

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

**“IMPLEMENTACIÓN DE LAS CURVAS DE DENSIDAD
ELECTRÓNICA RELATIVA AL SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO EN TELETERAPIA
MEDIANTE LA CALIBRACIÓN ESTEQUIOMÉTRICA”**

PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN
CIENCIAS CON MENCIÓN EN FÍSICA MÉDICA
ELABORADA POR:

RICHAR RICARDO PINEDO CADILLO

ASESORA:

Dra. CARMEN SANDRA GUZMÁN CALCINA

**LIMA – PERÚ
2023**

Dedicatoria

Dedico esta tesis a todos aquellos que me apoyaron moral y económicamente. En
Especial a mi familia.

Agradecimientos

Al centro médico Oncocenter Perú SAC. Por las facilidades brindadas para la realización de este trabajo. Al M_{SC}. Cesar Picón Chávez, a la PhD. Sandra Guzmán Calcina por su invaluable ayuda.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Página
ÍNDICE DE TABLAS	vi
ÍNDICE DE FIGURAS	viii
ABREVIATURAS	x
RESUMEN	xi
ABSTRACT	xii
I. INTRODUCCIÓN	1
II. MARCO TEÓRICO	4
2.1 Tomografía computarizada	4
2.1.1 Técnicas de adquisición	7
2.1.2 Presentación de la imagen, HU.	8
2.1.3 Formato DICOM	9
2.1.4. Sistema de coordenadas del paciente	10
2.1.5. Matriz, pixel y voxel	10
2.1.6 Garantía de calidad de un tomógrafo para uso en radioterapia	13
2.1.7 Conversión de números hounsfield a densidad electrónica relativa	14
2.1.7.1 Calibración Estequiometrica	15
2.1.8 Paremetrización del coeficiente de atenuación lineal	16
2.1.9 Energía efectiva y números Hounsfield	17
2.1.10 Determinación de la energía efectiva	18
2.2 Implicancia de las densidades electrónicas en el proceso de calculo	19
2.2.1 Corrección por presencia de heterogeneidades	19
2.2.2 Métodos de corrección de inhomogeneidades	20
III MARCO METODOLÓGICO	23
3.1 Equipos y Materiales	23
3.1.1 Tomógrafo Computarizado	23
3.1.2 Acelerador lineal	24
3.1.3 Fantoma de tórax	25
3.1.4 Sistema de planificación de tratamiento	26
3.1.5 Material calibrador	26
3.1.6 Electrómetro	26
3.1.7 Cámara de ionización	27
3.1.8 Cuba de acrílico	28
3.2 Metodología	30
3.2.1 Control de calidad del tomógrafo para uso en radioterapia	30
3.2.1.1 Determinación de la uniformidad y la constancia de los HU en un medio uniforme	30
3.2.1.2 Precisión geométrica dentro de un corte - distancia entre dos puntos de la imagen	32
3.2.1.3 Registro derecha – izquierda	32

3.2.1.4 Alineación de los láseres y los centradores luminosos internos del TC que definen el plano del corte	33
3.2.2 Método Estequiométrico	35
3.2.3 Integración del tomógrafo al sistema de planificación	36
3.2.3.1 Declaración del tomógrafo en el TPS CAT3D	36
3.2.3.2 Representación gráfica del valor de <i>pixel</i> en el TPS CAT3D	37
3.2.3.3 PDD en el TPS CAT3D	39
3.2.4 Método cámara de ionización	41
3.2.4.1 Porcentaje de dosis en profundidad	41
3.2.4.2 Calibración de la unidad de tratamiento	42
3.2.5 Determinación de la Unidades monitor para la irradiación del fantoma	44
3.2.6 Planificación de tratamiento en fantoma antropomórfico	45
IV. RESULTADOS Y DISCUSIONES	49
4.1 Control de calidad del tomógrafo para su uso en radioterapia	49
4.1.1 Determinación de la uniformidad y la constancia de los HU en un medio uniforme	49
4.1.2 Precisión geométrica dentro de un corte y distancia entre dos puntos de la imagen	51
4.1.3 Registro derecha – izquierda	51
4.1.4 Alineación de los láseres y los centradores luminosos internos del TC que definen el plano de corte	52
4.2 Método Estequiometrico	53
4.3 Integración del tomógrafo al sistema de planificación	57
4.3.1 Declaración del tomógrafo en el RTPS CAT3D	57
4.3.2 Representación gráfica de la densidad de pixel en el TPS	60
4.3.3 PDD en el TPS	61
4.4 Método cámara de ionización	66
4.4.1 Porcentaje de dosis en profundidad	69
4.4.2 Calibración de la unidad de tratamiento	70
4.5 Determinación de la unidades monitor para la irradiación del fantoma	72
4.6 Planificación de tratamiento en fantoma antropomórfico	73
V. CONCLUSIONES	83
VI. BIBLIOGRAFÍA	85
VII ANEXOS	87
ANEXO I.	88
ANEXO II.	93
ANEXO III.	97
ANEXO IV.	103
ANEXO V.	135
ANEXO VI.	139

ÍNDICE DE TABLAS

N°	Descripción	Página
Tabla 2.1	: Generación de Evolución de los equipos TC	8
Tabla 3.1	: Especificaciones técnicas del tomógrafo simulador	23
Tabla 3.2	: Especificaciones técnicas del acelerador lineal	24
Tabla 3.3	: Especificaciones técnicas del fantoma de tórax	25
Tabla 3.4	: Propiedades del material calibrador	26
Tabla 3.5	: Propiedades del electrómetro	27
Tabla 3.6	: Propiedades de la Cámara Ionización	27
Tabla 4.1	: Uniformidad de la lectura de HU en un único corte axial	49
Tabla 4.2	: Constancia de los HU en el tiempo	50
Tabla 4.3	: Distancia entre dos puntos en dirección horizontal	51
Tabla 4.4	: Distancia entre dos puntos en dirección vertical	51
Tabla 4.5	: Coincidencia del centrador luminoso y el plano de corte	52
Tabla 4.6	: Lecturas de HU para el Aluminio (Al - calibrador)	53
Tabla 4.7	: Lecturas de HU para el Teflón (C ₂ F ₄ - calibrador).	54
Tabla 4.8	: Lecturas de HU para el Nylon (C ₆ H ₁₁ ON - calibrador).	54
Tabla 4.9	: Valores de la relación Tipo y=mx de los materiales	55
Tabla 4.10	: Unidades Hounsfield de materiales del cuerpo humano	56
Tabla 4.11	: Valores DER Vs Valor Pixel Estándar	57
Tabla 4.12	: Valores DER Vs. Valor Pixel ATLAS	58
Tabla 4.13	: Porción de hueso trabecular y cortical en las áreas esqueléticas para la medición Para la medición de la masa ósea por la absorción de fotones. de la masa ósea por la absorción de fotones.	59
Tabla 4.14	: Porcentaje de Dosis en Profundidad del CLINAC 2100C en el Planificador CAT3D(Fotones Open Field – medio homogéneo)	61
Tabla 4.15	: Porcentaje de Dosis en Profundidad del CLINAC 2100C en el Planificador CAT3D (Corrección - Atlas)	62
Tabla 4.16	: Porcentaje de Dosis en Profundidad del CLINAC 2100C en el Planificador CAT3D (Corrección -Estándar)	63
Tabla 4.17	: Porcentaje de Dosis en Profundidad del CLINAC 2100C en el Planificador CAT3D (Corrección –Calibrado)	64
Tabla 4.18	: Valores de nC para el TPR _{20,10}	70
Tabla 4.19	: Medidas de cargasen nC para los factores de influencia Polarizado y variado 1/2V	70
Tabla 4.20	: Medidas de Presión y temperatura para los factores de influencia.	71
Tabla 4.21	: Factores de influencia en la calibración del Clinac2100C	71
Tabla 4.22	: Factores de Poder de Frenado	73
Tabla 4.23	: Comparación de los datos calculados en el TPS con los medidos con C.I para el caso1 simple con ISO en S1.	75
Tabla 4.24	: Comparación de los datos calculados en el TPS con los medidos con C.I para el caso1 simple con ISO en S2.	76
Tabla 4.25	: Comparación de los datos calculados en el TPS con los medidos con C.I. Para el caso simple con ISO en S3.	77
Tabla 4.26	: Comparación de los datos calculados en el TPS con los medidos con C.I para el caso2 con ISO en S1.	79
Tabla 4.27	: Comparación de los datos calculados en el TPS con los medidos con C.I	

para el caso2 con ISO en S2.	80
Tabla 4.28 : Comparación de los datos calculados en el TPS con los medidos con C.I. para el caso2 con ISO en S3.	80
Tabla 4.29 : Comparación de los datos calculados en el TPS con los Medidos con C.I .	82

ÍNDICE DE FIGURAS

N°	Descripción	Página
Figura 2.1	Esquema de la atenuación del haz inicial a través de su trayectoria que recorre un conjunto de voxel	5
Figura 2.2	Esquema de un tomógrafo computarizado TC	6
Figura 2.3	Esquema de la adquisición de registros por un TC	7
Figura 2.4	Escala <i>Hounsfield</i> en los órganos	9
Figura 2.5	Sistema de Coordenada de pacientes (PCS)	10
Figura 2.6	La matriz en tomografía computarizada	11
Figura 2.7	La Matriz y el Pixel en TC	11
Figura 2.8	Relación entre Pixel y Voxel	12
Figura 2.9	El Pixel es la representación bidimensional del Voxel	13
Figura 2.10	Efecto de una heterogeneidad de pulmón sobre el PDD	20
Figura 2.11	Clasificación de los algoritmos de corrección de inhomogeneidad	22
Figura 3.1	Tomógrafo Simulador Óptima CT580.	24
Figura 3.2	Acelerador lineal clinac 2100c	25
Figura 3.3	Fantoma tórax	26
Figura 3.4	Electrómetro PTW Unidos E	27
Figura 3.5	C.I Cilíndrica	28
Figura 3.6	Cuba de acrílico	29
Figura 3.7	Distribución espacial de selección de ROIS para la prueba de uniformidad.	31
Figura 3.8	a)Fantoma de tórax para la toma de imágenes con esfera en pulmon Derecho, b)Imagen Dicom del fantoma en el TPS CAT3.	32
Figura 3.9	Centrado de laser externo con respecto al interno en el tomógrafo simulador	33
Figura 3.10	Marcadores visibles en el fantoma en un corte axial.	34
Figura 3.11	Coincidencia de la proyección del láser con el haz de radiación.	34
Figura 3.12	Arreglo experimental para la tomografía del material calibrador	35
Figura 3.13	Menú de dosimetría del planificador CAT3D	36
Figura 3.14	Selección del menú de dosimetría del planificador CAT3D	36
Figura 3.15	Menú de edición del planificador CAT3D	36
Figura 3.16	Lista de escáneres declarados en el planificador CAT3D	36
Figura 3.17	Recorrido vertical antero posterior de la TC del fantoma de tórax en medio heterogéneo en TPS.	37
Figura 3.18	Recorrido Vertical antero posterior de la TC del fantoma tórax en medio homogéneo en TPS.	38
Figura 3.19	Recorrido horizontal de TC del fantoma de tórax en medio heterogéneo en TPS	38
Figura 3.20	Curva PDD en fantoma asumiendo fantoma homogéneo.	39
Figura 3.21	Geometría del fantoma para la irradiación en el acelerador Clinac 2100C	40
Figura 3.22	Posicionamiento de CI para medidas del $TPR_{20,10}$	43
Figura 3.23	Posicionamiento de CI en Z_{ref} para calibración en fantoma de agua	43
Figura 3.24	a)Disposición del fantoma en el tomógrafo, b) vista sagital en el software del tomógrafo, c)Vista axial en el software del tomógrafo	45
Figura 3.25	Fantoma de tórax campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con los puntos evaluados y de y de prescripción	46
Figura 3.26	Fantoma de tórax campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$ con los puntos evaluados(C1,C2,C3) y de prescripción (S1,S2,S3)	47

Figura 3.27	Menú CAT3D selección de modos de calculo	48
Figura 4.1	Reproducibilidad de HU en un corte axial en material homogéneo	50
Figura 4.2	Desviación de los HU del Aluminio(Al - calibrador).	53
Figura 4.3	Desviación de los HU del Teflón (C ₂ F ₄ - calibrador).	54
Figura 4.4	Desviación de los HU del Nylon6 (C ₆ H ₁₁ ON - calibrador).	54
Figura 4.5	Independencia del escáner con el material calibrador	55
Figura 4.6	Curva de unidades <i>hounsfield</i> Vs. densidad electrónica calibrada	56
Figura 4.7	Curva de valor pixel Vs. densidad electrónica estándar	57
Figura 4.8	Curva de valor pixel Vs. densidad electrónica Atlas	58
Figura 4.9	Curvas de valor pixel Vs. densidad electrónica de los modelos Estándar y atlas frente al calibrado	58
Figura 4.10	PDD en planificador CAT3D sin corrección (medio homogéneo).	61
Figura 4.11	Curvas disponibles para las correcciones en el planificador CAT3D	62
Figura 4.12	PDD en planificador CAT3D con corrección Atlas	63
Figura 4.13	PDD en planificador CAT3D con corrección Estándar	64
Figura 4.14	PDD en planificador CAT3D con corrección Calibrado	65
Figura 4.15	Influencia en el PDP usando curvas de correcciones Atlas, Estándar y Calibrado en el TPS-CAT3D en fantoma de tórax	65
Figura 4.16	PDD en el TPS CAT3D usando correcciones homogéneo, atlas y estándar frente a la calibrada en fantoma de tórax	66
Figura 4.17	PDD Medido con C.I. y las del TPS en medio homogéneo, estándar , atlas y calibrada en el fantoma de tórax	67
Figura 4.18	PDD _(agua) VS PDD _(acrílico) CLINAC2100C 6 MV CAMPO 10X10 cm ²	69
Figura 4.19	Fantoma de tórax corrección densidad Homogéneo	74
Figura 4.20	Fantoma de tórax corrección densidad Atlas	74
Figura 4.21	Fantoma de tórax corrección densidad Estándar	74
Figura 4.22	Fantoma de tórax corrección densidad Calibrado	74
Figura 4.23	Fantoma de tórax corrección densidad Homogéneo	75
Figura 4.24	Fantoma de tórax corrección densidad Atlas	75
Figura 4.25	Fantoma de tórax corrección densidad Estándar	75
Figura 4.26	Fantoma de tórax corrección densidad Calibrado	75
Figura 4.27	Fantoma de tórax corrección densidad Homogéneo	76
Figura 4.28	Fantoma de tórax corrección densidad Atlas	76
Figura 4.29	Fantoma de tórax corrección densidad Estándar	76
Figura 4.30	Fantoma de tórax corrección densidad Calibrado	76
Figura 4.31	Fantoma de torax campo 20X20 cm ² correccion densidad calibrado punto prescripcion S1	78
Figura 4.32	Fantoma de torax campo 20X20 cm ² correccion densidad calibrado punto prescripcion S3	78
Figura 4.33	Fantoma de torax campo 20X20 cm ² correccion densidad calibrado punto prescripcion C4	79
Figura 4.34	Fantoma de torax campo 20X20 cm ² correccion densidad calibrado punto prescripcion C5	79
Figura 4.35	Fantoma de tórax cuña CW15 iso: S1	81
Figura 4.36	Fantoma de tórax cuña CW30 iso: S1	81
Figura 4.37	Fantoma de tórax cuña CW45 iso: S1	81
Figura 4.38	Fantoma de tórax cuña CW60 iso: S1	81

ABREVIATURAS

AAPM	<i>American Association of Physicists in medicine</i>
BEV	<i>Beam Eye View</i>
HU	Unidades <i>Hounsfield</i>
CTV	Volumen Blanco Clínico
D	Dosis absorbida.
DER	Densidad Electrónica Relativa
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DRR	Radiografía Reconstruida Digitalmente
FOV	<i>Field of view</i>
GTV	Volumen Tumor Macroscopico
Gy	Unidad de dosis absorbida Gray
ICRU	<i>Comision Internacional de Unidades y Medidas de Radiación).</i>
keV	kilo electrón voltio
LINAC	Acelerador Lineal.
MeV	Mega electrón voltio.
nC	Nano Coulomb.
PACS	Sistema de almacenamiento digital, transmisión y descarga de imágenes radiológicas
PB	<i>Pencil beam</i>
PCS	Sistema de coordenadas de paciente
PDD	<i>Percentage Depth Dose.</i>
PTV	Volumen blanco de planificación
QA	Garantía de calidad
QC	Control de calidad
ROI	Región de interés
RT	Radioterapia
RTPS	Sistema de planificación de tratamiento en radioterapia.
SSD	Source – Surface - Distance
TC	Tomografía computarizada
TPS	<i>Treatment Planning System</i>
UM	Unidades monitoras.
VW	Filtro de cuña virtual.
Fiduciales	Semillas diminutas de plomo

RESUMEN

Los planificadores de tratamientos de radioterapia se basan principalmente en algoritmos de cálculo para calcular las dosis, siendo la imagen base para estos cálculos la tomografía. Para el uso de la imagen tomográfica, primero se debe comisionar el tomógrafo en el planificador, este comisionamiento contempla conocer la densidad electrónica de los tejidos y las unidades Hounsfield. Esta relación depende del escáner y del protocolo utilizado. El objetivo de este trabajo fue la integración de las curvas de densidad electrónica relativa al sistema de planificación de tratamientos CAT3D mediante un método alternativo, la calibración estequiométrica, definida por la dependencia de la energía efectiva de un haz de rayos x de tomografía computarizada.

En el desarrollo de este trabajo se utilizó aluminio como material de calibración y un maniquí torácico con insertos. Los que fueron escaneados con el protocolo típico, los datos recolectados sirvieron para la integración de las curvas de densidad electrónica y para la verificación de la importancia del correcto uso de las curvas, se plantearon 3 casos en la planificación del tratamiento: campo directo 10x10 cm², campo directo 20x20 cm² y campo lateral 10x10 cm² con cuña, donde se puso a prueba el sistema de planificación basado en el algoritmo Pencil Beam que utiliza el método de longitud equivalente para corregir heterogeneidades. Se propusieron tres configuraciones. En los casos evaluados se verificó la desviación entre el uso de la curva característica de calibración, el estándar y el medio homogéneo con respecto a las medidas experimentales. Se encontró que el uso incorrecto de estas curvas afecta significativamente la dosis absorbida hasta en un 6% en regiones donde hay un cambio brusco de densidad, estando por encima de las tolerancias recomendadas de $\pm 5\%$ en la entrega de dosis adsorbida en las áreas donde existe equilibrio electrónico. Los resultados experimentales con la cámara de ionización en los casos evaluados encajan en un intervalo de incertidumbre combinado inferior al 2,1% (2μ).

Se puede concluir que la implementación y uso adecuado de estas curvas mejora la aproximación en medios heterogéneos, reduciendo la desviación de sus resultados. De esta forma, se optimiza la dosis absorbida requerida en el cálculo de los tratamientos de teleterapia.

Palabras claves: Densidad electrónica, unidades *Hounsfield*, calibración estequiométrica.

ABSTRACT

Radiotherapy treatment planners rely mainly on calculation algorithms to calculate doses, the base image for these calculations being tomography. For the use of the tomographic image, the tomographer must first be commissioned in the planner, this commissioning contemplates knowing the electronic density of the tissues and the Hounsfield units. This relationship depends on the scanner and the protocol used. The objective of this work was the integration of the relative electron density curves to the CAT3D treatment planning system by means of an alternative method, stoichiometric calibration, defined by the dependence on the effective energy of a computed tomography x-ray beam.

In the development of this work, aluminum was used as a calibrating material and a chest phantom with inserts. Those that were scanned with the typical protocol, the data collected were used for the integration of the electron density curves and for the verification of the importance of the correct use of the curves, 3 cases were raised in the treatment planning: direct field $10 \times 10 \text{ cm}^2$, field direct $20 \times 20 \text{ cm}^2$ and lateral field $10 \times 10 \text{ cm}^2$ with wedge, where the planning system based on the Pencil Beam algorithm that uses the equivalent length method to correct for heterogeneities was put to the test. Three configurations were proposed. In the evaluated cases, the deviation between using the characteristic calibration curve, the standard and the homogeneous medium compared to the experimental measurements was verified. It was found that the incorrect use of these curves significantly affects the absorbed dose by up to 6% in regions where there is a sudden change in density, being above the recommended tolerances of $\pm 5\%$ in dose delivery. adsorbed in the areas where electronic equilibrium does exist. The experimental results with the ionization chamber in the evaluated cases fit into a combined uncertainty interval of less than 2.1% (2μ).

It can be concluded that the implementation and proper use of these curves improves the approximation in heterogeneous media, reducing the deviation of their results. In this way, the required absorbed dose is optimized in the calculation of teletherapy treatments.

Keywords: electron density, Hounsfield units, stoichiometric calibration.

CAPITULO I

INTRODUCCIÓN

La planificación de los tratamientos y los cálculos de dosis adsorbida en los pacientes son realizados mediante sistemas computarizados, siendo la tomografía la imagen médica de base en la planificación, dado que las unidades *Hounsfield* (HU) tiene una relación directa con la curva de densidad electrónica relativa (DER), la cual permite realizar un cálculo preciso y una correcta corrección por inhomogeneidades en la entrega de dosis adsorbida en los pacientes [1].

El estudio de la relación que existe entre las HU y la DER, están relacionados directamente con el valor de la energía efectiva implicada en el tomógrafo, se han realizado trabajos donde se han utilizado métodos para crear curvas DER para luego cargarlas en los TPS. Como es el trabajo de L. Martinez, un método para la conversión del número *Hounsfield* en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT. Que consistió en parametrizar las HU en función de la densidad electrónica y el número atómico empleando materiales de composición conocida, este método es denominado calibración estequiometrica el cual considera explícitamente la dependencia con la energía [2].

Por otro lado C. Coolens y childs, con el fin de ampliar la escala HU para contemplar otros materiales de interés distintos a los tejidos, para determinar la composición, evaluaron dos métodos de calibración, una basada en la sustitución de materiales, y el otro una calibración estequiométrica [3].

Para el aseguramiento de la calidad en el proceso de planificación del tratamiento de radioterapia y garantizar la entrega exacta de la dosis absorbida D , se hace imprescindible tomar en consideración la influencia de las curvas DER frente a las HU en el sistema de planificación de tratamiento (TPS), si las opciones de correcciones por densidades están deshabilitadas o no han sido comisionadas, el planificador en medios diferentes asumirá que el medio es invariante, con lo que se estaría introduciendo un error en la fase de planificación del tratamiento comprometiendo la vida del paciente [4].

También algunos planificadores cuentan con curvas DER estándar para los cálculos de correcciones por densidades, el uso inadecuado de estas curvas tiende a incrementar la desviación en la entrega de dosis en la práctica clínica. Por lo que cada tomógrafo para su uso en radioterapia debe ser calibrado, caracterizado y comisionado ya que la energía efectiva no es la misma para todos los equipos y ello implica una variación en las HU que está directamente relacionado a la densidad electrónica de los medios evaluados. Según las bibliografías consultadas hay publicaciones que muestran la variación del cálculo de dosis absorbida por los planificadores al activar las correcciones por densidades [4].

Uno de los métodos utilizados para la integración del tomógrafo al TPS es mediante la calibración por sustitutos para obtener la curva DER por este método se adquieren imágenes axiales con TC de un maniquí que contiene insertos de diferentes materiales con densidades electrónicas conocidas equivalentes al tejido del cuerpo humano las imágenes del maniquí se realizan con el protocolo y la técnica empleada para la planificación se mide las HU asignadas a cada material y mediante dos ajustes lineales se calcula la curva DER [5].

La forma como se integra el tomógrafo al TPS es usando un método alternativo, se utilizó la calibración estequiométrica. Este método establece una parametrización del coeficiente de atenuación lineal a partir de valores tabulados y por tanto independientes del escáner, que permite expresar el HU de cualquier material en función de un único parámetro característico del haz empleado en el escáner en cuestión directamente relacionado con la energía efectiva. La forma práctica de calcular este parámetro es muy simple y basta con realizar una única medida en un material adecuado [6]. Algunos trabajos detallan que las curvas DER creadas por el método estequimétrico son más precisas que la calibración por sustitutos [2, 4, 6].

El objetivo de este trabajo es integrar las curvas DER al TPS para reducir la desviación de la D al blanco clínico. Esta integración permite cuantificar de manera directa las consideraciones no tomadas en cuenta al elegir medios homogéneos y curvas DER estándar en los tratamientos clínicos.

Para el desarrollo del presente trabajo se verificó el QC del tomógrafo (OPTIMA CT580) destinados a radioterapia, TPS - CAT3D referente a las imágenes DICOM, se caracterizó la curva DER vs. HU. Se analizó y comparó los valores calculados con el TPS

con los obtenidos mediante el uso de cámara de ionización insertada en el fantoma antropomórfico, siguiendo recomendaciones internacionales para el QC en este tipo de sistemas. Se analizó la diferencia en los casos evaluados con el TPS en medios heterogéneos entre la dosis obtenida en el fantoma a partir de las medidas con C.I. y la calculada por el TPS usando medio homogéneo y la curva DER establecida con la calibración estequiométrica.

Este trabajo está organizado de la siguiente manera: (i) Introducción. (ii) Fundamento teórico, se describe de manera detallada técnicas de adquisición y garantía de calidad del Tomógrafo, la calibración estequiométrica y la Implicancia de las densidades electrónicas en el proceso de cálculo. (iii) Materiales y métodos, se desarrolla la parte experimental de cada uno de los métodos antes descritos, (iv) Resultados y discusiones, se discute los resultados obtenidos con las otras curvas estándares con respecto a la calibrada, (v) Conclusiones.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Tomografía computarizada

Los fundamentos matemáticos de la TC, fueron establecidos en el año 1917 por el matemático Austriaco J. Radon, quien probó que era posible reconstruir un objeto bidimensional o tridimensional, a partir de un conjunto de infinitas proyecciones [6].

En 1963, el físico A.M. Cormack propuso la posibilidad de “reconstruir” los coeficientes de atenuación de los tejidos contenidos en una sección de un volumen. Aunque su objetivo inicial era mejorar la exactitud de la planificación de un tratamiento en radioterapia, se dio cuenta rápidamente de las posibilidades que la técnica podía tener en el área del diagnóstico. Cormack y Doyle formularon el problema en términos de integrales de línea de los coeficientes de atenuación:

$$I = I_0 e^{-\int_L f(s) ds} \quad (2.1)$$

o, de otro modo,

$$g_L = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \int_L f(s) ds \quad (2.2)$$

Donde L es una línea (esto es, el recorrido de un haz) que atraviesa una sección del objeto a analizar I_0 e I son, respectivamente, las “intensidades” de radiación a la entrada y a la salida de dicha línea, y $f(s)$ es la atenuación asociada a un pequeño elemento de espesor ds localizado en la posición s a lo largo de la línea. Para una rodaja o sección bidimensional se entiende que la función $f(s)$ puede expresarse como $f(s) = \mu(x,y)$, donde $\mu(x,y)$ es el coeficiente de atenuación clásico correspondiente a la posición determinada por las coordenadas x e y . Cormack se preguntaba si sería posible determinar la distribución de coeficientes $\mu(x,y)$ a partir de las medidas de g_L a lo largo de todas las posibles líneas, L , que atraviesan la sección en cuestión Fig. 2.1 [7].

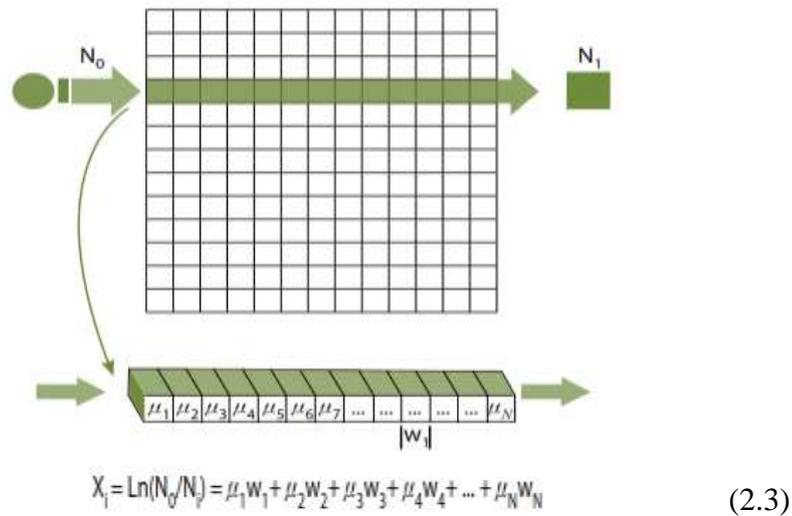


FIG. 2.1. Esquema de la atenuación del haz inicial a través de su trayectoria que recorre un conjunto de *voxels* [7].

En la época, *Cormack* no tenía conocimiento de la existencia de una solución exacta para el conjunto de ecuaciones, publicada por *Radon* en 1917. Por ello, desarrolló soluciones propias basadas en la transformada de Fourier, con un número limitado de términos de expansión. Presentó sus resultados en forma de gráficas del coeficiente de atenuación a lo largo de cada uno de los radios, en lugar de hacerlo con arreglo a una escala de grises. El trabajo no atrajo demasiada atención en los años inmediatamente posteriores a su publicación pero, no obstante, *Cormack* compartiría el premio Nobel con *Hounsfield* en 1979. *Godfrey Hounsfield*, ingeniero británico que trabajaba para la compañía EMI, fue, como es bien conocido, quien abordó con éxito el diseño y construcción del primer equipo de tomografía computarizada viable para el uso clínico. Comenzó en 1967, a partir de 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. A partir de simulaciones de ordenador, chequeadas con montajes experimentales, inicialmente basados en la emisión de radiación de baja “intensidad” por fuentes radiactivas, pudo comprobarla viabilidad del proyecto. Hounsfield concebía una sección del objeto a analizar como un conjunto de cubos tridimensionales, o “*voxels*”, cada uno con un coeficiente de atenuación característico. El Problema de la reconstrucción de la imagen, en términos de dichos coeficientes de atenuación, podía formularse como la resolución de un conjunto, sin duda muy grande, de ecuaciones lineales Fig. 2.1. El programa encargado de la resolución necesitaba varias horas para reconstruir una imagen. La construcción de un equipo en el

que fuera posible alojar la cabeza de un paciente humano se abordó en agosto de 1970 y se concluyó en septiembre de 1971, en el Atkinson-Morley Hospital. El primer paciente se sometió a estudio con el dispositivo en cuestión el 4 de octubre de ese mismo año. Los resultados se presentaron en el congreso del British Institute of Radiology de 1972. El éxito y la atención que despertaron darían comienzo a la revolución de la tomografía computarizada [6, 7].

