagen mostrada del Phantom de agua. La uniformidad se evalúa en función de las diferencias de media de números de TC entre varias ROI situadas en la imagen mostrada del Phantom de agua.

Como primera medida es necesario situar el Phantom centrado en el TC y su eje paralelo al eje de giro del tubo. De acuerdo con el tamaño de dicho Phantom, se procede a realizar un corte con la técnica, algoritmo de reconstrucción y el diámetro máximo de la imagen reconstruida (FOV) especificados por el fabricante.

Para el equipo utilizado específicamente, se continúa seleccionando varios ROI, como se ve en la Figura 2.12, tomando nota de los valores de número CT medio y la desviación típica.

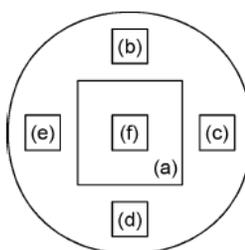


Figura 2.12. Tamaño del ROI en pixeles para (a) 200 x 200 y de (b) a (f) 40 x 40

Finalmente, teniendo en cuenta los datos obtenidos, y los valores de referencia especificados por el fabricante se determina la aceptación o no de la prueba si los valores se encuentran dentro de los rangos.

Tabla 2-1. Valores de referencia para los parámetros de ruido, media de número TC y uniformidad, aplicables a equipo Toshiba Aquilion Prime.

Para Phantom de 240 mm	(S/SS)	Valor estándar
Ruido	(a)	4,8 a 7,2
Media de número CT	(f)	-3 a 3
Uniformidad	Máximo de ((f) - (b), (c), (d), (e))	4 o menos
Para Phantom de 320 mm	(M)	Valor estándar
Ruido	(a)	23.2 a 34.8
Media de número CT	(f)	-3 a 3
Uniformidad	Máximo de ((f) - (b), (c), (d), (e))	4 o menos

Prueba de Resolución a Bajo Contraste

Se busca Determinar la detectabilidad a bajo contraste, como lo es el diámetro mínimo observable en condiciones favorables, lo que requiere un Phantom de tamaño estándar, cuerpo (32 cm diámetro), con fina estructura de metacrilato relleno de agua que concuerde con el patrón con cilindros de poliestireno de diferentes diámetros.



Figura 2.13 Montaje práctico para la prueba de bajo contraste.

La postura del phantom debe estar sobre el soporte de manera centrado, de esta manera hará coincidir las luces de alineación del TC, con las líneas de referencia de este, en seguida se verifica la inclinación del gantry, es decir que esté a 0 grados, de esta manera será posible realizar un corte con la técnica más común para exploraciones de abdomen, ajustando la técnica de exposición, espesor de corte, diámetro máximo de la imagen reconstruida (FOV), algoritmo y matriz de reconstrucción. Sobre dicha imagen se seleccionan ROIs dentro del agua y cada uno de los distintos materiales que permite el objeto de prueba, se registra el número CT, y su diferencia con respecto al agua. Se compara con los valores establecidos por el fabricante para determinar el criterio de aprobación.

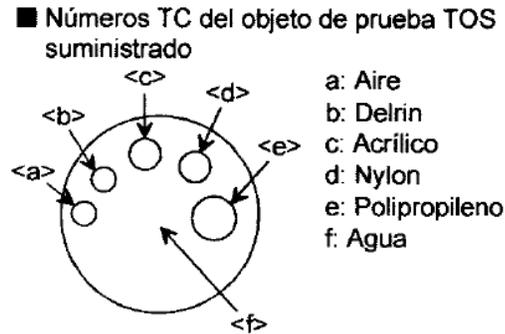


Figura 2.14 imagen del Phantom que posee el equipo tomográfico para evaluar la prueba de rendimiento de bajo contraste

Las tolerancias para los materiales que componen el Phantom en UH son: aire -1015 a 975; delrin 330 a 350; acrílico 115 a 135; Nylon 90 a 110, polipropileno -115 a 110; agua -5 a 5.

Resolución de Alto Contraste

Es necesario derivar la Función de Transferencia de Modulción (MTF) como una medida de la resolución espacial de alto contraste, dicha resolución describe la capacidad de un sistema de formación de imagen para distinguir o separar objetos que están muy cerca entre sí. La resolución espacial de alto contraste estará dada, por el tamaño mínimo (frecuencia espacial máxima en patrones de pares de líneas) del detalle que se puede resolver en Phantom cuyo contraste con el medio sea al menos un 10%. Para lo cual se emplea un Phantom cilíndrico, que cuente con una estructura de metacrilato y que esté lleno de agua, además que incluya varios conjuntos de modelos de franjas, cada modelo estará formado por franjas de metacrilato y espacios, rellenos de agua, conservando el mismo tamaño, con distintas frecuencias espaciales f o tamaños de franja d .

DOSIS

Repetibilidad y linealidad de la exposición

Esta prueba tiene el objetivo de evaluar la repetibilidad y linealidad de la tasa de kerma en aire con la carga del tubo de rayos X, se utiliza la cámara de ionización CT Type 30009 (tipo lápiz) y las mediciones se hacen en aire.

Para el montaje, se coloca la cámara de ionización en el isocentro, y alineada al eje de rotación del gantry, como se muestra en la Figura 2.15 se selecciona el espesor más grande para corte axial y se realizan las exposiciones con una técnica de 120 kV y 1 segundo, se seleccionan 5 valores de corriente dentro del rango de aplicación medica evaluando la corriente máxima posible. Repetir la medición con uno de los valores de corriente 4 veces.

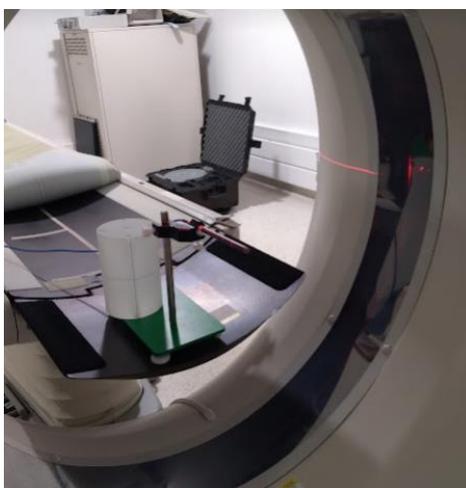


Figura 2.15 montaje práctico para la realización de la prueba de repetibilidad y linealidad de la exposición.

Para determinar la repetibilidad, con los cuatro datos del valor de la corriente con la misma corriente, se determina el coeficiente de variación, Ecuación 2.11, la tolerancia es de $\pm 5\%$. Para la linealidad se determina el producto corriente tiempo de cada corriente seleccionada, se determina el valor medio de las lecturas obtenidas para cada mAs, y se calculan los rendimientos dividiendo los valores

medidos entre los mAs que correspondan. Por último, con la ecuación 2.12 se calcula la linealidad usando dos datos consecutivos de rendimiento, la tolerancia para esta prueba es de $\pm 5\%$.

Dosis

Esta prueba determina la dosis de radiación en los tejidos bajo diferentes condiciones de exposición tomográfica, se requiere del Phantom dosimétrico de 16 cm de diámetro (simulador de cabeza) y 32 cm (simulador de abdomen) este Phantom cuenta con cavidades central y periféricas del diámetro de la cámara de ionización tipo lápiz.

Para el montaje, se alinea y se centra el simulador de 16 cm de tal manera que las cavidades ocupen las posiciones de 0° , 90° , 180° y 270° referenciadas desde el centro del simulador, donde se posiciona la cámara de ionización marcando el punto de referencia 0 en el centro ver la Figura 2.16.

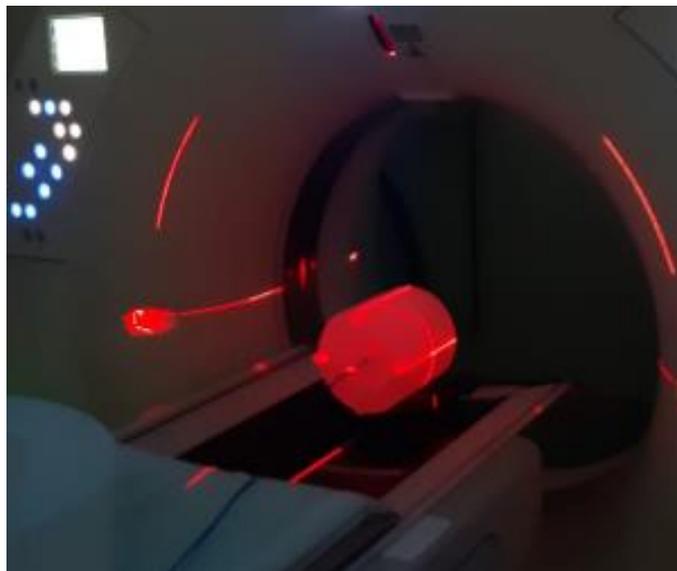


Figura 2.16 Montaje para calcular la dosis de radiación del equipo de tomografía.

Con una técnica usual de cabeza una adquisición de corte único en el centro de volumen sensible de la cámara, se toman nuevas mediciones, variando la posición en las cavidades, cuando se tengan las 5 medidas, se repite el proceso usando el Phantom de 32 cm equivalente a abdomen.

Por último, se calculan los valores de $CTDI_{vol}$ y P_{ki} usando las Ecuación 1.22, Ecuación 1.24 y Ecuación 1.25 se registra la información, se comparan los datos calculados a partir de las mediciones con los arrojados en el informe dosimétrico.

2.2.6 Valores Típicos en Procedimientos Fluoroscópicos

Las magnitudes físicas para determinar los valores típicos en procedimientos fluoroscópicos según el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en su publicación 135 “Niveles de referencia diagnóstica en imágenes médicas”, son el producto Kerma área P_{ka} , el tiempo de fluoroscopia, el número de imágenes digitales adquiridas y el Kerma en aire incidente en punto de referencia $K_{a,r}$, sin embargo este último aplica solo en equipos angiográficos o arcos en C que tienen dicho punto a 15 cm por debajo del isocentro en dirección al foco del tubo de rayos X y no aplica para equipos telemandos como el que tiene el HUN, en su remplazo se toma el Kerma en superficie de entrada K_e .

Los valores típicos se determinan con el valor de la mediana o percentil 50 de la distribución de datos obtenidos para las magnitudes antes mencionadas, como ya se ha mencionado, el equipo fluoroscópico telemando solamente registra el tiempo de fluoroscopia y el número de imágenes adquiridas, los valores dosimétricos se estiman a partir de los parámetros técnicos usados en cada procedimiento.

2.2.7 Valores Típicos en Tomografía Computarizada

Las magnitudes físicas para determinar los valores típicos de Tomografía computarizada según El OIEA son el índice de dosis en TC y el producto dosis longitud DLP, el procedimiento para determinar estos valores corresponde igualmente a la mediana o percentil 50 de la distribución de datos registrados para cada procedimiento.

El uso del percentil 50 está justificado ante la eventual aparición de datos atípicos que en efecto alteran significativamente la medida del promedio, sin embargo, si se estima el valor de la mediana este no se ve afectado significativamente ante la existencia de estos valores atípicos.

3. Análisis Y Resultados

3.1 Resultados Control de calidad

3.1.1 Resultados Control de Calidad Fluoroscopia

PRUEBAS GEOMETRICAS.

Coincidencia del tamaño del campo de radiación con el valor nominal y restricción del campo de radiación al área útil del receptor de imagen.

Una vez realizado el montaje como se describe en la metodología 2.2.2, se obtienen imágenes tanto del flat panel como en el sistema del equipo telemando, se toman las siguientes medidas y se registran en la Tabla 3-1.

d_{cr} : distancia entre el centro indicado por un marcador y el centro del campo de radiación.

d_r : diámetro del campo de radiación indicado en la imagen del flat panel.

$d_{nominal}$: diámetro nominal del campo de radiación.

d_c : diagonal de la celda ubicada en el centro de la rejilla P Fluoro Phantom.

n : número de celdas que componen una región cuadrada dentro del campo de radiación.

d_n : diagonal del cuadrado de $n \times n$.

d_i : diámetro de la imagen en registro del sistema.

DFII: distancia foco intensificador de imagen sobre el eje centran del haz de radiación.

Δ (%): desviación porcentual del diámetro del tamaño del campo.

C_{ir} : razón entre el diámetro del campo de radiación y el de la imagen.

Las tolerancias para esta prueba son las siguientes.

Coincidencia del tamaño del campo: Debe ser menor al 2% de la distancia foco-receptor de imagen, que para el equipo evaluado corresponde a 21.8 mm, al comparar este valor con los datos obtenidos d_{cr} y Δ (%), se concluye que esta prueba es satisfactoria.

Razón entre el diámetro de la imagen y el diámetro del campo de radiación: Debe estar en un intervalo de 0,85 a 1,0. Al comparar los datos obtenidos de C_{ir} de 0,98 sin magnificación y 0,95 con magnificación, se concluye que esta prueba es satisfactoria.

Distorsión: El valor máximo obtenido para la distorsión debe ser $\leq 10\%$. Al comparar la distorsión calculada de 3,73%, se concluye que esta prueba es satisfactoria.

Se muestran en las siguientes imágenes, capturas de pantalla de las distancias mencionadas, la Figura 3.1 corresponde a las medidas sobre el monitor del digitalizador, mientras que las mediciones en las Figura 3.2 y figuras 3.3 se realizaron con las imágenes crudas con ayuda del software libre ImageJ.

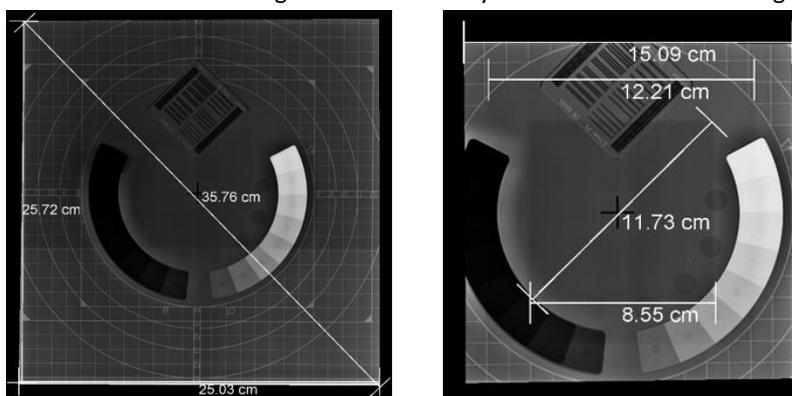


Figura 3.1 Diámetro del campo de radiación indicado en la imagen externa (d_r).

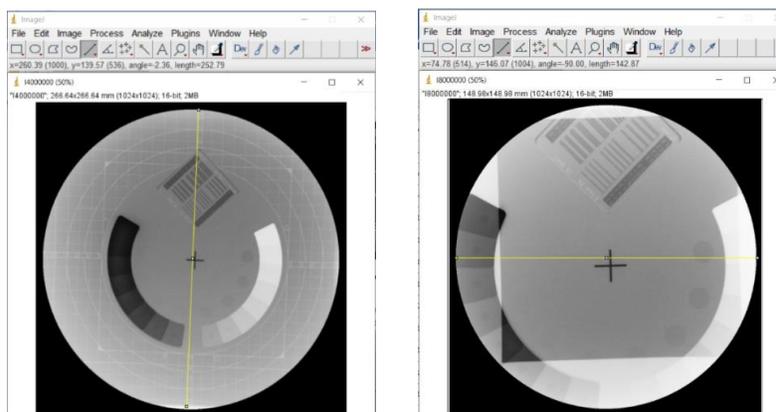


Figura 3.2 Diámetro de la imagen registrada por el sistema (d_i) en modo fluoroscopia.