Hoy se conoce a la tomografía computarizada como una técnica imaginológica empleada en medicina para la reconstrucción tomografía de imágenes 2D o 3D de órganos y estructuras anatómicas a partir de múltiples imágenes de rayos X las cuales son adquiridas axialmente al volumen de interés transversal al eje céfalo-caudal. (Línea imaginaria que atraviesa longitudinalmente desde la cabeza hacia los pies) Esta técnica posee una gran variedad de usos con fines diagnósticos y terapéuticos. La adquisición de información anatómica del paciente se logra mediante un arreglo móvil de detectores y tubo de rayos colocados diametralmente opuestos entre sí. El sistema de tomografía computarizada o TC construye el volumen tomográfico de interés, a partir de imágenes axiales o también denominada cortes, como se ilustra en la Fig. 2.2

[6, 7, 8].

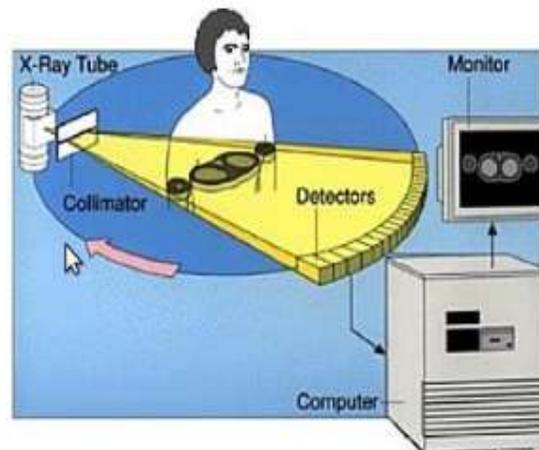


FIG. 2.2. Esquema de un tomógrafo computarizado [6, 8].

La atenuación de los rayos X a través del cuerpo en cada corte es relacionado con la absorción en un medio homogéneo de agua y almacenado en mapas tomográficos utilizados posteriormente en la construcción de las imágenes 2D y 3D, proceso realizado por un algoritmo de reconstrucción tomográfica. Dependiendo de la variación en la atenuación de los rayos X por parte de las diferentes Estructuras en el volumen de intereses respecto a la atenuación debida al agua, el resultado se interpreta como una escala típica de

grises que define el contraste de la imagen permitiendo diferenciar estructuras anatómicas mientras que la resolución de dichas estructuras dependerá del número de registros que el tomógrafo realice por corte como se ilustra en la Fig. 2.3 [9].

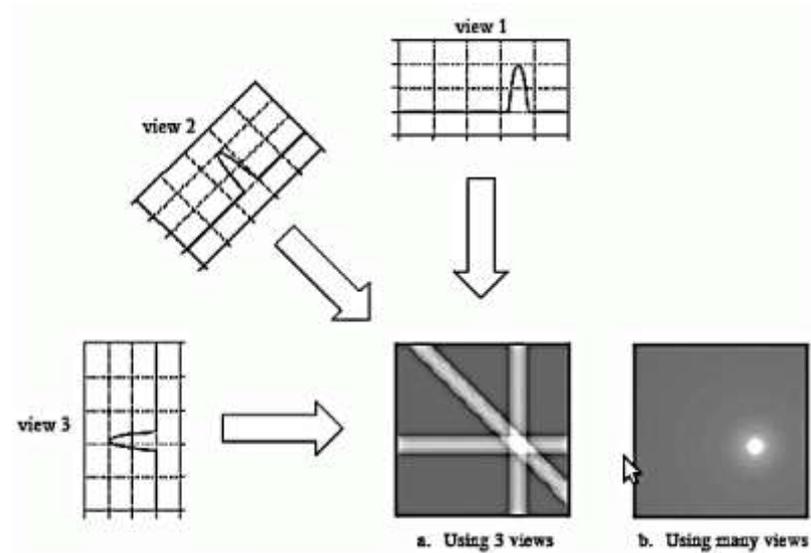


FIG. 2.3. Esquema de la adquisición de registros por un TC [9].

2.1.1 Técnicas de adquisición

En la TC, existen 4 técnicas de adquisición de los datos, cada una de ellas, asociada con una generación del desarrollo de esta tecnología:

Las diversas Generaciones de escáner a las cuales ha dado paso esta evolución se diferencia entre si principalmente en tres aspectos:

- i) el tiempo de adquisición de datos proyectados
- ii) el tiempo de reconstrucción de la imagen y
- iii) la distribución física de los detectores alrededor del paciente. Los datos de transmisión proyectados pueden ser obtenidos en múltiples geometrías basadas en la configuración y movimientos del escáner y en el arreglo de los detectores [4].

TABLA 2.1. Generación de evolución de los equipos TC [4, 10].

Descripción General		Rotaciones del Sistema tubo-Detector	Tiempo de Barrido
3era Generación	Conjunto de detectores que forman un arco móvil junto con el tubo de Rx. Radiación pulsada, colimación pre - paciente y pre-detector.	Describen en el mismo tiempo un giro de 360 ⁰ alrededor del paciente	10-30 s
4ta Generación	Anillo de detectores estacionarios con el tubo de Rx girando en torno al paciente. Radiación continua y colimación pre – paciente.	Giro completo de 360 ⁰ De la fuente de Rx.	10 s
5ta Generación	La fuente de Rx es una parte integral del diseño del sistema. Arreglo de detectores estacionarios, la fuente Rx surge del impacto de un haz de electrones de alta energía externo al anillo, contra un ánodo semicircular en rotación continua, la fuente de Rx no tiene movimiento de sus partes.	Giro completo de 360 ⁰	50 ms
Tomógrafo Helicoidal	El paciente es trasladado a lo largo del Gantry en suaves movimientos continuos.		1 (s) por cada corte

2.1.2 Presentación de la imagen, HU

El resultado final de la reconstrucción por la computadora, es una matriz de números, que no es conveniente para su visualización en pantalla, por lo que un procesador se encarga de asignar a cada número o rango de números, un tono gris adecuado. Los valores numéricos además de definir una escala de contraste entre los diferentes tejidos humanos conserva información relacionada con la densidad másica, electrónica y poderes de frenado en cada *voxel* del volumen a irradiar. La fórmula que relaciona las HU con los coeficientes de atenuación es:

$$HU = \frac{(\mu_{material} - \mu_{agua}) \cdot E}{K} \quad (2.4)$$

Dónde: E representa la energía efectiva del haz de rayos X, $\mu_{material}$ y μ_{agua} son los coeficientes lineales de atenuación del material en estudio y del agua respectivamente y K es una constante que depende del diseño del equipo.

Universalmente se ha adoptado la escala *Hounsfield* la cual comienza por asignar el valor cero al agua y el -1000 al aire [7, 10].

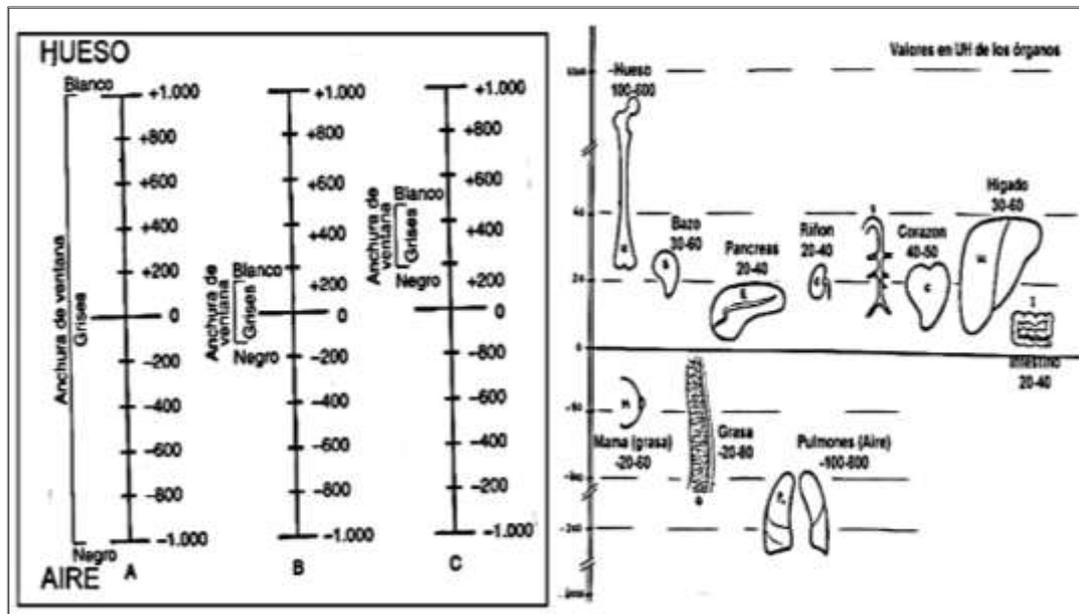


FIG. 2.4. Escala *hounsfield* en los órganos [11].

Una gran ventaja que ofrece la TC para la visualización de la imagen en pantalla, es la posibilidad de seleccionar un pequeño rango de las HU, para ser representados en toda la escala de grises a un estrecho rango de números, se logran un gran contraste entre ellos [6].

2.1.3 Formato DICOM

El formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) es el estándar establecido en la actualidad para el almacenamiento, manipulación y transferencia de Imágenes médicas. El estándar DICOM incluye un protocolo de comunicación entre diferentes estaciones de manejo de imágenes tales como escáneres, servidores y estaciones de trabajo. Adicionalmente, este estándar define el formato para el almacenamiento de información contenida en imágenes obtenidas en unidades TC, RM, ultrasonido, entre otras. Para el caso de imágenes provenientes de un estudio TC, la información contenida en las imágenes DICOM resultantes es establecido por el arreglo de píxeles por corte, y el contraste es definido por la intensidad del valor de unidades *Hounsfield* para cada *píxel*. Las imágenes son guardadas en archivos independientes por cada corte y la extensión de los archivos es DICOM. El encabezado de un archivo DICOM contiene la

información que describe la imagen, información tal como: tipo de estudio realizado, tamaño de píxel, número de píxeles, número de cortes, técnica imaginológica, datos personales, entre otras, es contenida en el encabezado del archivo DICOM. Esta información es almacenada en un arreglo predeterminado de direcciones de memoria o PACS. Los PACS permiten definir unívocamente un campo de memoria con cada característica de la imagen. Posteriormente, el archivo contiene un cuerpo de datos definidos por los valores de cada píxel de imagen, dependiendo del tipo de imagen, el valor de píxel depende de la cantidad física medida para la construcción de la imagen. Para el caso de imágenes DICOM tipo TC, el valor de *píxel* está dado por las HU [9, 12].

2.1.4. Sistema de coordenadas del paciente

El sistema de coordenadas de paciente (PCS) es definido a partir del conjunto de márgenes obtenidas del volúmenes escaneado, las coordenadas definidas en este sistema están referidas respecto a la anatomía del paciente por lo que permiten de manera sencilla y guiada por las imágenes anatómicas del paciente, definir puntos de referencia de dosis en órganos y estructuras anatómicas de interés, la orientación de los ejes coordenados en el PCS se ilustra en la Fig. 2.5 [9].

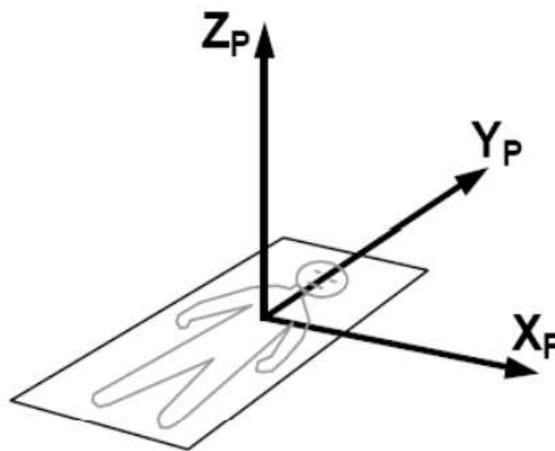


FIG. 2.5. Sistema de coordenada de pacientes [9].

2.1.5. Matriz, *pixel* y *voxel*

Para la reconstrucción de las imágenes, tanto la imagen del monitor como la del paciente se dividen en cuadrículas, utilizándose para ello un sistema de abscisas y ordenadas. Cuanto mayor sea el número de éstas, tendremos una imagen dividida en mayor número de cuadrículas. Al conjunto se le denomina matriz por tanto, es la imagen general

formada por todo el conjunto de cuadrículas que compone la imagen. En la TC se comenzó, en el formato original que utilizó *Hounsfield*, con matrices de 80 cuadrículas por 80 cuadrículas (80 x 80), y actualmente se trabaja con matrices de 160 x 160 hasta 512 x 512. Así, para establecer una correspondencia entre el paciente y la imagen radiológica obtenida, es necesario dividir a ambos, de una forma proporcional en cuadrículas Fig. 2.6. El conjunto de todas las cuadrículas en el monitor del TC se denomina Matriz [11].

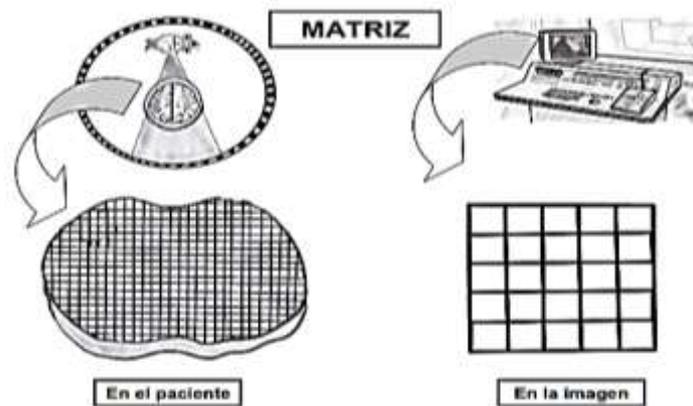


FIG. 2.6. La matriz en tomografía computarizada [11].

Cada uno de estos pequeños cuadraditos o elementos que componen la matriz, reciben el nombre de *pixel* (picture element): es decir, elemento de representación o de dibujo, siendo su tamaño para todos igual, y proporcional al número de matriz empleado Fig. 2.7. Es decir, cada imagen radiológica de un paciente visualizada en el monitor, en su conjunto constituye la matriz, y a su vez está formada por pequeños trocitos de la imagen. Cada uno de esos trocitos es un *pixel*, y cada *pixel* corresponde a una porción del paciente al que se le ha realizado la imagen tomográfica [11].

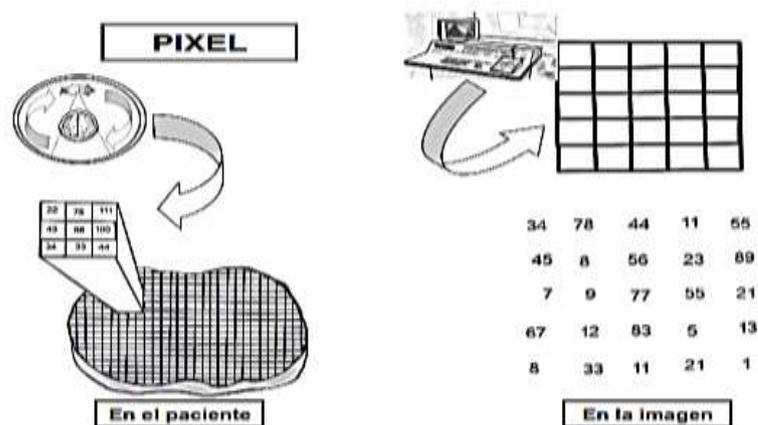


FIG. 2.7. La Matriz y el *pixel* en TC [11].

Sin embargo, hasta ahora se ha considerado al objeto radiografiado como si fuese plano, con dos dimensiones en el espacio exclusivamente. Pero el paciente tiene un espesor o volumen y para trabajar en TC habrá que determinar un espesor del corte que se quiere estudiar. Así, los cortes realizados por la TC tienen una anchura determinada, luego la matriz que está compuesta de *píxeles*, también debe ser expresada con un sistema de ejes tridimensional, en el que cada elemento será un tetraedro, y al que se le denomina *voxel* (volumen element) o elemento de volumen Fig. 2.8 desgraciadamente no es posible una representación tridimensional en el monitor de televisión de la TC, y no se puede representar independientemente este concepto de *Voxel*.

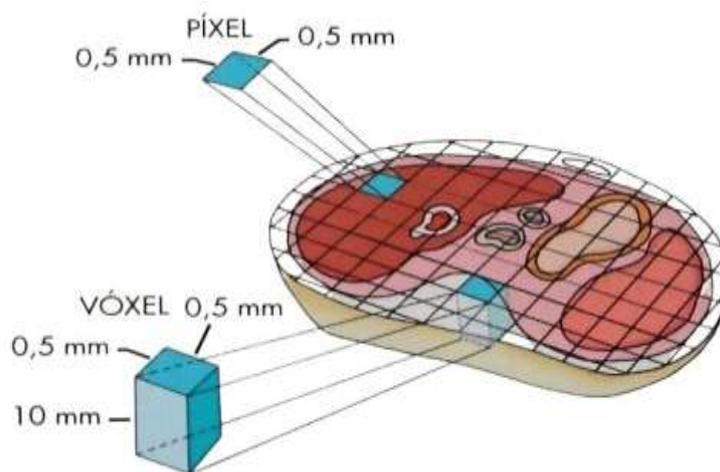


FIG. 2.8. Relación entre *pixel* y *voxel*. [11].

Por ello, en la representación bidimensional de la pantalla de televisión de la TC, la cara que presenta el *voxel* al observador que la mira coincide con el *pixel*; pero el *pixel* tiene un valor de atenuación que tiene en cuenta al grosor del mismo (*voxel*), aunque no se vea en la pantalla Fig. 2.9 en otras palabras, cuando uno observa una imagen de TC en el monitor sólo ve la representación radiológica del paciente cortadito en pequeños fragmentos que son los *píxeles*. Sin embargo, el grado de ennegrecimiento de cada uno de esos *píxeles* no es más que la media aritmética de la absorción fotoeléctrica realizado por el volumen o cubito de tejido del paciente. Técnicamente, el *pixel* que visualizamos corresponde a la representación bidimensional del *voxel*. En la práctica, el tamaño de la matriz y la forma de solucionar el problema entre *pixel/voxel* suponen las dos limitaciones más importantes en la utilización de la TC, ya que afectan a la obtención de la imagen radiológica. El detalle que se consigue en la exploración con TC viene determinado por el número de la matriz

que define el tamaño y número de las *pixeles* de la imagen, y por el grosor del corte que seleccionamos para realizar el estudio [11].

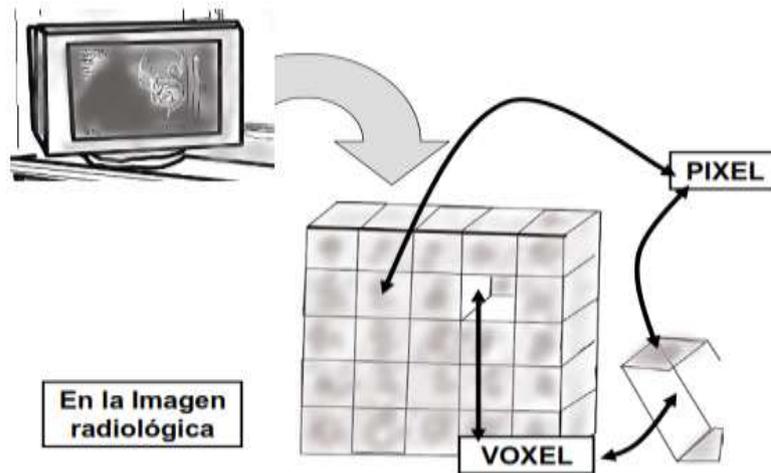


FIG. 2.9. El *pixel* es la representación bidimensional del *voxel* [11].

2.1.6 Garantía de calidad de un tomógrafo para uso en radioterapia

Para la incorporación de un programa de QC para equipos TC destinados a la planificación de tratamientos de radioterapia. Se hace hincapié, fundamentalmente, en los parámetros más importantes que afectan a la planificación. El QC de un equipo de TC para radioterapia es básicamente el mismo que el de diagnóstico con dos diferencias relevantes [13].

Primero, el control de la constancia, la uniformidad de los HU y su conversión a densidades electrónicas es importante en los cálculos dosimétricos en zonas heterogéneas y segundo, los controles de calidad para TC destinados a RT varían de los controles de los equipos corrientes de diagnóstico en dos parámetros:

Control de la constancia y uniformidad de los HU y su conversión a densidades electrónicas para la construcción de la curva DER. La lectura dentro de una región del mismo material no debería exceder ± 20 HU, esta diferencia debería ser eliminada con una recalibración del equipo de TC [4].

Geometría del equipo TC como de los láseres de alineación, especialmente los láseres externos, así como los láseres de la sala de tratamiento poseen una precisa y bien definida relación espacial con el isocentro de la unidad de tratamiento, los láseres de la sala de TC deben mantener igual relación con el equipo de tomografía, la correcta disposición de los

láseres, afecta la localización de los volúmenes de tratamiento y la reproducibilidad del posicionamiento del paciente desde el TC hacia la unidad de tratamiento.

El conjunto de láseres está conformado por: láseres del *gantry*, láseres externos (de pared), láser sagital. Los láseres del *gantry* están típicamente montados en el anillo o gantry del TC, el láser sagital del *gantry* define los planos axial y sagital, mientras los láseres laterales del *gantry* definen los planos coronal y axial, los láseres ubicados en la pared de la sala se definen también los planos coronal, axial y sagital, tanto los láseres externos como los del *gantry* deben coincidir perfectamente como parte de las pruebas de control de calidad [10].

2.1.7 Conversión de unidades *Hounsfield* a densidad electrónica relativa

Diversos protocolos y programas de garantía de calidad de tomógrafos de uso en RT consideran que debe realizarse curvas de HU vs. $\rho_{e,a}$. Para cada tensión de pico kVp típica de tratamiento, esta sugerencia se basa principalmente en la siguiente relación:

$$[HU] = \frac{\mu - \mu_W}{\mu_W} \cdot 1000 \quad (2.5)$$

En donde μ y μ_W son los coeficientes de atenuación lineal de los diversos materiales que el haz de radiación se encuentra en el camino y el del agua respectivamente, estos coeficientes tienen tres dependencias principales: $\mu \rightarrow \rho_e, Z, E$; la densidad electrónica ρ_e del material en cuestión, el número atómico Z y la calidad del haz E .

Las variaciones reportadas por autores en $\rho_{e,a}$ de hasta un 8% (consecuencia de la incertidumbre en la medición de las HU) se presentan especialmente en regiones como cráneo o húmero, esta variación se debe fundamentalmente a que el rango de kVp típico de exámenes diagnósticos de tomografía (80-120 kVp) es de dominio de la interacción por efecto fotoeléctrico el cual además se acentúa considerablemente para zonas de alto Z .

Estos procesos afectan la adjudicación del coeficiente de atenuación lineal a unas zonas de la imagen más que a otras, la lectura de coeficiente de atenuación lineal μ para una zona específica de la imagen puede ser mayor o menor por efectos de las interacciones de la radiación con la materia beneficiados por el kVp. Por ejemplo el cerebro, que se encuentra protegido por el cráneo puede presentar zonas donde el coeficiente de atenuación lineal μ

es más bajo para 120 kVp que para 80 kVp a causa de la menor atenuación del haz para 120kVp y una lectura de intensidad superior en los detectores [4, 7].

2.1.7.1 Calibración Estequiométrica

El procedimiento para la calibración estequiométrica es establecer el HU para materiales disponibles de composición conocida y calcularlo para los materiales de interés empleando su composición elemental, lo que se denomina calibración estequiométrica. Para ello es necesario emplear la relación entre los HU de los coeficientes de atenuación lineal.

Los autores que han seguido este procedimiento plantean expresiones del coeficiente de atenuación lineal dependientes de tres parámetros libres que establecen mediante la medida de HU en materiales de composición conocida. Sin embargo, las dependencias entre estos parámetros no han sido desarrolladas suficientemente por estos autores. Asumiendo que los coeficientes de atenuación lineal proporcionados

por un escáner TC tras la reconstrucción son los que corresponden a una energía única dada (energía efectiva) estos parámetros se pueden calcular de forma teórica [2].

Esto supone que cada haz de un escáner TC queda completamente caracterizado por un único parámetro. La energía efectiva no es un concepto nuevo, pues se ha aplicado a la resolución de diversos problemas, desde el análisis cuantitativo en el diagnóstico de diversas lesiones, hasta el diseño del algoritmo de reconstrucción. En este trabajo se ha establecido una parametrización del coeficiente de atenuación lineal a partir de valores tabulados y por tanto independientes del escáner, que permite expresar el HU de cualquier material en función de un único parámetro característico del haz empleado en el escáner en cuestión directamente relacionado con la energía efectiva. La forma práctica de calcular este parámetro es muy simple y basta con realizar una única medida en un material adecuado. La calibración estequiométrica a partir de este valor es trivial [2].

2.1.8 Parametrización del coeficiente de atenuación lineal

Para el rango de energía que nos interesa (desde 20 keV hasta 150 keV) y para elementos ligeros ($Z = 20$), se parametriza el coeficiente de atenuación lineal:

$$\mu(E, \rho_{e,a}, Z_{ef,a}) = \rho_{e,a} (\lambda(E) + \nu(E) \cdot Z_{ef,a}^n) \quad (2.6)$$

Donde E es la energía, $\rho_{e,a}$ la densidad electrónica del material relativa a la del agua, $\lambda(E)+\nu(E)$ son funciones de la energía cuya suma es el coeficiente de atenuación lineal del agua, n es un exponente con un valor esperado cercano a 3 y $Z_{ef,a}$ es el número atómico efectivo relativo al agua, definido por:

$$Z_{ef,a} = \frac{1}{Z_{ef,agua}} \left(\sum_i \frac{N_i}{N} \cdot Z_i^n \right)^{1/n} \quad (2.7)$$

Siendo N_i la contribución en electrones i , Z_i el número atómico del elemento i y N el número total de electrones del compuesto. $Z_{ef,agua}$ es el número atómico efectivo del agua.

La expresión (2.6) viene sugerida por las contribuciones principales al coeficiente de atenuación la dispersión *Compton* y la absorción fotoeléctrica estas incluyen también la contribución no considerada explícitamente de la dispersión *Rayleigh*.

Aun así, el exponente se espera que esté en torno a 3 porque da cuenta fundamentalmente de la variación del coeficiente de atenuación fotoeléctrico con Z . Su valor no es el teórico por las razones dadas más arriba sobre el significado de λ y ν [2].

Los coeficientes de atenuación lineal tabulados por Boone y Chávez en 1996 para elementos desde $Z = 1$ (H) hasta $Z=20$ (Ca) y para el conjunto de energías $E=50, \dots, 90$ keV en pasos de 10 keV, se han ajustado a la expresión (2.6) mediante un procedimiento de mínimos cuadrados. Los parámetros que se determinan en el ajuste son n , $\lambda(E_i)$ y $\nu(E_i)$. El mejor ajuste de los coeficientes tabulados a la expresión (2.6) se ha obtenido con $n=3.21$ estos puntos se aproximan por la siguiente expresión.

$$E_{ef} = 70. \exp^{(20,920.\alpha^2 - 33,14.\alpha + 12,772)} \quad (2.8)$$

Donde la energía efectiva se expresa en keV. Esta expresión aproxima los valores obtenidos para alfa con una desviación cuadrática de 0.8 keV [2].

2.1.9 Energía efectiva y números *Hounfield*

Las imágenes obtenidas por un escáner TC son una matriz de números HU, definidos como:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_W}{\mu_W} \quad (2.9)$$

Donde μ es el coeficiente de atenuación lineal del material y μ_W es el coeficiente de atenuación lineal del agua. Esta definición sólo es aplicable en el caso de que el haz incidente sea mono energético. En la práctica, los coeficientes de atenuación lineales obtenidos por el escáner TC provienen de un proceso de reconstrucción en el que se aplican procedimientos correctores que tratan de conseguir que el haz tenga un comportamiento mono energético. Nosotros llamaremos energía efectiva (E_{ef}) del haz empleado al valor de la energía para el cual el coeficiente de atenuación lineal del material es igual al valor proporcionado por el escáner TC [2].

La suposición de que el haz del escáner TC queda caracterizado por un único parámetro Sólo es cierto si esta energía efectiva así definida es independiente del material elegido Para su determinación.

De acuerdo a nuestra definición de E_{ef} e introduciendo (2.6) en (2.9) se llega a la siguiente expresión:

$$HU(E, \rho_{e,a}, Z_{ef,a}) = 1000 \cdot \{ \rho_{e,a} [\alpha(E_{ef}) \cdot (1 - Z_{ef,a}^n) + Z_{ef,a}^n] - 1 \} \quad (2.10)$$

Dónde:

$$\alpha(E) = \frac{\lambda(E)}{\lambda(E) + \nu(E)} \quad (2.11)$$

La expresión (2.10) se puede emplear para calcular el HU de un material arbitrario de composición conocida en función de la energía efectiva del haz empleado en el escáner (E_{ef}). El valor de $\alpha(E_{ef})$ se obtiene de la definición (2.11) en función de $\lambda(E_{ef})$ y $\nu(E_{ef})$

los valores de estos últimos se determinan mediante un proceso de mínimos cuadrados de los coeficientes de atenuación tabulados ajustados a la ecuación (2.10)[2].

2.1.10 Determinación de la energía efectiva

La expresión (2.10) se puede escribir:

$$\frac{\frac{HU(E, \rho_{e,a}, Z_{ef,a})}{1000} + 1}{\rho_{e,a}} - Z_{ef,a}^n = \alpha(E_{ef}) \cdot (1 - Z_{ef,a}^n) \quad (2.12)$$

Definiendo:

$$x = (1 - Z_{ef,a}^n), \quad y = \frac{\frac{HU(E, \rho_{e,a}, Z_{ef,a})}{1000} + 1}{\rho_{e,a}} - Z_{ef,a}^n, \quad m = \alpha(E_{ef}) \quad (2.13)$$

La expresión (2.12) es una relación del tipo $y = m \cdot x$ las variables x e y se pueden calcular midiendo el HU para materiales de densidad electrónica y composición química conocidas. A cualquier material que verifique estas condiciones le denominaremos calibrador. En nuestro caso se ha tomado como calibrador a 3 materiales: aluminio, nylon6 y teflon pero el calibrador puede ser solo uno. El cociente y/x proporciona el valor de “m”. Con este valor es posible calcular, mediante la expresión (2,10), el HU de cualquier otro material de composición conocida. Si deseamos además obtener el valor de la energía efectiva, basta invertir la función $\alpha(E)$, ya que $E_{ef} = (\alpha)^{-1}(m)$ [2].

2.2 Implicancia de las densidades electrónicas en el proceso de cálculo

2.2.1 Correcciones por presencia de heterogeneidades

La aplicabilidad de mapas de isodosis y tablas de distribuciones de dosis en profundidad estándares asume homogeneidad del medio irradiado. Para el caso real de un paciente, sin embargo, estas condiciones de homogeneidad no se satisfacen y el campo atraviesa zonas con diferentes materiales, como grasa, hueso, músculo, pulmón y aire, entre otros. La presencia de estas heterogeneidades o variación de las densidades electrónicas provoca cambios en las distribuciones de dosis absorbida correspondientes a situaciones estándares de homogeneidad. El efecto de la presencia de heterogeneidades depende del tipo y de la cantidad de material que es atravesada por el haz, así como de la calidad de la radiación del haz [14].

El efecto de las heterogeneidades en el tejido irradiado puede clasificarse en dos categorías:

- Cambios en la absorción del haz primario y las consecuentes propiedades de fotones dispersados.
- Cambios en la fluencia de electrones secundarios.

La importancia relativa de cada uno de estos dos efectos depende, principalmente, de la zona del paciente en cuestión, donde se requiere determinar las alteraciones en la D , para puntos ubicados más allá de la heterogeneidad, el efecto predominante es la atenuación del haz primario. Los cambios en los fotones dispersados afectan mayormente en cercanías de la heterogeneidad que en regiones alejadas. Los cambios en la fluencia de electrones secundarios, contrariamente, afectan principalmente a la distribución de dosis dentro de la heterogeneidad y en los bordes de las interfaces [15].

Este efecto es considerable en el caso de densidades menores de 1 g/cm^3 , como por ejemplo pulmones, y queda ilustrado en la Fig. 2.10 como podemos observar, el material de densidad más baja, en este caso el pulmón ($d \sim 0.25 \text{ g/cm}^3$), recibe una dosis mayor, debido al aumento de los electrones dispersados desde la superficie de mayor densidad que

corresponde al tejido en nuestro ejemplo. Adicionalmente a la corrección debido a heterogeneidades que se debe realizar en cualquier cálculo radioterápico [15].

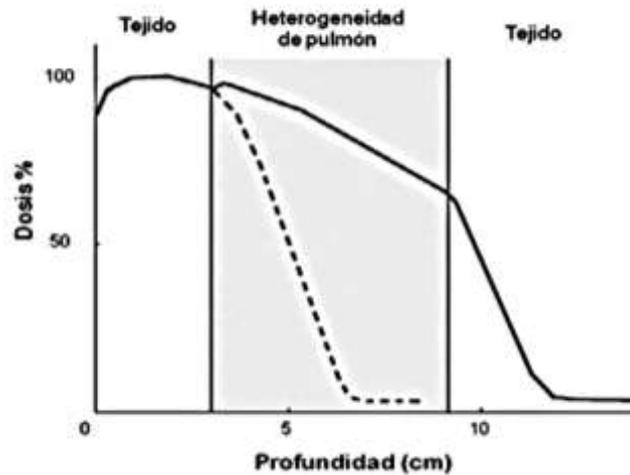


FIG. 2.10. Efecto de una heterogeneidad de pulmón sobre el PDD, en un haz de fotones de 15 MeV. Las líneas discontinuas representan la PDD en tejido sin la presencia de la heterogeneidad [15].

2.2.2 Métodos de corrección de inhomogeneidad

Los métodos de cálculo de dosis que tienen en cuenta las variaciones de densidad del tejido. En la forma más convencional, primero se calcula una distribución de dosis relativa, suponiendo un paciente como un todo de una densidad homogénea similar al agua.

El vínculo entre esas distribuciones relativas y la dosis absoluta es la calibrada por la máquina que se define en algún punto de referencia en el agua. Luego, se aplica un factor de corrección de la falta de homogeneidad (ICF) que hace ajustes a la distribución no corregida para tener en cuenta las variaciones en la densidad del tejido. El ICF se define así como:

$$ICF = \frac{\text{Dosis en el medio heterogéneo}}{\text{Dosis en el mismo punto en el medio homogéneo}} \quad (2.27)$$

El cálculo de los ICF varía según el algoritmo de corrección. Para los métodos de corrección tipo *Pencil Beam* se emplean razones de TAR (d, r_d) y TAR(d', r_d), donde d' es la profundidad efectiva en agua que depende de los espesores de materiales de distintas densidad atravesados por el haz.

Alternativamente, la dosis puede calcularse hasta un punto en un medio heterogéneo directamente usando un modelo de transporte de radiación que produciría una dosis absoluta a priori. Las distribuciones de dosis relativas se pueden construir normalizando a un punto de referencia.

En la planificación del tratamiento donde se utiliza el método de ICF, hay tres pasos necesarios para corregir una distribución de dosis para las variaciones de densidad del tejido:

- La dosis se calcula en un medio similar al agua que reproduce adecuadamente los datos del haz medidos en agua y que es capaz de modelar otros efectos, como campos de forma irregular, contorno de la superficie del paciente y moduladores de intensidad del haz primario.
- La densidad de tejidos y la información del número atómico deben estar disponible para la anatomía del paciente en cuestión
- Se requiere un método de corrección de la falta de homogeneidad para tener en cuenta las variaciones en la densidad del tejido y el número atómico.

Estos componentes están conectados intrincadamente y, a veces, son difíciles de separar. Por ejemplo, la corrección de la forma del contorno del paciente externo puede ser parte del cálculo homogéneo de la dosis, pero a veces se considera en su lugar como parte de la corrección de la falta de homogeneidad, utilizando *voxels* de aire cerca de la superficie del paciente.

Todos los métodos de falta de homogeneidad comienzan con un procedimiento de trazado de haz primario. Esto incorpora un cálculo explícito de los cambios en terma o la fluencia de los fotones debido a los cambios en la densidad a lo largo del haz primario desde la fuente de radiación hasta cada punto de cálculo dentro del paciente. A partir de ahí, los métodos difieren principalmente en la forma en que abordan la contribución de fotones dispersos y los electrones primarios dispersos, y en el muestreo de información de densidad 3D anatómica. Un esquema de clasificación basado en estas consideraciones se muestra esquemáticamente en la Fig. 2.11 [16].

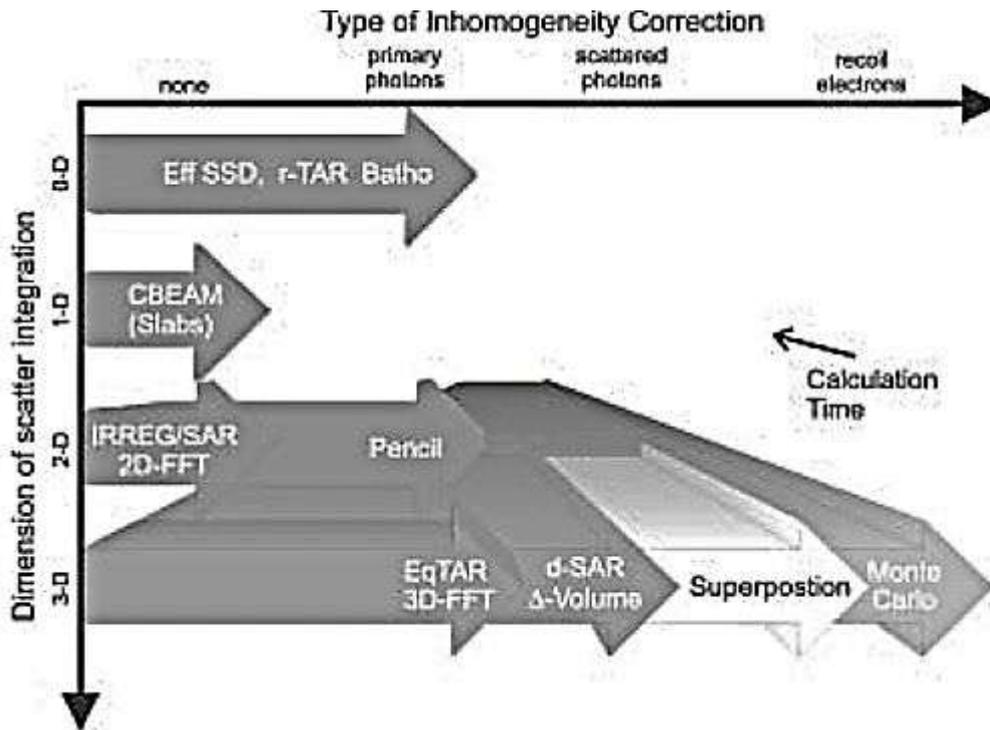


FIG. 2.11. Clasificación de los algoritmos de corrección de inhomogeneidad según su capacidad de integración de dispersión y tiempo de cálculo [16].

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

El desarrollo de este trabajo se realizó en las instalaciones del servicio de radioterapia del Centro médico Oncocenter Perú SAC. A continuación se dará una descripción detallada de cada uno de los equipos, materiales usados en la disposición experimental así como la metodología desarrollada.

3.1 EQUIPOS Y MATERIALES

3.1.1 Tomógrafo computarizado

El tomógrafo computarizado mostrado en la Fig. 3.1 puede obtener imágenes de cortes finos y de gran calidad que le permitirán tratar y localizar los tumores de forma precisa para así ofrecer tratamientos de radioterapia de gran precisión. En la Tabla 3.1 se mencionan sus características más relevantes.

TABLA 3.1. Especificaciones técnicas del tomógrafo simulador

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	GENERAL ELECTRIC
Modelo Gantry	OPTIMA CT 580
Modelo Tubo	2291563
Número de serie Gantry	429377CN5
Número de serie Tubo	164583G17
Kv. Máximo	140
Ma. Máximo	800
Tipo de detector y número	16 filas de 0,625 mm.
Sistema de barrido	Helicoidal multicorte
Procesamiento digital	3D
Espesor de corte (mm)	0.625/1.25/2.5/3.75/5.0/20.
Indicador luminoso	Luz laser
Angulación del Gantry	+30°
Año de fabricación	2012



FIG. 3.1. Tomógrafo simulador optima CT580.

3.1.2 Acelerador lineal

El acelerador lineal mostrado en la Fig. 3.2 se utilizan en terapia radiante para producir haces de electrones o para generar rayos X. tales rayos X se producen por radiación de frenado cuando un haz de electrones de alta energía es frenado por blancos de alto número atómico tales como tungsteno. Alternativamente los propios electrones pueden emplearse directamente para tratar tumores más superficiales. En la Tabla 3.2 se detallan sus características.

TABLA 3.2. Especificaciones técnicas del acelerador lineal

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	VARIAN
Modelo	Clinac 2100C
Modo de tratamiento	Fotones y Electrones
Energías en modo fotones	6 y 10
Energías en modo electrones	6,9,12,16 y 20
Tamaño campo máximo	40*40 cm ²
Isocentro	100 cm



FIG. 3.2. Acelerador lineal clinac 2100c.

3.1.3 Fantoma de tórax

El fantoma de tórax mostrada en la Fig. 3.3 es de forma elíptica, el cuerpo del fantoma está hecho de acrílico en su interior tiene 2 cavidades que simulan los pulmones de aire y tres cavidades que sirven para insertar diferentes materiales. En la Tabla 3.3 se mencionan sus características.

TABLA 3.3. Especificaciones técnicas del fantoma de tórax y cabeza

Material	Dimensiones	Densidad (ρ)
Acrílico	30x21x26 cm ³	1.29 g/cm ³
Acrílico	20x18x18 cm ³	1.29 g/cm ³



FIG. 3.3. Fantoma tórax.

3.1.4 Sistema de planificación de tratamiento

Modelo computacional **CAT3D V 7.09.10**. Para el cálculo de dosis, este software fue diseñado por MEVIS Informática médica Ltda. Para facilitar el planeamiento del haz de tratamiento que se realizaran con haces externos del sistema de radioterapia estos incluyen cualquier unidad del acelerador lineal o del cobalto 60. [17].

3.1.5 Material calibrador

El material calibrado usado (Nylon, teflón y aluminio) En la Tabla 3.4 se menciona sus características.

TABLA 3.4. Propiedades del material calibrador.

Material	Formula	$\rho_{e,a}$	$Z_{ef,a}$
Nylon6	$C_6H_{11}ON$	1.13	0.83
Teflón	C_2F_4	1.86	1.13
Aluminio	Al	2.34	1.74

3.1.6 Electrómetro

El electrómetro mostrado en la Fig. 3.4 es un equipo de medición sensible, que requiere calibraciones y verificaciones periódicas, tiene modos de medición *Dose* y *Dose rate* ambas mediciones son efectuadas de forma paralela. Para los que están disponibles los

tres rangos de medición (Low, Med y High). En la Tabla 3.5 se menciona sus características.

TABLA 3.5. Propiedades del electrómetro [18].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	PTW - FREIBURG
Modelo	Unidos E T10010
Serie	00150
Voltaje de trabajo	$\pm 100 - \pm 400$ V
Fuente de alimentación	(100-230) VAC
Frecuencia de alimentación	50 – 60 Hz
Precisión	$\pm 0,5$ %, ± 1 dig
Factor de calibración	1



FIG. 3.4. Electrómetro PTW Unidos E.

3.1.7 Cámara ionización

La cámara de ionización de gas mostrada en la Fig. 3.5 es el dosímetro más habitual en los diferentes servicios. Son muy resistentes, su estabilidad a largo plazo es muy buena y están bien caracterizadas en diferentes protocolos internacionales al cálculo de dosis en un acelerador. En la Tabla 3.6 se menciona sus características.

TABLA 3.6. Propiedades de la Cámara Ionización [18].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	PTW-Freiburg
Modelo	TW-31010

Serie	2167
Electrómetro utilizado	PTW UNIDOS E
Volumen efectivo	0,125 cm ³
Voltaje de trabajo	+400 V
Tiempo de colección de iones	100 μs
Respuesta nominal	3,3 nC/Gy
Presión	700-1060 hPa
Temperatura	10-40 °C
Factor de calibración $N_{D,w}$	$2,332 \times 10^9$ Gy/C
Calidad de la radiación de referencia	⁶⁰ Co
Tamaño de campo	2 x 2 y 40 x 40 cm ²
Factor de calibración $N_{D,w}$	3.013×10^8 [Gy/C]



FIG. 3.5. CI. Cilíndrica. CI [18].

3.1.8 Cuba de acrílico

La cuba de acrílico mostrada en la Fig. 3.6 fue diseñada de forma Cúbica cuyas dimensiones son: 40x40x40 cm³, su funcionamiento es el eje vertical y horizontal (automatizados mediante un sistema electrónico) controlados por la PC, utilizando hardware National Instrumental y software LabView 2011.

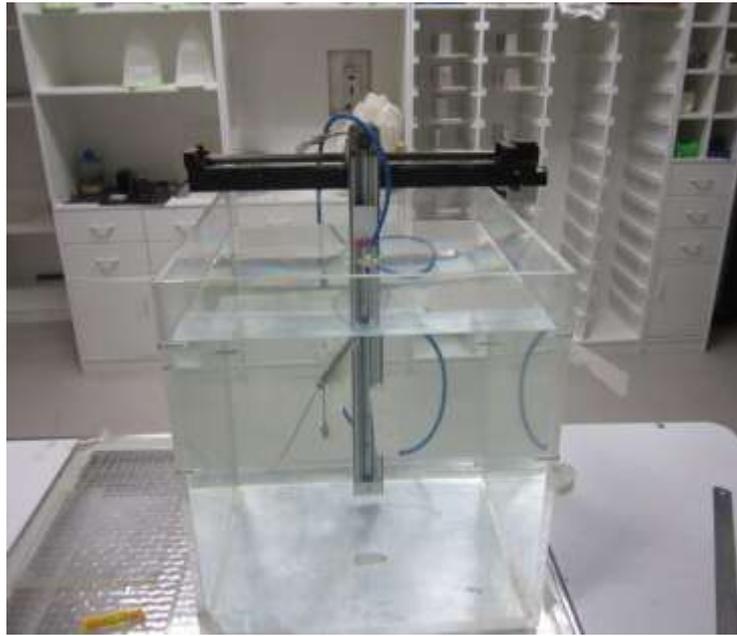


FIG. 3.6. Cuba de acrílico.

3.2 METODOLOGÍA

3.2.1 Control de calidad del tomógrafo para uso en radioterapia

En este apartado solo se realizan las pruebas que son exclusivamente para uso en radioterapia las pruebas complementarias para diagnóstico se encuentran en el Anexo 1.

3.2.1.1 Determinación de la uniformidad y la constancia de los HU en un medio uniforme

La verificación de la constancia y uniformidad de la lectura de los HU es esencial ya que asegura que las diferencias porcentuales de dosis calculadas respecto de dosis medidas, estén dentro de los límites de tolerancia establecidos.

Para la realización de estas pruebas, se realizó un estudio tomográfico del fantoma y se eligió un único corte axial para las lecturas, las condiciones de adquisición fueron: Matriz de 512x512, campo de visión de 25 cm, 120 kVp, 250 mA modulado según el peso del fantoma espesor de corte mínimo de 0,625 mm. El fantoma fue alineado con los láseres externos e internos y se colocó 3 fiduciales colocadas 2 laterales y una en el eje central tras la reconstrucción de la imagen se tomó un corte axial en la cual se distribuyeron simétricamente los ROIs alrededor del centro.

a) Determinación de las HU:

Valor medio del HU para un ROI (región de interés) con no menos de 1000 píxeles en la zona central. Círculo de aproximadamente 2 cm de diámetro.

b) Uniformidad:

Se seleccionaron 4 ROIs en la periferia (a 1 cm del borde del maniquí) más un ROI en la zona central. Definimos la uniformidad como la diferencia máxima entre los valores medios de los números CT en la zona horaria y el valor central como se muestra en la Fig3.7.

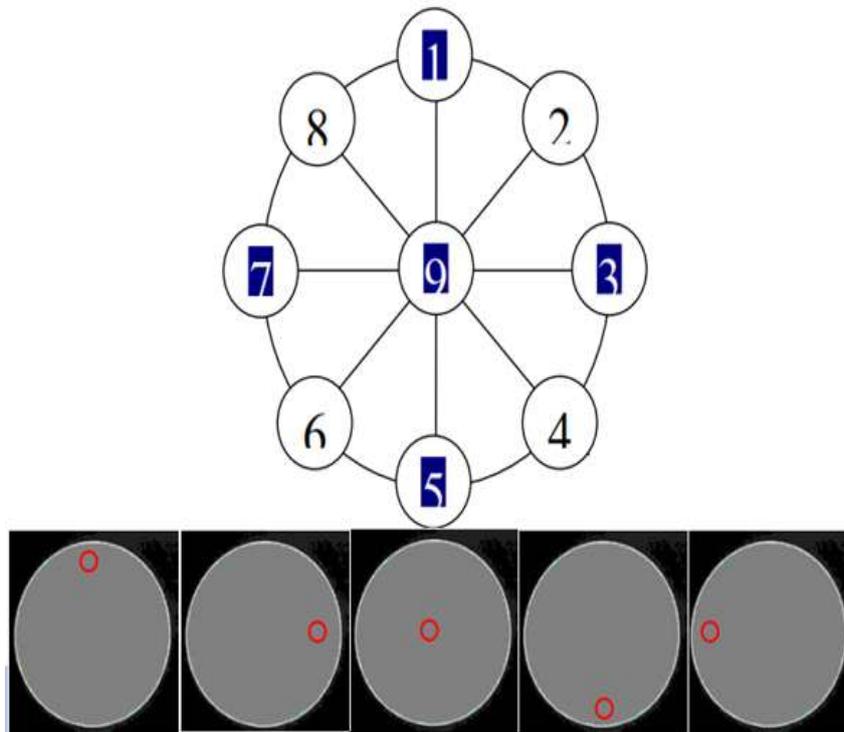


FIG. 3.7. Distribución espacial de selección de ROIS para la prueba de uniformidad [13].

c) Constancia temporal:

Se seleccionó un ROI en la zona central. Se tomaron valores en el tiempo en la zona a analizar y se calculó la media y la desviación estándar. Definimos la constancia como la diferencia máxima entre los valores de una misma ROI a lo largo del tiempo.

3.2.1.2 Precisión geométrica dentro de un corte - distancia entre dos puntos de la imagen

En esta prueba se verificó la ausencia de distorsión geométrica y la distancia entre 2 puntos con una tolerancia de 2 mm con periodicidad aceptación, semestral y tras reparación para ello se usó marcadores radiopacos espaciados y se procedió de la siguiente manera:

- i) Se obtuvo una imagen del fantoma de tórax
- ii) se seleccionó un corte y se verificaron las coordenadas de los diferentes marcadores
- iii) Se verificó que estas distancias de la imagen coincidan con las distancias físicas
- iv) Se transfirió la imagen al sistema de planificación y se verificaron los mismos puntos anteriores.

3.2.1.3 Registro derecha – izquierda

Para la verificación de orientación derecha/izquierda se utilizó el fantoma de tórax como se muestra en la Fig.3.8. En el cual se insertó una esfera dentro del pulmón derecho con el cual al pasar las imágenes de tomografía al TPS se verifica que la esfera que se utilizó se muestra en la posición de pulmón derecho

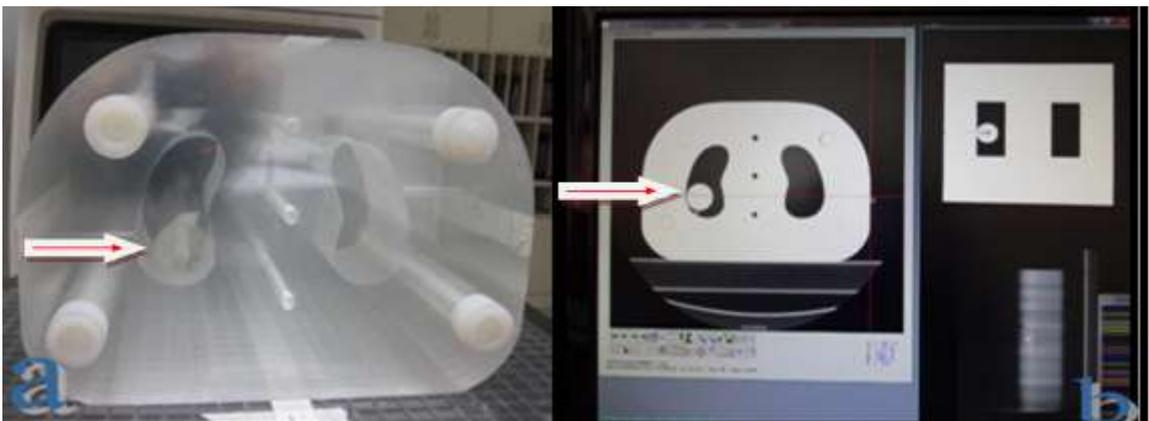


FIG. 3.8. a) Fantoma de tórax para la toma de imágenes con esfera en pulmón derecho, b) Imágenes Dicom del fantoma en el TPS CAT3D.

3.2.1.4. Alineación de los láseres y los centradores luminosos internos del TC que definen el plano del corte

a) Concordancia entre el centrador luminoso externo del TC y el centrador luminoso interno del TC.

Para esta prueba se colocó una hoja de papel sobre la parte plana anterior del fantoma de tórax que está sobre la camilla del tomógrafo y se encendió las luces externas, en el papel se marcó la posición de las luces de centrado externo sobre la hoja, seguidamente se ejecutó el desplazamiento automático de la camilla hasta el plano de corte definido por el láser interno, donde se evaluó las luces de centrado interno con la marca hecha en la hoja (ver Fig. 3.9).

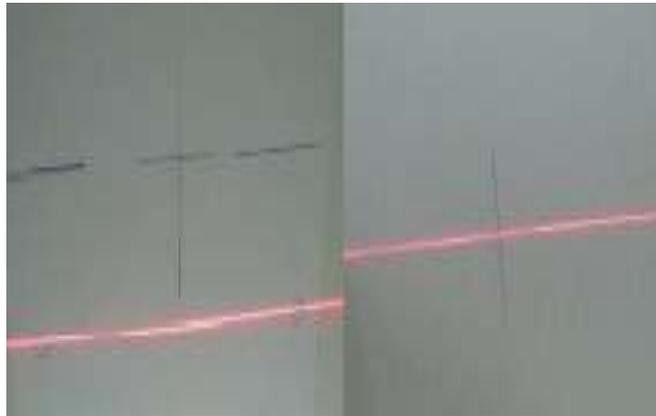


FIG. 3.9. Centrado de laser externo con respecto al interno en el tomógrafo simulador.

b) Alineación de luces de centrado internas con plano de corte

Se representa en el fantoma la forma y dimensiones de este, se le dispuso de marcas en su superficie que se extiende de 0° a 180° alrededor de la misma, se realizó un escaneo con un espesor mínimo de corte y se comprobó que las marcas son visibles a lo largo de la superficie de la imagen (ver Fig. 3.10).

También se realizó la prueba para el caso que los resultados se encuentren fuera de la tolerancia en la cual se procedió a verificar la coincidencia del haz de radiación y el centrador luminoso interno para lo que se utilizó películas, se colocó la película y fijo con cinta sobre la mesa del tomógrafo y se proyectó las luces del láser se marcó con una aguja en varios puntos sobre la proyección de las luces de centrado y se realizó un

escaneo axial de un corte simple con un mínimo de espesor se reveló la película y se comprobó que la franja irradiada coincide con las marcas realizadas con la aguja (ver Fig. 3.11).

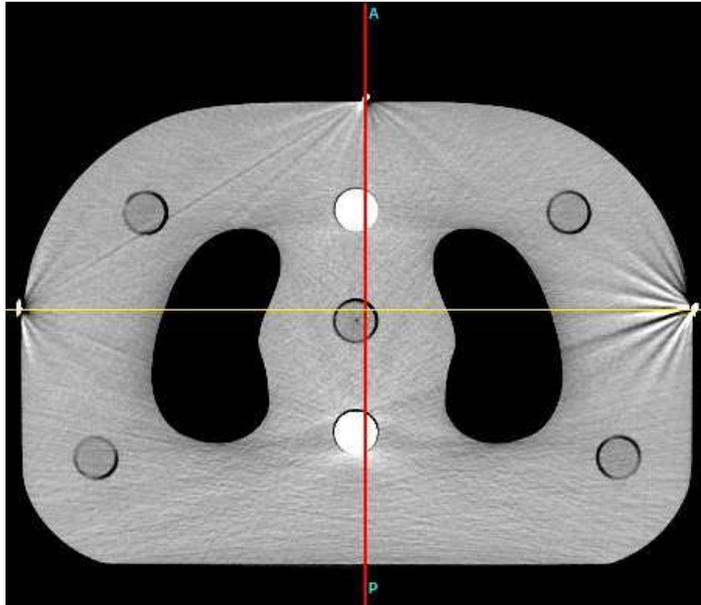


FIG. 3.10. Marcadores visibles en el Fantoma en un corte axial.



FIG. 3.11. Coincidencia de la proyección del láser con el haz de radiación.

3.2.2 Método Estequiométrico

Utilizando los equipos y materiales detallados se procedió a armar el arreglo experimental, el procedimiento se describe a continuación: (i) Se colocó el material calibrador sobre la mesa del tomógrafo; (ii) Para alinearlo y centrarlo se usó el láser externo ubicado en las paredes laterales y luego se verificó con la proyección del láser interno; (iii) En consola se seleccionó el protocolo estándar para el barrido de las imágenes con un kVp de 120 y un mA variable y se realizó el topograma para la limitación de la zona a estudiar; (iv) Finalmente se realizaron los disparos del haz de radiación para la obtención de las imágenes axiales (ver Fig. 3.12).



FIG. 3.12. Arreglo experimental para la tomografía del material calibrador.

Una vez probado el buen funcionamiento del dispositivo experimental descrito anteriormente, se procedió a realizar la toma de datos de las unidades *hounsfield* se realizó el barrido en el tomógrafo para cada material anteriormente mencionado como son (Aluminio, Nylon y Teflón), encontrando los valores de x e y para la ecuación 2.13.

Seguidamente realizamos la verificación de la independencia de la energía efectiva con la elección del calibrador utilizando la ecuación 2.12 y 2.13, para cada material.

3.2.3 Integración del Tomógrafo al Sistema de Planificación

3.2.3.1 Declaración del tomógrafo en el TPS CAT3D

El valor de 120 kVp fue elegido como el valor de interés para construir la curva de DER ya que es el kVp correspondiente a los estudios típicos institucionales. Para la definición de un nuevo escáner y una curva de calibración DER en el TPS se procedió seleccionando en el menú opciones de dosimetría en teleterapia el icono f_x Fig. 3.13 en la ventana de la Fig. 3.14 se seleccionó la opción *density correction* menú en la cual nos permite editar un nuevo escáner.

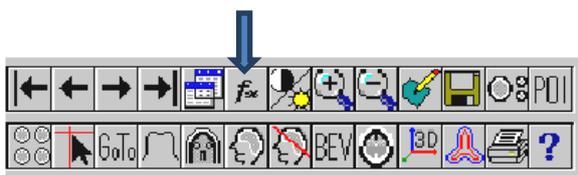


FIG. 3.13. Menú de dosimetría del planificador CAT3D.

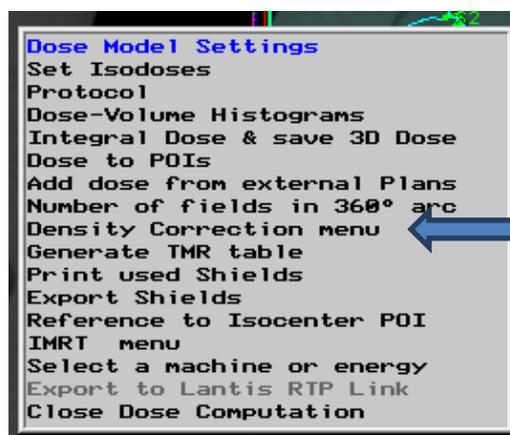


FIG. 3.14. Selección del menú de dosimetría del planificador CAT3D.

Se seleccionó la opción *edit electron density table* de la Fig. 3.15 en la que ingresamos los valores de densidad electrónica relativa vs los números *hounsfield* arrojados por las ecuaciones 2.10 y las grabamos con el nombre de calibración estequiometria. Vistas en la Fig. 3.16.

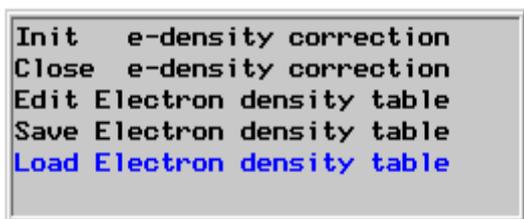


FIG. 3.15. Menú de edición del planificador CAT3D.

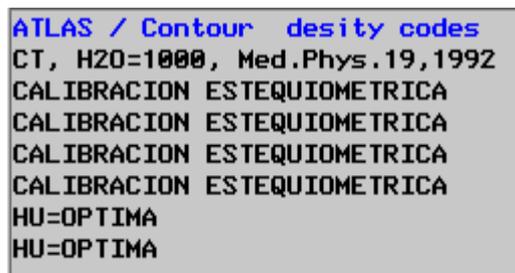


FIG. 3.16. Lista de escáneres declarados en el planificador CAT3D.

3.2.3.2 Representación gráfica del valor de *pixel* en el TPS CAT3D

Al cargar las imágenes dicom es posible con las herramientas del planificador recorrer las imágenes axiales en las cuales se colocó un punto de inicio y otro de fin en dirección antero posterior, el recorrido en los diferentes materiales que nos muestra la gráfica no son otra cosa que los valores nativos de pixel en profundidad en el cambio de un medio a otro (ver Fig. 3.17).