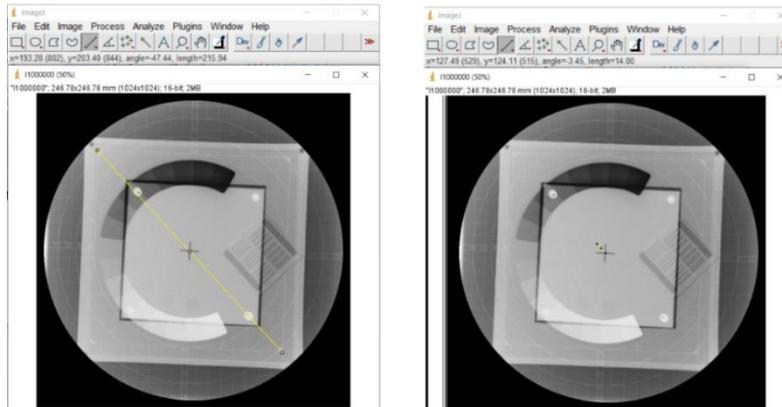


Figura 3.3. Diagonal de la celda ubicada en el centro (d_c), y de la celda de 16x16 (d_n)

Las tolerancias para esta prueba son las siguientes.

Coincidencia del tamaño del campo: Debe ser menor al 2% de la distancia foco-receptor de imagen, que para el equipo evaluado corresponde a 21.8 mm, al comparar este valor con los datos obtenidos d_{cr} y Δ (%), se concluye que esta prueba es satisfactoria.

Razón entre el diámetro de la imagen y el diámetro del campo de radiación: Debe estar en un intervalo de 0,85 a 1,0. Al comparar los datos obtenidos de C_{ir} de 0,98 sin magnificación y 0,95 con magnificación, se concluye que esta prueba es satisfactoria.

Distorsión: El valor máximo obtenido para la distorsión debe ser $\leq 10\%$. Al comparar la distorsión calculada de 3,73%, se concluye que esta prueba es satisfactoria.

Tabla 3-1 datos y resultados de las pruebas: distorsión, coincidencia de campo con el valor nominal y el tamaño de imagen.

Diámetros y distancias Requeridas		
Mediciones	sin Magnificación (mm)	con Magnificación (mm)
Dcr	16,28	16,6
D nominal	260	150
Dr	257,2	150,9
Di	252,79	142,87
N	16	
Dc	14,00 mm	
Dn	215,94 mm	
DFII	1090 mm	
Resultados		
Δ (%)	-1,08	0,60
Cir	0,98	0,95
Distorsión (%)	3,73	
Resultados	Satisfactorios	

CALIDAD DE IMAGEN

Prueba de Resolución de Alto Contraste

Al tomar las imágenes en el equipo en modo fluoroscopia, se pueden contar las líneas por milímetro registradas en la Tabla 3-2, y de igual manera se toma una adquisición, que es la Figura 3.4 que posteriormente al hacer zoom permite comprobar los datos previamente registrados.

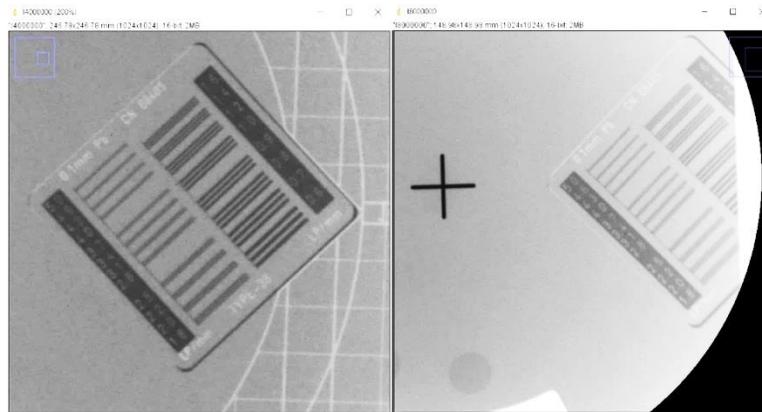


Figura 3.4 Imágenes con ampliación digital sobre el sector de las rejillas en el P Fluoro Phantom sin magnificar y con magnificación.

Tabla 3-2 Datos de la prueba de Resolución de Alto Contraste.

Resolución de Alto Contraste		
	Sin Magnificación Campo de 32 cm	Con Magnificación Campo de 15 cm
pl/mm	1,8	1,6
Tolerancia mínima pl/mm	0,8	1,4
Resultados	Satisfactorio	Satisfactorio

Prueba de Umbral de sensibilidad a bajo contraste

Al realizar esta prueba, se evalúa sobre la imagen en el monitor del equipo, el número de cuñas escalonadas de cobre que se observan, las cavidades de aire que tiene el Phantom sobre PMMA y sobre cobre, haciendo variaciones de brillo y contraste de ser necesario y se registran los datos, la prueba se debe realizar anualmente y sobre los resultados obtenidos en las pruebas anteriores, se establece el criterio de aprobación satisfactoria o no. Como no se cuenta con evaluación de este Phantom previamente, queda en la hoja de vida del equipo la Tabla 3-3 con la información registrada.

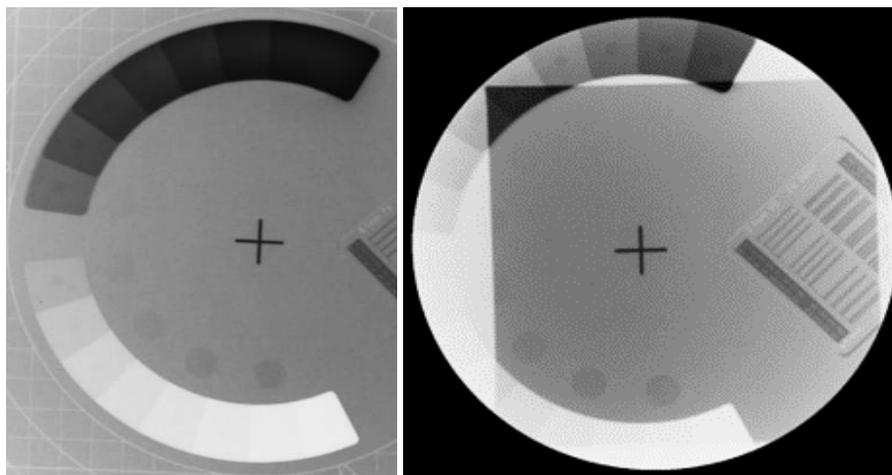


Figura 3.5 Imagen con ampliación sobre el sector de los objetos de contraste en el P Fluro Phantom.

Tabla 3-3 datos de la prueba umbral de sensibilidad a bajo contraste comprados con los valores nominales especificados por el fabricante del Phantom (RaySafe, 2016).

UMBRAL DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE		
Objetos de prueba	# Observado	Valores nominales
Rango dinámico (cuñas de Cu)	17	17
Resolución de Contraste (cavidades de aire/PMMA)	7	8
Resolución de Contraste detallado (cavidades de aire/Cu)	12	16

Se asume que la prueba es satisfactoria dado que el rango dinámico es el máximo y la resolución de contraste, aunque nos es el 100%, permite evidenciar que los objetos circulares u las cuñas de cobre del simulador físico, tienen un contorno bien definido.

DOSIS

Prueba tasa de dosis en la entrada del Intensificador de imagen.

La prueba se debe realizar con las tres magnificaciones con las que cuenta el equipo, los tamaños de campo son 31, 23 y 15 cm; y se debe realizar tanto en modo escopia como en modo adquisición (cine). Para el modo escopia, se registra en la

Tabla 3-4 la información necesaria para hacer la corrección de la dosis máxima en el intensificador de imagen, Ecuación 2.4. Para tamaños de campo de 25 cm la dosis máxima no debe superar los 0,8 $\mu\text{Gy/s}$. (ARCAL, 2001).

Posterior a ello se registra en la Tabla 3-5 los datos obtenidos de las exposiciones realizadas tales como kV, mA y las Dosis medidas para cada magnificación, se calcula con la ecuación 2.5 la tasa de dosis a la entrada del intensificador $D_{e,II}$; el promedio de estos datos es el que se compara con la dosis máxima corregida para determinar si hay criterio de satisfacción de esta prueba.

Tabla 3-4 Dosis máximas corregidas en modo escopia y cine para tres campos de radiación diferentes, sin magnificar, M1 y M2; distancias foco intensificador de imagen y distancia foco detector.

Tamaño de campo	31 (cm) Sin magnificar	23 (cm) M1	15 (cm) M2
Đ máxima Corregida ($\mu\text{Gy/s}$)	0,52	0,94	2,22
D máxima corregida ($\mu\text{Gy/imagen}$)	0,11	0,2	0,47
DFII (cm)	109	DFD (cm)	84

Tabla 3-5 Registro de datos para prueba de tasa de dosis en la entrada del Intensificador de imagen en modo escopia.

Sin magnificación				Magnificación 1				Magnificación 2			
kV	mA	Đ medida ($\mu\text{Gy/s}$)	Đ _{e,II} ($\mu\text{Gy/s}$)	kV	mA	Đ medida ($\mu\text{Gy/s}$)	Đ _{e,II} ($\mu\text{Gy/s}$)	kV	mA	Đ medida ($\mu\text{Gy/s}$)	Đ _{e,II} ($\mu\text{Gy/s}$)
63	0,7	0,549	0,358	65	0,8	0,890	0,580	67	0,9	1,149	0,749
63	0,7	0,498	0,325	65	0,8	0,888	0,579	67	0,9	1,124	0,733
Prom		0,524	0,342	Prom		0,889	0,584	Prom		1,137	0,741
Criterio		Satisfactorio		Criterio		Satisfactorio		Criterio		Satisfactorio	

Como se puede evidenciar los promedios de $\dot{D}_{e,II}$ en ninguna magnificación supera los 0,8 $\mu\text{Gy/s}$ ni supera la dosis máxima corregida, por tanto, la prueba es satisfactoria.

Finalmente, se registra la información nuevamente adquirida al evaluar el equipo en modo cine en la Tabla 3-6, como se especifica en la metodología y en condiciones normales de operación 30 FPS (Imágenes por segundo) por un tiempo aproximado de 5 segundos.

Tabla 3-6 Registro de datos para prueba de tasa de dosis en la entrada del Intensificador de imagen en modo cine.

Tamaño de campo	kV	mAs	D medida (μGy)	# imágenes	D ($\mu\text{Gy}/\text{imagen}$)	Promedio ($\mu\text{Gy}/\text{imagen}$)	Criterio
31(cm) sin magnificación	89	3,52	20,39	151	0,0802	0,0799	Satisfactorio
	89	3,52	19,70	147	0,0796		
23(cm) M1	89	3,52	22,06	161	0,0814	0,0817	Satisfactorio
	89	3,52	21,80	158	0,0820		
15(cm) M2	89	3,52	21,29	151	0,0837	0,0837	Satisfactorio
	89	3,52	20,30	144	0,0837		

Las dosis a la entrada del detector de imagen deben ser $< 0,20 \mu\text{Gy}/\text{imagen}$ para un campo de 23 cm de diámetro, en estudios de cine convencional (OIEA, 2021); en la Tabla 3-4 se muestran los valores máximos corregidos para tamaños de campo distintos. Tabla 3-4 Dosis máximas corregidas en modo escopia y cine para tres campos de radiación diferentes, sin magnificar, M1 y M2; distancias foco intensificador de imagen y distancia foco detector. Al comparar los resultados obtenidos se evidencia que los datos cumplen el criterio de aprobación,

Prueba de Evaluación del Control Automático de Intensidad CAI.

La información recopilada en esta prueba se condensa en la Tabla 3-7, con estos datos, usando la Ecuación 2.8, se calcula la repetibilidad, compensación por espesor y compensación por tensión como se describió en la metodología de la prueba 2.2.2.

Tabla 3-7 Registro de datos para prueba de evaluación del control automático de intensidad.

sin magnificación (campo de 31 cm)								
8 cm			16 cm			22 cm		
kV	mA	\dot{D} (mGy/s)	kV	mA	\dot{D} (mGy/s)	kV	mA	\dot{D} (mGy/s)
70	1	4,001	85	1,3	3,315	108	1,7	3,521
69	1	3,834	85	1,3	3,337	108	1,7	3,544
70	1	3,964	85	1,3	3,32	108	1,7	3,524
Repetibilidad	4,26%		Repetibilidad	0,66%		Repetibilidad	0,65%	
Desviación	18,8%						Satisfactorio	
Compensación X espesor	19%						Satisfactorio	
M 1 (campo de 23 cm)								

8 cm			16 cm			22 cm		
kV	mA	Ḑ (mGy/s)	kV	mA	Ḑ (mGy/s)	kV	mA	Ḑ (mGy/s)
74	1,1	4,594	93	1,4	4,063	117	1,9	4,06
73	1,1	4,46	93	1,4	4,06	117	1,9	4,054
74	1,1	4,593	93	1,4	4,043	118	1,9	4,163
Repetibilidad		2,96%	Repetibilidad		0,49%	Repetibilidad		2,65%
Desviación		12,8%						Satisfactorio
Compensación X espesor		13%						Satisfactorio
M 2 (campo de 15 cm)								
8 cm			16 cm			22 cm		
kV	mA	Ḑ (mGy/s)	kV	mA	Ḑ (mGy/s)	kV	mA	Ḑ (mGy/s)
79	1,2	6,282	101	1,6	6,091	125	2	5,225
79	1,2	6,272	101	1,6	6,087	125	2	5,137
79	1,2	6,255	101	1,6	6,087	125	2	5,152
Repetibilidad		0,43%	Repetibilidad		0,07%	Repetibilidad		1,70%
Desviación		20,05						Satisfactorio
Compensación X espesor		20%						Satisfactorio
Compensación X tensión		20%						Satisfactorio

Las tolerancias para: repetibilidad son del 10%, que se cumple en todos los casos; para la compensación por espesor y compensación por tensión corresponden al 20%, al comparar los datos obtenidos se evidencia que la compensación por tensión está en límite, al igual que la compensación por espesor con magnificación M2, aunque se encuentra en el límite, esto podría haberse dado por el uso de fantomas elaborados con gelatina ya que las láminas de PMMA con las que se disponía no lograban el grosor suficiente para poder realizar la prueba. Estos phantom's podrían llegar a ser una buena herramienta de trabajo en situaciones en las que no se cuenten con las láminas de PMMA suficientes, pero primero se deben caracterizar debidamente para encontrar su equivalencia en espesor con el agua o con el mismo PMMA.

Prueba Tasa de dosis al paciente

Se registra en la Tabla 3-8 los datos obtenidos de tasa de dosis en las condiciones establecidas en la metodología y se comparan directamente con las tolerancias.