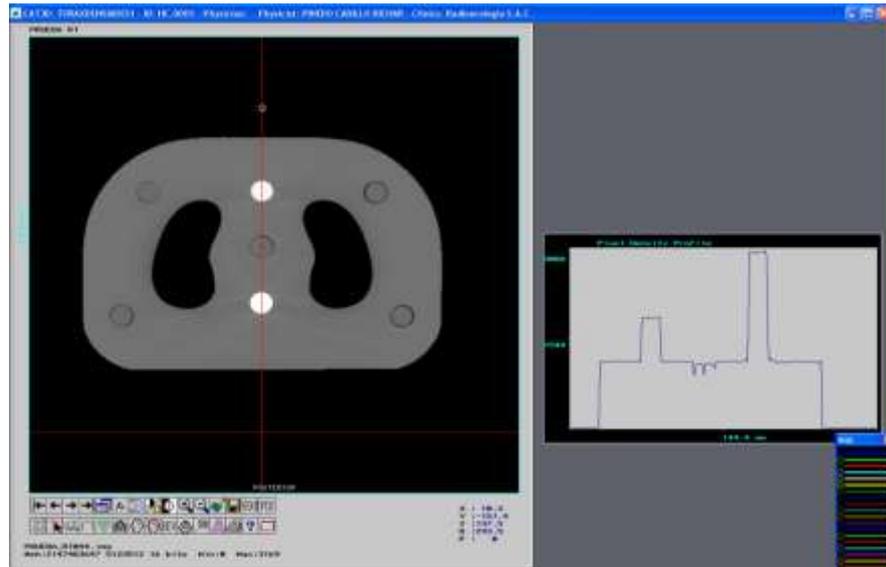


FIG. 3.17. Recorrido vertical antero posterior en la tomografía del fantoma de tórax en medio heterogéneo en el TPS CAT3D.

El camino recorrido fue en forma vertical es de la superficie anterior del fantoma hacia la superficie posterior dentro del cual en su camino sorteó los materiales acrílico, teflón, nylon, aluminio y acrílico, en el cual se ve una mínima variación al pasar de acrílico a nylon por tener un valor en la densidad muy cercanos cosa que no sucede con el teflón y el aluminio.

Al colocarnos en otra serie de las imágenes axiales donde solo se aprecia un medio homogéneo en este caso acrílico en la parte central del fantoma, el perfil en este medio es continuo sin variación ya que el recorrido en el material es homogéneo (ver Fig. 3.18).

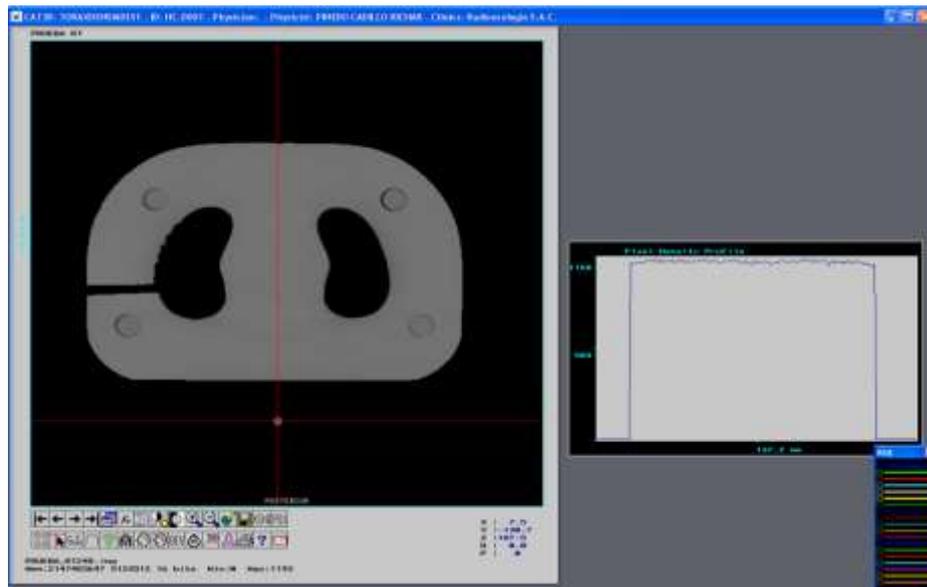


FIG. 3.18. Recorrido vertical antero posterior en la tomografía del fantoma tórax en medio homogéneo en el TPS CAT3D.

También se realizó el recorrido en forma horizontal en este recorrido el perfil ya no es homogéneo ya que en su camino atraviesa acrílico, aire, acrílico, aire, y nuevamente acrílico, la forma del perfil ya no es continua si no que dependiendo de la densidad la tendencia puede ir hacia arriba o hacia abajo al ingresar a otro medio como es el pasar de acrílico a aire y de aire a acrílico (ver Fig. 3.19).

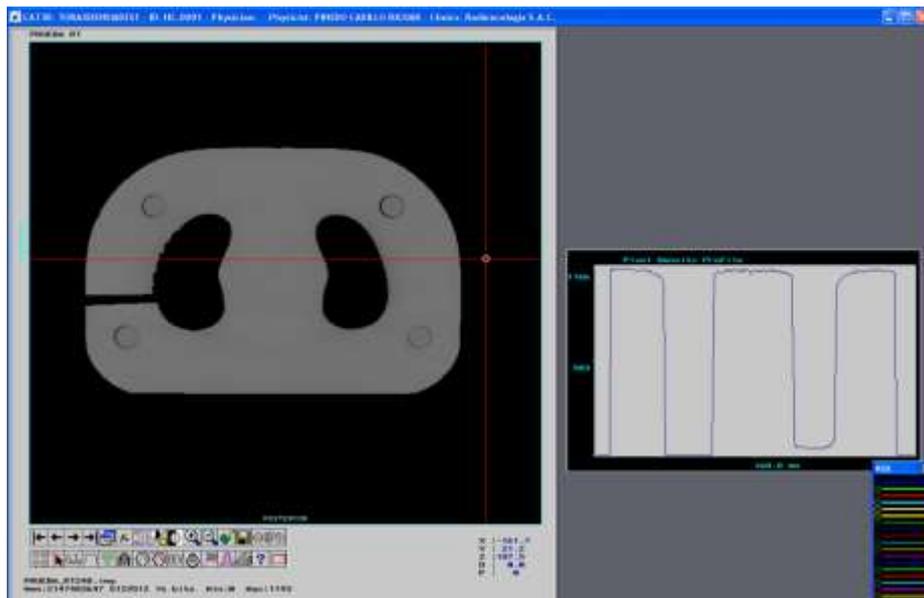


FIG. 3.19. Recorrido horizontal de tomografía del fantoma de tórax en medio heterogéneo en el TPS CAT3D.

3.2. 3.3 PDD en el TPS CAT3D

Para la visualización de un PDD en el planificador se colocó un ISO en superficie, se mantuvo por defecto correcciones por densidad desactivado lo que hizo que el planificador haga sus cálculos como si el fantoma fuese de agua y no considera el cambio de densidades (ver Fig. 3.20).

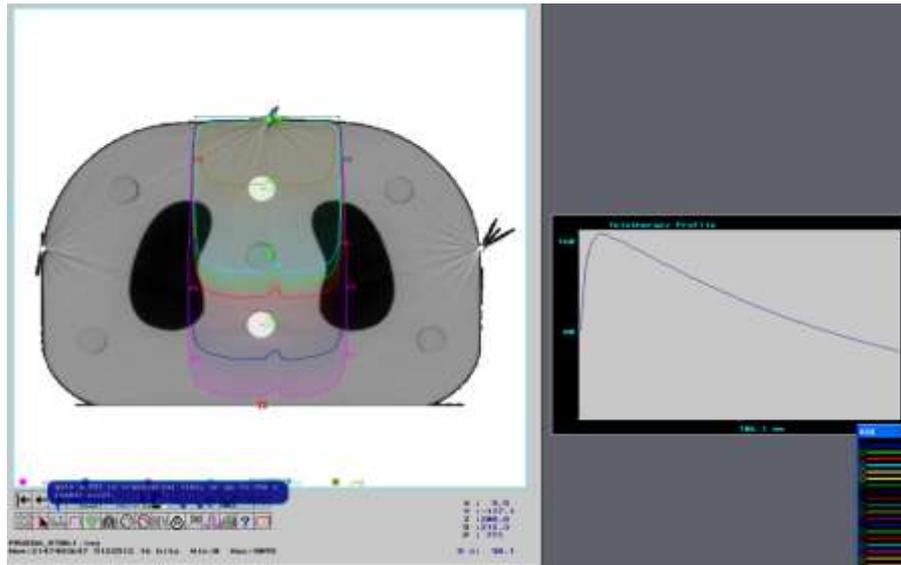


FIG. 3.20 Curva PDD en fantoma de tórax, asumiendo medio homogéneo.

Se utilizó para la generación de los PDD el fantoma de tórax, activando las correcciones por densidad para las curvas estándar del TPS frente a los PDD proporcionadas por la curva calibrada mediante la calibración estequiométrica encontrándose variaciones las cuales implican una desviación en el cálculo de la dosis por parte del TPS en relación al uso de una curva estándar que no considera el cambio de energía efectiva entre un equipo y otro.

Para poder evaluar estas desviaciones se realizó mediante el método de CI. método descrito en el ítem 3.3, la toma de datos experimentales en el fantoma de tórax, estos datos se insertaron en una hoja de cálculo y se generó los gráficos de PDD las cuales fueron nuestros valores de referencia experimentales frente a los calculados por el TPS activando correcciones por densidades.

Para la toma de datos se procedió del siguiente modo : i) se colocó el fantoma en la camilla del acelerador ii) se posicionó el fantoma DFS =100 cm, iii) se centró el fantoma

con la ayuda de las fiducias y de los láseres laterales y sagital, iv) se coló la cámara de ionización a 5,10 cm y 15 cm de profundidad que son las cavidades en las cuales se encuentran los materiales teflón, nylon y aluminio en cada irradiación v) se conectó la CI al electrómetro y se polarizó a +400V vi) se programó campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, vii) en consola se seleccionó la energía 6 MV y las UM.

Se hicieron varios disparos hasta alcanzar valores estables se buscó el equilibrio del sistema y se procedió a la toma de datos en cada posición señalada en el punto iv. (ver Fig. 3.21).

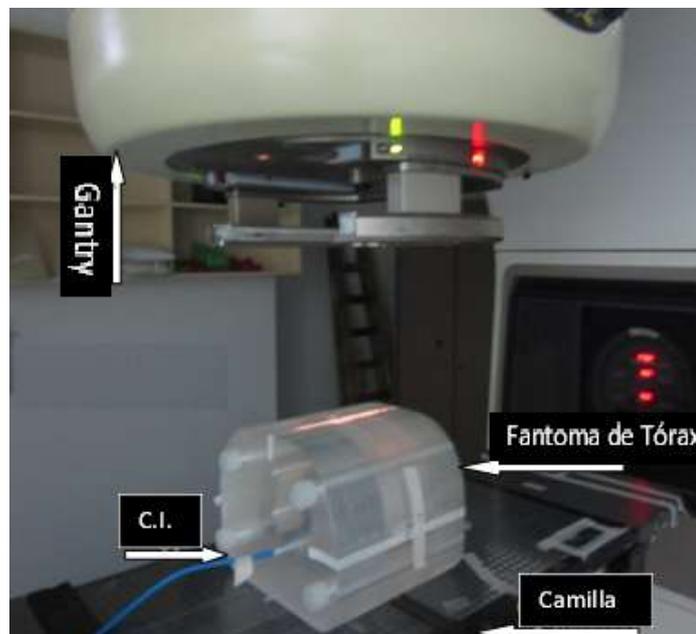


FIG. 3.21 Geometría del fantoma para la irradiación en el acelerador Clinac 2100c.

Para la toma de datos de los PDP del planificador activando las correcciones por densidades se colocó un ISO en superficie, se aplicó un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y se seleccionó la energía de 6 MV. Se realizó la toma de datos seleccionando las curvas atlas estándar y la calibrada.

3.2.4 Método cámara de ionización

Utilizando los equipos y materiales detallados anteriormente, se logró armar el arreglo experimental (ver Fig. 3.23), el procedimiento se describe a continuación: (i) Se abrió el campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el acelerador lineal; (ii) se ubicó el fantoma automatizado en la mesa de tratamiento y se llenó de agua a un nivel adecuado; (iii) se fijó la CI dentro del agua y se conectó a una extensión de cable coaxial, la cual llevó la señal eléctrica hasta el electrómetro y de este se conecta un cable a la PC; (iv) para controlar el movimiento de la CI dentro del fantoma automatizado se conectó un cable, el cual se llevó hasta la interface ubicada fuera del bunker, finalmente la interface se conecta mediante un cable USB a la PC; (v) para colocar el fantoma a una DFS a 100 cm, se utilizó el puntero mecánico; (vi) para ubicar la CI en el centro del eje del haz de tratamiento se utilizó los láseres de posicionamiento ubicado en las partes laterales de la sala de tratamiento; (vii) se colocó el termómetro dentro del fantoma de agua para medir la temperatura y para medir la presión en el medio se ubicó sobre la mesa un barómetro; (viii) se fijó el gantry y colimador a 180° grados (ix) se puso en funcionamiento el acelerador y se chequeo que, la presión interna, temperatura, nivel de agua de enfriamiento este dentro de los niveles recomendados por el fabricante; (x) con todos los equipos encendidos y en funcionamiento, se esperó un tiempo prudencial, de tal manera que todos alcancen el equilibrio electrónico; (xi) finalmente, se realizó los disparos del haz de radiación para obtener la estabilidad del dispositivo experimental.

Una vez probado el buen funcionamiento del dispositivo descrito anteriormente, se procedió a realizar las siguientes mediciones experimentales:

- (i) Porcentaje de dosis en profundidad en medio agua y acrílico.
- (ii) calibración de la unidad de tratamiento en términos de tasa de dosis absorbida.

3.2.4.1 Porcentaje de dosis en profundidad

Medio agua:

Usando el fantoma automatizado se desplazó la CI aproximadamente a 30 cm debajo de la superficie del agua, se fijó el voltaje de operación al electrómetro de +400 V corriente continua. Las medidas no fueron tomadas hasta alcanzar un equilibrio en el sistema.

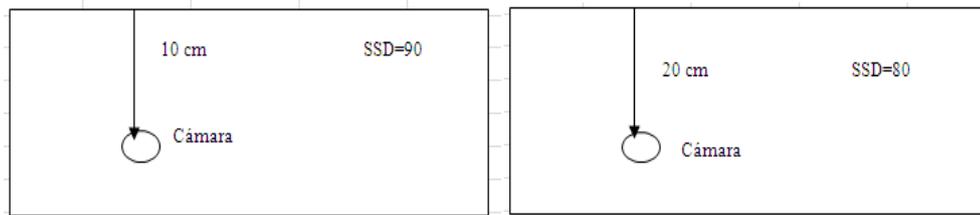
Luego, en consola del Linac se programó: el modo de tratamiento, la energía del haz, el tiempo de irradiación, cantidad de dosis liberada por unidad de tiempo fue de 900 [UM/min] a una tasa de 320, DFS de 100 cm y campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ finalmente, se sincroniza el inicio de la subida de la CI con el momento del disparo del Linac de tal manera que ambos terminen aproximadamente al mismo tiempo. Durante la subida de la CI emite una señal eléctrica al electrómetro y este último a la PC, cuyo valor representa la ionización en su volumen sensible debido a la radiación. Luego se llevó estos datos a la hoja de cálculo Excel para poder graficar las curvas de PDP y a partir de ellos, determinar los parámetros físicos del haz de fotones que son importantes en la determinación de la dosis absorbida.

Medio acrílico:

Usando el fantoma de láminas de acrílico se situó la CI aproximadamente a 25 cm debajo de la superficie del acrílico, se centró la cámara en el fantoma con los laser laterales, se fijó el voltaje de operación al electrómetro de +400 V corriente continua. Las medidas no fueron tomadas hasta alcanzar un equilibrio en el sistema. Luego, en la consola del linac se programó, el modo de tratamiento, la energía del haz, el tiempo de irradiación, cantidad de dosis liberada por unidad de tiempo fue de 50 [UM/min] a una tasa de 320, DFS de 100 cm y campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y se fue cambiando de posición a la cámara de manera manual hasta llegar a la superficie. Se tomó los datos y llevó estos a la hoja de cálculo Excel para poder graficar las curvas de PDD y a partir de ellos, determinar los parámetros físicos del haz de fotones que son importantes en la determinación de la tasa de dosis absorbida.

3.2.4.2 Calibración de la unidad de tratamiento

A partir de las curvas de PDD se determinó la profundidad donde la dosis es máxima, d_{max} , haciendo uso del fantoma automatizado se localizó la CI a la profundidad de $Z=10$ cm y 20 cm, se mantuvo la distancia fuente cámara SAD = 100 cm, se procedió a verificar este valor usando una regla milimetrada. En seguida, se procedió a realizar las mediciones en cada posición mostrada en la Fig. 3.22 para ello se programó en la consola del Linac, la energía, en modo fotones, tasa de dosis, cuyo valor fue de 100 UM. Se anotó en una tabla, los resultados mostrados por el electrómetro. Con el cual se obtuvo el $\text{TPR}_{20,10}$

FIG. 3.22. Posicionamiento de CI para medidas del TPR_{20,10}

Seguidamente se procedió a ubicar la cámara en la posición de referencia $z=5$ cm tal como se muestra en la Fig. 3.23 y se mantuvo $SSD = 100$ cm y se proyectó un con campo 10×10 cm², enseguida se procedió a verificar el valor de posicionamiento usando una regla milimetrada, se programó en la consola del Linac la energía, en modo fotones, tasa de dosis cuyo valor fue de 100 UM. Se anotó en una tabla los resultados mostrados: (i) electrómetro, (ii) termómetro y (iii) barómetro, la cual se repitió cinco veces en promedio. Cabe señalar que la determinación de la tasa de dosis absorbida se realizó mediante el protocolo TRS-398, desarrollado por la división de salud humana de la organización internacional de energía atómica (OIEA), quien indica que para la calibración de fotones de alta energía se requieren calcular algunos factores de influencia tales como:

a) Corrección por polaridad, b) Corrección por recombinación, c) Presión y temperatura etc. Se detalla informe de calibración Worksheet en Anexo II.

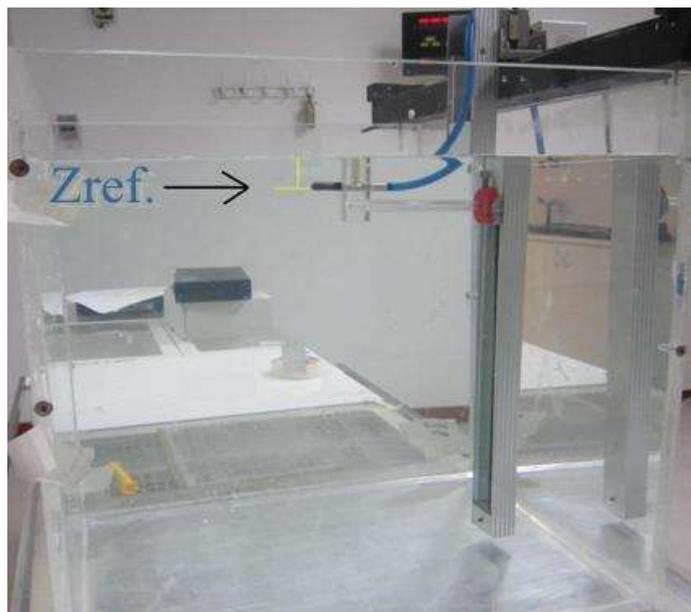


FIG. 3.23. Posicionamiento de CI en Zref para calibración en fantoma de agua.

3.2.5 Determinación de las unidades monitor para la irradiación del fantoma

El TPS calcula las unidades monitor (UM) a partir de la prescripción de la dosis, por lo que primero se procedió a obtener valores de dosis en puntos de prescripción de forma experimental en el fantoma de tórax por lo que se irradio el fantoma para las geometrías de los casos (1-3) descrito en el *Ítem 3.2.5* con 100 UM y se calculó la dosis usando el método de cámara de Ionización método descrito en el *Ítem 3.2.3* con la dosis calculada se prescribió en el TPS y previo al cálculo de las UM se pasó por una serie de pasos asumiendo que ya se comisiono el tomógrafo al planificador los cuales fueron:

i) se cargó al TPS las imágenes *DICOM* en este caso las imágenes del fantoma de tórax; ii) se ubicó el ISOTAC(intercepción de las fiducias colocadas en el paciente, sirven de referencia en el posicionamiento del paciente); iii) se limpió las imágenes; iv) se ubicó el ISO(punto de Prescripción); v) se determinó la cantidad de campos a irradiar; vi) se normalizo al 100 % según los pesos de los campos; vii) se prescribió la dosis del tratamiento y el TPS calcula las UM para la irradiación, adicionalmente se activó correcciones por densidades y se seleccionó variación en los algoritmos por lo que las UM cambiaron al variar las curvas de corrección por densidades : Atlas, estándar frente a la calibrada.

3.2.6 Planificación de tratamiento en fantoma antropomórfico

Como paso previo a la irradiación se hizo la tomografía del fantoma para obtener imágenes necesarias para la planificación, el barrido de las tomografía se realizó en condiciones de tensión 120 kVp, mAs modulado según el peso del fantoma, posición de ingreso cabeza primero-supino, con un FOV de 50 cm, tamaño de matriz 888x1284, espesor de corte de 0.625 mm. Se le colocaron los fiduciales haciendo coincidir con los laser externos e internos dos laterales y uno central para el fantoma representado en la Fig. 3.24a.

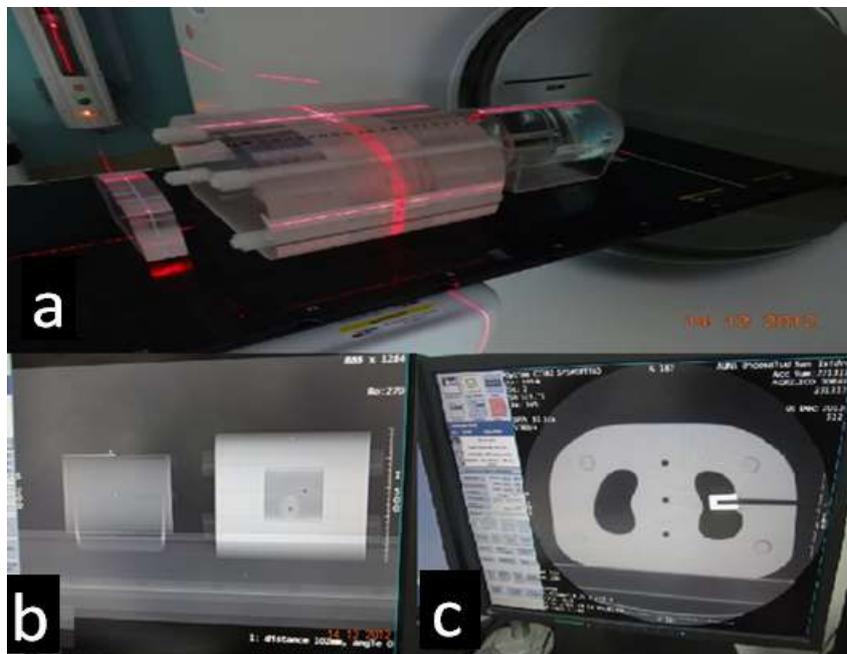


FIG. 3.24. a) Disposición del fantoma en el tomografo, b) vista sagital en el software del tomografo, c) vista axial en el software del tomografo.

Figura 3.24 (b, c). Son las imágenes de las vistas sagitales y axiales de la tomografía del fantoma de la Fig. 3.24a las que se gravaron en un CD-ROOM en formato *DICOM* el que se ingresó al sistema de planificación CAT3D en la carpeta rtping donde se guardan todas las imágenes por defecto. Se verifico la correcta lectura de HU, en el planificador se consideró que una diferencia de hasta 20 HU dentro de una misma ROI correspondía a una misma densidad electrónica relativa [19].

Casos a evaluar:**CASO1**

En este caso se verificó lo observado en los PDD para los casos clínicos activando corrección por densidades, seleccionando las curvas y aproximaciones disponibles en el algoritmo del planificador CAT3D-MEVIS como se muestra en la Fig.3.27., en la Fig. 3.25 se representa los puntos de prescripción S1, S2, S3 y los puntos de cálculo C1, C2 Y C3.

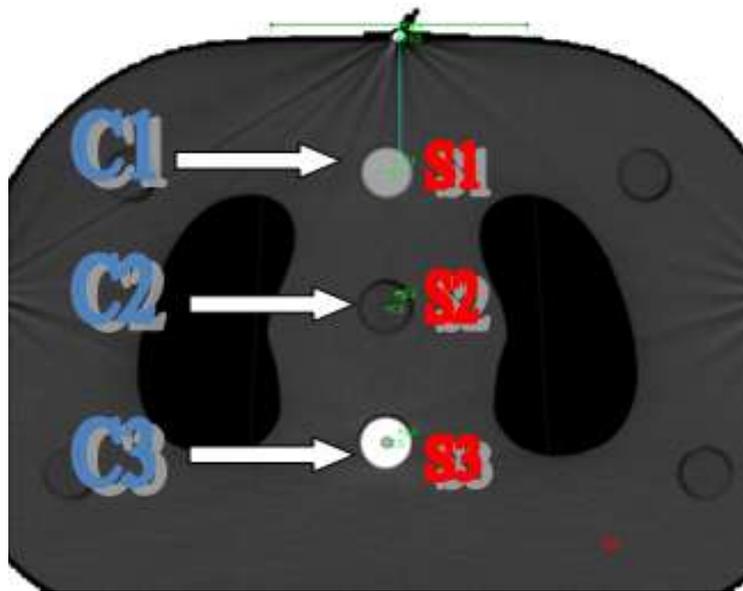


FIG. 3.25. Fantoma de tórax campo 10X10 cm² con los puntos evaluados y de prescripción.

a) En el planificador se seleccionó las imágenes del fantoma de tórax y en la planificación se le agregó los siguientes parámetros: i) punto de prescripción S1, ii) campo de 10x10 cm², iii) angulación del *gantry* 180° iv) colimador 180° v) se seleccionó corrección por densidades en homogéneo, atlas, estándar y calibrado, vi) se seleccionó el método de cálculo de dosis : *Fast Mode, Pencil-Beam 8x8, Pencil-Beam 4x4 y Pencil-Beam 4x4 maximun accuracy*. Con estos parámetros se le entrego la dosis prescrita al fantoma y se tomaron los datos de dosis en los puntos C1, C2 y C3.

b) En el planificador se seleccionó las imágenes del fantoma de tórax y en la planificación se le agrego los siguientes parámetros: i) punto de prescripción S2, ii) campo de 10x10 cm², iii) angulación del *gantry* 180° iv) colimador 180° v) se seleccionó corrección por

densidades en homogéneo, atlas, estándar y calibrado, vi) se seleccionó el método de cálculo de dosis : *Pencil Beam 4x4 maximum accuracy*. Con estos parámetros se le entrego la dosis prescrita al fantoma y se tomaron los datos de dosis en los puntos C1, C2 y C3.

c) En el planificador se seleccionó las imágenes del fantoma de tórax y en la planificación se le agrego los siguientes parámetros: i) punto de prescripción **S3**, ii) campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, iii) angulación del *gantry* 180° iv) colimador 180° v) se seleccionó corrección por densidades en homogéneo, atlas, estándar y calibrado, vi) se seleccionó el método de cálculo de dosis : *Pencil-Beam 4x4 maximum accuracy*. Con estos parámetros se le entrego la dosis prescrita al fantoma y se tomaron los datos de dosis en los puntos C1, C2 y C3.

CASO 2

En este caso también se verificó lo que se observó en los PDD para los casos clínicos activando corrección por densidades como se muestra en la Fig.3.26., seleccionando las curvas y aproximaciones disponibles en el algoritmo del planificador CAT3D-MEVIS en la Fig. 3.25 se representa los puntos de prescripción S1, S2, S3 y los puntos de cálculo C1, C2, C3, C4 y C5.

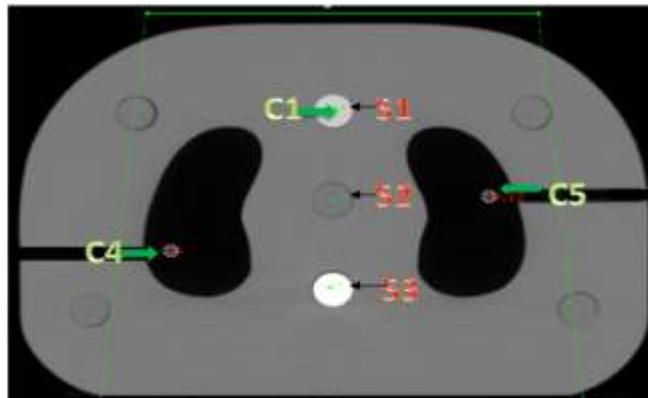


FIG. 3.26. Fantoma de tórax campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$ con los puntos evaluados (C1, C4, C5) y de prescripción (S1,S2,S3).

En el planificador se seleccionó las imágenes del fantoma de tórax, en la planificación se le agrego los siguientes parámetros: i) punto de prescripción S1,S2 y S3 ii) campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, iii) angulación del *gantry* 180° , iv) colimador 180° , v) se seleccionó corrección por densidades en homogéneo, atlas, estándar y calibrado, vi) se seleccionó el método de cálculo de dosis *Pencil-Beam 4x4 maximum accuracy*. Con estos parámetros

se le entregó la dosis prescrita al fantoma y se tomaron los datos de dosis en los puntos C1, C2, C3, C4 y C5.

CASO 3

En este caso se adicionó cuñas virtuales y la angulación del *Gantry* se cambió a 90° los cálculos se hicieron activando corrección por densidades, seleccionando las curvas y aproximaciones disponibles en el algoritmo del planificador CAT3D-MEVIS como se muestra en la Fig.3.27.

En el planificador se seleccionó las imágenes del fantoma de tórax, en la planificación se le agregó los siguientes parámetros: i) punto de prescripción S1, ii) campo de 10x10 cm², iii) angulación del *gantry* 90°, iv) colimador 270°, v) se le agregó cuñas virtuales en CW15, CW30, CW45 y CW60), vi) se seleccionó corrección por densidades en homogéneo, atlas, estándar y calibrado, vi) se seleccionó el método de cálculo de dosis : *Pencil-Beam 4x4 maximum accuracy*. Con estos parámetros se le entregó la dosis prescrita al fantoma y se tomaron los datos de dosis en el punto C1.

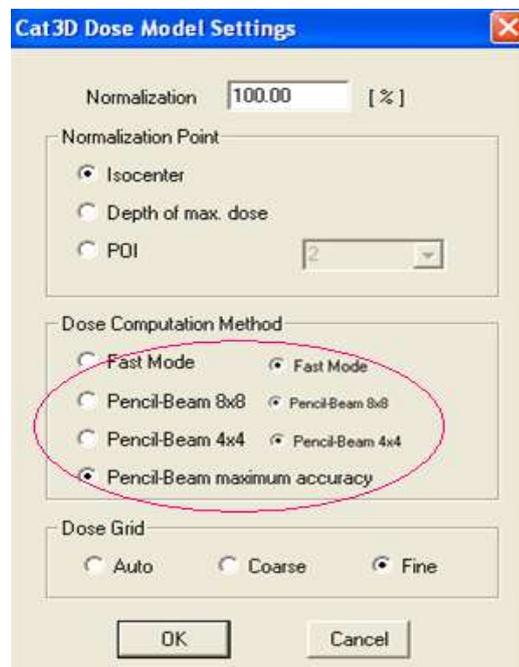


FIG. 3.27. Menú CAT3D selección de modos de cálculo [20].

CAPÍTULO IV

RESULTADO Y DISCUSIONES

4.1. CONTROL DE CALIDAD DEL TOMÓGRAFO PARA SU USO EN RADIOTERAPIA

4.1.1 Determinación de la uniformidad y la constancia de los HU en un medio uniforme

a) Uniformidad:

Siguiendo el procedimiento señalado en el ítem 3.2.1.1 se obtuvo los valores mostrados en la Tabla 4.1 estos datos muestran que la variación está dentro de los valores de tolerancia propuesta por el grupo de trabajo de radio física del GOCO (*Grup Oncologic Catala Occita*) [13].

TABLA 4.1. Uniformidad de la lectura de HU en un único corte axial.

Nº ROI	\overline{HU}
1	0.20±0.08
3	0.21±0.09
5	0.22±0.08
7	0.24±0.08
9	0.26±0.07
Diferencia máxima del valor central frente a los valores extremos.	0.10
Tolerancia	≤5

b) Constancia temporal:

Siguiendo el procedimiento señalado en el ítem 3.2.1.1 se obtuvo los valores mostrados en la Tabla 4.2. La media y la desviación estándar de los HU indican que su variación está dentro de los valores de tolerancia propuesta por el grupo de trabajo de radio física del GOCO (ver Fig. 4.1) [13].

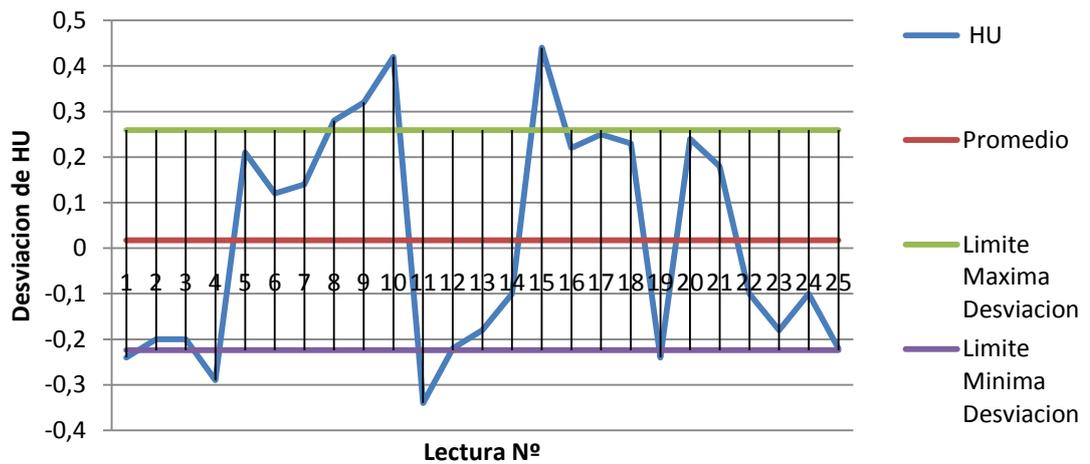


FIG. 4.1 Reproducibilidad de HU en un corte axial en material homogéneo.

TABLA 4.2. Constancia de los HU en el tiempo.

Lectura Nº	HU Promedio	Limite Máxima Desviación	Limite Mínima Desviación	Desviación Estándar	Constancia ≤ 5
25	0.018	0.259	-0.224	0.242	√

4.1.2 Precisión geométrica dentro de un corte, distancia entre dos puntos de la imagen

Siguiendo el procedimiento señalado en el ítem 3.2.1.2 se obtuvo los valores mostrados en las Tablas (4.3 – 4.4).

TABLA 4.3. Distancia entre dos puntos en dirección horizontal.

CAT3D	TAC	Experimental	Tolerancia 2 mm
80.6 ± 0.1	81 ± 0.1	81 ± 0.5	0.4

TABLA 4.4. Distancia entre dos puntos en dirección vertical.

CAT3D	TAC	Experimental	Tolerancia 2 mm
102 ± 0.1	102 ± 0.1	101.5 ± 0.5	0.4

Se verificó que las distancias entre las fiduciales en las imágenes transferidas al tomógrafo y posterior al planificador de tratamiento CAT3D Fig. 3.10.c coincidieron numéricamente con los valores reales sin sobre pasar los niveles de tolerancia propuestos por la guía GOCO utilizada en este trabajo. Las medidas experimentales de las dimensiones del fantoma de tórax y la comparación de las HU medidas con los ideales se muestran en el Anexo 1.

4.1.3 Registro derecha – izquierda

Como se explicó en el ítem 3.2.1.3 en la verificación de orientación derecha izquierda se obtuvo en el tomógrafo simulador y en el planificador CAT3D en las vistas axiales coronales y sagitales resultados satisfactorios, como se verifica en la Fig. 3.11.b

4.1.4. Alineación de los láseres y los centradores luminosos internos del TC que definen el plano del corte

- a) Concordancias entre el centrador luminoso externo y el centrador luminoso interno del TC

Como se explicó en el ítem 3.2.1.4.a al realizar el desplazamiento de la mesa del centrador externo al interno visualmente se verificó que la variación es menor a la tolerancia de 2mm establecido para esta prueba. Tal como se muestra en la Fig. 3.12.

- b) Alineación de luces de centrado internas con plano de corte

Como se explicó en el ítem 3.2.1.4.b al realizar la prueba se comprobó que al disponer de marcas al fantoma en su superficie visualmente se aprecia la imagen axial en la Fig.13 que no hay variación tal como se verifica en la Fig. 3.14.

TABLA 4.5. Coincidencia del centrador luminoso y el plano de corte.

Coincidencia del centrador luminoso interno del tomógrafo y el plano de corte.	Tolerancia +/- 2 mm	
	Coincidencia	Diferencia
Coincidencia del haz de radiación y el Plano de corte	SI	0,5
Coincidencia del haz de radiación y el detector	SI	0,5

4.2 MÉTODO ESTEQUIOMÉTRICO

a) Unidades *hounsfield* de los materiales

Siguiendo los procedimientos del ítem 3.2.2 para la toma de datos de las unidades *hounsfield* de los materiales (calibrador). Se tomaron las lecturas que se muestran en las tablas y graficas siguientes:

TABLA 4.6. Lecturas de HU para el Aluminio(AL).

LECTURA		Limite Máxima		Limite Mínima	
Nº	HU - AL	Promedio	desviación	desviación	Promedio
1	2882,8	2881,8	2884,6	2879,1	2881,8
2	2878,3	2881,8	2884,6	2879,1	<u>Desviación</u>
3	2884,8	2881,8	2884,6	2879,1	2,8
4	2877,8	2881,8	2884,6	2879,1	<u>Máximo</u>
5	2884,0	2881,8	2884,6	2879,1	2884,8
6	2884,7	2881,8	2884,6	2879,1	<u>Mínimo</u>
7	2880,5	2881,8	2884,6	2879,1	2877,8

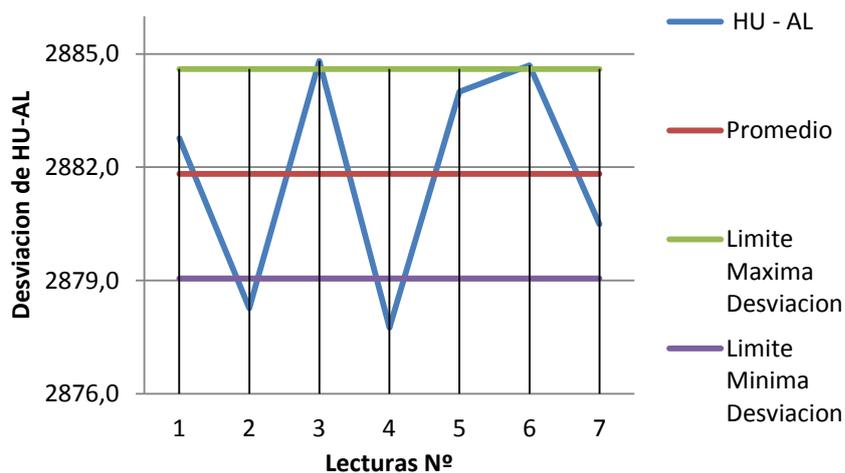


FIG. 4.2. Desviación de los HU del Aluminio(AL).

TABLA 4.7. Lecturas de HU para el Teflón (C₂F₄).

Lectura N°	HU – Teflón	Promedio	Limite Máxima Desviación	Limite Mínima Desviación	Promedio
1	943.81	939.3	942.4	936.3	939.3
2	937.2	939.3	942.4	936.3	Desviación
3	936.2	939.3	942.4	936.3	3.0
4	936.16	939.3	942.4	936.3	Máximo
5	942.52	939.3	942.4	936.3	943.8
6	940.19	939.3	942.4	936.3	Mínimo
7	938.31	939.3	942.4	936.3	936.2

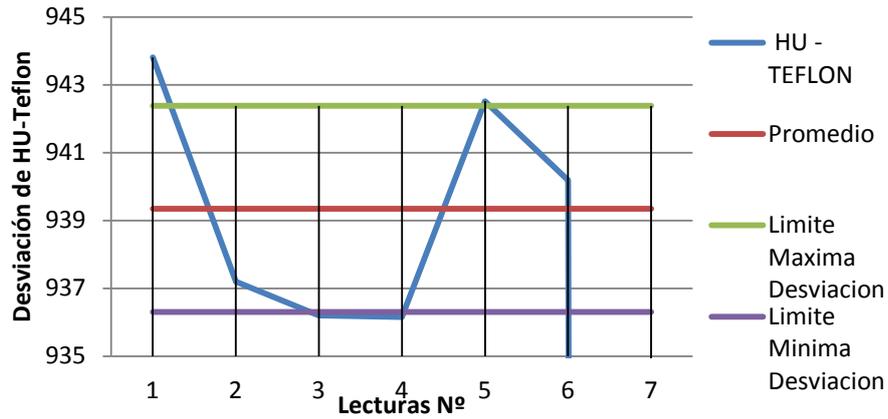


FIG. 4.3. Desviación de los HU del Teflón (C₂F₄).

TABLA 4.8. Lecturas de HU para el Nylon (C₆H₁₁ON).

Lectura N°	HU - Nylon6	Promedio	Limite Máxima Desviación	Limite Mínima Desviación	Promedio
1	67.82	68.6	69.4	67.8	68.6
2	69.4	68.6	69.4	67.8	Desviación
3	69.46	68.6	69.4	67.8	0.8
4	67.59	68.6	69.4	67.8	Máximo
5	67.82	68.6	69.4	67.8	69.5
6	69.35	68.6	69.4	67.8	Mínimo
7	68.84	68.6	69.4	67.8	67.6

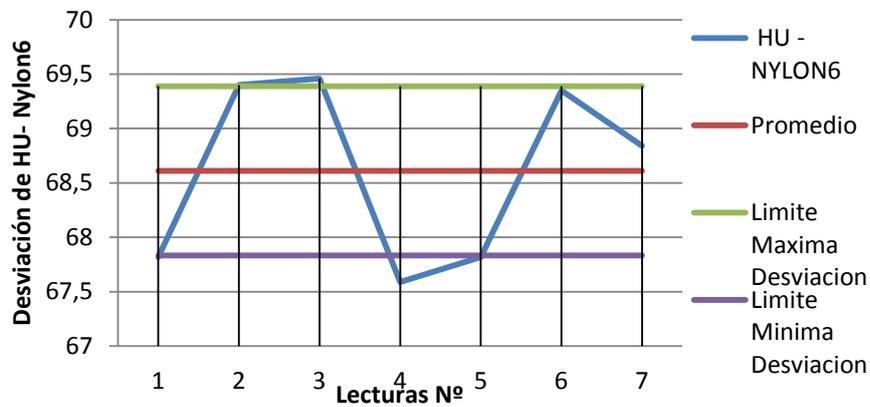


FIG. 4.4. Desviación de los HU del Nylon6 (C₆H₁₁ON).

Los datos mostrados de HU, corresponden al tomógrafo OPTIMA CT 580 y son los que caracterizaron la energía efectiva de este equipo para su inclusión en el sistema de planificación de tratamiento CAT3D.

Los valores de desviación en las Tablas (4.6-4.8) vistos en las Fig. (4.2-4.4), se observa que de estos materiales no sobrepasan los valores recomendados de no exceder ± 20 HU dentro de una región del mismo material.

En este método se estableció una parametrización del coeficiente de atenuación lineal cuyos datos se muestran en la Tabla 4.9 definidos en la ecuación 2.13 el cual evidencia la independencia del escáner con el material calibrador tal como se muestra en la Fig. 4.5.

TABLA 4.9. Valores de la relación Tipo $y=mx$ de los materiales.

Materiales	Y	X	α
Nylon	0.369	0.450	0.879
Teflón	-0.438	-0.480	0.911
Aluminio	-4.256	-4.918	0.865

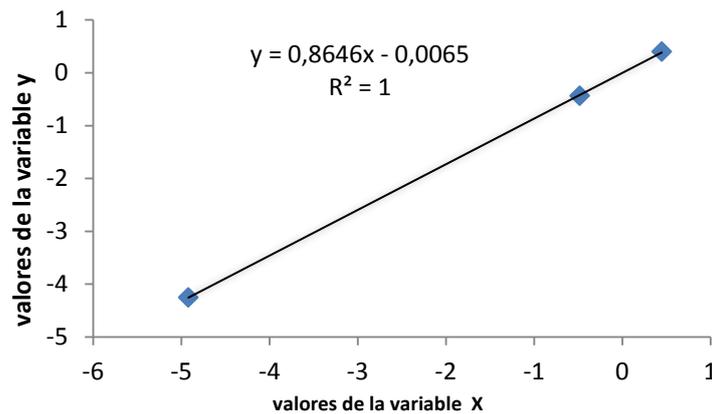


FIG. 4.5. Independencia del escáner con el material calibrador.

Permitiendo expresar el HU de cualquier material empleando la composición elemental y la densidad electrónica de los materiales del cuerpo humano, se calculó sus HU con la

ecuación 2.10. Como se muestra en la Tabla 4.10 y su representación gráfica se muestra en la Fig. 4.6.

TABLA 4.10. Unidades *Hounsfield* de materiales del cuerpo humano.

Materiales	$\rho_{e,a}$	$Z_{ef,a}$	HU
Aire	0.00	1.03	-998.99
Pulmón	0.26	1.01	-740.41
T.adiposo	0.95	0.86	-99.30
Med. Amarilla	0.98	0.84	-74.11
Mama	1.01	0.94	-11.88
Testículos	1.03	1.01	35.16
Cartílago	1.08	1.07	118.57
Hue. Esponjoso	1.15	1.36	407.19
Hue. Cortical	1.78	1.81	2168.17

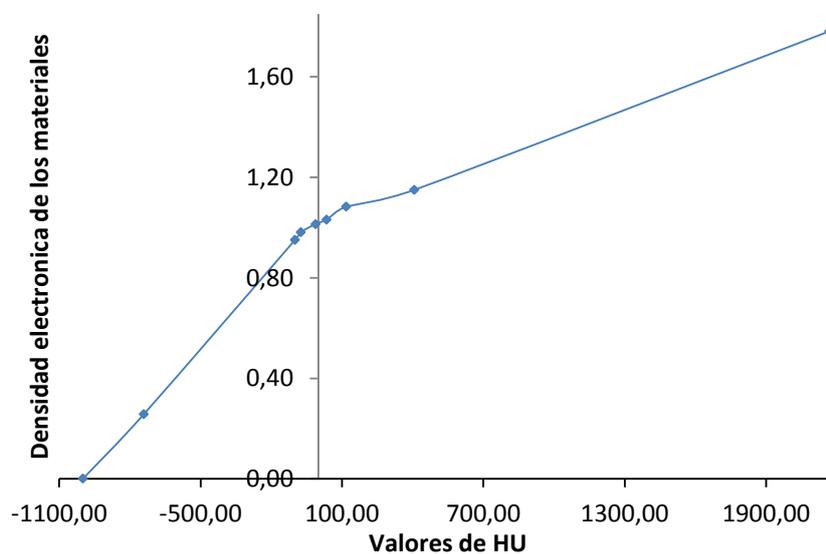


FIG. 4.6. Curva de unidades *Hounsfield* Vs. densidad electrónica calibrada.

4.3 INTEGRACIÓN DEL TOMÓGRAFO AL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN

4.3.1 Declaración del tomógrafo en el TPS CAT3D

Para la integración del tomógrafo en el planificador de tratamiento se siguió los pasos del ítem 3.2.3.1 el cual permite editar un nuevo tomógrafo. Se agregó la curva que se analizó en el punto de calibración estequiométrica cuyos valores son los de la Tabla 4.10 y su grafica la mostrada en la Fig. 4.6.

También se ha presentado la curva estándar y atlas del sistema de planificación CAT3D cuyos datos se muestran en la Tabla 4.11 y 4.12 respectivamente y su representación gráfica en la Fig. 4.7 y 4.8.

TABLA 4.11 Valores DER Vs. Valor pixel estándar (*Med.Phys.*19, 1992/ CT, H₂O=1000).

HU	$\rho_{e,a}$
0	0
1000	1
1200	1.20000005
3000	2

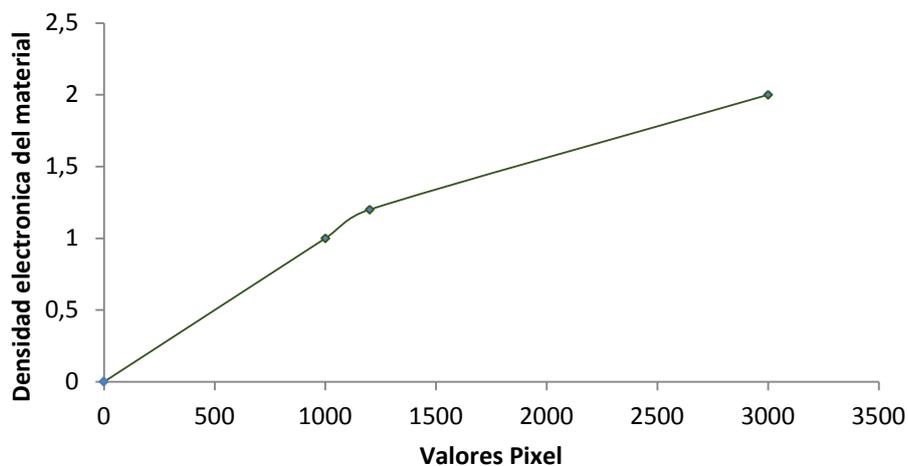


FIG. 4.7. Curva de valor pixel Vs. Densidad electrónica estándar.

TABLA 4.12 Valores DER Vs. Valor pixel ATLAS (*Contour density codes*).

HU	$\rho_{e,a}$
0	0
1	0
16	0.30000001
26	1
60	1.29999995
255	1.29999995

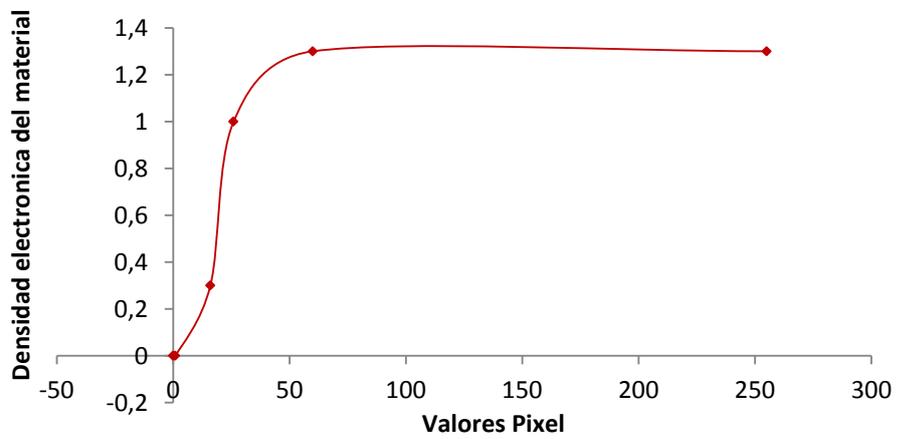


FIG. 4.8 Curva de valor *pixel* Vs. Densidad electrónica atlas.

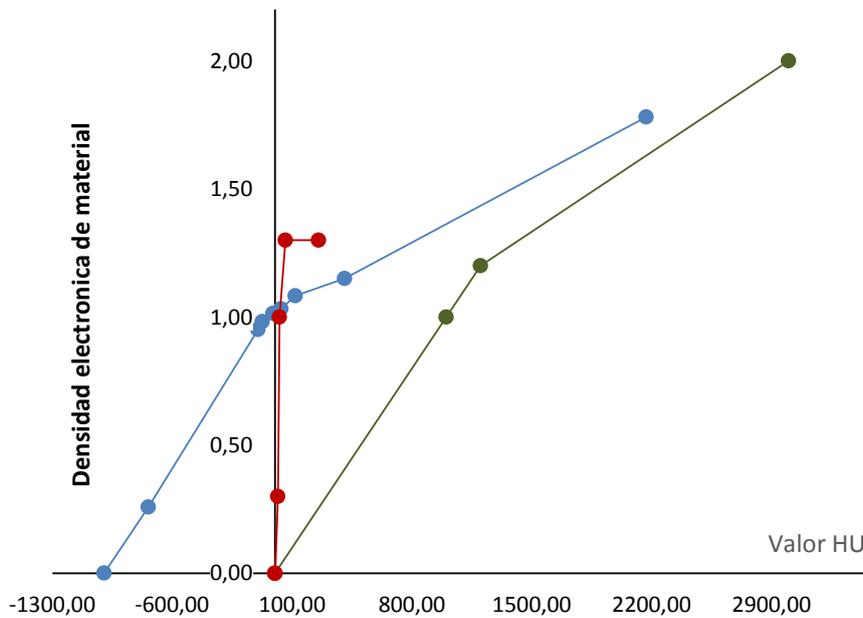


FIG. 4.9. Curvas de valor *pixel* Vs. Densidad electrónica de los modelos estándar y atlas frente al calibrado.

Figura 4.9 compara las curvas preestablecidas por el planificador (atlas y estándar) frente a la calibrada representada en la Fig. 4.6 específico del tomógrafo OPTIMA CT 580 a utilizar en los tratamientos en la aplicación de correcciones por heterogeneidades en el cálculo de dosis que es donde se aplican estas curvas.

Los valores de densidades electrónicas de la curva atlas están desde 0 a 1.3 aproximadamente y le corresponde los valores de HU comprendidos entre 0 y 250 en contraste con lo que la curva calibrada para los valores de densidad están desde 0 a 1.8 aproximadamente y le corresponde valores comprendidos entre -1000 y 2200 HU. Con lo que la diferencia es evidente en la gráfica.

Para HU mayores a partir 60-250 la densidad que le asignara la curva atlas a los materiales será 1.3 no hará distinción de densidades mayores a partir de estas lecturas el cual estaría dejando de lado lo que es hueso cortical y asumiría que su mayor densidad está en hueso esponjoso(trabecular) cuyo porcentaje en el cuerpo esta descrita por la Tabla 4.13, estas variaciones no consideradas por la curva son las que se evidencian en el cálculo de dosis en los casos evaluados. Ya que el TPS calcula la deposición de dosis en base a la información de su densidad electrónica y es esta la que se mantiene invariante a partir de 250 HU hacia adelante.

TABLA 4.13. Porción de hueso trabecular y cortical en las áreas esqueléticas Para la medición de la masa ósea por la absorción de fotones.

Hueso	Sitio	Hueso Cortical %	Hueso Trabecular %
Radio	Medio	90	10
	Distal	75	25
Fémur	Cuello Femoral	75	25
		57	43
	Trocanter	50	50
Columna	Lumbar	50	50
		34	66

Con respecto a la curva estándar, los valores de densidades electrónicas de la curva están desde 0 a 2 aproximadamente y le corresponde los valores comprendidos entre 0 y 3000 HU, se observa que su tendencia en el comportamiento es similar a la calibrada pero la curva estándar tiene pocos datos comparado con la calibrada por ello la diferencia

significativa en la variación de HU entre una curva y la otra ya que la curva calibrada da los valores más aproximados por tener una mayor cantidad de valores entre pasar de un medio a otro.

A la vez en la Fig. 4.9 la única curva que considera las regiones negativas de HU es la calibrada y son valores que relaciona a densidades menores al agua, por lo que podemos decir que la curva calibrada es más realista y deja de lado las consideraciones ideales que asumen la curva estándar y atlas de considerar solo HU positivas siendo agua su menor valor. En las tomografías usadas en teleterapia hay regiones menores de HU relacionadas a valores de densidad electrónica (Ver Tabla 4.10) el límite de estas regiones es el aire y pueden encontrarse en pulmones, recto así como también en los senos paranasales. Por consiguiente si usamos en el cálculo de dosis las curvas estándar y atlas en estas zonas, el resultado es que el TPS asumirá como mínima densidad el agua y asignará a cualquier valor de densidad el mismo HU, por lo que no tendría una variación por debajo del agua en los resultados.

4.3.2 Representación gráfica de la densidad de pixel en el TPS CAT3D

Siguiendo los pasos del ítem 3.2.3.2, donde se obtuvo la Fig. 3.20 que nos muestra la capacidad del planificador de diferenciar la variación del valor de pixel de un medio a otro pasando de un medio global de acrílico en el cual tiene cavidades insertadas cada 5cm como son teflón nylon y aluminio en dirección antero posterior, el comienzo y el término del recorrido del perfil en la gráfica es idéntica ya que el material es el mismo cosa que no sucede con las cavidades insertadas. Cabe resaltar que de los tres materiales la segunda cavidad Nylon está a 10 cm de la superficie es la que no sufre una variación notoria en la gráfica ya que el valor de *pixel* es muy similar a la de acrílico esto es porque el valor de su densidad electrónica con respecto a la del acrílico tiene una variación menor del 2.6 % y el teflón y aluminio 60 % y 102 % mayor respectivamente. En la Fig. 3.21 el recorrido lo realizamos en otra sección de los cortes axiales, donde solo el material es de acrílico por lo cual el perfil se mantiene invariante en todo el recorrido y en la Fig. 3.22 vemos el mismo caso que en la Fig. 3.20 pero el recorrido es de forma horizontal.

4.3.3 PDD en el TPS CAT3D

Siguiendo los pasos del ítem 3.2.3.3 se obtuvieron los datos del PDD activando y desactivando las correcciones.

TABLA 4.14. Porcentaje de dosis en profundidad del CLINAC 2100C en el planificador CAT3D (fotones *open field* – medio homogéneo)

z(cm)	$M_f(D)$	PDD (%)						
0	32.3	17.87	5.56	152.6	84.45	14.73	93.8	51.91
0.06	53.9	29.83	6.02	149	82.46	15.19	91.7	50.75
0.52	151.6	83.90	6.48	145.7	80.63	15.65	89.2	49.36
0.97	174.8	96.73	6.94	142	78.58	16.11	87.1	48.20
1.43	180.7	100.00	7.4	139.1	76.98	16.57	85.2	47.15
1.49	180.7	100.00	7.85	135.6	75.04	17.03	83.2	46.04
1.55	180.7	100.00	8.31	132.9	73.55	17.49	80.9	44.77
1.61	180.6	99.94	8.77	129.3	71.56	17.94	78.8	43.61
1.66	180.6	99.94	9.23	126.3	69.89	18.4	77.1	42.67
1.72	180.5	99.89	9.69	123.4	68.29	18.86	75.2	41.62
1.78	180.5	99.89	10.15	120.3	66.57			
1.83	180.4	99.83	10.61	117.1	64.80			
1.89	180.1	99.67	11.06	114.3	63.25			
2.35	176.5	97.68	11.52	111.3	61.59			
2.81	173.6	96.07	11.98	108.9	60.27			
3.27	170.2	94.19	12.44	106.3	58.83			
3.73	166.7	92.25	12.9	103.6	57.36			

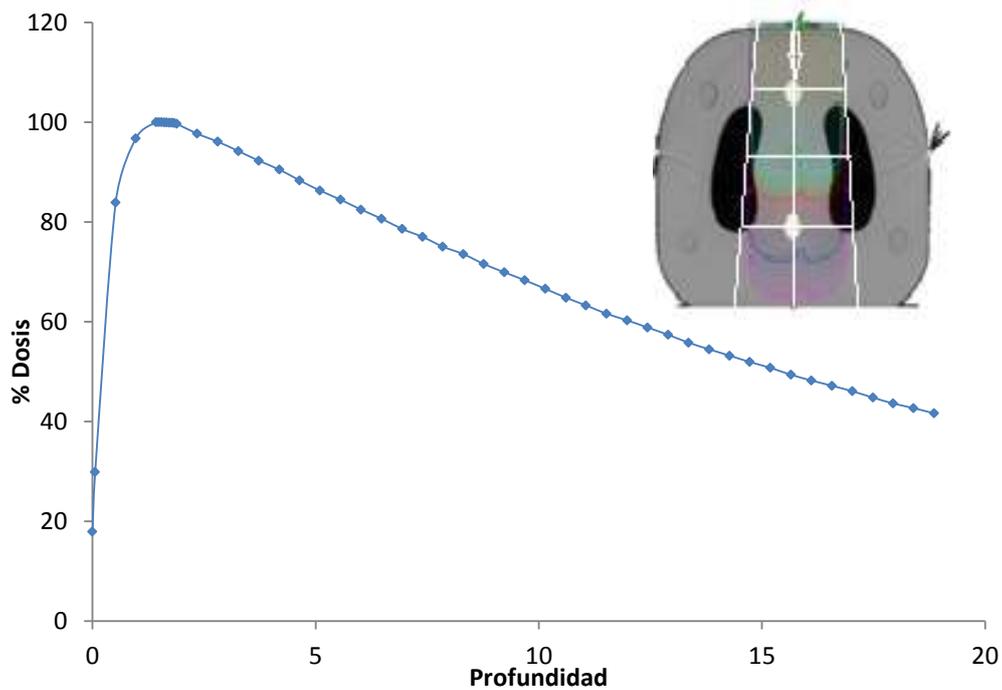


FIG. 4.10. PDD en planificador CAT3D sin corrección (medio homogéneo).

Los datos de la Tabla 4.14 fueron tomados del planificador utilizado en este trabajo el CAT3D. Con el cual se construyó su gráfica, seguidamente se procedió a activar correcciones por densidad en el planificador con lo que se seleccionó las 3 curvas disponibles mostradas en la Fig. 4.11.



FIG. 4.11 Curvas disponibles para las correcciones en el planificador CAT3D.

Las cuales al seleccionarlas muestran la data que se utilizó como se muestra en la Fig 4.16.