Tabla 3-8 Registro de datos para prueba tasa de dosis al paciente

Modo Escopia								
Sin magnificación			Magnificación 1			Magnificación 2		
kV	mA	\dot{K}_e ($\mu\text{Gy/s}$)	kV	mA	\dot{K}_e ($\mu\text{Gy/s}$)	kV	mA	\dot{K}_e ($\mu\text{Gy/s}$)
63	0,7	0,50	65	0,8	0,75	67	0,9	1,10
Criterio	Satisfactorio		Criterio	Satisfactorio		Criterio	Satisfactorio	
<i>Tolerancia: < 25 mGy/min (416,6 $\mu\text{Gy/s}$)</i>								
Modo cine								
Sin magnificación			Magnificación 1			Magnificación 2		
kV	mA	\dot{K}_e ($\mu\text{Gy/s}$)	kV	mA	\dot{K}_e ($\mu\text{Gy/s}$)	kV	mAs	\dot{K}_e ($\mu\text{Gy/s}$)
120	32	47,46	120	32	82,12	120	32	120,30
Criterio	Satisfactorio		Criterio	Satisfactorio		Criterio	Satisfactorio	
<i>Tolerancia: < 100 mGy/min (1666 $\mu\text{Gy/s}$)</i>								

Al verificar los datos se evidencia que en ninguna de las dos modalidades se sobrepasan las tolerancias.

Prueba de rendimiento repetibilidad y linealidad de la tasa de kerma en aire

Para la evaluación de la prueba se tomarán 4 valores nominales de tensión y en condiciones normales de uso clínico, se realizan siete exposiciones en modo fluoroscópico por tiempos de 10 segundos, de las siete exposiciones cuatro serán con una corriente fija y los otros tres con variaciones de la corriente. Se registra la información de tasa de kerma en aire incidente medida \dot{k}_i en la Tabla 3-9, por tiempo de 10 segundos y se calcula el valor del rendimiento con la Ecuación 2.10, se aplica la corrección por tensión y distancia, Ecuación 2.9; la repetibilidad de los datos medidos sin variación de la corriente con la Ecuación 2.11 y la linealidad al hacer variaciones de la corriente con la Ecuación 2.12. Este proceso se replica variando a modo cine en condiciones normales de operación, y se registran los datos de dosis D obtenidos en la

Tabla 3-10.

Tabla 3-9 Registro de datos para prueba repetibilidad y linealidad de la tasa de kerma en aire.

Rendimiento del tubo en modo fluoroscópico [t= 10 s] DFD=84 cm						
kV nominal	mA	\dot{k}_t ($\mu\text{Gy/s}$)	Rendimiento ($\mu\text{Gy/mAs}$)	Corrección por kV y distancia	Repetibilidad %	Linealidad %
60	0,5	32,4	64,80	81,29	2,17	
		32,6	65,20	81,79		
		31,9	63,80	80,03		
		32,1	64,20	80,53		
	1	57,52	57,52	72,15		5,49
	2	120,6	60,30	75,64		-2,36
	3,2	177,6	55,50	69,62		4,14
70	0,5	47,46	94,92	87,48	1,57	
		46,8	93,60	86,26		
		46,72	93,44	86,11		
		47,31	94,62	87,20		
	1	78,6	78,60	72,44		9,25
	2	154,2	77,10	71,06		0,96
	3,2	243,5	76,09	70,13		0,66
80	0,5	64,57	129,14	91,12	0,15	
		64,49	128,98	91,01		
		64,5	129,00	91,02		
		64,59	129,18	91,15		
	1	102,9	102,90	72,61		11,32
	2	201,1	100,55	70,95		1,15
	3,2	318,1	99,41	70,14		0,57
90	0,5	82,12	164,24	91,57	1,13	
		82,1	164,20	91,54		
		81,2	162,40	90,54		
		81,4	162,80	90,76		
	1	126,7	126,70	70,64		12,47
	2	254,4	127,20	70,92		-0,20
	3,2	390,3	121,97	68,00		2,1

Tabla 3-10 Registro de datos para prueba repetibilidad y linealidad de la tasa de kerma en aire en modo cine

Rendimiento en modo cine [15 FPS] DFD=84 cm						
kV nominal	mAs	k_i (μGy)	Rendimiento ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$)	Corrección por kV y distancia	Repetibilidad %	Linealidad %
60	5	279,9	55,98	70,22	0,72	
		278,4	55,68	69,84		
		280,4	56,08	70,35		
		279,1	55,82	70,02		
	8	445,1	55,64	69,79	0,16	
	16	895,9	55,99	70,24		-0,32
	32	1960	61,25	76,83		-4,48
70	5	421,5	84,30	77,69	1,48	
		421,9	84,38	77,76		
		425,1	85,02	78,35		
		427,8	85,56	78,85		
	8	608,4	76,05	70,09	5,88	
	16	1229	76,81	70,79	-0,50	
	32	2648	82,75	76,26	-3,72	
80	5	548,6	109,72	77,42	0,27	
		549	109,80	77,47		
		550,1	110,02	77,63		
		549,2	109,84	77,50		
	8	884,6	110,58	78,02	-0,33	
	16	1596	99,75	70,38	5,14	
	32	3406	106,44	75,10	-3,24	
90	5	611,2	122,24	68,15	0,18	
		611,6	122,32	68,19		
		612	122,40	68,24		
		610,9	122,18	68,12		
	8	1060	132,50	73,87	-4,05	
	16	1969	123,06	68,61	3,70	
	32	4198	131,19	73,14	-3,20	

Como se evidencia en las Tabla 3-9 Registro de datos para prueba repetibilidad y linealidad de la tasa de kerma en aire. y

Tabla 3-10 Registro de datos para prueba repetibilidad y linealidad de la tasa de kerma en aire en modo cine la repetibilidad no supera el 10% de tolerancia, la linealidad no supera el 20% de tolerancia y los valores de rendimiento corregidos a un metro de distancia del foco y a 80 kV de tensión en el tubo, se encuentran en el rango de 50 a 100 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$, la prueba es satisfactoria.

3.1.2 Kerma en Superficie de Entrada y Producto Kerma Área a Partir de Rendimiento del Tubo de Rayos X

Manteniendo las condiciones operacionales y el montaje realizado para la prueba de rendimiento, se toman nuevas medidas ampliando las tensiones a 65, 75, 85, 100, 110 y 120 kV tanto para modo escopia como para modo cine, en total, diez valores de tensiones distintas. Mientras que para modo escopia se incrementan los valores de las corrientes a 0,7; 1,4; 1,6; 1,8; 2,5; 2,7; y 3,6 mA, para modo cine se incrementan los valores de carga a 10; 12,5 y 20 mAs.

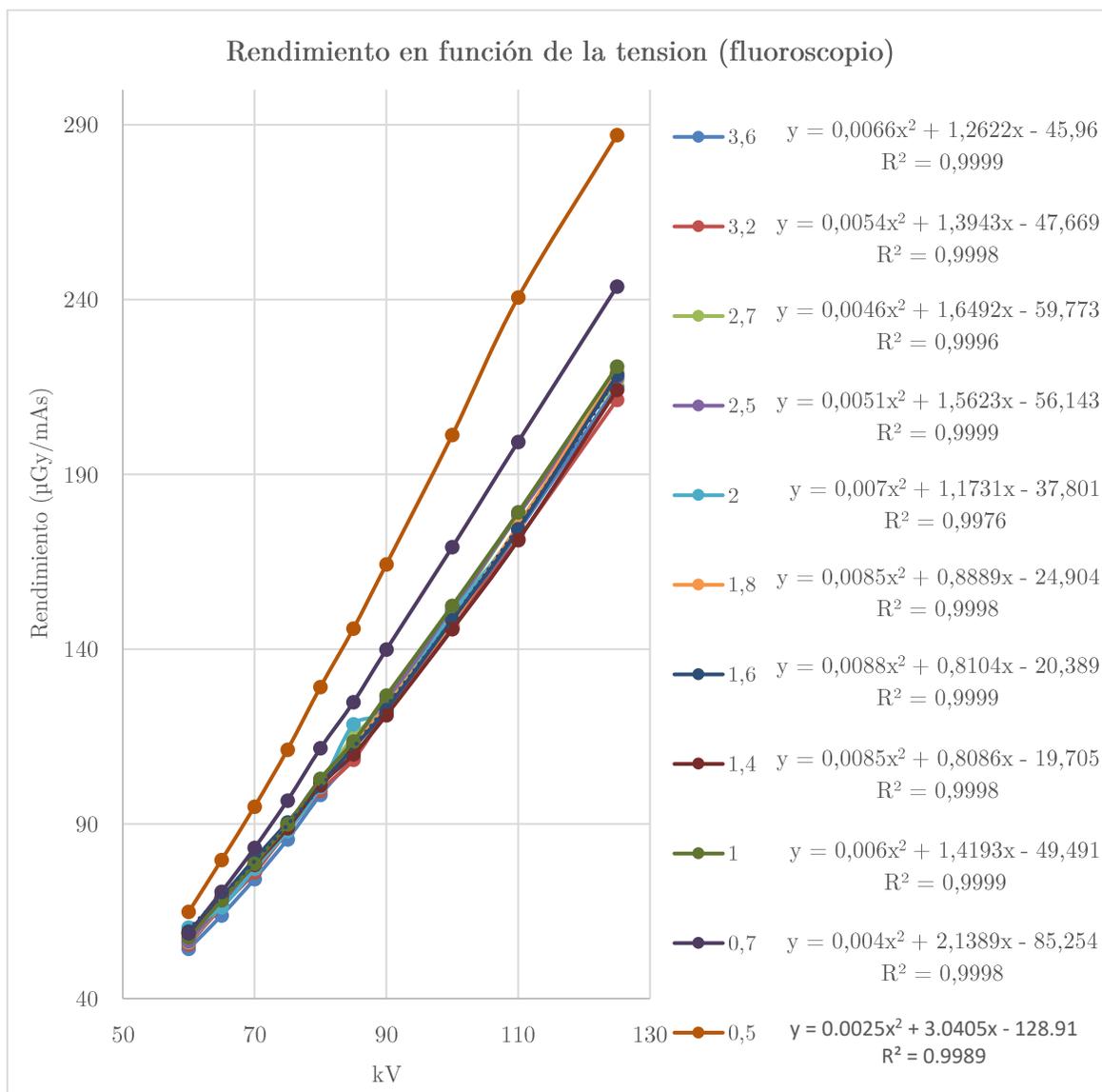
Los datos registrados se pueden ver en el Anexo 0, y se resumen en las Gráficas 3-1 para modo escopia y Gráficas 3-2 para modo cine. Como resultado de estas gráficas, se realizan las respectivas regresiones polinómicas para cada corriente y se obtienen las funciones $Y(kV)$ para cada tensión.

Así mismo, se determina el error cuadrático medio (MSE), y la raíz cuadrada del mismo o RMSE que proporciona una medida del error en las mismas unidades que la variable independiente, para el caso se dará en unidades de rendimiento, $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$.

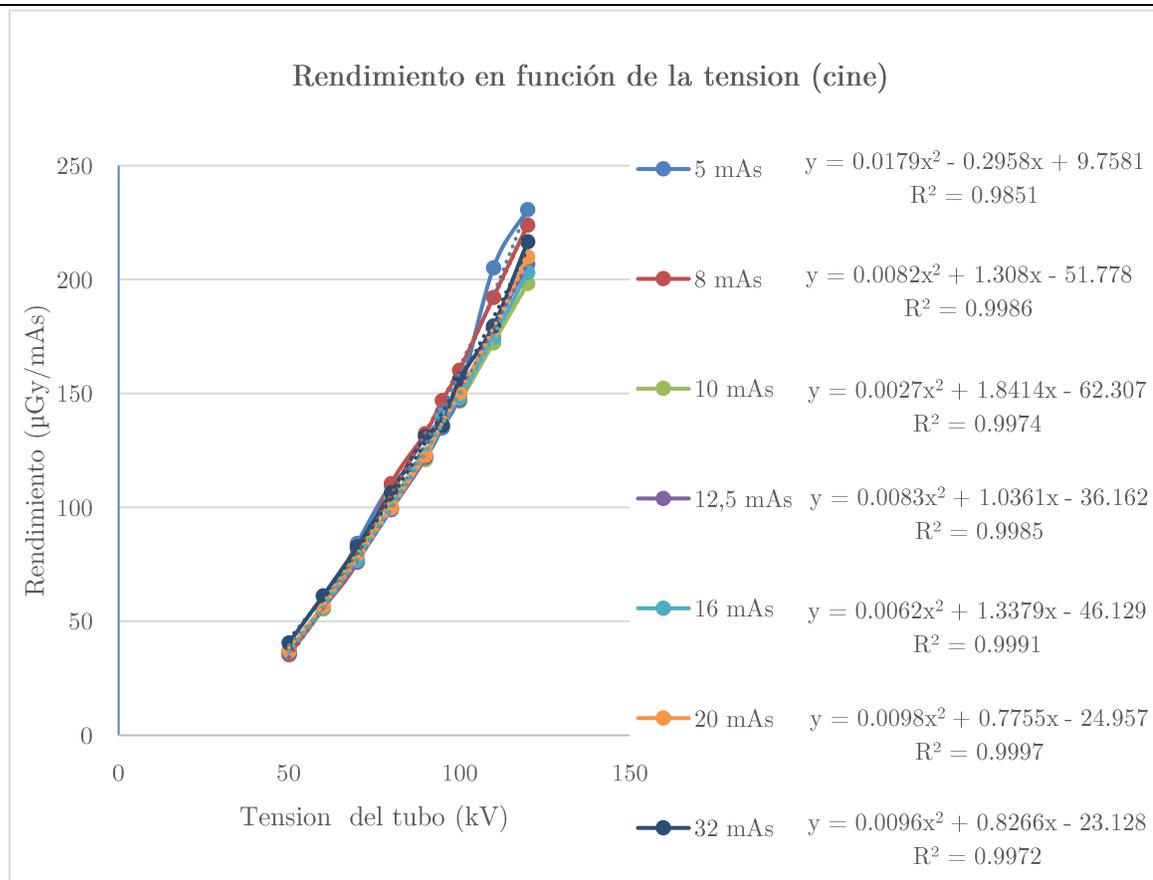
Las Gráficas 3-3 y Gráficas 3-4 representan la constancia en los valores del rendimiento para cada tensión escogida al variar la corriente o la carga en el tubo de rayos X.

Una vez que se tienen las ecuaciones polinómicas de segundo grado del rendimiento $Y(kV)$ Ecuación 1.15, usando cada uno de los datos técnicos de tensión y corriente registrados por los tecnólogos, se evalúa

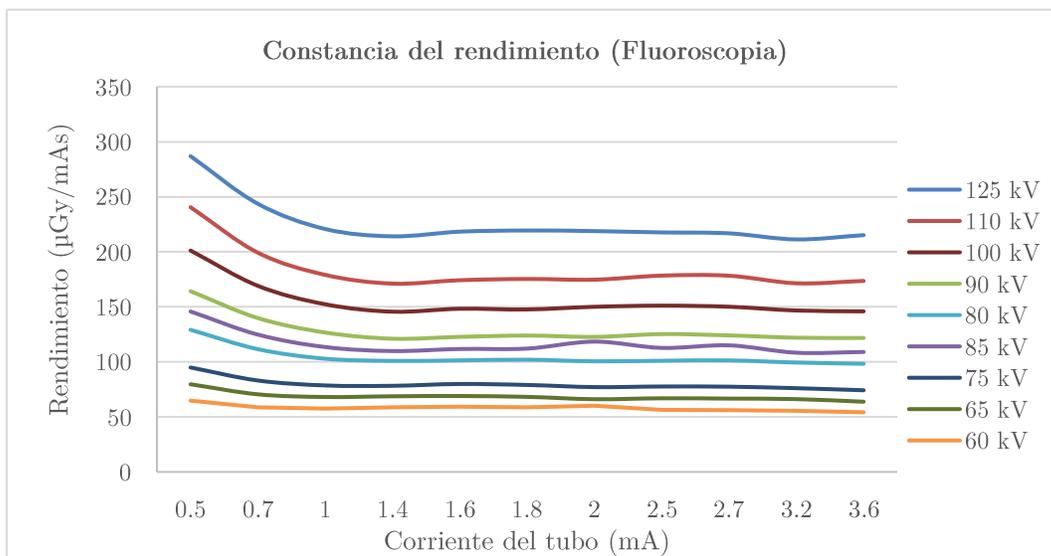
tomando la función más próxima del dato registrado y se calcula el kerma en aire en superficie de entrada a partir de la Ecuación 1.16.



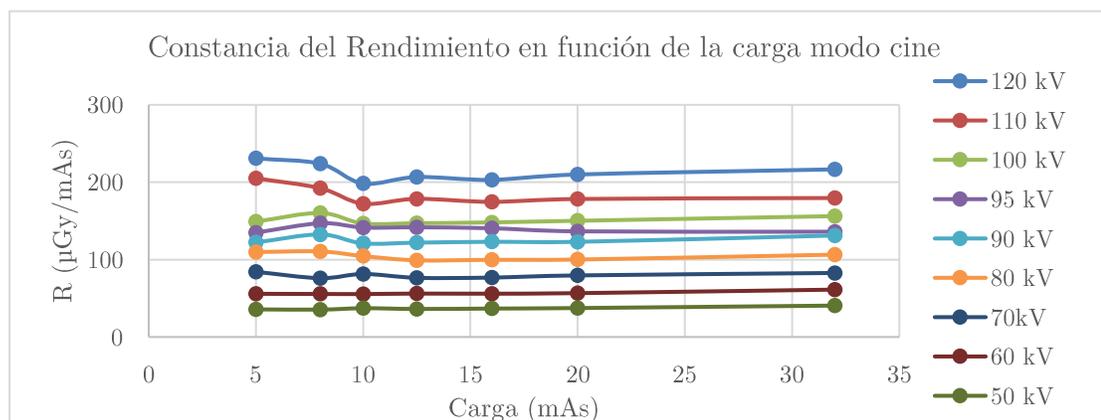
Gráfica 3-1 Representación de la variación del rendimiento en función de la tensión del tubo de rayos X en modo escopia. Y funciones de rendimiento en función de la energía, Y(kV).



Gráfica 3-2 Representación de la variación del rendimiento en función de la tensión del tubo de rayos X en modo grafía o cine.



Gráfica 3-3 Constancia del rendimiento en función de la carga del tubo de RX en modo escopia



Gráfica 3-4 Representación de la constancia del rendimiento en función de la carga del tubo de rayos X en modo grafía o cine.

Una vez que se tienen las ecuaciones polinómicas de segundo grado del rendimiento $Y(kV)$ Ecuación 1.15, usando cada uno de los datos técnicos de tensión y corriente registrados por los tecnólogos, se evalúa tomando la función más próxima del dato registrado y se calcula el kerma en aire en superficie de entrada a partir de la Ecuación 1.16.

A modo de ejemplo, supongamos que a un paciente le realizaron un estudio fluoroscópico y tomaron 15 adquisiciones (modo cine); en la consola del equipo telemando se muestra la información técnica de la última exposición realizada como se ve en la siguiente figura.



Figura 3.6 Imagen de la información que se registra para calcular el kerma en la superficie de entrada.

Estos parámetros técnicos se registran en una base de datos por el tecnólogo, para posteriormente, evaluar la función $Y(60\text{ kV})$ con corriente de 0,5 mA que se muestra en la Gráfica 3-1, el tiempo de

fluoroscopia mostrado en el monitor es de 5 segundos; adicionalmente, se evalúa la función Y (120 kV) correspondiente a 32 mAs de carga, mostrada en la Gráfica 3-2.

$$Y(65 \text{ kV}) = 0,0025(65 \text{ KV})^2 + 3,0405(65 \text{ kV}) - 128,91$$

$$Y(65 \text{ kV}) = 79,285 \text{ } \mu\text{Gy/mAs}$$

Para el modo escopia y

$$Y(120 \text{ kV}) = 0,0096(120 \text{ KV})^2 + 0,8266(120 \text{ kV}) - 23,128$$

$$Y(120 \text{ kV}) = 214,30 \text{ } \mu\text{Gy/mAs}$$

Para el modo cine.

Con la Ecuación 1.16, se realiza la estimación de kerma en la superficie de entrada K_e para cada modo y en el caso de adquisición se multiplica por el número de imágenes que se obtuvieron, para el ejemplo descrito corresponde a 15 imágenes.

$$K_e = 79,285 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}} * 0,5 \text{ mA} * 5 \text{ s} * 1,28 * \left(\frac{84 \text{ cm}}{84 \text{ cm}}\right)^2 = 198,2 \text{ } \mu\text{Gy}$$

Por otro lado, se obtiene

$$K_e = 214,30 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}} * 32 \text{ mAs} * 1,28 * \left(\frac{84 \text{ cm}}{84 \text{ cm}}\right)^2 * 15 \text{ imagenes} = 131665,92 \text{ } \mu\text{Gy}$$

Para caso práctico se asume un paciente de 20 cm de espesor que equivaldría a una distancia entre el foco y la superficie del paciente d_{fsd} de 84 cm, la misma distancia a la que se tomaron las mediciones DFD . El factor de retrodispersión B se deduce al extrapolar los valores publicados en el Protocolo de control de calidad en radiodiagnóstico Arcal XLIX, obteniendo la siguiente tabla.

Tabla 3-11 Valores de retrodispersión B calculados para las tensiones operacionales en el equipo de rayos X.

kV	HVL	B
120	4,83	1,391
110	4,38	1,380
	4	1,37
100	3,89	1,365
95	3,67	1,358
90	3,44	1,349
	3	1,33
80	2,87	1,325
70	2,58	1,312
	2,5	1,31
60	2,16	1,290
	2	1,28
50	1,87	1,273

Se suman las dosis de ambas modalidades para determinar el kerma en aire en la superficie de entrada.

$$K_e = 198,21 \mu\text{Gy} + 131665,92 \mu\text{Gy} = 131864,13 \mu\text{Gy} = 131,86 \text{ mGy}$$

Por último, se calcula el producto kerma área P_{KA} con la Ecuación 1.10. Para ello se determina el área del campo a 84 cm del foco, partiendo de la coincidencia entre el área en el intensificador de imagen (diámetro de 31 cm y DFII de 104 cm) y al área del campo de radiación en ese punto.

$$\frac{31 \text{ cm}}{104 \text{ cm}} * 84 \text{ cm} = 25,04 \text{ cm de Diámetro en el punto DFD}$$

Para un área efectiva de 492,38 cm² a 20 cm por encima de la mesa (espesor de paciente estándar) el P_{KA} es:

$$P_{KA} = \left[\left(79,285 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}} * 0,5 \text{ mA} * 5 \text{ s} \right) + \left(214,30 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}} * 32 \text{ mAs} * 15 \text{ imagenes} \right) \right] * 0,049238 \text{ m}^2$$

$$P_{KA} = 50746,77 \mu\text{Gy} * \text{m}^2 = 50,75 \text{ mGy} * \text{m}^2$$

Al reproducir la metodología expuesta en el ejemplo, con cada procedimiento registrado, se obtienen los datos necesarios para realizar el análisis estadístico que permita establecer los valores típicos de los procedimientos fluoroscópicos más comunes realizados en el HUN.

3.1.3 Cálculo de error de la regresión MSE y RMSE

Para calcular el error de cada una de las regresiones polinómicas obtenidas para determinar las curvas de rendimiento se utiliza la medida de error cuadrático medio, MSE y la raíz cuadrada de este, RMSE. El MSE se calcula encontrando la diferencia entre los valores medidos del rendimiento del tubo de rayos x y los valores predichos por el modelo o la regresión polinómica de cada técnica evaluada; elevando estas diferencias al cuadrado y sumando estos términos para cada dato, y dividiendo el resultado de esta sumatoria entre el número total de puntos. La fórmula es la siguiente:

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^n (\text{Valor medido}_i - \text{Valor estimado}_i)^2}{n} \quad 3.1$$

El RMSE es la raíz cuadrada del error cuadrático medio que proporciona una medida de error en las mismas unidades que la variable dependiente, la fórmula para el RMSE es:

$$RMSE = \sqrt{MSE} \quad 3.2$$

En la

Tabla 3-12 se sintetiza el cálculo de error de cada regresión polinómica establecida para rendimientos del tubo de rayos X tanto en modo fluoroscópico como en modo de cine, esto con el fin de comparar la precisión de cada una de las regresiones en las mismas unidades del rendimiento.

Tabla 3-12. Tabla donde se resumen los coeficientes de determinación R^2 , Error cuadrático medio MSE y RMSE de cada regresión realizada.

Error de las regresiones en modo fluoroscopia				
mA	Función de Regresión Y(d)	R^2	MSE	RMSE ($\mu\text{Gy/mAs}$)
0,5	$Y = 0,0025X^2 + 3,0405X - 128,91$	0,9989	5,049	2,247
0,7	$Y = 0,004X^2 + 2,1389X - 85,254$	0,9998	0,560	0,749
1	$Y = 0,006X^2 + 1,4193X - 49,491$	0,9999	0,313	0,560
1,4	$Y = 0,0085X^2 + 0,8086X - 19,705$	0,9998	0,512	0,716
1,6	$Y = 0,0088X^2 + 0,8104X - 20,389$	0,9999	0,395	0,628
1,8	$Y = 0,0085X^2 + 0,8889X - 24,904$	0,9998	0,446	0,668
2	$Y = 0,007X^2 + 1,1731X - 37,801$	0,9976	5,612	2,369
2,5	$Y = 0,0051X^2 + 1,5623X - 56,143$	0,9999	10,850	3,294
2,7	$Y = 0,0046X^2 + 1,6492X - 59,773$	0,9996	1,036	1,018
3,2	$Y = 0,0045X^2 + 1,3943X - 47,669$	0,9998	0,523	0,724
3,6	$Y = 0,0066X^2 + 1,2622X - 45,96$	0,9999	0,324	0,570
Error de las regresiones en modo cine				
mAs	Función de Regresión Y(d)	R^2	MSE	RMSE ($\mu\text{Gy/mAs}$)
5	$Y = 0,0179X^2 - 0,2958X + 9,7581$	0,9851	54,583	7,388
8	$Y = 0,0082X^2 + 1,308X - 51,778$	0,9986	5,212	2,283
10	$Y = 0,0027X^2 + 1,8414X - 62,307$	0,9974	6,516	2,553
12,5	$Y = 0,0083X^2 + 1,0361X - 36,162$	0,9985	4,478	2,116
16	$Y = 0,0062X^2 + 1,3379X - 46,129$	0,9991	2,498	1,581
20	$Y = 0,0098X^2 + 0,7755X - 24,957$	0,9997	0,990	0,995
32	$Y = 0,0096X^2 + 0,8266X - 23,128$	0,9972	8,114	2,848

Al analizar la información de la tabla se evidencia por los valores de los coeficientes de determinación R^2 que la relación que existe entre los valores de kV y rendimiento manteniendo la corriente del tubo de rayos x constante, corresponden a un modelo de ecuación cuadrática que se adapta muy bien a los datos obtenidos experimentalmente.

Por otro lado, los valores calculados para la raíz del error cuadrático medio en modo escopia, oscilan entre 0,56 y 3,3 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ siendo este último el mayor error obtenido para la curva de rendimiento a 2,5 mA; y para modo cine los valores calculados oscilan entre 1 y 7,4 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$, siendo los valores más altos los calculados con corrientes en los límites tanto inferior 0,5 mA, como superior 3,2 mA.

Los errores obtenidos escalados a los valores de rendimiento obtenidos experimentalmente permiten concluir que hay un alto grado de precisión de los datos. Por lo tanto, es factible usar estas curvas para extrapolar datos obtenidas en la práctica clínica normales para estimar a partir de valores de kV y corriente el kerma en aire incidente, y las otras magnitudes dosimétricas derivadas de esta.

3.1.4 Resultados Control de Calidad Tomografía Computarizada

CALIDAD DE IMAGEN

Nivel de Ruido, media de número CT y Uniformidad.

El tomógrafo con el que cuenta el HUN, cuenta con los Phantom's para hacer esta prueba, una vez posicionado se realiza una adquisición y sobre la consola se realizan las mediciones de los ROI tal como se ve en la siguiente Figura.

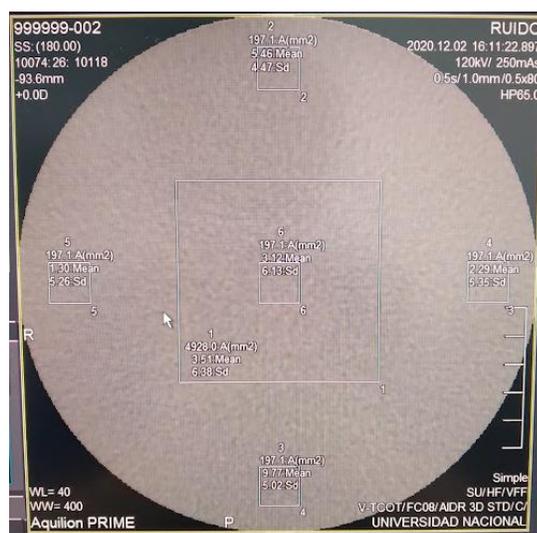


Figura 3.7 fotografía tomada sobre el monitor de los datos de ROIs arrojados por el tomógrafo.

Se registran los datos en la Tabla 3-13 Registro de números CT y desviaciones para prueba de Ruido, uniformidad y media de número CT.

Tabla 3-13 Registro de números CT y desviaciones para prueba de Ruido, uniformidad y media de número CT con Phantom para cabeza adulto.

CT nominal	CTa	CTb	CTc	CTd	CTe	CTf
0						
Área mm ²	4928	197,1	197,1	197,1	197,1	197,1
Mean	3,51	5,46	2,29	9,77	1,3	3,12
Sd	6,38	4,47	5,35	5,02	5,26	6,13
Δ CT uniformidad	-0,25	1,66	0,78	1,11	0,87	0
Ruido %	0,0638	0,0447	0,0535	0,0502	0,0526	0,0613
Δ CT exactitud	3,51	5,46	2,29	9,77	1,3	3,12
		CT obtenidos		Tolerancias según el fabricante		
Ruido		6,38		(4,8 a 7,2)		
Media de número CT		3,12		(- 3 a 3)		
Uniformidad		1,66		4 o menos		

Al evaluar los datos según los criterios del fabricante se evidencia que la media de número CT excede por 0,12 el valor máximo, por esta razón se usan las tolerancias establecidas en el protocolo de control de calidad

radiodiagnóstico ARCAL XLIX, donde se establecen tolerancias para para la media de número CT de ± 4 UH, con este criterio se establece que la prueba es satisfactoria.