TABLA 4.15. Porcentaje de dosis en profundidad del CLINAC 2100C en el planificador CAT3D (corrección - atlas)

$z(\text{cm})$	$M_r(\text{D})$	PDD (%)						
0	34.7	19.85	5.56	141.4	80.89	14.73	81.7	46.74
0.06	57.9	33.12	6.02	137	78.38	15.19	79.7	45.59
0.52	159.5	91.25	6.48	133.6	76.43	15.65	77.2	44.16
0.97	173.9	99.49	6.94	129.7	74.20	16.11	75.2	43.02
1.43	174.8	100.00	7.4	126.6	72.43	16.57	73	41.76
1.49	174.3	99.71	7.85	123.7	70.77	17.03	71.1	40.68
1.55	173.8	99.43	8.31	120	68.65	17.49	69.1	39.53
1.61	173.6	99.31	8.77	116.3	66.53	17.94	67.1	38.39
1.66	173.3	99.14	9.23	113.4	64.87	18.4	65.3	37.36
1.72	173.1	99.03	9.69	110.3	63.10	18.86	63.9	36.56
1.78	172.8	98.86	10.15	107	61.21			
1.83	172.5	98.68	10.61	104.1	59.55			
1.89	171.9	98.34	11.06	101.3	57.95			
2.35	166.7	95.37	11.52	98.1	56.12			

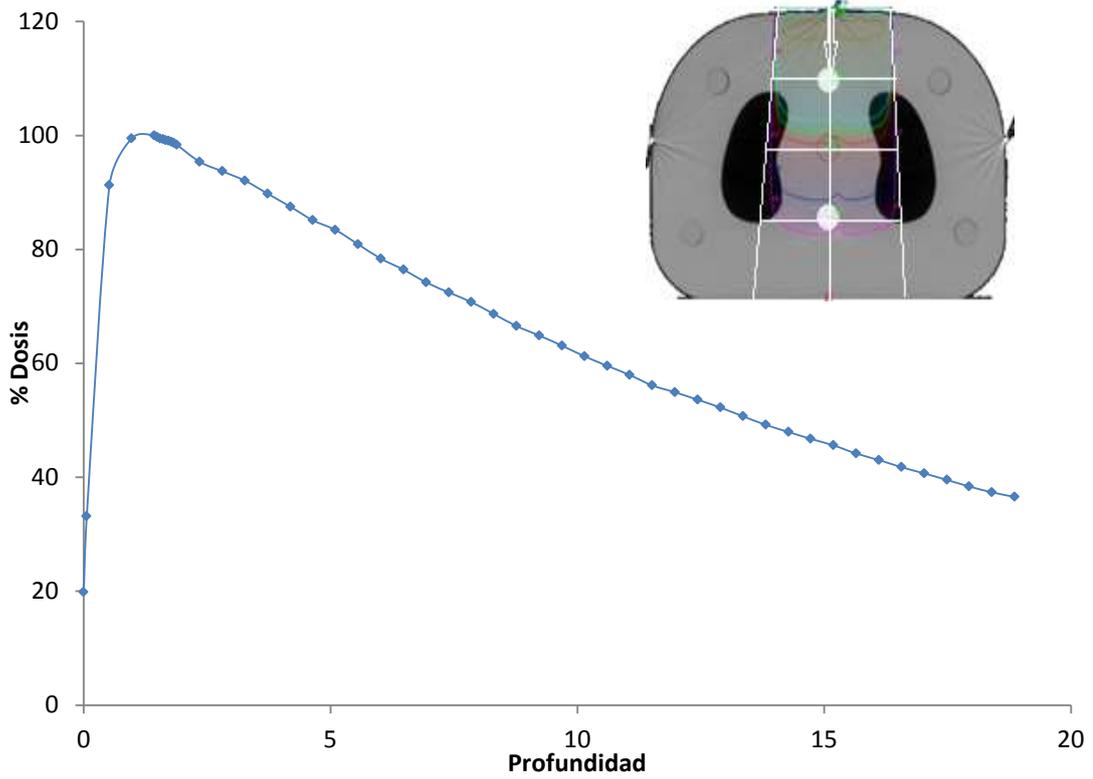


FIG. 4.12. PDD en planificador CAT3D con corrección atlas.

TABLA 4.16. Porcentaje de dosis en profundidad del CLINAC 2100C en el planificador CAT3D (corrección – estándar)

$z(\text{cm})$	$M_f(\text{D})$	PDD (%)
0	33.5	18.50
0.06	55.9	30.87
0.52	156.9	86.64
0.97	177.3	97.90
1.43	181.1	100.00
1.49	180.8	99.83
1.55	180.6	99.72
1.61	180.4	99.61
1.66	180.3	99.56
1.72	180.1	99.45
1.78	180	99.39
1.83	179.8	99.28
1.89	179.3	99.01
2.35	174.6	96.41
2.81	171.3	94.59
3.27	168.6	93.10
3.73	164.4	90.78

5.56	147.7	81.56
6.02	141.6	78.19
6.48	137.5	75.92
6.94	134	73.99
7.4	131.4	72.56
7.85	128.2	70.79
8.31	124.9	68.97
8.77	120.5	66.54
9.23	117.7	64.99
9.69	115.2	63.61
10.15	111.9	61.79
10.61	108.8	60.08
11.06	106.6	58.86
11.52	103.9	57.37
11.98	101.5	56.05
12.44	99	54.67
12.9	96.4	53.23
14.73	88.8	49.03
15.19	86.1	47.54
15.65	81.6	45.06
16.11	77.6	42.85
16.57	75.4	41.63
17.03	73.2	40.42
17.49	71.2	39.32
17.94	69.5	38.38
18.4	68	37.55
18.86	66.2	36.55

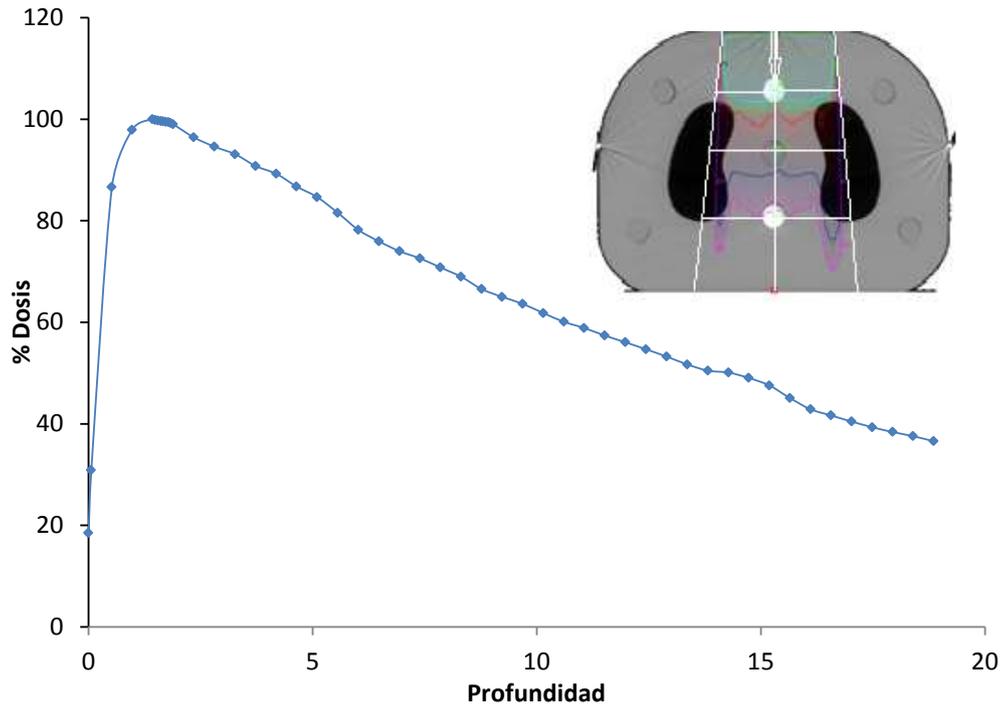


FIG. 4.13 PDD en planificador CAT3D con corrección estándar.

TABLA 4.17. Porcentaje de dosis en profundidad del CLINAC 2100C en el planificador CAT3D (corrección - calibrado)

$z(\text{cm})$	$M_f(\text{D})$	PDD (%)						
0	54.6	42.76	6	102.9	80.58	15.31	62.7	49.10
0.05	64.1	50.20	6.4	99.3	77.76	15.53	61.2	47.92
0.45	97.5	76.35	6.8	96.5	75.57	15.93	58	45.42
0.84	119.9	93.89	7.19	94.7	74.16	16.32	55.7	43.62
1.24	126.5	99.06	7.59	94.1	73.69	16.72	54.6	42.76
1.29	126.8	99.30	7.99	91.8	71.89	17.12	53.3	41.74
1.34	127.1	99.53	8.38	89.2	69.85	17.51	52	40.72
1.39	127.4	99.77	8.78	87.1	68.21	17.91	50.8	39.78
1.44	127.7	100.00	9.18	85.7	67.11	18.31	49.9	39.08
1.49	127.6	99.92	9.58	83.5	65.39	18.7	48.7	38.14
1.54	127.5	99.84	9.97	81.7	63.98	19.1	47.8	37.43
1.59	127.4	99.77	10.37	79.8	62.49	19.5	47	36.81
1.64	127.3	99.69	10.7	78.1	61.16	19.89	45.6	35.71
2.03	125.4	98.20	11.2	76.8	60.14	20.29	44.6	34.93
2.43	123.4	96.63	11.5	74.7	58.50	20.69	43.2	33.83
2.83	122	95.54	11.9	73.5	57.56	21.09	41.8	32.73
3.22	119.5	93.58	12.3	71.7	56.15	21.13	41.4	32.42
3.62	117.6	92.09	12.75	70.5	55.21	21.18	41	32.11
4.02	114.8	89.90	13.15	68.8	53.88			
4.42	113.1	88.57	13.54	66.9	52.39			

Podemos indicar que en los casos de aplicación se usaron cada una de las curvas al seleccionar los modos que se muestran en la Fig. 3.30, representados en la Fig. 4.15 en la que se aprecia la variación entre (a) y (b) con respecto a (c) esta variación en el PDD es evaluado con el valor experimental y los cálculos realizados por el planificador en los casos de aplicación mostrados en el ítem 3.2.5 en los casos (1-3).

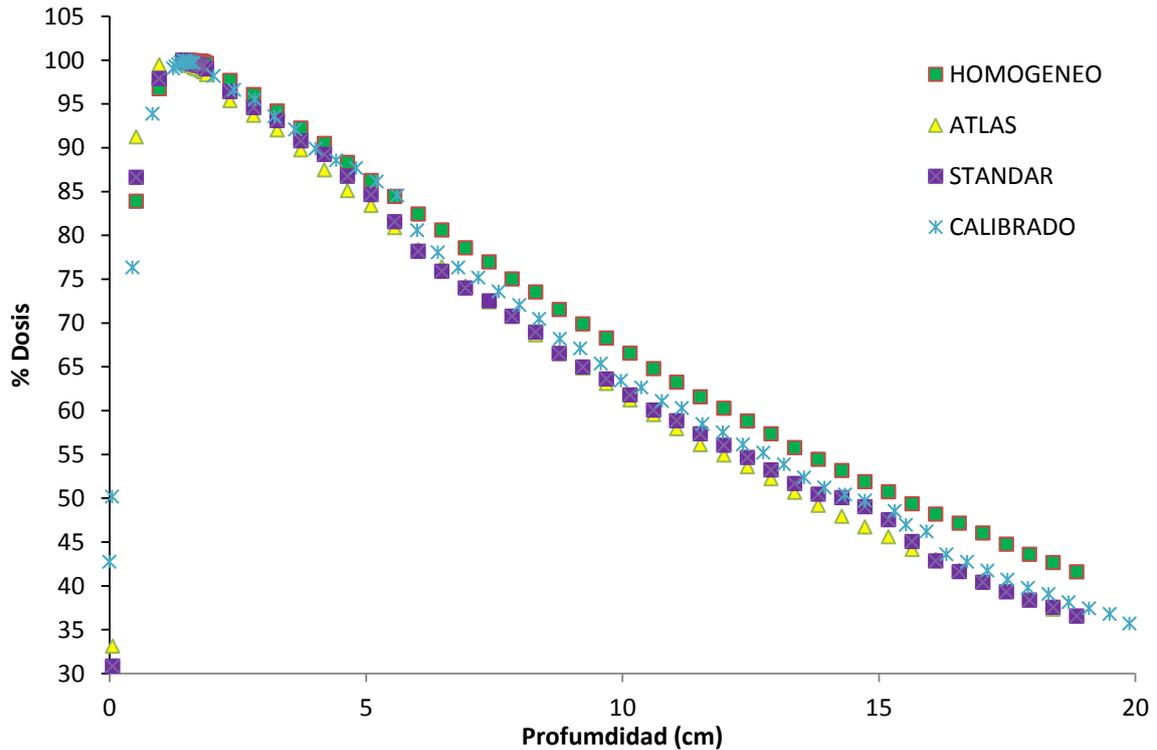


FIG. 4.16. PDD en el TPS CAT3D usando las correcciones homogéneo, atlas y estándar frente a la calibrada en fantoma de tórax.

Figura 4.16 presenta 4 curvas de PDD en medio homogéneo y usando las correcciones de atlas, estándar y calibrado, en el fantoma de tórax de acrílico con sus insertos de nylon teflón y aluminio.

4.4 Método cámara de ionización

El método de cámara de ionización siguió el proceso del ítem 3.2.4 para medir la dosis, construir el PDD en medio acrílico y en el fantoma de tórax, para poder comparar en los puntos asignados de los casos evaluados en el fantoma de tórax.

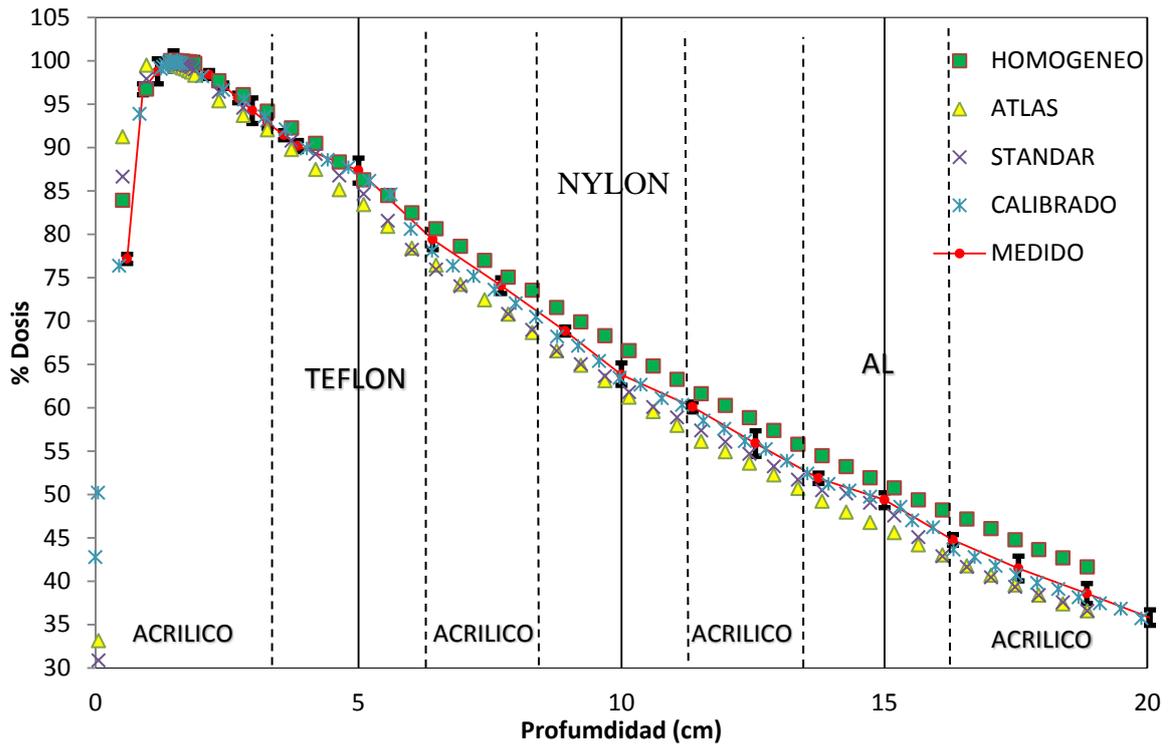


FIG. 4.17. PDD medida con C.I. y las del TPS en medio homogéneo, estándar, atlas y calibrada en el fantoma de tórax.

Figura 4.17 representación del PDD del fantoma heterogéneo con Acrílico, Teflón, Nylon y Aluminio irradiado con un haz de fotones donde hay variación de densidad en los puntos: 5, 10 y 15 cm de profundidad. Esta grafica muestra que la curva que tiene menor desviación con respecto a la calibrada es la curva estándar y la que muestra mayor desviación es la curva corrección homogéneo. Estas curvas las comparamos con la medida experimental con C.I.

En las zonas donde el material termina y comienza otra densidad se produce una variación en el PDD, se observa por ejemplo que a la profundidad de 5 cm está el inserto de teflón, el cual tiene una densidad electrónica relativa al agua de 1,86 esta es mayor que la del acrílico de 1,16 por lo que la atenuación del haz es mucho mayor. En la interface entre la inhomogeneidad y el acrílico hay una pérdida de equilibrio electrónico y dentro de la inhomogeneidad la dosis crece y más allá de la inhomogeneidad la dosis decrece nuevamente este comportamiento también se da a 15 cm de profundidad en el inserto de aluminio con una densidad de 2,34.

En el medio Acrílico –Teflón, se aprecia en el teflón una inflexión positiva a pesar de tener un coeficiente de atenuación mayor que el medio anterior tanto el acrílico como en nylon al ser de menor densidad son los medios más cercanos que contribuyen con su radiación dispersa al teflón, no solo compensando si no aumentando un poco la dosis en ese medio.

medio Acrílico – Nylon, se aprecia en el Nylon una inflexión negativa a pesar de tener un coeficiente de atenuación menor que los medios anteriores (acrílico – teflón - acrílico) pero también hacer notar que la cantidad de fotones primarios en esta profundidad ha ido reduciendo por la absorción y atenuación de los medios atravesados por la radiación y a esto sumarle que el medio siguiente acrílico-aluminio tiene un mayor coeficiente de atenuación el cual hizo una descompensación(disminución) en la radiación dispersa que contribuye en ese medio.

medio Acrílico – Aluminio, se aprecia en el Aluminio nuevamente una inflexión negativa por el coeficiente de atenuación mayor que los medios anteriores (acrílico – teflón – acrílico) pero también hacer notar que la cantidad de fotones primarios en esta profundidad ha ido reduciendo por la absorción y atenuación de los medios atravesados por la radiación y a esto sumarle que el medio siguiente es acrílico el cual tiene un menor coeficiente de atenuación el cual hizo una compensación(aumento) en la radiación dispersa que contribuye en ese medio por ello la inflexión negativa no es muy pronunciada.

4.4.1 Porcentaje de dosis en profundidad

Para el porcentaje de dosis en profundidad se siguió el procedimiento descritos en el capítulo 3 del ítem 3.2.4.1

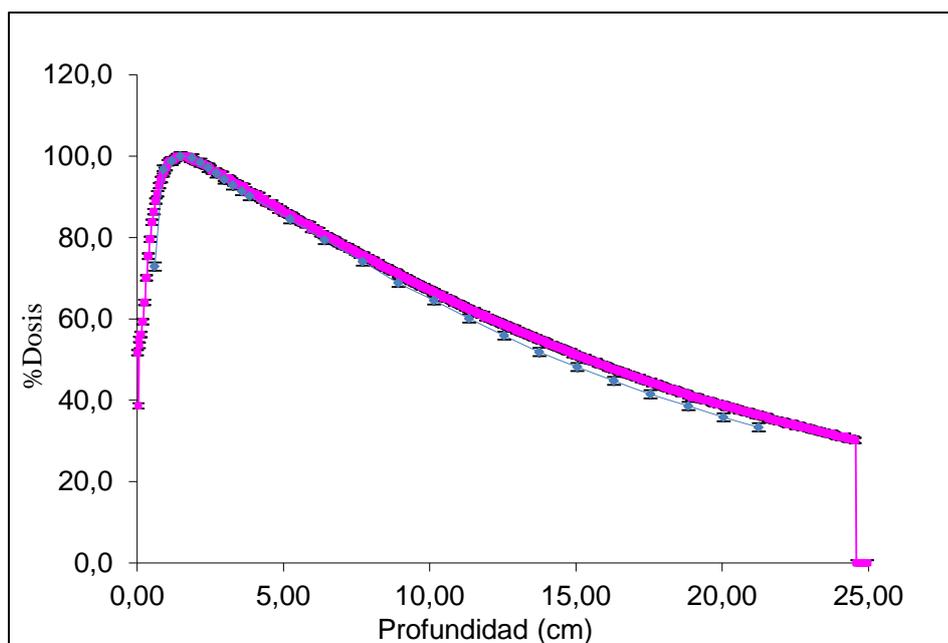


FIG. 4.18. PDD (agua) vs PDD (acrílico) CLINAC2100C 6 MV CAMPO 10X10 cm²

Figura 4.18. PDP medido en agua y acrílico cuyas diferencias es debido a los coeficientes de atenuación y absorción. El acrílico al tener mayor coeficiente de atenuación del orden de 1.025 respecto al agua muestra una menor absorción en profundidad. Esta es la características principal en los casos planificados en el fantoma de tórax que contiene diversos insertos.

4.4.2 Calibración de la unidad de tratamiento

Para la calibración se siguió el procedimiento descrito en el capítulo 3 del *Ítem* 3.2.4.2 del cual se obtuvo el $TPR_{20,10}$ con las mediciones en cada posición mostrada en la Fig. 3.28.

TABLA 4.18 Valores de nC para el $TPR_{20,10}$

	Lectura ₁₀	Lectura ₂₀
	2.616	1.775
	2.618	1.777
	2.617	1.778
	2.617	1.778
	2.618	1.778
Promedio	2.617±0.001	1.777±0.001
$TPR_{20,10}$	0.679	

De los procedimientos del capítulo 3 se anotó en las siguientes tablas los resultados de los factores de influencia: a) Corrección por polaridad, b) Corrección por recombinación y c) Presión y temperatura.

TABLA 4.19. Medidas de cargas en nC para los factores de influencia Polarizado y variado 1/2V.

	+400V	-400V	+200V
	2.875	2.885	2.874
	2.875	2.885	2.874
	2.873	2.887	2.874
	2.873	2.886	2.874
	2.869	2.885	2.874
	2.873	2.887	2.874
	2.869	2.886	2.874
Promedio	2.872±0.001	2.886±0.001	2.847±0.000

TABLA 4. 20. Medidas de Presión y temperatura para los factores de influencia.

	Presión(hPa)	Temperatura(C°)
	100	19.6
	99.8	19.6
	99.9	19.7
	99.9	19.7
	99.9	19.7
Promedio	99.9±0.1	19.6±0.1

TABLA 4.21. Factores de influencia en la calibración del Clinac2100c.

Recombinación	1.003
Polarización	0.998
Presión y temperatura	1.015
Calidad del haz K_{QQ}	0.990

Con estas medidas se procedió a llenar el worksheet (ver detalle en anexo2) encontrándonos dentro de la tolerancia de ± 2 % en la calibración del acelerador Clinac2100C de la clínica Radiocología S.A.

4.5 Determinación de las unidades monitor para la irradiación del fantoma

Para determinar en el TPS las UM para la irradiación del fantoma se siguió el procedimiento descrito en el capítulo 3 del *Ítem 3.2.5*. Con lo que se obtuvo las lecturas en nC con la C.I. a través del electrómetro en las cavidades presentadas en los casos (1-3) con lo que para el cálculo de dosis se siguió el procedimiento del TRS-398[1]. Desarrollado en el anexo 2. Este protocolo, que incluye un código práctico de referencia para dosimetría en un acelerador lineal, se basa en factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua para la cámara de ionización para un haz de 6 MV.

Valores de dosis en el interior de los insertos:

Debido a que en el interior de los insertos no puede realizarse un barrido continuo con el detector situado en la guía como se realiza en el fantoma de agua, se ha situado la cámara en el interior de diversos insertos dentro del fantoma de tórax y se han tomado medidas utilizando la cámara de ionización tal y como indica la Fig. 3.24, podemos obtener cinco medidas de dosis en el interior de los insertos.

La dosis absorbida en cada uno de los insertos fue obtenida a partir de 10 medidas tomadas en cada punto y así obtener un valor representativo de carga registrada en la cámara de ionización. Se tomaron además medidas en algunos puntos del eje central en profundidad en el fantoma de acrílico sin insertos para tener referencias y usarlas en la normalización de las curvas.

La dosis se calcula como: $D(\text{Gy}) = L_{(\text{corregida})} * N_{D,W} * K_{\text{elect}} * K_{\text{pol}} * K_s * K_{Q,Q}$, donde $L_{(\text{corregida})}$ es la lectura directa del electrómetro corregida por el factor de influencia de presión y temperatura en nC. Puesto que los protocolos de dosimetría proporcionan un conjunto de factores de corrección para convertir ionización en dosis sólo para medios acuosos, las medidas de dosis tomadas con la cámara de ionización en la región de la heterogeneidad necesitan un factor de corrección. Para obtener este factor, se ha aplicado la teoría de la cavidad de Bragg-Gray [3,18] donde la dosis absorbida en el medio se relaciona con la absorbida en agua mediante:

$$D_{agua} = D_{het} S_{agua,hets} \quad 4.1$$

Donde $S_{agua,hets}$ es la relación de poder de frenado agua-medio.

La descripción de la teoría de cavidad de Bragg-Gray y el protocolo de dosimetría aplicado en las medidas experimentales se encuentra explicada más detalladamente en el Ítem 2.2.6. La relación de poderes de frenado para los materiales usados en este trabajo fue tomado del NIST, los valores de poder de frenado para los insertos utilizados se muestran en la tabla 4.22 y puede verse en detalle en el ANEXOVI.

Con la dosis calculada se prescribió en el TPS para cada caso y el TPS a través de su algoritmo de cálculo convolución/superposición determino las UM para el ISO(punto de cálculo) al activar las correcciones por densidades que no es otra cosa que usar las curvas de DER, las UM cambian para mantener la dosis prescrita. La cual se verifica en los casos de aplicación (1-3).

TABLA 4.22. Factores de Poder de Frenado.

Material	Poder de frenado	$S_{w,hets}$
Nylon	1.842	0.995
Teflon	1.553	0.907
Aluminio	1.537	0.830
Water	1.850	1,000
Air	1.711	0.924

4.6 Planificación de tratamiento en fantoma antropomórfico

Para la realización de las planificaciones se siguió el procedimiento descrito en el capítulo 3 del Ítem 3.2.5 Estas planificaciones se muestran como una verificación de la aplicación de la variación que se evidencia al integrar a un servicio de radioterapia el tomógrafo específico usado en el estudio topográfico ya que los mapas de voxels son los usados en estas imágenes por los algoritmos de los TPS para los cálculos de deposición de dosis. Por lo que es de vital importancia comisionar el tomógrafo usado en los TPS para su aplicación clínica. En los casos mostrados la comparación se hace frente a los cálculos medidos con la C.I

CASOS EVALUADOS:

CASO1 CAMPO 10x10 cm²

En este caso se evaluaron los puntos de prescripción en S1, S2 y S3 y se tomaron los datos en los puntos C1, C2 y C3. Tal como se muestra en las Fig. (4.19- 4.22). Las medidas están en Gy.

Para los puntos S1, S2 y S3 en los puntos de evaluación C1, C2 y C3 tolerancia (δ_1): 3%

➤ **ISO: S1**

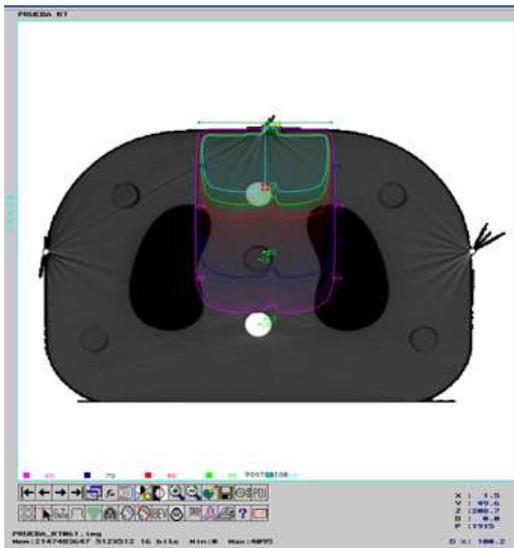


FIG. 4.19. Fantoma de tórax corrección densidad HOMOGENEO.

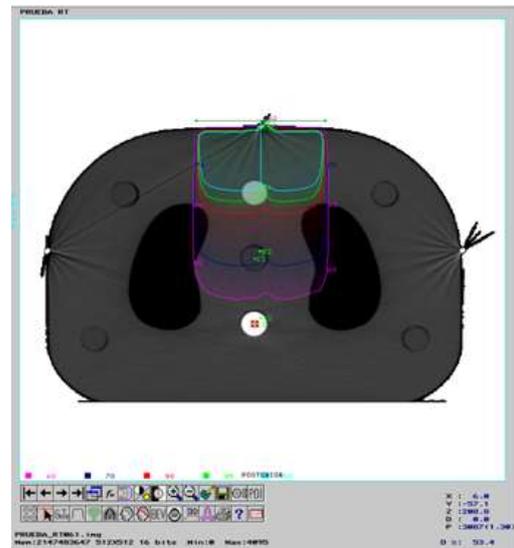


FIG. 4.20. Fantoma de tórax corrección densidad ATLAS.

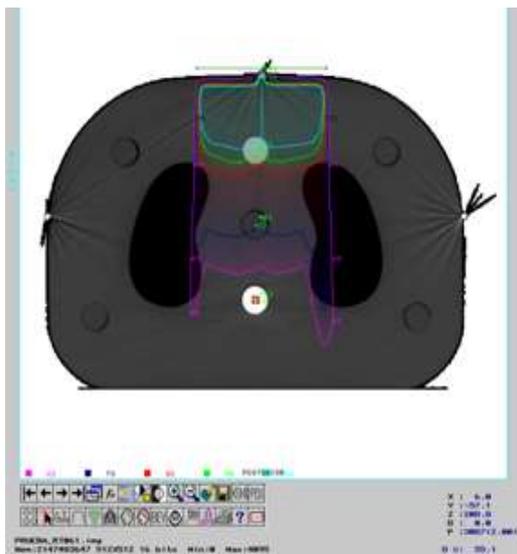


FIG. 4.21. Fantoma de tórax corrección densidad ESTANTADAR.