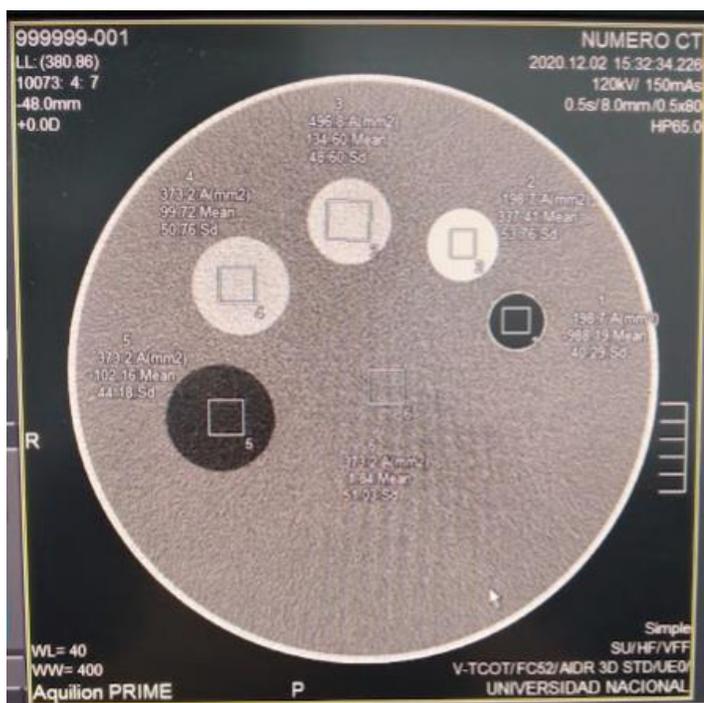
Tabla 3-14 Registro de números CT y desviaciones para prueba de Ruido, uniformidad y media de número CT con Phantom para abdomen adulto

CT nominal	CTa	CTb	CTc	CTd	CTe	CTf
0						
Área mm ²	1395,8	1395,8	1395,8	1395,8	1395,8	1395,8
Mean	0,28	1,73	2,81	1,61	1,3	0,29
Sd	27,53	24,99	28,96	23,02	21,83	26,74
Δ CT uniformidad	-0,79	1,75	-2,22	3,72	4,91	0
Ruido %	0,2674	0,2499	0,2896	0,2302	0,2183	0,2674
Δ CT exactitud	0,28	1,73	2,81	1,61	1,3	0,29
	CT obtenidos		Tolerancias según el fabricante			
Ruido	26,74		19,2 a 28,8			
Media de número CT	0,29		(- 3 a 3)			
Uniformidad	4,91		± 5			

Al evaluar los datos según los criterios del fabricante se evidencia que la media de uniformidad excede por 0,91 el valor máximo, por esta razón se usan las tolerancias establecidas en el protocolo de control de calidad radiodiagnóstico ARCAL XLIX, donde se establecen tolerancias para la uniformidad de ± 5 UH, con este criterio se establece que la prueba es satisfactoria.

Prueba de Resolución a Bajo Contraste

En la tabla 3.15 se registra la información arrojada por el equipo correspondiente a número CT y ruido, para cada material de densidad diferente, al comparar directamente con los rangos establecidos por el fabricante, se establece el criterio de aceptación de la prueba. Tabla 3-15 Registro de números CT y desviaciones para prueba de resolución de bajo contraste. Tabla 3-15 Registro de números CT y desviaciones



para prueba de resolución de bajo contraste.

Material	Área	Mean	Ruido	CT mínimo	CT máximo	Aceptación
Aire	198,7	-988,19	40,29	-1015	-975	Si
Derlin	198,7	337,41	53,6	330	350	Si
Acrílico	46,8	134,6	48,8	115	135	Si
Nylon	373,2	99,72	50,76	90	110	Si
Polipropileno	373,2	102,16	44,18	-115	-90	Si
Agua	373,2	1,84	51,03	-5	5	Si

Resolución de Alto Contraste

Esta prueba se realizó con el Phantom multipropósito de un equipo General Electric, se obtuvo la siguiente fotografía, al procesar la imagen se registra la información en la Tabla 3-16 Registro de prueba de resolución de bajo contraste.

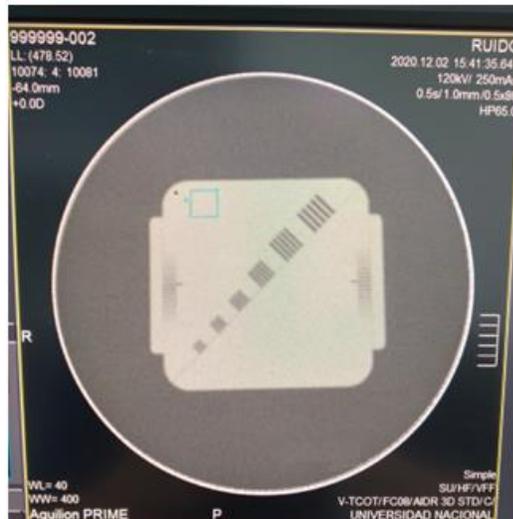


Figura 3.8 Imagen de Prueba de alto contraste.

Tabla 3-16 Registro de prueba de resolución de bajo contraste.

Protocolo	Espacio (cm)	Resolución (lp/cm)
Abdomen	0,083	7
Cabeza	0,071	7
<i>Tolerancia: > 6 lp/cm</i>		

DOSIS

Repetibilidad y linealidad de la exposición

Los datos adquiridos en esta prueba se registran en la Tabla 3-17.

Tabla 3-17 Registro de la prueba de evaluación de la repetibilidad y linealidad de la exposición.

Ma	mAs	Dosis (mGy)	Promedio de dosis (mGy)	Repetibilidad %	Rendimiento (mGy/mAs)	Linealidad %
50	50	4,9086	4,90	0,22	0,098	<i>Tolerancia:</i> $\pm 5 \%$
		4,9023				
		4,905				
		4,8978				
100	100	9,792	9,80	<i>Tolerancia:</i> $\pm 5 \%$	0,098	0,053
		9,801				
150	150	14,787	14,79		0,099	-0,328
		14,796				
200	200	19,647	19,64		0,098	0,202
		19,638				
250	250	25,038	24,84		0,099	-0,581
		24,642				

Como es evidente los valores porcentuales de repetibilidad y linealidad están dentro de la tolerancia, los valores de rendimiento tienen constancia, se concluye que la prueba es satisfactoria.

Dosis

Los parámetros técnicos con los que se tomaron las mediciones fueron los siguientes.

Para Cráneo: tensión de 120 kV, corriente de 280 mAs, unicorte de 0,1 cm.

Para abdomen: tensión de 120 kV, corriente de 220 mAs, unicorte de 0,1 cm.

Una vez realizadas las mediciones como se describió en la metodología se registra la información y se calcula el CTDIvol y el DLP, estos datos se comparan con los arrojados en el informe dosimétrico.

Técnica	Lectura centro (mGy.cm)	Lectura periferia (mGy.cm)	promedio datos (mGy.cm)	CTDIvol (mGy)	DLP mGy*cm	Dato del informe dosimétrico		% Dev. Respecto al equipo	
						CTDIvol (mGy)	DLP mGy*cm	CTDIvol	DLP
Cráneo	14,9	15,88	16,09	156,933	15,693	155,2	15,5	-1,12	-1,25
		15,81							
		18,28							
		14,39							
Abdomen	3,254	6,678	7,0437	57,805	5,780	55,5	5,6	-4,15	-3,22
		8,699							
		7,104							
		5,694							

Tabla 3-18 Registro de Datos para evaluar prueba de Dosis en Tomografía Computarizada.

Este estudio caracterizará la exposición individual y servirá de indicador integral del control de calidad implementado, por la desviación de los datos medidos con respecto a los establecidos en el equipo, menor al 5%, podemos tener confianza en la información entregada en los registros dosimétricos, que serán los datos que finalmente se utilicen para determinar los valores típicos. Los procedimientos más comunes hechos con esta modalidad de imagen en el HUN.

3.2 Procedimientos más Frecuentes Realizados en el HUN

Los datos analizados corresponden a los procedimientos radiológicos en los que se emplea alguna de las tecnologías de fluoroscopia o tomografía, fueron registrados en un periodo de 10 meses; para organización de los datos, se elimina la discriminación de lateralidad entre miembros superiores e inferiores y se agrupan procedimientos de baja frecuencia en uno solo.

3.2.1 Procedimientos Fluoroscópicos

Se analizaron un total de 290 estudios fluoroscópicos de pacientes con edades entre los 20 y los 94 años y pesos entre 29 kg y 108 kg, se obtiene que el procedimiento más frecuentemente realizado con un 47% del total registrado es el RX de colon por enema con doble contraste, seguido por estudios de Rx de vías digestivas altas con el 21% y con un 15% las faringolaringografía dinámica, como se evidencia en el diagrama.

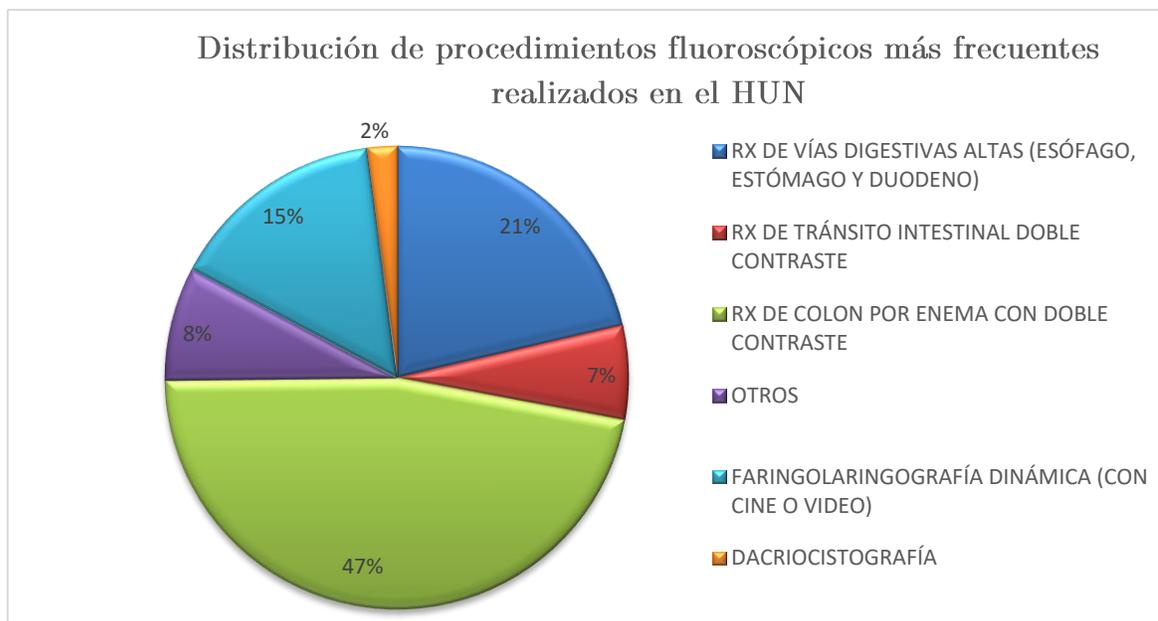


Figura 3.9. Frecuencia porcentual para procedimientos Fluoroscópicos realizados en el HUN.

3.2.2 Procedimientos Tomográficos Computarizados

Se analizaron un total de 4426 estudios tomográficos de pacientes con edades entre los 16 y los 99 años y pesos entre 37 kg y 176 kg, se obtiene que el procedimiento más frecuentemente realizado es la tomografía de tórax, seguida de la tomografía de cráneo y tomografía de abdomen total. Con el 25%, 16% y 14% del total de estudios registrados respectivamente.

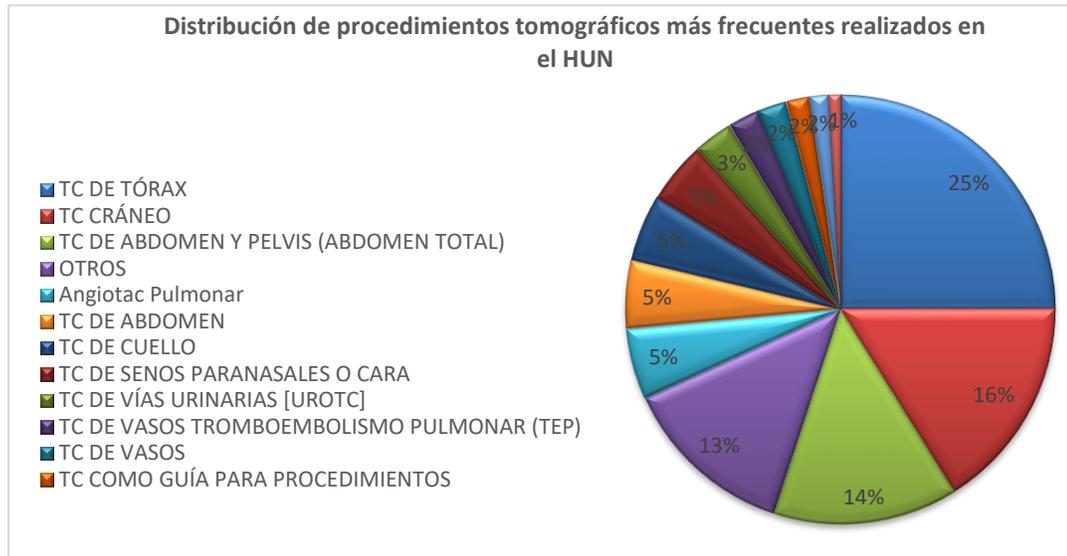


Figura 3.10. Frecuencia porcentual para procedimientos tomográficos realizados en el HUN.

Con respecto al peso de los pacientes, se hizo el análisis para determinar la distribución de los datos agrupándolos de la siguiente manera; pacientes con pesos menores a 50 Kg, pacientes con pesos entre 51 Kg y 62 Kg, Pacientes con peso entre 63 Kg y 74 Kg que corresponden al grupo con mayor frecuencia, pacientes entre 75 Kg y 86 Kg y pacientes con más de 87 Kg.

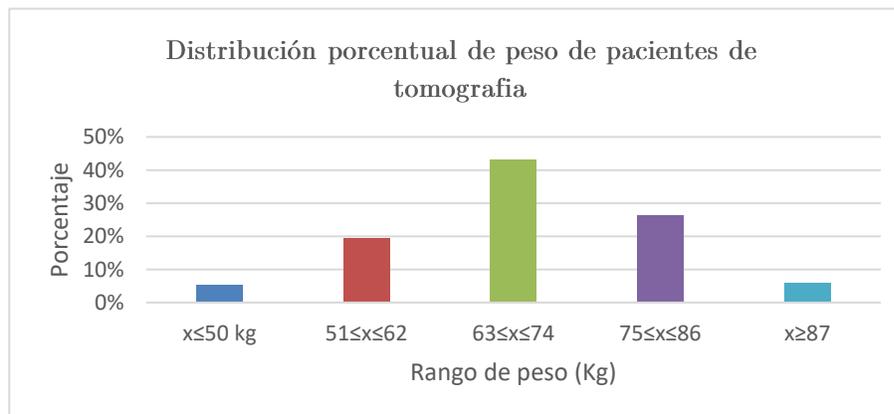


Figura 3.11. Frecuencia porcentual de peso para pacientes de TC en el HUN.

3.3 Valores Típicos

Los valores típicos de los procedimientos imagenológicos en los que se usan radiaciones ionizantes son valores institucionales que cada departamento de imágenes radiológicas determina, son el valor de las medianas o Percentil 50 de las magnitudes que se dispongan según la modalidad de imagen.

3.3.1 Valores Típicos en los Procedimientos Más Comunes en Fluoroscopia

Para el caso concreto de la Fluoroscopia se determina la mediana de: el número de imágenes adquiridas en modo cine; el tiempo de fluoroscopia; el kerma en aire en la superficie de entrada estimado para cada registro de paciente, y el producto kerma en aire – área.

los valores típicos de los tres procedimientos fluoroscópicos más frecuentes realizados en el HUN se resumen en tablas con los siguientes títulos para cada columna.