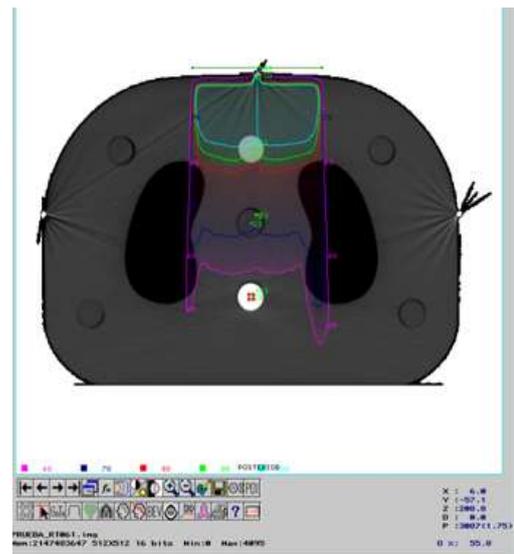


FIG. 4.22. Fantoma de tórax corrección densidad CALIBRADO.

Medidas de dosis tomadas en los puntos C1, C2 y C3

TABLA 4.23. Comparación de los datos calculados en el TPS con los Medidos con C.I. para el caso1 con ISO en S1.

Puntos de Medida	C.I $\pm \xi_{D,q}(\%)$	Dosis calculada con el TPS		Error Absoluto		Diferencia Local de Dosis (%)	
		HOMOGENEO	CALIBRADO	EA(HOM)	EA(CAL)	Difer.(HOM)	Difer. (CAL)
C1(teflón)	0.42 ± 1.70	0.44	0.43	0.01	0.01	2.53	1.83
C2(nylon)	0.33 ± 1.51	0.34	0.32	0.01	-0.01	4.27	-2.48
C3(AL)	0.21 ± 1.51	0.22	0.21	0.02	0.01	6.01	3.22

➤ ISO: S2

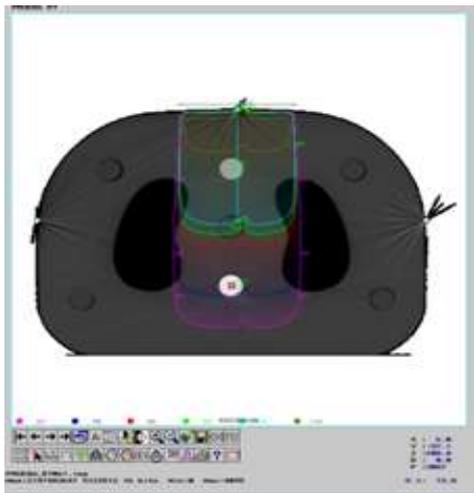


FIG. 4.23. Fantoma de tórax corrección densidad HOMOGENEO.

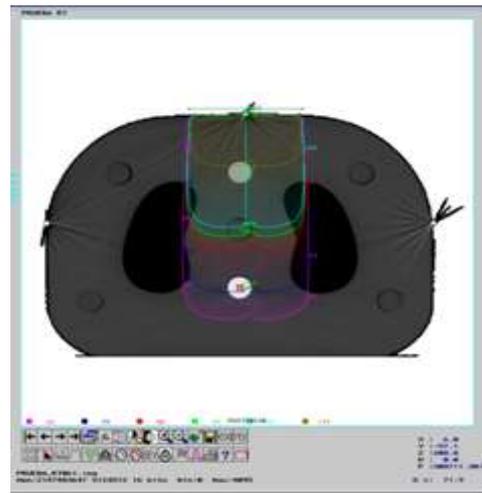


FIG. 4.24. Fantoma de tórax corrección densidad en ATLAS.

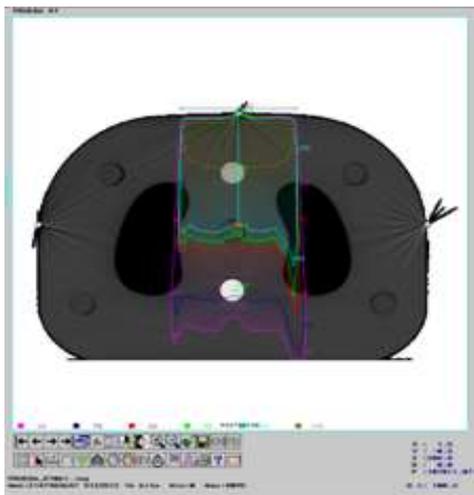


FIG. 4.25. Fantoma de tórax corrección densidad en ESTANTADAR.

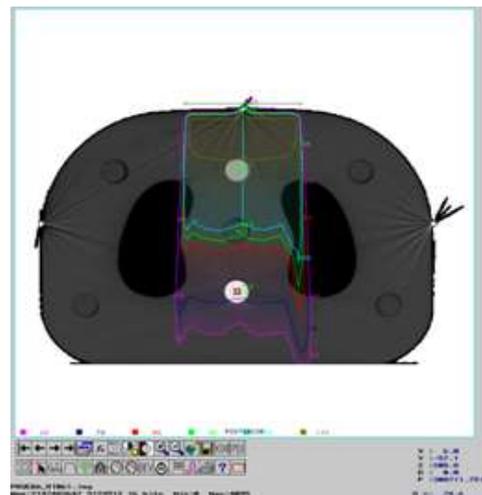


FIG. 4.26. Fantoma de tórax corrección densidad en CALIBRADO.

Medidas tomadas en los puntos C1, C2 y C3

TABLA 4.24. Comparación de los datos calculados en el TPS con los Medidos con C.I. para el caso1 con ISO en S2.

Puntos de Medida	C.I $\pm \xi'_{D,Q}(\%)$	Dosis calculada con el TPS		Error Absoluto		Diferencia Local de Dosis	
		HOMOGENEO	CALIBRADO	EA(HOM)	EA(CAL)	Difer. %(HOM)	Difer. %(CAL)
C1(teflón)	0.47 ± 2.02	0.48	0.48	0.01	0.01	2.81	2.15
C2(nylon)	0.36 ± 1.62	0.37	0.35	0.02	-0.01	4.02	-1.6
C3(AL)	0.23 ± 1.56	0.24	0.22	0.02	-0.01	6.94	-2.78

➤ ISO: S3

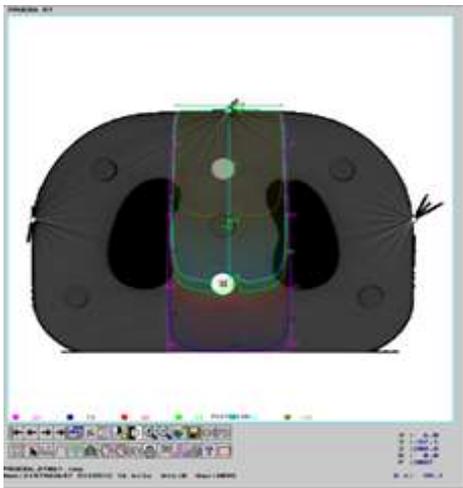


FIG. 4.27. Fantoma de tórax corrección densidad HOMOGENEO.

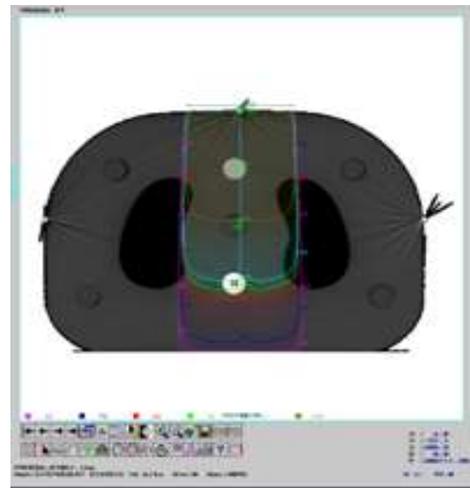


FIG. 4.28. Fantoma de tórax corrección densidad en ATLAS.

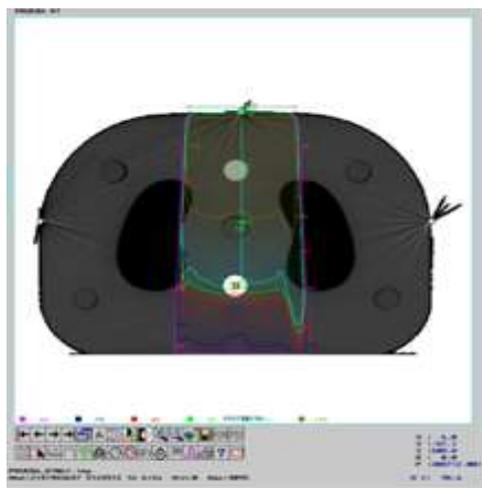


FIG. 4.29. Fantoma de tórax corrección densidad en ESTANTADAR.

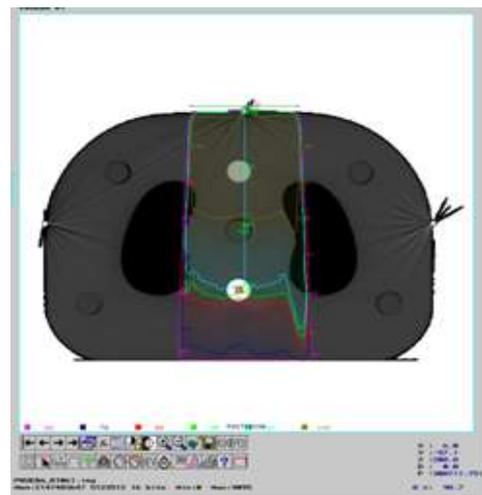


FIG. 4.30. Fantoma de tórax corrección densidad en CALIBRADO.

Medidas tomadas en los puntos C1, C2 y C3

TABLA 4.25. Comparación de los datos calculados en el TPS con los Medidos con C.I. para el caso1 con ISO en S3.

Puntos de Medida	C.I $\pm \xi'_{D,Q}$ (%)	Dosis calculada con el TPS		Error Absoluto		Diferencia Local de Dosis	
		HOMOGENEO	CALIBRADO	EA(HOM)	EA(CAL)	Difer. %(HOM)	Difer. %(CAL)
C1(teflón)	0.52 \pm 2.02	0.54	0.53	0.01	0.01	2.63	1.48
C2(nylon6)	0.44 \pm 1.69	0.46	0.43	0.02	-0.01	4.62	-2.03
C3(AL)	0.25 \pm 1.56	0.26	0.25	0.02	0.01	4.98	2.18

Al realizar las comparaciones entre los valores de dosis a lo largo del eje central del haz en los 3 puntos evaluados mostrados en la Tabla 4.23, se observa que las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 6.1 % considerando medio homogéneo y un 3.22 % al activar la curva calibrada en el inserto de aluminio. Ambos resultados muestran la dificultad del algoritmo de poder modelar la deposición de la dosis al pasar de un medio de mayor densidad a otro de menor densidad. Hay una disminución de la desviación hasta valores de 1.83 % en teflón y -2.48 % en Nylon al activar la curva calibrada.

Este comportamiento al prescribir en el punto S1 se mantiene al prescribir en los puntos S2 y S3 como se muestra en las Tablas 4.24 y 4.25.

Las Fig. 4.19-4.30 son las representaciones de las isodosis en la tomografía del fantoma de tórax usados en el sistema de planificación, donde se aprecia la variación de las isodosis al activar las diferentes correcciones (Homogéneo, estándar, atlas y calibrado). Este indicativo visual pone en evidencia los cambios en la entrega de dosis al no usar la curva DER vs HU que corresponde a cada tomógrafo.

CASO 2

En este caso se evaluaron los puntos de prescripción en S1, S2 y S3 y se tomaron los datos en los puntos C1, C2, C3, C4 y C5. Tal como se muestra en las Fig.(4.31-4.34), Las medidas están en Gy.

Para los puntos S1, S2 y S3 en los puntos de evaluación C1, C2, C3, C4 y C5 tolerancia (δ_3): 4 %

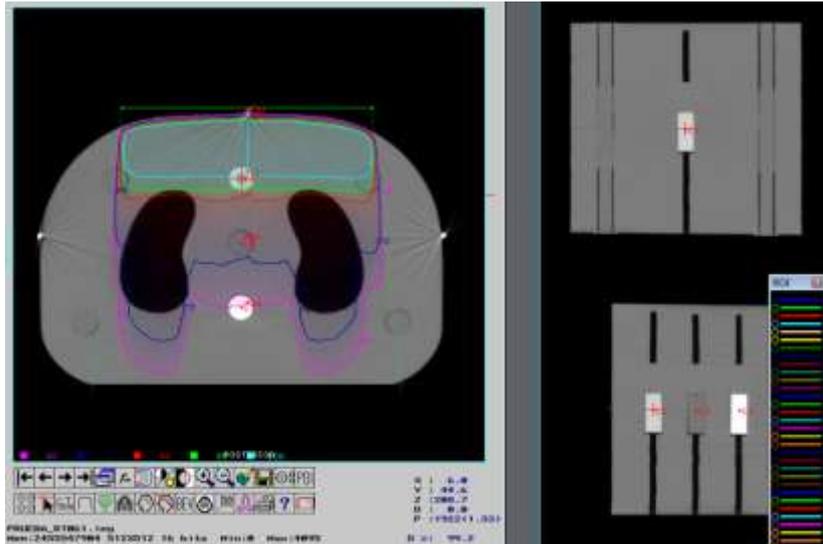


FIG. 4.31. Fantoma de tórax Campo 20X20 cm² corrección densidad CALIBRADO punto prescripción S1.

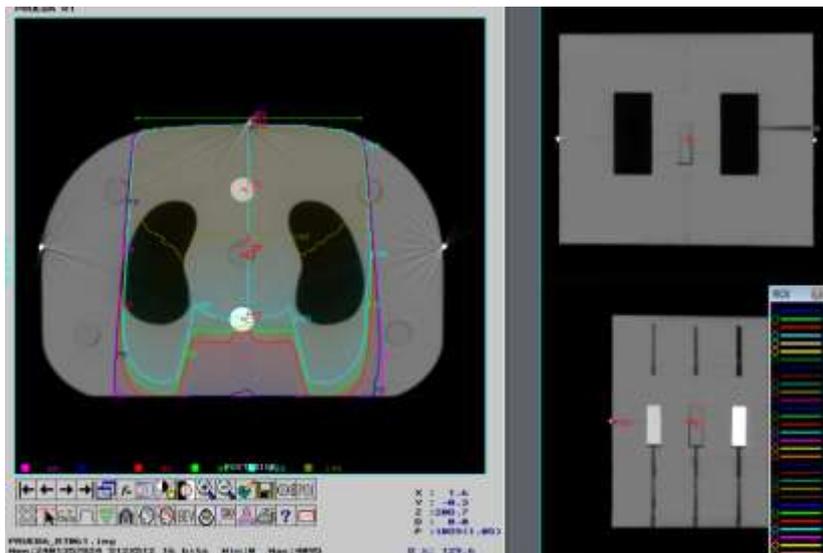


FIG. 4.32. Fantoma de tórax campo 20X20 cm² corrección densidad CALIBRADO punto prescripción S3.

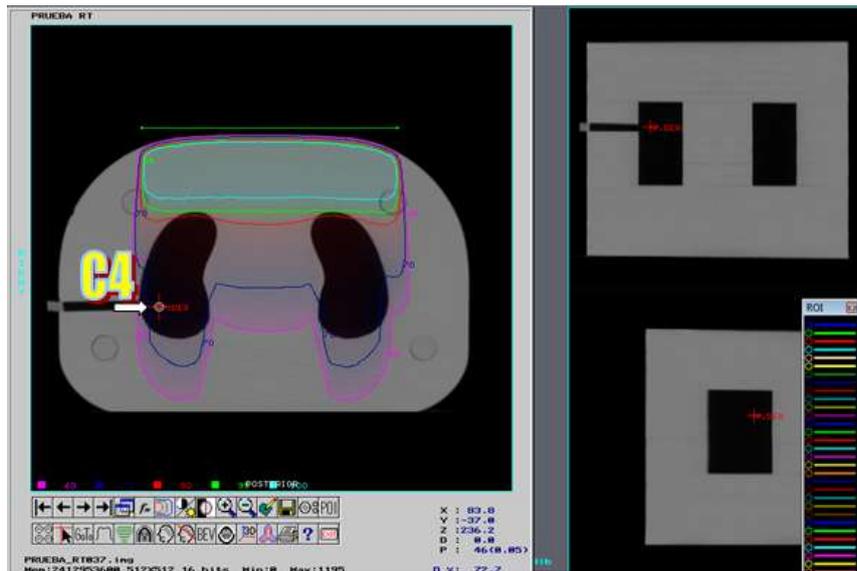


FIG. 4.33. Fantoma de tórax campo 20X20 cm² corrección densidad CALIBRADO punto de cálculo C4.



FIG. 4.34. Fantoma de tórax campo 20X20 cm² corrección densidad CALIBRADO punto de cálculo C5.

➤ ISO: S1

TABLA 4.26. Comparación de los datos calculados en el TPS con los Medidos con C.I. para el caso 2 con ISO en S1

Puntos de Medida	C.I ± $\xi'_{b,q}$ (%)	Dosis calculada con el TPS		Error Absoluto		Diferencia Local de Dosis	
		HOMOGENEO	CALIBRADO	EA(HOM)	EA(CAL)	Difer. %(HOM)	Difer. %(CAL)
C1(teflón)	0.45 ± 2.04	0.46	0.46	0.01	0.01	2.51	2.07
C4(Aire) _{DER}	0.34 ± 1.75	0.36	0.33	0.02	-0.01	4.87	-3.87
C5(Aire) _{IZQ}	0.38 ± 1.79	0.40	0.37	0.02	-0.01	6.40	-3.49

➤ **ISO: S2**

TABLA 4.27 Comparación de los datos calculados en el TPS con los Medidos con C.I. para el caso2 con ISO en S2.

Puntos de Medida	C.I. $\pm \xi'_{D,Q}$ (%)	Dosis calculada con el TPS		Error Absoluto		Diferencia Local de Dosis	
		HOMOGENEO	CALIBRADO	EA(HOM)	EA(CAL)	Difer. %(HOM)	Difer. %(CAL)
C2(Nylon)	0.40 \pm 1.71	0.40	0.41	0.01	0.01	1.74	2.50
C4(Aire) _{DER}	0.37 \pm 1.71	0.39	0.37	0.01	-0.01	3.61	-2.03
C5(Aire) _{IZQ.}	0.41 \pm 1.82	0.44	0.41	0.02	-0.01	5.71	-2.14

➤ **ISO: S3**

TABLA 4.28. Comparación de los datos calculados en el TPS con los Medidos con C.I. para el caso2 con ISO en S3.

Puntos de Medida	C.I. $\pm \xi'_{D,Q}$ (%)	Dosis calculada con el TPS		Error Absoluto		Diferencia Local de Dosis	
		HOMOGENEO	CALIBRADO	EA(HOM)	EA(CAL)	Difer. %(HOM)	Difer. %(CAL)
C3(Al)	0.28 \pm 1.49	0.29	0.29	0.04	0.00	2.32	1.61
C4(Aire) _{DER}	0.40 \pm 1.62	0.41	0.39	-0.02	-0.01	3.40	-2.14
C5(Aire) _{IZQ.}	0.46 \pm 1.72	0.48	0.45	0.00	-0.01	5.65	-2.58

Al realizar las comparaciones entre los valores de dosis en los 3 puntos evaluados mostrados en la Tabla 4.26, se observa que las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 6.4 % considerando medio homogéneo y un -3.87 % al activar la curva calibrada en el punto C5 y C4 (aire). Ambos resultados muestran la dificultad del algoritmo de poder modelar la deposición de la dosis al pasar de un medio de mayor densidad a otro de menor densidad. Hay una disminución de la desviación hasta valores de 2.07 % en C1 al activar la curva calibrada.

Al prescribir en los puntos S1, S2 y S3 la diferencia local de dosis aumenta y es mayor al no usar la calibración como se muestra en las Tablas 4.27 y 4.28.

Las Fig. 4.31-4.34. Son las representaciones de las isodosis y de los puntos evaluados en la tomografía del fantoma de tórax usados en el sistema de planificación, donde se aprecia la variación de las isodosis al activar correcciones (calibrado). Este indicativo visual pone en evidencia los cambios en la entrega de dosis al no usar la curva de densidad electrónica relativa vs unidades *hounsfield* que le corresponde a cada tomógrafo.

CASO 3

En este caso se evaluó en el punto de prescripción en S1 y se tomó los datos en el punto C1. Tal como se muestra en las Fig. 4.35-4.38.

Para el punto S1 y en el punto de evaluación C1, tolerancia (δ_1): 4 %

➤ **ISO: S1**

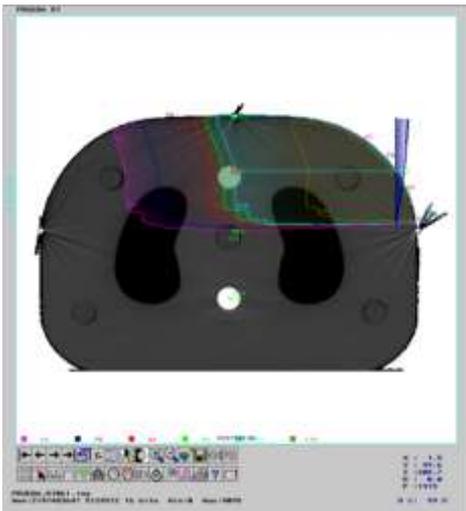


FIG. 4.35. Fantoma de tórax cuña CW15.

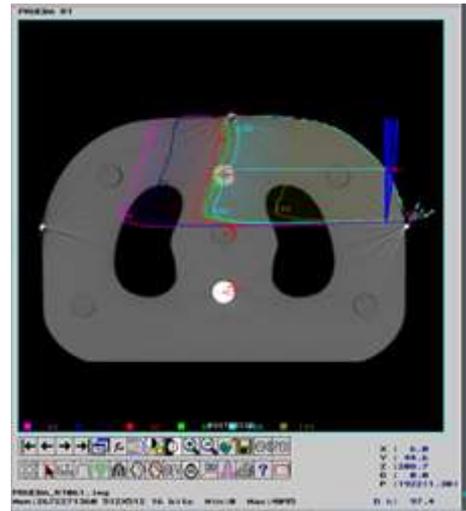


FIG. 4.36. Fantoma de tórax cuña CW30.

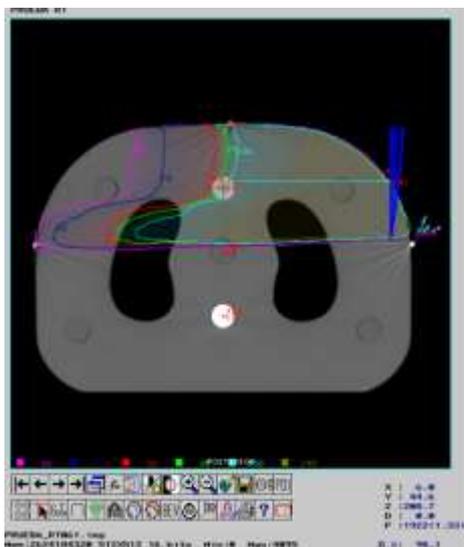


FIG. 4.37. Fantoma de tórax cuña CW45.

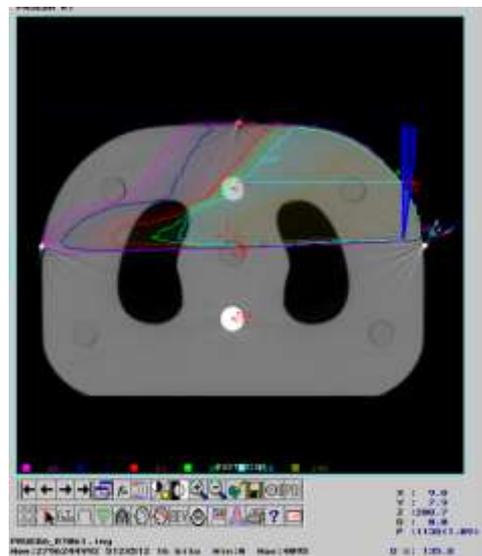


FIG. 4.38. Fantoma de tórax cuña CW60.

TABLA 4.29. Comparación de los datos calculados en el TPS con los Medidos con C.I. para el caso3 (cuñas virtuales). Con ISO en S1.

Punto de medida	Cuñas Virtuales	C.I $\pm \xi'_{D,Q}$ (%)	Dosis calculada con el TPS		Error Absoluto		Diferencia Local de Dosis	
			HOMOGENEO	CALIBRADO	EA(HOM)	EA(CAL)	Difer. %(HOM)	Difer. %(CAL)
C1(teflón)	CW15	0.27 \pm 1.63	0.28	0.28	0.01	0.01	3.53	2.80
	CW30	0.25 \pm 1.61	0.26	0.24	0.01	-0.01	4.31	-3.99
	CW45	0.23 \pm 1.61	0.24	0.23	0.01	-0.01	5.21	-2.58
	CW60	0.20 \pm 1.58	0.21	0.20	0.01	0.00	4.34	-2.12

Al realizar las comparaciones entre los valores de dosis en el punto evaluado mostrado en la Tabla 4.29, se observa que las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 4.34 % considerando medio homogéneo y un -3.99 % al activar la curva calibrada.

Ambos resultados están influenciados por las cuñas tal como se muestra en las Fig. (4.36-4.39). Por lo que el algoritmo de cálculo del TPS ahora tiene una variante adicional al modelar la deposición de la dosis al pasar por la interface de un medio de una densidad a otra. Esta diferencia local de dosis evidencia los cambios en la entrega de dosis al no usar la curva de densidad electrónica relativa vs unidades *hounsfield* que le corresponde a cada tomógrafo.

En las 3 configuraciones evaluadas las desviaciones alcanzadas en medio homogéneo sobre pasaron las tolerancias establecidas y al activar la curva característica del tomógrafo esta desviación se ajustó a las tolerancias dejando en evidencia la necesidad de su integración a los sistemas de planificación.

CAPITULO V

CONCLUSIONES

En la actualidad en los tratamientos de radioterapia el uso de las imágenes tomográficas juega un papel muy importante en la entrega de la dosis, debido a que considera la variación de la densidad electrónica de los tejidos. Por lo que el control de calidad de los tomógrafos es indispensable en el aseguramiento de las condiciones clínicas del tomógrafo previo a su uso clínico en radioterapia.

La principal ventaja del método estequiometrico, es que solo es necesario un material calibrador para generar las curvas de densidad electrónicas vs HU y en consecuencia poder integrar el tomógrafo al sistema de planificación en radioterapia.

El método CI, es la herramienta con la que colectamos los valores de dosis medidos en las diferentes heterogeneidades y con la que podemos tener valores experimentales a ser comparados con los calculados por el sistema de planificación en la verificación de los tratamientos. Este método nos permite conocer directamente la dosis puntual generada en base a la cantidad de UM y su geometría.

La planificación de tratamiento en el fantoma antropomórfico se realizó para evaluar la variación del cálculo de dosis al integrar el tomógrafo al sistema de planificación con la que se obtuvo valores esperados conforme a los PDD experimentales. Los resultados obtenidos en los casos evaluados nos muestran que la mejor aproximación a los valores medidos son usando la calibración estequiometrica frente a los estándares propios del equipo. Ya en la evaluación de los casos los valores alcanzan hasta un 6% de diferencia con respecto a la dosis local, esta es la consecuencia de que los métodos de corrección no modelen adecuadamente el efecto de la radiación dispersa en la dosis local ya que el método de cálculo está basado en una caracterización exponencial de la dosis en profundidad y esta aproximación es buena solo cuando la dispersión es mínima.

En todos los casos evaluados el porcentaje de desviación es mayor al considerar el medio homogéneo, pero si se inicia el procedimiento de calibración correctamente y se selecciona kVp en que se realizó la tomografía hay una reducción de la desviación de la dosis hasta en un 3 % tal como se detalla en la Tabla 4.23 del caso 1. Esto implica un aumento o disminución de la dosis.

En los 3 casos evaluados los valores de desviación nos muestran que es indispensable realizar la corrección por densidades debido a las inhomogeneidades del fantoma de lo contrario las desviaciones presentadas estarían fuera de la tolerancia. En el caso 2 y 3 aun activando estas correcciones, hay puntos donde superamos la tolerancia por la deficiencia del modelamiento del algoritmo en el cálculo de dosis al pasar de un medio de una densidad mayor o menor según el caso.

También se implementó este método en otro planificador donde se utilizaron casos reales en la planificación y se obtuvieron valores de desviación de hasta 4 Gy por la dosis prescrita al considerar a los pacientes como medio homogéneo es decir como si fuera un fantoma de agua, también se evidencia una variación al no seleccionar el kVp con el que se realizó la tomografía. Este estudio se detalla en el Anexo V. Como los resultados de desviación en la entrega del tratamiento a los pacientes disminuyen al usar la calibración estequiometrica se debe optar por el uso de este método, que contribuye a garantizar la calidad del tratamiento. Teniendo en consideración que toda implementación y comisionamiento debe ser verificado cuidadosamente tal como se realizó en la evaluación de todos los casos

CAPITULO VI

BIBLIOGRAFIA

[1] Fundación Marie Curie, Tomografía Axial Computada (TAC). Instituto Zunino Sitio (2022).

Sitio Web: www.radioncologia-zunino.org/imagenologia-oncologica.html

[2] L. Martinez et al., Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT, SEFM (2002). 19-25.

[3] C. Coolens, P. Childs, Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scale. Phys. Med. Biol., (2003), 48:1591–1603

[4] E. Muñoz, Integración de las curvas DER al proceso de Verificación Dosimétrica de un planificador de tratamiento 3D – Conformado para Radioterapia. Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo (2009).

[5] L. Mazzucco and J. Simon, Comisionamiento del Planificador de Tratamientos CAT3D con Fantoma CIRS (2015).

Sitio web: www.radioterapia-rio4.com.ar/rar/02.Implementacion-del-Protocolo-1583-de-la-Agencia-Internacional-de-Energia-Atomica.pdf

[6] D. Corbo, Tomografía Axial Computada, XIII seminario de ingeniería biomédica, Universidad de la República Oriental del Uruguay (2015).

Sitio web: <http://www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf>

[7] X. Pifarré et al., Fundamentos de Física Médica (2009). Vol. 2, 133-151.

[8] J. González, Manual Práctico de Tomografía TAC–TACH–TEM–TCMD (2016).

[9] O. García, Cálculo de dosis en braquiterapia ginecológica HDR- 3D mediante simulación Montecarlo, Universidad Nacional de Colombia. Bogotá (2011).

[10] A. Calzado, and J. Geleijns, Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. Departamento de Radiología y Medicina Física. Universidad Complutense (2010).

[11] M. Alcaraz, Tema 9. Tomografía Computarizada (2022).