Peso: dentro de la distribución de pesos de los pacientes se agruparon los datos en tres grupos; 45 a 51 kg; 62 a 78 kg y 79 a 94 kg de tal manera que se pueda discriminar el valor típico según la contextura de los pacientes y el valor típico total sin esta discriminación.

Estudio: son los tres estudios más frecuentemente realizados en el HUN

Datos estadísticos: Datos obtenidos del registro de pacientes, están divididos en: el valor mínimo, el valor máximo, el promedio, Max/min, que me da información del número de veces que está el dato más pequeño dentro del más grande.

Cuartiles: la distribución en cuartiles Q1 para el primer cuartil, Q2 para el segundo cuartil, y Q3 tercer cuartil.

Valor típico: el valor de la mediana de los datos.

Tabla 3-19 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del número de imágenes adquiridas.

Peso kg	Estudio	PARÁMETRO: Número de Imágenes adquiridas modo cine							
		Estadísticos				(cuartiles)			Valor Típico
		Mín	Máx	Prom	Max/ Min	Q1	Q2	Q3	
Total	RX DE COLON POR ENEMA CON DOBLE CONTRASTE	2	145	145,00	72,50	9	12	15	12
45-61		2	102	14,46	51,00	10	12	14	12
62-78		2	145	17,81	72,50	9	12	16	12
79-94		2	40	12,39	20,00	8	12	14	12
Total	RX DE VÍAS DIGESTIVAS ALTAS (ESÓFAGO, ESTÓMAGO Y DUODENO)	2	331	82,84	165,50	22	57	132,5	57
45-61		7	317	87,26	45,29	28	46	142	46
62-78		2	236	65,21	118,00	13	53	122	53
79-94		14	266	114,83	19,00	38,75	108	176	108
Total	FARINGOLARINGOGRAFÍA DINÁMICA (CON CINE O VIDEO)	2	837	197,89	418,50	59,75	165,5	311,5	165,5
45-61		24	837	234,76	34,88	91	210	292,5	210
62-78		2	491	173,64	245,50	6	79	363	79
79-94		8	363	164,44	45,38	27	157	276,5	157

Tabla 3-20 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del tiempo de fluoroscopia.

Peso kg	Estudio	PARÁMETRO: Tiempo en segundos							
		Estadísticos				Cuartiles			Valor Típico
		Mín	Máx	Prom	Max/Min	Q1	Q2	Q3	
total	RX DE COLON POR ENEMA CON DOBLE CONTRASTE	30	300	300,00	10,00	66	90	120	90
45-61		30	210	101,14	7,00	66	90	126	90
62-78		30	300	105,53	10,00	78	93	130,5	93
79-94		30	234	101,40	7,80	60	93	118,5	93
total	RX DE VÍAS DIGESTIVAS ALTAS (ESÓFAGO, ESTÓMAGO Y DUODENO)	18	504	135,98	28,00	84	108	157,5	108
45-61		18	504	133,95	28,00	75	90	172,5	90
62-78		60	294	137,79	4,90	84	108	159	108
79-94		60	282	139,00	4,70	87	123	183	123
total	FARINGOLARINGOGRAFÍA DINÁMICA (CON CINE O VIDEO)	42	456	160,86	10,86	90	150	199,5	150
45-61		42	336	151,67	8,00	90	132	199,5	132
62-78		60	456	180,00	7,60	88,5	156	250,5	156
79-94		114	264	157,33	2,32	126	150	180	150

Tabla 3-21 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del kerma en aire en la superficie de entrada.

Peso kg	Estudio	PARÁMETRO: Kerma en aire en la superficie de entrada en mGy							
		Estadísticos				Cuartiles			Valor Típico
		Mínima	Máxima	Promedio	Max/Min	Q1	Q2	Q3	
Total	RX DE COLON POR ENEMA CON DOBLE CONTRASTE	0,11	68,67	68,67	640,91	10,91	16,01	20,05	16,01
45-61		0,11	36,30	14,49	338,78	10,09	15,93	17,39	15,93
62-78		0,11	68,67	18,01	640,91	12,10	16,02	20,05	16,02
79-94		0,11	54,27	18,08	506,50	9,05	16,10	20,05	16,1
total	RX DE VÍAS DIGESTIVAS ALTAS (ESÓFAGO, ESTÓMAGO Y DUODENO)	0,10	163,06	24,46	1607,41	11,77	16,86	29,74	16,86
45-61		0,10	163,06	28,21	1607,41	11,71	15,29	33,81	15,29
62-78		0,10	79,32	22,94	781,96	11,81	16,86	30,70	16,86
79-94		9,23	40,23	22,14	4,36	9,95	19,26	36,07	19,26
total	FARINGOLARINGOGRAFÍA DINÁMICA (CON CINE O VIDEO)	0,10	81,50	26,04	803,47	14,62	21,60	36,94	21,6
45-61		7,10	46,49	25,04	6,55	16,02	21,00	36,44	21
62-78		11,31	81,50	32,85	7,20	14,13	27,96	46,32	27,96
79-94		0,10	42,10	19,82	414,99	13,51	17,31	34,00	17,31

Tabla 3-22 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del producto kerma en aire área.

Peso kg	Estudio	PARÁMETRO Producto kerma en aire - área $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$							
		Estadísticos				Cuartiles			Valor Típico
		Mín	Máx	Prom	Max/Min	Q1	Q2	Q3	
Total	RX DE COLON POR ENEMA CON DOBLE CONTRASTE	32,18	2557,41	2557,41	79,46	458	641,28	794,27	641,28
45-61		23,15	812,41	342,34	35,1	242,18	363,06	400,21	363,06
62-78		27,78	1471,46	421,32	52,98	282,17	377,02	459,72	377,02
79-94		18,52	1129,75	414,62	61,01	230,18	371,98	467,11	371,98
Total	RX DE VÍAS DIGESTIVAS ALTAS (ESÓFAGO, ESTÓMAGO Y DUODENO)	201,85	5879,7	1214,76	29,13	649,86	1004,8	1468,1	1004,8
45-61		166,54	3382,99	781,89	20,31	316,1	584,06	964,02	584,06
62-78		116,14	1628,38	620,19	14,02	367,56	549,88	777,87	549,88
79-94		256,23	1591,78	772,71	6,21	402,66	608,93	1237,14	608,93
total	FARINGOLARINGOGR AFÍA DINÁMICA (CON CINE O VIDEO)	30,47	5093,73	1730,49	167,18	977,91	1340,4	2288,12	1340,4
45-61		216,76	2740,94	1108,25	12,64	572,31	940,02	1602,61	940,02
62-78		239,81	2930,77	1105,42	12,22	457,35	740,59	1807,34	740,59
79-94		17,53	1251,18	709,36	71,37	705,51	747,07	1011,07	747,07

Al comparar los valores típicos obtenidos con algunos de los valores publicados a nivel nacional e internacional resumidos y mostrados en la Tabla 3.23, podemos evidenciar que los valores estimados se encuentran por encima de los valores reportados a nivel nacional haciendo la salvedad que los datos reportados corresponden procedimientos pediátricos. se obtienen valores hasta 27 veces más altos sin embargo al hacer la comparación con los datos pediátricos estadounidenses este factor desciende a un máximo de 2.75 veces, valores de producto Kerma área obtenidos para los diferentes procedimientos evaluados, se tienen 6412.8 10048 y 13404 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ frente a los 4890 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ reportados en Cincinnati por otro lado sí se hace la comparación respectiva con los valores japoneses por el contrario encontraremos que los valores estimados están un poco por debajo los valores publicados de 16000 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$

Tabla 3-23 Tabla comparativa de algunos valores típicos y niveles de referencia reportados a nivel nacional e internacional

Procedimiento reportado	Valores típicos reportados		Contexto	Fuente
Fluoroscopia no especifica el procedimiento	PKA	499 mGy*cm ²	Niveles de referencia de dosis de radiación para la toma de imágenes en pediatría en Hospital Universitario, Medellín Colombia. Para niños de 10 a 16 años	(Cadavid, Povcda, Palacio, Gonzalez, & Saldarriaga, 2020)
Dilatación esofágica entre otros	PKA	4890 mGy*cm ²	Estimaciones de los niveles de referencia de diagnóstico para procedimientos pediátricos periféricos y abdominales guiados fluoroscópicamente, Cincinnati, USA	(Strauss, Racadio, Johnson, Patel, & Nachabe, 2015)
	Kaire	33,26 mGy		
	Tiempo	1,6 min		
	# imagenes adquiridas	2		
Colangiopancreatografía retrógrada endoscópica, ultrasonido endoscópico, enteroscopia asistida por balón	PKA	16000 mGy*cm ²	Niveles de referencia de diagnóstico para procedimientos gastrointestinales guiados por fluoroscopia en Japón	(Hayashi & Takenaka, 2022)

Para otros parámetros como el Kerma en aire en superficie de entrada se obtiene que la medida estimada es menor a las reportadas al igual que el tiempo de fluoroscopia siendo más consistente con el dato americano, pero la cantidad de imágenes adquiridas es donde hay mayor diferencia ya que en promedio en procedimientos guados con fluoroscopia en el HUN se toman mas imágenes que en los otros sitios, esto puede ser consecuencia de la brecha tecnológica que existe ya que en ambos países los equipos cuentan con tecnología para grabar la fluoroscopia evitando así la grafía y adquisición de imagen en general.

3.3.2 Valores Típicos en los Procedimientos Más Comunes en Tomografía Computarizada

Para el caso de tomografía computarizada se determina la mediana de: el índice de kerma en TC volumétrico (CTDI) y el producto kerma longitud (DLP). Los valores típicos se registran en el formato que fue diseñado para tal fin. Ver Anexo 0.

Los valores típicos de los tres procedimientos tomográficos más frecuentes realizados en el HUN se subdividen en tres filas: General, sin importar si se usó contraste o no; sin contraste, cuando fueron procedimientos simples y con contraste, cuando se usó este en el protocolo de adquisición de la imagen, esta discriminación se resume en tablas por procedimiento más frecuente con los siguientes títulos para cada columna.

Peso: dentro de la distribución de pesos de los pacientes se agruparon los datos en cinco grupos; menores a 50 kg; de 51 a 62 kg; 63 a 74 kg; de 75 a 86 kg y mayores de 87 kg. de tal manera que se pueda discriminar el valor típico según la contextura de los pacientes.

Estudio: son los tres estudios más frecuentemente realizados en el HUN con esta modalidad de imagen.

Tipo: establece si el valor típico esta discriminado para procedimientos simples (sin contraste), contrastados (con contraste), no está discriminada (General).

Datos estadísticos: Datos obtenidos del registro de pacientes, están divididos en: el valor mínimo, el valor máximo, el promedio, Max/min, que me da información del número de veces que está el dato más pequeño dentro del más grande.

Cuartiles: la distribución en cuartiles Q1 para el primer cuartil, Q2 para el segundo cuartil, y Q3 tercer cuartil.

Valor típico: el valor de la mediana de los datos.

Tabla 3-24 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del CTDIvol, para tomografía de tórax.

Peso kg	Estudio	PARAMETRO: CTDIvol (mGy)								
		Estadísticos					Cuartiles			VALOR TÍPICO
		Tipo	Mín	Prom	Máx	Max/Min	Q1	Q2	Q3	
x≤50	TC DE TÓRAX	General	3,8	6,2	17,4	4,6	4,7	5,15	6,7	5,15
x≤50		Sin contraste	4,1	6,3	17,4	4,2	4,6	5,10	6,7	5,10
x≤50		Con contraste	3,8	5,9	10,3	2,7	4,8	5,20	6,3	5,20
51≤x≤62	TC DE TÓRAX	General	2,2	6,0	17,0	7,7	4,8	5,10	6,5	5,10
51≤x≤62		Sin contraste	2,2	6,6	17,0	7,7	5,0	5,70	7,6	5,70
51≤x≤62		Con contraste	3,4	5,1	12,0	3,5	4,7	4,90	5,1	4,90
63≤x≤74	TC DE TÓRAX	General	2,7	6,7	10,4	3,9	4,8	5,40	7,2	5,40
63≤x≤74		Sin contraste	3,8	7,3	11,2	2,9	5,0	6,20	8,3	6,20
63≤x≤74		Con contraste	2,7	5,7	6,7	2,5	4,7	5,10	5,4	5,10
75≤x≤86	TC DE TÓRAX	General	3	7,4	12,5	4,2	5,1	5,90	8,2	5,90
75≤x≤86		Sin contraste	3	7,9	13,2	4,4	5,1	6,10	9,8	6,10
75≤x≤86		Con contraste	3,6	6,5	7,9	2,2	5,1	5,60	6,3	5,60
x≥87	TC DE TÓRAX	General	3,8	9,3	38,9	10,2	5,3	8,15	10,5	8,15
x≥87		Sin contraste	4,1	9,7	38,9	9,5	5,3	8,70	11,2	8,70
x≥87		Con contraste	3,8	8,0	18,8	4,9	5,3	7,50	8,5	7,50

Tabla 3-25 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del producto kerma longitud PKL en tomografía de tórax.

Peso kg	Estudio	PARAMETRO: Producto Kerma Longitud PKL (mGy*cm)								
		Estadístico					Cuartiles			VALOR TÍPICO
		tipo	Mín	Prom	Máx	Max/Min	Q1	Q2	Q3	
x≤50	TC DE TÓRAX	General	70,5	249,6	738,1	10,5	179,6	200,7	267,8	200,7
x≤50		Sin contraste	70,5	244,9	738,1	10,5	179,6	198,5	256	198,5
x≤50		Con contraste	131	258,4	557,2	4,3	179	217,7	276,2	217,7
51≤x≤62	TC DE TÓRAX	General	18,7	244,8	768,5	41,1	182,3	203,4	278,3	203,4
51≤x≤62		Sin contraste	18,7	253	718,7	38,4	182,1	228,5	300,6	228,5
51≤x≤62		Con contraste	131,9	233,6	768,5	5,8	182,3	197,5	220,9	197,5
63≤x≤74	TC DE TÓRAX	General	22,5	275,5	451,7	20,1	192,3	231	322,4	231
63≤x≤74		Sin contraste	22,5	284	458,5	20,4	193,4	248	352,7	248
63≤x≤74		Con contraste	100,8	262,1	399,6	4	191,2	219,8	261,9	219,8
75≤x≤86	TC DE TÓRAX	General	70,5	313,6	564,7	8	207,1	250,9	367,6	250,9
75≤x≤86		Sin contraste	70,5	320,6	565,8	8	205,9	254,4	401	254,4
75≤x≤86		Con contraste	99,8	299,3	557,1	5,6	211,2	243,9	304,6	243,9
x≥87	TC DE TÓRAX	General	70,5	436,8	3718	52,7	244,9	326,7	455,4	326,7
x≥87		Sin contraste	70,5	377,2	937,5	13,3	240,1	336,7	457,7	336,7
x≥87		Con contraste	207,4	615,7	3718	17,9	254,2	319,1	395,6	319,1

Tabla 3-26 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del CTDIvol, para tomografía de cráneo.

Peso kg	Estudio	PARAMETRO: CTDIvol (mGy)								
		Estadísticos					Cuartiles			VALOR TÍPICO
		Tipo	Mín	Prom	Máx	Max/Min	Q1	Q2	Q3	
x≤50	TC DE CRÁNEO	General	4,2	38,7	42,7	10,2	38,9	42,7	42,7	42,7
x≤50		Sin contraste	4,2	38,6	42,7	10,2	38,9	42,7	42,7	42,7
x≤50		Con contraste	38,9	40,2	42,7	1,1	38,9	38,9	40,8	38,9
51≤x≤62	TC DE CRÁNEO	General	3,8	39,7	42,7	11,2	38,9	42,7	42,7	42,7
51≤x≤62		Sin contraste	3,8	40,1	42,7	11,2	38,9	42,7	42,7	42,7
51≤x≤62		Con contraste	5,1	29,9	42,7	8,4	15,3	41,2	42,3	41,2
63≤x≤74	TC DE CRÁNEO	General	4,4	38,2	47,7	10,8	38,9	42,7	42,7	42,7
63≤x≤74		Sin contraste	4,4	38,2	47,7	10,8	38,9	42,7	42,7	42,7
63≤x≤74		Con contraste	7,3	37,5	42,7	5,8	38,4	41,2	42	41,2
75≤x≤86	TC DE CRÁNEO	General	3,8	38,4	42,7	11,2	38,9	42,7	42,7	42,7
75≤x≤86		Sin contraste	4,5	38,7	42,7	9,5	38,9	42,7	42,7	42,7
75≤x≤86		Con contraste	3,8	32,5	42,7	11,2	37,5	38,2	40,6	38,2
x≥87	TC DE CRÁNEO	General	4,2	35,8	42,7	10,2	38,9	40,05	42,7	40,05
x≥87		Sin contraste	4,2	36,2	42,7	10,2	38,9	40,8	42,7	40,8
x≥87		Con contraste	4,7	31,9	42,7	9,1	30,4	40,05	41,6	40,05

Tabla 3-27 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del producto kerma longitud PKL en tomografía de cráneo.

Peso kg	Estudio	tipo	PARAMETRO: Producto Kerma Longitud PKL (mGy*cm)							VALOR TÍPICO
			Estadístico				Cuartiles			
			Mín	Prom	Máx	Max Min	Q1	Q2	Q3	
x≤50	TC DE CRÁNEO	General	87,9	895,4	1432,3	16,3	899,5	945,1	976,5	945,1
x≤50		Sin contraste	87,9	895,9	1432,3	16,3	902,3	966,4	981,9	966,4
x≤50		Con contraste	859,8	886,9	902,3	1	879,2	898,6	900,5	898,6
51≤x≤62	TC DE CRÁNEO	General	261,3	937,6	2358,4	9	881	951,2	966,4	951,2
51≤x≤62		Sin contraste	360,8	923,4	1699	4,7	881	945,1	966,4	945,1
51≤x≤62		Con contraste	261,3	1283,4	2358,4	9	968,1	1001,6	1840,8	1001,6
63≤x≤74	TC DE CRÁNEO	General	311,5	937,7	1902,1	6,1	898,6	966,2	987,8	966,2
63≤x≤74		Sin contraste	311,5	934,8	1902,1	6,1	898,6	966	987,8	966
63≤x≤74		Con contraste	849,5	1008,6	1515,1	1,8	910	973,2	1019,9	973,2
75≤x≤86	TC DE CRÁNEO	General	87,9	940,5	2234,8	25,4	898,6	966,4	995,9	966,4
75≤x≤86		Sin contraste	87,9	939,1	1736,7	19,8	902,3	966,4	995,9	966,4
75≤x≤86		Con contraste	173	965,8	2234,8	12,9	852,7	898,7	965,2	898,7
x≥87	TC DE CRÁNEO	General	215,5	898,5	1302,7	6	879,2	941,3	987,2	941,3
x≥87		Sin contraste	215,5	886,5	1073,3	5	879,2	941,3	987	941,3
x≥87		Con contraste	879,2	1018	1302,7	1,5	880,6	945,1	1082,6	945,1

Tabla 3-28 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del CTDIvol, para tomografía de abdomen y pelvis.

Peso kg	Estudio	PARAMETRO: CTDIvol (mGy)								
		Tipo	Estadísticos				Cuartiles			VALOR TÍPICO
			Mín	Prom	Máx	Max/Min	Q1	Q2	Q3	
x≤50	TC DE ABDOMEN Y PELVIS (ABDOMEN TOTAL)	General	3,5	6,2	28,3	8,1	4,8	5,1	5,9	5,1
x≤50		Sin contraste	4,8	11	28,3	5,9	4,8	5,35	11,5	5,35
x≤50		Con contraste	3,5	5,6	12,5	3,6	4,8	5,1	5,9	5,1
51≤x≤62	TC DE ABDOMEN Y PELVIS (ABDOMEN TOTAL)	General	2,1	6,3	18,9	9	5,1	5,1	5,7	5,1
51≤x≤62		Sin contraste	5,1	5,3	6	1,2	5,1	5,1	5,4	5,1
51≤x≤62		Con contraste	2,1	5,8	18,9	9	5,1	5,1	5,7	5,1
63≤x≤74	TC DE ABDOMEN Y PELVIS (ABDOMEN TOTAL)	General	3,75	5,9	7,6	2	5,1	5,3	5,9	5,3
63≤x≤74		Sin contraste	4,8	6,1	8,1	1,7	5,1	5,6	6,2	5,6
63≤x≤74		Con contraste	3,75	5,9	7,3	1,9	5,1	5,3	5,9	5,3
75≤x≤86	TC DE ABDOMEN Y PELVIS (ABDOMEN TOTAL)	General	2,7	6,4	8,1	3	5,2	5,7	6,5	5,7
75≤x≤86		Sin contraste	5,7	6,6	7,7	1,3	5,9	6	7,1	6
75≤x≤86		Con contraste	2,7	6,4	8	3	5,2	5,7	6,5	5,7
x≥87	TC DE ABDOMEN Y PELVIS (ABDOMEN TOTAL)	General	3,5	11,3	30,1	8,6	7	8,6	16,1	8,6
x≥87		Sin contraste	4,8	7,1	10,9	2,3	5,3	5,7	8,3	5,7
x≥87		Con contraste	3,5	11,7	30,1	8,6	7,2	8,9	16,8	8,9

Tabla 3-29 Resumen de información estadística para determinar el valor típico del producto kerma longitud PKL o DLP en tomografía de abdomen y pelvis.

Peso kg	Estudio	tipo	PARAMETRO: Producto Kerma Longitud DLP (mGy*cm)							VALOR TÍPICO
			Estadístico				Cuartiles			
			Mín	Prom	Máx	Max /Min	Q1	Q2	Q3	
x≤50	TC DE ABDOMEN Y PELVIS (ABDOMEN TOTAL)	General	131	340,2	1188,5	9,1	253,6	281,7	329,9	281,7
x≤50		Sin contraste	218,6	272,5	301,3	1,4	258,7	285,1	298,9	285,1
x≤50		Con contraste	131	347,5	1188,5	9,1	253,6	281,7	344,3	281,7
51≤x≤62	TC DE ABDOMEN Y PELVIS (ABDOMEN TOTAL)	General	165,1	325,9	1797,2	10,9	254,4	302,8	318,2	302,8
51≤x≤62		Sin contraste	266,4	276,4	296,9	1,1	270,6	271,5	276,6	271,5
51≤x≤62		Con contraste	165,1	328,6	1797,2	10,9	254,4	276,6	329,9	276,6
63≤x≤74	TC DE ABDOMEN Y PELVIS (ABDOMEN TOTAL)	General	120,6	361,6	559,8	4,6	268,3	298,1	376,6	298,1
63≤x≤74		Sin contraste	189,5	331,3	459,83	2,4	244,8	311,1	392	311,1
63≤x≤74		Con contraste	120,6	364,4	563	4,7	269	297,4	372,7	297,4
75≤x≤86	TC DE ABDOMEN Y PELVIS (ABDOMEN TOTAL)	General	139,8	402,2	631,9	4,5	296,3	337,1	431,5	337,1
75≤x≤86		Sin contraste	295,2	357,9	421,14	1,4	315,7	336,1	389,3	336,1
75≤x≤86		Con contraste	139,8	403,2	632,2	4,5	296,4	337,5	429,8	337,5
x≥87	TC DE ABDOMEN Y PELVIS	General	204,2	625,2	1754,3	8,6	290,3	510,4	809,7	510,4
x≥87		Sin contraste	232,9	366,3	580,5	2,5	259,3	285,6	433,1	285,6

x≥87	(ABDOMEN TOTAL)	Con contrast e	3,5	11,7	30,1	8,6	339,5	514,7	512,6	514,7
------	--------------------	----------------------	-----	------	------	-----	-------	-------	-------	-------

Al comparar los valores típicos obtenidos con algunos de los valores publicados a nivel nacional e internacional resumidos y mostrados en la Tabla 3.30 se evidencia

Tabla 3-30 Tabla comparativa de algunos valores típicos en TC niveles de referencia reportados a nivel nacional e internacional

Procedimientos reportados	Valores típicos reportados		Referencia
	CTDI vol (mGy)	DLP (mGy*cm)	
TC cráneo	47	790	DRLs Nacionales de UK de tomografía computarizada 2022
TC Tórax	8.5	290	
TC Abdomen y pelvis	10	530	
TC cráneo	41.4	907	DRLs Hospital Universitario de Caldas. 2021
TC Tórax	17.27	728.8	
TC Abdomen y pelvis	9.57	515.1	
TC cráneo	51.8	968.34	Dosis efectiva en pacientes adultos en tomografía computarizada TF maestría U Javeriana
TC Tórax	6.45	217.86	
TC Abdomen y pelvis	NA	NA	
TC cráneo	68	1508	Determinación de los DRLs para la optimización en la adquisición de imágenes con Tomografía Computada España 2018
TC Tórax	30	924	
TC Abdomen y pelvis	25	1169	
TC cráneo	52.4	1087.4	Valores típicos de dosis para tomografía computada de cerebro Clínica Bupa Reñaca Chile. 2020
TC Tórax	NA	NA	
TC Abdomen y pelvis	NA	NA	
TC cráneo	42.7	964.4	Valores típicos HUN
TC Tórax	5.5	235.55	
TC Abdomen y pelvis	5.3	301.9	

Como se evidencia en la tabla, los valores típicos de $CTDI_{vol}$ determinados en el HUN están por debajo de todos los valores reportados, sin embargo el valor típico de DLP para cráneo y tórax están por encima de los valores consultados, una posible razón de estas diferencias podría ser a causa de una inadecuada selección de la ventana o longitud de la toma de la imagen dado la relación directa entre esta medida con el DLP.

Por otro lado, los valores para T_c de tórax obtenidos son aproximadamente el 50% de los niveles de referencia del Reino Unido reportados recientemente, pero al comparar los datos reportados en una investigación similar a esta en centros clínicos en Bogotá se evidencia que la diferencia no es tan grande, lo que nos lleva a una conclusión de establecer niveles de referencia locales y nacionales y se establezca una metodología fácilmente repetible para su obtención que permitan comparar los valores típicos institucionales con valores de pacientes con similares características antropomórficas.

4. Conclusiones y Recomendaciones

4.1 Conclusiones

El departamento de Radiología e Imágenes Diagnosticas del Hospital Universitario Nacional cuenta con los equipos para las modalidades de radiología convencional, fluoroscopia convencional, angiografía, tomografía Computarizada, resonancia Magnética y ultrasonido; al analizar la información recopilada, se limita el objeto de estudio a los procedimientos más frecuentes realizados en fluoroscopia con un equipo fijo y a la tomografía computarizada. Obteniendo que de 290 procedimientos analizados, el estudio diagnostico por fluoroscopia de colon por enema con el 47%; los rayos x de vías digestivas altas con el 21% y la faringolaringografía dinámica (con cine o video) con el 15%; son los tres procedimientos más comunes.

De igual manera para los procedimientos tomográficos analizados indistintamente de si fueron contrastados o no, el 25% fueron tomografías de tórax, el 16% fueron tomografías de cráneo y el 14% fueron tomografías de abdomen y pelvis completo, siendo estos tres procedimientos los más frecuentes realizados con esta modalidad de imagen.

A partir de la información demográfica de los pacientes se pudo categorizar a la población según el peso para cada modalidad de imagen, y se obtuvieron los valores típicos para cada procedimiento y para cada categoría de pesos; para el caso de fluoroscopia el 47,6% de los pacientes tenían un peso de 62 a 78 kg, el 32,8% pesaban de 45 a 61 kg y el 15,5% pesaban de 79 a 94 kg. Para el caso de la tomografía computarizada el 43,1% pesaban entre 63 a 74 kg, el 26,2% pesaban entre 75 a 86 kg y el 19,5 % pesaban entre 51 a 62 kg.

Es relevante esta discriminación por pesos, dado que los Niveles de Referencia Diagnósticos determinados con valores típicos de diferentes instituciones, se evalúan para pacientes estándar de 70 kg y las dosis para la radiología en general cambian según la contextura del paciente; para el caso del HUN los grupos de 62 a 78 kg para fluoroscopia y de 63 a 74 kg para tomografía, coinciden con los mayores porcentajes de pacientes a los que se les realizo algún procedimiento y serán los valores principales a publicar, pero podrían haber regiones o instituciones donde esto no ocurra, donde sus pacientes tengan mayoritariamente menor peso o contextura, en estos casos, reportar valores típicos de diferentes rangos de pesos, les permitiría a estos centros, comparar sus valores típicos con datos similares a los adquiridos por ellos.

Los valores típicos o Niveles de referencia diagnósticos institucionales para el examen de rayos x de colon por enema corresponden a: 12 imágenes adquiridas, 93 segundos de tiempo de fluoroscopia, 16,02 mGy de Kerma en aire en la superficie de entrada y 377,02 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ de Producto kerma en aire - área; para los rayos x de vías digestivas altas: 53 imágenes adquiridas, 108 segundos de tiempo de fluoroscopia, 16,86 mGy de Kerma en aire en la superficie de entrada y 549,88 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ de Producto kerma en aire - área; y la faringolaringografía dinámica (con cine o video): 79 imágenes adquiridas, 156 segundos de tiempo de fluoroscopia, 2,96 mGy de Kerma en aire en la superficie de entrada y 740 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ de Producto kerma en aire - área.

Los valores típicos para la tomografía de tórax sin contraste son: 6,20 mGy de índice de dosis en CT (CTDI) y 248,0 mGy*cm de producto dosis longitud (DLP); Para la tomografía de cráneo sin contraste 42,7 mGy de CTDI y 966,0 mGy*cm de DLP; para la tomografía de abdomen y pelvis sin contraste 5,6 mGy de CTDI y 311,1 mGy*cm de DLP. Los valores típicos de los procedimientos contrastados en general tienden a ser un poco menores que los acá reportados a excepción de tomografía de cráneo en el que el DLP aumenta ligeramente.

4.2 Recomendaciones

Durante el análisis de la información recopilada se evaluaron los valores típicos discriminando a la población por sexo, edades e índice de masa corporal IMC, sin embargo, ni el sexo ni la edad mostraron una diferenciación significativa en comparación del análisis por peso, como se desarrolló en este trabajo y se descartó el análisis del IMC al evidenciar que los datos registrados no eran confiables ya que eran subjetivos al criterio del tecnólogo que estimaba la altura del paciente.

Muchos de los equipos de fluoroscopia telecomandos y arcos en C que operan y están en uso en el país no cuentan con la tecnología como un sistema de medición de DAP o similar, que permitan obtener de manera directa alguna magnitud dosimétrica para determinar valores típicos, teniendo solo el tiempo de fluoroscopia y en algunos casos el número de imágenes adquiridas como indicadores para tal fin; la metodología planteada en este trabajo puede llegar a ser una alternativa para estimar magnitudes dosimétricas siempre y cuando se lleve un registro adecuado de los parámetros técnicos que en la mayoría de los equipos permite visualizar en la consola de mando.

Por el carácter retrospectivo del análisis de la información, es imposible determinar si en los procedimientos fluoroscópicos se magnificó la imagen o se realizaron cambios importantes en el modo de adquisición que pudieran afectar las dosis significativamente como la colimación, si fue así los datos de dosis estimados pueden llegar a tener un incremento hasta de 2,6 veces o disminuciones de hasta la mitad si la colimación fue de la mitad del área radiada. Para reducir la incertidumbre generada por estos factores, se recomienda tomar la información en vivo.

Al hacer el análisis de los datos obtenidos directamente de la consola como tiempo de fluoroscopia y número de adquisiciones se evidencia una desviación de los datos muy alta, una solución que se ha planteado para este mismo problema en niveles de referencia en angiografía es categorizar cada procedimiento según la complejidad, valdría la pena contribuir en la discusión estableciendo criterios que permitan establecer valores típicos en procedimientos de fluoroscopia convencional según los niveles de complejidad del procedimiento.

Por último, actualmente la agremiación de físicos médicos del país está trabajando en establecer niveles de referencia a nivel local por regiones y a nivel nacional, una tarea pendiente del oficial de protección radiológica del HUN será comparar los valores típicos que se tienen con los NRD y a partir de esta comparación, iniciar un proceso de optimización en pro de la seguridad del paciente y la protección radiológica en general.

C. Anexo: Formato para Niveles de Referencia.

 		Formato para Niveles de Referencia							
		Programa de Protección Radiológica							
		Codigo:	Vigente desde:				Version: 001		
Fecha:		Consecutivo:							
ESTUDIO	MODALIDAD DE IMAGEN	PARAMETROS							
		DOSIMETRICOS				ESTADISTICOS (quartiles)			NIVEL DE REFERENCIA (mGy)
		MINIMA (mGy)	MAXIMA (mGy)	PROMEDIO (mGy)	MAX/MIN	Q1	Q2	Q3	
Observaciones:									
Elaborado por:			Revisado por:			Aprobado por:			
Firma:			Firma:			Firma:			
Nombre: Luz Dary Torres			Nombre: Luz Marina Ángulo			Nombre: Alix Constanza Rojas			
Cargo: Oficial de Protección Radiológica			Cargo: Jefe de gestión Ambiental Seguridad y Salud en el trabajo			Cargo: Directora de Calida			

D. Anexo: Tabla de Datos Obtenidos para Determinar las Funciones de Rendimiento

Medición de Rendimiento en Modo Fluoroscopia

mA	0,5			0,7			1		
	kv	Tasa de dosis (μGy/s)	0,5 mA	R1 (0,5 mA)	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)	0,7 mA	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)
125,00	143,50	143,50	287,00	170,60	170,60	243,71	220,80	220,80	315,43
110,00	120,30	120,30	240,60	139,50	139,50	199,29	179,10	179,10	255,86
100,00	100,60	100,60	201,20	118,40	118,40	169,14	152,40	152,40	217,71
90,00	82,12	82,12	164,24	97,90	97,90	139,86	126,70	126,70	181,00
85,00	72,92	72,92	145,84	87,36	87,36	124,80	113,50	113,50	162,14
80,00	64,57	64,57	129,14	78,11	78,11	111,59	102,90	102,90	147,00
75,00	55,60	55,60	111,20	67,66	67,66	96,66	89,91	89,91	128,44
70,00	47,46	47,46	94,92	58,17	58,17	83,10	78,60	78,60	112,29
65,00	39,84	39,84	79,68	49,38	49,38	70,54	68,10	68,10	97,29
60,00	32,40	32,40	64,80	41,05	41,05	58,64	57,52	57,52	82,17
mA	1,4			1,6			1,8		
	kv	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)	1,4 mA	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)	1,6 mA	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)
125,00	299,80	299,80	299,80	349,40	349,40	249,57	395,00	395,00	246,88
110,00	239,60	239,60	239,60	278,80	278,80	199,14	315,70	315,70	197,31
100,00	203,90	203,90	203,90	237,30	237,30	169,50	265,80	265,80	166,13
90,00	169,50	169,50	169,50	196,40	196,40	140,29	223,10	223,10	139,44
85,00	153,80	153,80	153,80	178,80	178,80	127,71	201,80	201,80	126,13
80,00	141,30	141,30	141,30	162,20	162,20	115,86	183,60	183,60	114,75
75,00	124,20	124,20	124,20	144,60	144,60	103,29	161,70	161,70	101,06
70,00	109,60	109,60	109,60	127,90	127,90	91,36	142,30	142,30	88,94
65,00	96,26	96,26	96,26	110,40	110,40	78,86	122,80	122,80	76,75
60,00	82,24	82,24	82,24	94,69	94,69	67,64	105,70	105,70	66,06
mA	2			2,5			2,7		
	kv	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)	2 mA	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)	2,5 mA	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)
125,00	437,80	437,80	243,22	544,20	544,20	272,10	585,50	585,50	234,20
110,00	349,50	349,50	194,17	446,10	446,10	223,05	481,50	481,50	192,60
100,00	300,20	300,20	166,78	377,80	377,80	188,90	405,40	405,40	162,16
90,00	245,40	245,40	136,33	313,20	313,20	156,60	335,00	335,00	134,00
85,00	236,90	236,90	131,61	281,80	281,80	140,90	310,60	310,60	124,24
80,00	201,10	201,10	111,72	252,60	252,60	126,30	273,70	273,70	109,48
75,00	175,80	175,80	97,67	224,00	224,00	112,00	239,20	239,20	95,68
70,00	154,20	154,20	85,67	194,10	194,10	97,05	209,20	209,20	83,68
65,00	132,20	132,20	73,44	167,30	167,30	83,65	180,00	180,00	72,00
60,00	120,60	120,60	67,00	141,00	141,00	70,50	151,70	151,70	60,68
mA	3,2			3,6					
	kv	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)	3,2 mA	Tasa de dosis (μGy/h)	Tasa de dosis (μGy/s)	3,6 mA		
125,00	676,20	676,20	250,44	774,80	774,80	215,22			
110,00	548,70	548,70	203,22	625,00	625,00	173,61			
100,00	469,50	469,50	173,89	525,40	525,40	145,94			
90,00	390,30	390,30	144,56	438,30	438,30	121,75			
85,00	346,70	346,70	128,41	392,50	392,50	109,03			
80,00	318,10	318,10	117,81	353,80	353,80	98,28			
75,00	281,20	281,20	104,15	308,00	308,00	85,56			
70,00	243,50	243,50	90,19	267,20	267,20	74,22			
65,00	211,80	211,80	78,44	229,70	229,70	63,81			
60,00	177,60	177,60	65,78	195,20	195,20	54,22			

Medición del Rendimiento en modo Cine

mA		50			80			
kv	mAs	Tasa de dosis (μGy/s)	dosis (μGy)	5 mAs	mAs	Tasa de dosis (μGy/s)	dosis (μGy)	8 mAs
120,00	5,00	11150,00	1154,00	230,80	8,00	17470,00	1791,00	223,88
110,00	5,00	9913,00	1026,00	205,20	8,00	15000,00	1538,00	192,25
100,00	5,00	7240,00	745,80	149,16	8,00	12570,00	1282,00	160,25
95,00	5,00	6550,00	674,60	134,92	8,00	11530,00	1176,00	147,00
90,00	5,00	5963,00	611,20	122,24	8,00	10390,00	1060,00	132,50
80,00	5,00	5384,00	549,20	109,84	8,00	8716,00	884,60	110,58
70,00	5,00	4149,00	421,10	84,22	8,00	5994,00	608,40	76,05
60,00	5,00	2749,00	279,10	55,82	8,00	4407,00	445,10	55,64
50,00	5,00	1768,00	178,60	35,72	8,00	2822,00	283,60	35,45

mA		100			125			
kv	mAs	Tasa de dosis (μGy/s)	dosis (μGy)	10 mAs	mAs	Tasa de dosis (μGy/s)	dosis (μGy)	12,5 mAs
120,00	10,00	19840,00	1984,00	198,40	12,50	25330,00	2584,00	206,72
110,00	10,00	16900,00	1723,00	172,30	12,50	21880,00	2232,00	178,56
100,00	10,00	14380,00	1467,00	146,70	12,50	18020,00	1838,00	147,04
95,00	10,00	13940,00	1415,00	141,50	12,50	17460,00	1772,00	141,76
90,00	10,00	11860,00	1210,00	121,00	12,50	14950,00	1524,00	121,92
80,00	10,00	10300,00	1046,00	104,60	12,50	12150,00	1239,00	99,12
70,00	10,00	8026,00	814,70	81,47	12,50	9422,00	956,40	76,51
60,00	10,00	5468,00	555,00	55,50	12,50	6947,00	701,60	56,13
50,00	10,00	3700,00	371,80	37,18	12,50	4490,00	453,50	36,28

mA		160			200			
kv	mAs	Tasa de dosis (μGy/s)	dosis (μGy)	R	mAs	Tasa de dosis (μGy/s)	dosis (μGy)	20 mAs
120,00	16,00	31850,00	3249,00	203,06	20,00	41380,00	4200,00	210,00
110,00	16,00	27390,00	2794,00	174,63	20,00	35140,00	3567,00	178,35
100,00	16,00	23240,00	2370,00	148,13	20,00	29600,00	3004,00	150,20
95,00	16,00	22150,00	2249,00	140,56	20,00	26910,00	2731,00	136,55
90,00	16,00	19390,00	1969,00	123,06	20,00	24240,00	2460,00	123,00
80,00	16,00	15800,00	1596,00	99,75	20,00	19820,00	2002,00	100,10
70,00	16,00	12170,00	1229,00	76,81	20,00	15760,00	1592,00	79,60
60,00	16,00	8670,00	895,90	55,99	20,00	11290,00	1134,00	56,70
50,00	16,00	5855,00	588,40	36,78	20,00	7413,00	748,70	37,44

mA		320		
kv	mAs	Tasa de dosis (μGy/s)	dosis (μGy)	32 mAs
120,00	32,00	6830,00	6933,00	216,66
110,00	32,00	5691,00	5748,00	179,63
100,00	32,00	4925,00	4999,00	156,22
95,00	32,00	4310,00	4353,00	136,03
90,00	32,00	4156,00	4198,00	131,19
80,00	32,00	3356,00	3406,00	106,44
70,00	32,00	2622,00	2648,00	82,75
60,00	32,00	1940,00	1960,00	61,25
50,00	32,00	1287,00	1300,00	40,63

6. Bibliografía

ARCAL. (2001). Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnostico . *ARCAL XLIX*. Acuerdo Regional Para la Promocion de la Ciencia Nuclear y Tecnologia en America Latina Yel Caribe.

Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidhold JR, E. M., & Boone, J. M. (2012). Diagnostic Radiology. En J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidhold JR, & J. M. Boone, *The Essential Physics Of Medical Imaging* (págs. 169-575). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Comision Europea. (1999). *Guia sobre los niveles de referencia para diagnostico en las exposiciones medicas*. Madrid: Direccion general de medio ambiente y seguridad nuclear.

Dance, D., & Castellano, I. (2014). Patient Dosimetry. En D. Dance, S. Cristofides, A. Maldment, I. McLean, & K. Ng, *Diagnostic Radiology physics, A Handbook for Teachers and Students* (págs. 551-587). Viena: IAEA.

Garcia, L. (2019). Determinacion de los Niveles de Referencia de Indice de Dosis en Tomografía Computarizada y Producto Dosis Longitud en Exámen de Tórax y Abdomen en el Instituto Nacional de Cancerología. *Trabajo Final de Maestria*. Bogotá , Colombia: Universidad Nacional de Colombia.

Geleijns, J. (2014). Computed Tomography. En IAEA, *Diagnostic Radiology Phisics a Handbook for Teachers and Students* (págs. 257-290). Viena: Internacional Atomic Energy Agency.

IAEA. (2007). Technical Reports Series No. 457. En I. A. Agency, *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. Viena.

IAEA. (2012). *Quality Assurance Programme for Computed Tomography Diagnostic and Therapy Aplications*. viena: International Atomic Energy Agency.

IAEA. (2014). Patient Dosimetry. En IAEA, *Diagnostic Radiology physics: a Handbook for Teachers and Students* (págs. 551-588). Viena: International Atomic Energy Agency.

ICRP. (2017). ICRP PUBLICATION 135. *Diagnostic Reference Levels in Medical*. Londres, UK: International Commission on Radiological Protection.

- ICRU. (2006). Reporte 74. *Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging*. Londres, UK.
- ICRU. (Julio de 2012). Report 85. *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, Radiation Protection Dosimetry*. Oxford, UK.
- Manual de Procedimientos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. (2002). Valencia: Generalitat Valenciana. Conselleria de Sanitat.
- Ministerio de Salud. (25 de septiembre de 1960). Ley 16. *Por la cual se aprueba el Estatuto del Organismo Intercontinental de Energía Atómica*. Bogotá D.C, Colombia.
- Ministerio de Salud. (4 de octubre de 1993). Resolución 8430. *por la cual se establecen normas científicas, técnicas, y administrativas para la investigación en salud*. Bogotá D.C, Colombia.
- Ministerio de Salud y Protección Social. (22 de 02 de 2018). Resolución 482. *Por la cual se reglamenta el uso de equipos generadores de radiación ionizante, su control de calidad, la prestación de servicios de protección radiológica y se dictan otras disposiciones*. Bogotá D.C., Colombia.
- NCRP. (30 de septiembre de 2012). Report N° 172. *Acceptable Doses in Medical and Dental Imaging Recommendations for the United States*. Bethesda, Maryland, USA.
- OIEA. (2021). *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe*. Viena: Organismo Internacional de Energía Atómica.
- OIEA. (2021). *Protocolos de control de calidad para radiodiagnóstico en américa latina y el caribe*. Viena: Organismo internacional de energía atómica.
- RaySafe. (2016). User manual RaySafe P FLuoro.
- Ruiz Manzano, P. (2012). Procedimientos de Dosimetría para Pacientes en Radiodiagnóstico. En X. Pifarre Martínez, R. Torres, H. Ignacio, & otros, *Radiodiagnóstico: Bases Físicas, Equipos y Control de Calidad* (Vol. 2, págs. 247-334). Madrid: Servicios Editoriales.
- Serra, A., Ramirez, C., Véliz, J., Salsas, Maria Isabel, P. J., Vera, F., & Morales, J. (2020). Valores Tipicos de Dosis para Tomografía Computada de cerebro en Pacientes adultos. *Revista Chilena*(26), 25-31.

Sociedad Española de Física Médica. (2002). *Protocolo español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. Madrid: Edicomplet .

Torres, L. D. (7 de Febrero de 2018). Determinación de los niveles de referencia para estudios de radiología convencional en el Hospital Universitario Nacional de Colombia. *Trabajo de grado*. Bogotá, Colombia.

Torres, R., & Gonzáles, I. (2012). Equipos de Rayos X y Receptores de Imagen. En P. Ruiz, *Fundamentos de Física Médica* (Vol. 2, págs. 146-247). Madrid: servicios Editoriales.

Toshiba Medical System. (2013). Manual de Utilizacion del Escaner Toshiba Aquilon Prime TSX-303A. *N.º 2B201-662ES*F*.