Sitio web: https://webs.um.es/mab/miwiki/lib/exe/fetch.php?media=lectura_9.pdf

- [12] C. Enríquez, Estudio y diseño de un sistema de almacenamiento y comunicación de imagen (PACS) en la práctica clínica. Quito (2008).
- [13] M. Colomer et al., Control de Calidad de Equipos de TC para Radioterapia. Revista de Física Médica (2005). Vol. 6, 37-41.
- [14] J. Belén, Aplicación del Método de Monte Carlo a la Planificación en Radioterapia y a la Reconstrucción de Espectros de Fotones de Aceleradores Lineales de Partículas (LinAc) Universidad Politécnica de Valencia (2011).
- [15] E. Muelas, Simulaciones Monte Carlo para radioterapia intraoperatoria con haces de electrones, Universidad Complutense Madrid (2018).
- [16] Task Group 65, AAPM Report No. 85 (2004).
- [17] P. Andreo, A. Brosed, M. Lizuain and J. Gultresa, Incertidumbres y Tolerancias de la Dosimetría en Radioterapia, Hospital Central de Asturias Centro Universitario Oviedo, (1997).
- [18] Catalog PTW-Freiburg Representations, Therapy Detectors (2022).
- [19] Documento Técnico No. 1583, Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques Report of the Coordinated Research Project (CRP) on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radiotherapy, OIEA Austria, 2008.
- [20] A. Alaminos, MEVIS - Informatica Medica Ltda. (2022).
Sitio web: www.mevis.com.br

ANEXOS

ANEXO I

COMISIONAMIENTO DEL TOMOGRAFO SIMULADOR - CAT3D V. 7.09.10

Realizado Por : Ing. Cesar Picón C.
Fantomas : Tórax de acrílico
Procedimiento:

- Si hizo una tomografía al fantomas de tórax.
- Las imágenes se pasaron al sistema de planificación Cat3D V 7.09.10
- En la pantalla del monitor se midieron las distancias A,B y C con el sistema de medición del cat3D
- Se graficó en la impresora los cortes axial y sagital del fantoma

Comparación de distancias

	A	B	C
Pantalla Monitor	30.54	21.28	25.89
Grafico	30.5	21.25	26.00
Experimental	30.5 ± 0.5	21.35 ± 0.5	26.1 ± 0.5

Comparación de números CT

En el monitor se ubicó el cursor en puntos de acrílico y aire y se determinaron sus números CT en el monitor (p)

	Acrílico	Aire
CT # Determinado	1117 - 1180	27 - 67
CT # ideal	1100 - 1200	0 - 50

Conclusión: Tanto las distancias cuanto los números CT están dentro de los márgenes deseados.

INFORME TECNICO DE CONTROL DE CALIDAD DEL TOMOGRAFO SIMULADOR OPTIMA CT580

Realizado Por: QC DOSE S.A.C.



QC DOSE S.A.C.
CONTROL DE CALIDAD

5. PROCEDIMIENTO:

- 5.1. Equipos de medida:** Evaluador de haces de rayos X con detectores externos: Detector de estado sólido, Marca: UNFORS, Modelo: 8202031-H Xi R/F &MAM Detector Platinum, Serie: 180902. Detector de estado sólido para Tomografía, Marca: UNFORS, Modelo: 8202041-B Xi CT Detector Platinum, Serie: 177252. Detector de estado sólido de radiación dispersa y de fuga, Marca: UNFORS, Modelo: 8202062-C Xi Survey Platinum Plus Detector, Serie: 177281. Fantasmas de abdomen y cráneo, Marca: FLUKE BIOMEDICAL, Modelo: 76-424-4156.
- 5.2. Punto de referencia:** El punto medio de la superficie del detector de radiación ubicado en el isocentro del gantry y la dosis es calculada en las posiciones establecidas en los fantasmas de abdomen y de cráneo.

6. MEDICIONES Y RESULTADOS:

6.1. Inspección Física:

PRUEBA	ACEPTABLE
Estado del gantry, girar libremente, indicadores de posición operativos	Si
Estado de la mesa del paciente: no deben desplazarse libremente	Si
Estado de los indicadores de la técnica de exposición: (consola / gantry)	Si
Aire acondicionado en el ambiente: recomendado	Si
Estado del sistema audible de comunicación: debe ser clara	Si
Manual del equipo accesible para el operador	Si

6.2. Tensión del Tubo:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Repetibilidad (%)	2.0	$\leq \pm 10\%$	Si
Exactitud (%)	1.5	$\leq \pm 10\%$	Si

6.3. Tiempo de Exposición:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Repetibilidad (%)	2.0	$\leq \pm 10\%$	Si
Exactitud (%)	1.0	$\leq \pm 10\%$	Si



QC DOSE S.A.C.
CONTROL DE CALIDAD

6.4. Determinación de la Filtración Total:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Capa Semirreductora (mm. Al.)	5.0	≥ 3.5	Si

6.5. Repetibilidad, Linealidad de la Exposición y Rendimiento del Tubo:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Repetibilidad (%)	0.7	$\leq \pm 10\%$	Si
Coefficiente de linealidad (%)	2.1	$\leq \pm 20\%$	Si
Rendimiento a 1 m. de distancia	62.0	50 - 100 ($\mu\text{Gy/mAs}$)	Si

6.6. Sistema de Colimación:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Distancia entre el haz luminoso lateral y el haz de radiación	1.0	≤ 2 mm	Si
Distancia entre el haz luminoso interno / externo	1.5	≤ 2 mm	Si.

6.7. Alineamiento de la mesa en relación al Gantry:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Coincidencia del eje longitudinal de la mesa con el plano vertical que pasa por el isocentro y con el indicador luminoso sagital	3.0	≤ 5 mm	Si.

6.8. Movimiento Longitudinal de la mesa:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Diferencia entre la distancia recorrida y la indicada en el gantry	0.5	± 2 mm	Si



QC DOSE S.A.C.
CONTROL DE CALIDAD

6.9. Inclinación del Gantry:

PRUEBA	ANGULOS UTILIZADOS	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Verificar el desvío entre el ángulo medido y el ángulo nominal indicado en el gantry	0°	0	± 3°	Si
	30	-0.5	± 3°	Si
	-30	0.5	± 3°	Si

6.10. Espesor de Corte:

PRUEBA	CORTES UTILIZADOS (mm)	RESULTADO (mm)	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Calcular la diferencia entre el valor nominal y el valor medido del espesor de corte seleccionado	2.5	1.0	± 1 mm	Si
	5.0	1.0	± 1 mm	Si
	7.5	1.0	± 1 mm	Si
	10.0	1.0	± 1 mm	Si

6.11. Ruido, Calibración y Uniformidad del Número CT:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Ruido (%)	0.3	1.0 %	Si
Exactitud del número CT	3.3	± 4 UH	Si
Uniformidad del número CT	2.8	± 5 UH	Si

6.12. Resolución de Bajo Contraste:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Determinar la capacidad del sistema para discriminar objetos de bajo contraste (diámetro)	3	< 5 mm	Si



QC DOSE S.A.C.
CONTROL DE CALIDAD

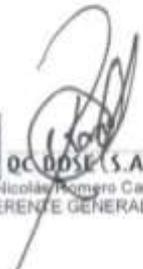
6.13. Resolución de Alto Contraste:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Determinar la resolución de alto contraste sobre diferentes condiciones	4	≥ 4 pl/cm	Si

6.14. Evaluación de la Dosis:

Examen	kV	mAs	t (s)	T (mm)	L (mm)	CTDI mGy	MSAD mGy	MSAD mGy referencia(*)	ACEPTABLE
Cráneo	120	320	2.0	5	5	39.38	39.38	50	Si
Abdomen	120	223	0.97	5	5	20.82	20.82	25	Si


 Lic. G. Susana Coiza Reboza
 Físico autorizado en Control de Calidad
 Lic. IPEN N° 440-07



QC DOSE S.A.C.
 Ing. Nicolás Romero Carlos
 GERENTE GENERAL

ANEXO II

CERTIFICADO DE CALIBRACION DE CAMARA DE IONIZACION CILINDRICA PTW-TN31010

CALIBRATION CERTIFICATE No. 1304189

PTW

PTW-Freiburg, L rracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany   +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptw.de

Calibration Object

Radiation Detector

Detector [REF] TN31010 [SN] 005742
Detector Type Ionization Chamber

Manufacturer PTW-Freiburg
Customer Clinica Radioncolog a
Av. Paseo de la Rep blica, 36500, San
Isidro
Lima 27
Peru

Order No. : AU1303699
Order Date : 2013-10-16

Calibration Results

Measuring Quantity Absorbed Dose to Water (D_w)

Detector Calibration Factor $N_{D,w} = 3.013 \cdot 10^8 \text{ Gy / C}$

Beam Quality Correction	Beam Quality	Correction Factor k_Q	Uncertainty
	^{60}Co	1.000	1.1 %

Reference Conditions Beam Quality: ^{60}Co
Temperature: 293.2 K (20 C)
Air Pressure: 1013.2 hPa
Relative Humidity: 50%
Chamber Voltage/Polarity: + 400 V
Ion Collection Efficiency: 100 %

Calibration Date 2013-10-22
Recalibration Interval 2 years (recommended)

Freiburg, 2013-10-22

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkst tten Dr. Pyschlau GmbH

(Signature)

Calibration Conditions and Set-up

Climatic Conditions	Temperature Range:	(294.2 ± 3) K / (21 ± 3) °C
	Air Pressure Range:	(1000 ± 50) hPa
	Rel. Humidity Range:	(40 ± 20) %

Beam Quality and Geometry	Quality	Filter [mm]	HVL [mm]	SDD [cm]	Size [cm]
	⁶⁰ Co	-	-	100	10 x 10

Quality:	Beam qualities according to DIN 6809-5 / DIN 6809-4
Filter:	Total filtration (inherent and additional filters)
HVL:	Half value layer at the point of measurement
SDD:	Distance between radiation source and reference point
Size:	Field size at reference point, diam. = Field Diameter
Reference depth:	5 g cm ⁻² H ₂ O

Detector Arrangement	Chamber axis perpendicular to radiation beam axis Line on chamber body faced towards the radiation source Reference point position at stated measuring depth / distance to the radiation source (For further information see manual and data sheet of detector.)
----------------------	--

Dose and Dose Rate	Absorbed Dose To Water : min.: 5.0 · 10 ⁻² Gy / max.: 5.0 Gy Absorbed Dose To Water rate : min.: 50 mGy/min / max.: 300 mGy/min
--------------------	---

Polarity Effect	≤ 0.3 % (not accounted for in the detector calibration factor)
Saturation Correction Factor	k _S = 1.000

Leakage	Negligible during calibration
---------	-------------------------------

Remarks

- The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation (k=2). The standard deviation was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standard used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The uncertainties stated are composed of the uncertainties of the calibration procedure and those of the specimen during calibration. A share for the long-term instability of the object under calibration is not included.
- The calibration is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig. This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the ionization chamber showing the intact sticker with the certificate number. Calibration factors of chambers having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Calibration certificates without signature are not valid.
- The components of the calibration object fully comply with the respective specifications given in the data sheet and user manual.

HOJA DE CÁLCULO PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA PARA HAZ DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA EL ACELERADOR CLINAC 2100C DE LA CLINICA RADIONCOLOGIA S.A.C.

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **Radioncologia S.A.C.** Date:

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **CLINAC 2100C** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **320,0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$): **0,679**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10 x 10** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **5,0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: **PTW 31003 flexible** Serial No.: **5742**
 Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,078** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor $N_{D,w,Q_0} =$ **0,3013** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²

If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration

P_0 : **101,3** kPa T_0 : **20,0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_T : **400** V

Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **AAPM** Date: **11/08/2010**
 Electrometer model: **Unidos E T10010** Serial no.: **719**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting: **nC**
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading M and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_T and user polarity: **2,872** nC rdg

Corresponding accelerator monitor units: **100** MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_T =$ **0,0287** nC/MU rdg/MU

(i) P : **100,0** kPa T : **20,6** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,015}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1,0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction M_+ rdg at $+V_T$: **2,872** M_- rdg at $-V_T$: **2,886**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{0,998}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **400** V V_2 (reduced) = **200** V
 Readings at each e V: M_1 = **2,857** M_2 = **2,847**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned
 Voltage ratio V_1 / V_2 = **2,0000** Ratio of read. M_1 / M_2 = **1,004**
 $a_0 = 2,3370$ $a_1 = -3,6360$ $a_2 = 2,2990$
 $k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 =$ **1,003** f.g

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s =$$
 0,0292 nC / MU rdg / MU

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0,9901**
 taken from Table 6.III Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} =$$
 0,0087 Gy / MU

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1,50** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10 x 10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref}, 5,0 \text{ g cm}^{-2}) =$$
 87,70 %

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) =$$
 0,009928 Gy / MU

(ii) SAD set-up

TMR at z_{ref} for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref}, 5,0 \text{ g cm}^{-2}) =$$

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) =$$
 Gy / MU

Notes:	Div. De Física Médica:	FIRMAS:	Lect. +400	Lect. -400v	Lect. +200V
	Msc. César Picón Ch.		2,875	2,885	2,847
	PhD. Sandra Guzman C.		2,875	2,885	2,847
	Lic. Richar Pinedo C.		2,869	2,887	2,847
			2,873	2,887	
			2,87	2,887	
			2,87	2,886	
		Promedio	2,872	2,88616667	2,847

ANEXO III

CALCULOS REALIZADOS PARA DETERMINAR LA DOSIS EN LA FASE EXPERIMENTAL DE LOS CASOS EVALUADOS UTILIZANDO CLINAC 2100C

1. MEDICIONES PARA EL CASO1

1.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

Mediciones Experimentales:

Lectura(nC)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	Promedio
Punto C1	1.55	1.549	1.55	1.55	1.549	1.549	1.549	1.549	1.548	1.549	1.549
Punto C2	1.085	1.08	1.088	1.09	1.09	1.082	1.085	1.084	1.085	1.085	1.085
Punto C3	0.826	0.825	0.824	0.824	0.828	0.826	0.826	0.828	0.828	0.827	0.826
P(kPa)	100	99	100	100	100	100	100	100	100	100	99.9
T(°C)	20	19	19	19.5	19.5	19	20	20	20	20	19.6

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$K_{T,P} = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.016$$

Lecturas corregidas por presión y temperatura:

$$\text{Para punto C1: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.57 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C2: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.10 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C3: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 0.839 \text{ nC}$$

Las lecturas de dosis registradas en los puntos de estudio:

$$D(\text{Gy}) = L_{(\text{corregida})} * N_{D,w}(\text{Gy/nC}) * K_{\text{elect}} * K_{\text{pol}} * K_s * K_{Q,Q} * S_{w,het}$$

$$\text{Para punto C1 : } D(\text{Gy}) = 0.48 \text{ Gy}$$

$$\text{Para punto C2 : } D(\text{Gy}) = 0.32 \text{ Gy}$$

$$\text{Para punto C3 : } D(\text{Gy}) = 0.23 \text{ Gy}$$

PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S2

Mediciones Experimentales:

Lectura(nC)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	Promedio
Punto C1	1.714	1.715	1.712	1.712	1.712	1.712	1.712	1.714	1.713	1.714	1.713
Punto C2	1.1934	1.1932	1.193	1.1934	1.193	1.193	1.193	1.193	1.1934	1.1934	1.1932
Punto C3	0.9033	0.9034	0.903	0.9032	0.903	0.9033	0.903	0.9032	0.9034	0.9034	0.9032
P (kPa)	100	99	99.8	100.2	100.1	100.1	100.1	100.2	100.2	100.3	100
T(°C)	20	20	20.5	19.5	19.5	20	20	20	20	20.5	20

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$K_{T,P} = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.013$$

Lecturas corregidas por presión y temperatura:

$$\text{Para punto C1: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.735 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C2: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.20 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C3: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 0.9149 \text{ nC}$$

Las lecturas de dosis registradas en los puntos de estudio:

$$D(\text{Gy}) = L_{(\text{corregida})} * N_{D,W}(\text{Gy/nC}) * K_{\text{elect}} * K_{\text{pol}} * K_s * K_{Q,Q} * S_{w,\text{het}}$$

$$\text{Para punto C1 : } D(\text{Gy}) = 0.47 \text{ Gy}$$

$$\text{Para punto C2 : } D(\text{Gy}) = 0.36 \text{ Gy}$$

$$\text{Para punto C3 : } D(\text{Gy}) = 0.23 \text{ Gy}$$

1.2 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S3

Mediciones Experimentales:

Lectura(nC)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	Promedio
Punto C1	1.917	1.916	1.915	1.917	1.916	1.917	1.916	1.915	1.915	1.916	1.916
Punto C2	1.4584	1.4582	1.458	1.4585	1.458	1.4584	1.4584	1.4585	1.4583	1.4584	1.458
Punto C3	0.997	0.995	0.996	0.997	0.995	0.995	0.996	0.996	0.997	0.997	0.9961
P (kPa)	99.9	99.7	99	99.8	100.1	100.1	100.1	100.2	100.2	100.3	99.94
T(°C)	19.9	19.8	19.7	19.5	19.5	20	19.8	19.8	19.8	19.8	19.76

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$K_{T,P} = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.013$$

Lecturas corregidas por presión y temperatura:

$$\text{Para punto C1: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.94 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C2: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.4769 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C3: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.009 \text{ nC}$$

Las lecturas de dosis registradas en los puntos de estudio:

$$D(\text{Gy}) = L_{(\text{corregida})} * N_{D,W}(\text{Gy/nC}) * K_{\text{elect}} * K_{\text{pol}} * K_s * K_{Q,Q} * S_{w,\text{het}}$$

Para punto C1 : $D(\text{Gy}) = 0.52 \text{ Gy}$

Para punto C2 : $D(\text{Gy}) = 0.44 \text{ Gy}$

Para punto C3 : $D(\text{Gy}) = 0.25 \text{ Gy}$

2. MEDICIONES PARA EL CASO 2

2.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

Mediciones Experimentales:

Lectura (nC)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	Promedio
Punto C1	1.653	1.645	1.646	1.648	1.647	1.648	1.646	1.647	1.653	1.648	1.6481
Punto C4	1.233	1.231	1.232	1.233	1.231	1.232	1.233	1.231	1.232	1.232	1.232
Punto C5	1.359	1.357	1.356	1.359	1.357	1.356	1.357	1.356	1.359	1.357	1.3573
P (kPa)	100	100	99.9	100	100	100	100	100	99.9	100	99.98
T(°C)	19.9	19.8	19	19.5	19.5	19	19.9	20	20	20	19.66

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$K_{T,P} = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.012$$

Lecturas corregidas por presión y temperatura:

Para punto C1: $L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.6678 \text{ nC}$

Para punto C4: $L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.2467 \text{ nC}$

Para punto C5: $L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.37358 \text{ nC}$

Las lecturas de dosis registradas en los puntos de estudio:

$$D(\text{Gy}) = L_{(\text{corregida})} * N_{D,W}(\text{Gy/nC}) * K_{\text{elect}} * K_{\text{pol}} * K_s * K_{Q,Q} * S_{w,\text{het}}$$

Para punto C1 : $D(\text{Gy}) = 0.45 \text{ Gy}$

Para punto C4 : $D(\text{Gy}) = 0.34 \text{ Gy}$

Para punto C5 : $D(\text{Gy}) = 0.38 \text{ Gy}$

2.2 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S2

Mediciones Experimentales:

Lectura(nC)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	Promedio
Punto C2	1.32	1.317	1.315	1.315	1.318	1.316	1.316	1.315	1.314	1.315	1.3161
Punto C4	1.338	1.335	1.335	1.338	1.335	1.336	1.336	1.335	1.335	1.337	1.336
Punto C5	1.486	1.485	1.482	1.482	1.486	1.485	1.482	1.484	1.487	1.484	1.4843
P (kPa)	100	99	100	100.2	100.1	100.1	100.1	100.2	99.8	100.3	99.98
T(°C)	20	20	20.5	19.5	19.5	20	20.1	20	20.2	20.2	19.96

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$K_{T,P} = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.013$$

Lecturas corregidas por presión y temperatura:

$$\text{Para punto C2: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.333 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C4: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.353 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C5: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.503 \text{ nC}$$

Las lecturas de dosis registradas en los puntos de estudio:

$$D(\text{Gy}) = L_{(\text{corregida})} * N_{D,W}(\text{Gy/nC}) * K_{\text{elect}} * K_{\text{pol}} * K_s * K_{Q,Q} * S_{w,\text{het}}$$

$$\text{Para punto C2 : } D(\text{Gy}) = 0.40 \text{ Gy}$$

$$\text{Para punto C4 : } D(\text{Gy}) = 0.37 \text{ Gy}$$

$$\text{Para punto C5 : } D(\text{Gy}) = 0.41 \text{ Gy}$$

2.3 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S3

Mediciones Experimentales:

Lectura(nC)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	Promedio
Punto C3	1.12	1.119	1.12	1.119	1.12	1.119	1.12	1.119	1.1195	1.12	1.11955
Punto C4	1.424	1.421	1.421	1.421	1.421	1.421	1.421	1.422	1.425	1.425	1.4222
Punto C5	1.641	1.639	1.635	1.639	1.635	1.639	1.635	1.638	1.639	1.64	1.6380
P (kPa)	99.9	99.7	100	99.8	100.1	100.1	100.1	100.2	100.2	100	100.01
T(°C)	19.9	19.8	19.8	19.8	19.8	20	19.8	19.8	19.8	20	19.85

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$K_{T,P} = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.013$$

Lecturas corregidas por presión y temperatura:

$$\text{Para punto C3: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.134 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C4: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.44 \text{ nC}$$

$$\text{Para punto C5: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.659 \text{ nC}$$

Las lecturas de dosis registradas en los puntos de estudio:

$$D(\text{Gy}) = L_{(\text{corregida})} * N_{D,W}(\text{Gy/nC}) * K_{\text{elect}} * K_{\text{pol}} * K_s * K_{Q,Q} * S_{w,\text{het}}$$

$$\text{Para punto C1 : } D(\text{Gy}) = 0.28 \text{ Gy}$$

$$\text{Para punto C2 : } D(\text{Gy}) = 0.40 \text{ Gy}$$

$$\text{Para punto C3 : } D(\text{Gy}) = 0.46 \text{ Gy}$$

3. MEDICIONES PARA EL CASO 3

3.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

Mediciones Experimentales fueron tomadas en C1. :

Lectura(nC)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	Promedio
CW15	0.998	0.997	0.995	0.997	0.995	0.997	0.995	0.996	0.996	0.996	0.9962
CW30	0.9258	0.9257	0.9258	0.9257	0.9258	0.925	0.9252	0.9255	0.925	0.9256	0.92551
CW45	0.846	0.845	0.844	0.845	0.844	0.845	0.844	0.845	0.844	0.844	0.8446
CW60	0.737	0.735	0.736	0.735	0.738	0.735	0.736	0.736	0.736	0.736	0.736
P (kPa)	100	100	100.1	100	100	100	100	100	99.9	100	100
T(°C)	19.9	20	19	19.5	19.5	19	20	20	20	20	19.69

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$K_{T,P} = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.012$$

Lecturas corregidas por presión y temperatura:

$$\text{Para CW15: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 1.008 \text{ nC}$$

$$\text{Para CW30: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 0.9366 \text{ nC}$$

$$\text{Para CW45: } L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 0.8547 \text{ nC}$$

Para CW45: $L_{(\text{corregida})} = L_{(\text{media})} * K_{(T,P)} = 0.7448 \text{ nC}$

Las lecturas de dosis registradas en el punto de estudio:

$$D(\text{Gy}) = L_{(\text{corregida})} * N_{D,w}(\text{Gy/nC}) * K_{\text{elect}} * K_{\text{pol}} * K_s * K_{Q,Q} * S_{w,\text{het}}$$

Para CW15 C1 : $D(\text{Gy}) = 0.27 \text{ Gy}$

Para CW30 C1 : $D(\text{Gy}) = 0.25 \text{ Gy}$

Para CW45 C1 : $D(\text{Gy}) = 0.23 \text{ Gy}$

Para CW60 C1 : $D(\text{Gy}) = 0.20 \text{ Gy}$

ANEXO IV

CALCULOS REALIZADOS PARA DETERMINAR LAS INCERTIDUMBRES EN LOS CASOS EVALUADOS

1. INCERTIDUMBRE DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN:

La incertidumbre de la cámara de ionización para la primera desviación estándar (K=1).
INCERTIDUMBRE TIPO B.

$$\frac{\xi_{K2}}{K} = \frac{0.011}{2} = 0.0055$$

La incertidumbre mostrada fue calculada mediante el valor de incertidumbre de $\xi_{K2} = 1.1\%$ corresponde a la segunda desviación estándar (K=2) que consta en el certificado de calibración No. 1304189 emitido por el fabricante (PTW- Freiburg) de la cámara de ionización PTW TN31010 serie: 005742.

2. INCERTIDUMBRE POR LA RADIACIÓN DE FONDO:

Las lecturas de la radiación de fondo se realizó usando la cámara de ionización con el Clinac2100c en condiciones de colimador totalmente abierto, se tomó las lecturas en 360s registrándose lecturas constantes para el cálculo de la incertidumbre combinada se consideró la incertidumbre de tipo A y B.

Desviación estandar del valor medio **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$
$$= \sqrt{\frac{(0.01-0.01)^2 + (0.01-0.01)^2 + (0.01-0.01)^2 + (0.01-0.01)^2 + (0.01-0.01)^2 + (0.01-0.01)^2 + (0.01-0.01)^2}{6}} = 0.00 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre por la radiación de fondo **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\xi_{fondo} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2)} = 0.0057 [nC]$$

3. INCERTIDUMBRE EN LAS LECTURAS REGISTRADAS

Para los diferentes casos evaluados caso (1-3), para el cálculo de las incertidumbres se tomaron en cuenta la incertidumbre de la medida (incertidumbre tipo A) y la incertidumbre de resolución (incertidumbre tipo B)

3.1 MEDICIONES PARA EL CASO1

3.1.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

PUNTO C1:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0,00063 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.0002 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{1.549} = 0.52\%$$

PUNTO C2:

Desviación típica del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} = 0,0032 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.001 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.0081 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.0081}{1.0854} = 0.75\%$$

PUNTO C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.00155 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00049 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{0.8262} = 0.97\%$$

3.1.2 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S2

PUNTO C1:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0,001 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.0003 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = 0.0057 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.0086 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.0086}{1.713} = 0.50\%$$

PUNTO C2:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} = 0.00018 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.000057 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.0080 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.0080}{1.1932} = 0.67\%$$

PUNTO C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.00015 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.000047 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{0.9032} = 0.89\%$$

3.1.3 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S3

PUNTO C1:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0008 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.0025 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = 0.0057 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.0084 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.0084}{1.916} = 0.44\%$$

PUNTO C2:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0001 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.0003 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.0080}{1.458} = 0.55\%$$

PUNTO C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.00087 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00027 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.0085 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.0085}{0.9951} = 0.85\%$$

3.2 MEDICIONES PARA EL CASO2

3.2.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

PUNTO C1:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0027 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00085 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.0081 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.0081}{1.481} = 0.55\%$$

PUNTO C4:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0082 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.0026 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.0085 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.0085}{1.232} = 0.69\%$$

PUNTO C5:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0012 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00038 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{1.3573} = 0.59\%$$

3.2.2 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S2

PUNTO C2:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0018 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00057 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = 0.0057 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{1.316} = 0.61\%$$

PUNTO C4:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0012 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00038 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{1.336} = 0.59\%$$

PUNTO C5:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0018 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00057 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{1.4843} = 0.54\%$$

3.2.3 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S3

PUNTO C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.00049 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00015 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = 0.0057 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{1.12} = 0.71\%$$

PUNTO C4:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0017 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00054 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{1.422} = 0.57\%$$

PUNTO C5:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0022 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00069 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{1.638} = 0.48\%$$

3.3 MEDICIONES PARA EL CASO 3

3.3.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

PUNTO C1: uso de cuñas virtuales CW15, CW30, CW45, CW60.

CW15:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.001 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00032 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = 0.0057 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{0.9962} = 0.80\%$$

CW30:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.0003 \text{ [nC]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.000095 \text{ [nC]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{0.9255} = 0.87\%$$

CW45:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.00069 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00022 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{0.8446} = 0.95\%$$

CW60:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.00094 [nC]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00029 [nC]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{0.01 [nC]}{\sqrt{3}} = 0.0057 [nC]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{M_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{fondo}^2} = 0.008 [nC]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{M_i} = \frac{\varepsilon_{M_i}}{M_i} = \frac{0.008}{0.736} = 1\%$$

4. INCERTIDUMBRE DE LA TEMPERATURA

Para el cálculo de las incertidumbres de la temperatura (incertidumbre combinada) se tomaron en cuenta tanto la incertidumbre de los valores de la temperatura registrada durante las mediciones en cada punto (incertidumbre tipo A), la incertidumbre de la resolución del termómetro (incertidumbre tipo B), y la incertidumbre de su exactitud (incertidumbre tipo B). la temperatura inicial $T_0=20\text{ }^\circ\text{C}$ (Anexo 2).

4.1 MEDICIONES PARA EL CASO1

4.1.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

PUNTO C1,C2 y C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0,04594 \text{ } [^\circ\text{C}]$$

$$\xi_{\text{valor_medido}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.014 \text{ } [^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{\text{exactitud}} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.3 [^\circ\text{C}]}{2} = 0.15 \text{ } [^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{\text{resolución}} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 [^\circ\text{C}]}{\sqrt{3}} = 0.06 [^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{T_i} = \sqrt{(\xi_{\text{valor_medido}}^2 + \xi_{\text{resolución}}^2) + \xi_{\text{exactitud}}^2} = 0.16 \text{ } [^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{t_i} = \frac{\varepsilon_{T_i}}{T_0} = \frac{0.16}{20} = 0.8\%$$

4.1.2 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S2

PUNTO C1,C2 y C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0,3333 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.10 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.3 \text{ [}^\circ\text{C]}}{2} = 0.15 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 \text{ [}^\circ\text{C]}}{\sqrt{3}} = 0.06 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{T_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.19 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{t_i} = \frac{\varepsilon_{T_i}}{T_0} = \frac{0.16}{20} = 0.8\%$$

4.1.3 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S3

PUNTO C1,C2 y C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0,157 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.05 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.3[^\circ\text{C}]}{2} = 0.15 [^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1[^\circ\text{C}]}{\sqrt{3}} = 0.06[^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{T_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.17 [^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{t_i} = \frac{\varepsilon_{T_i}}{T_0} = \frac{0.17}{20} = 0.85\%$$

4.2 MEDICIONES PARA EL CASO 2

4.2.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

PUNTO C1,C4 y C5:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.3949 [^\circ\text{C}]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.125 [^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.3[^\circ\text{C}]}{2} = 0.15 [^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1[^\circ\text{C}]}{\sqrt{3}} = 0.06[^\circ\text{C}]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{T_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.2 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{t_i} = \frac{\varepsilon_{T_i}}{T_0} = \frac{0.20}{20} = 1\%$$

4.2.2 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S2

PUNTO C2, C4 y C5:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0,3335 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.10 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.3 \text{ [}^\circ\text{C]}}{2} = 0.15 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 \text{ [}^\circ\text{C]}}{\sqrt{3}} = 0.06 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{T_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.19 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{t_i} = \frac{\varepsilon_{T_i}}{T_0} = \frac{0.19}{20} = 0.95\%$$

4.2.3 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S3

PUNTO C3,C4 y C5:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0,08498 [^{\circ}C]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.027 [^{\circ}C]$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.3 [^{\circ}C]}{2} = 0.15 [^{\circ}C]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 [^{\circ}C]}{\sqrt{3}} = 0.06 [^{\circ}C]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{T_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.16 [^{\circ}C]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{t_i} = \frac{\varepsilon_{T_i}}{T_0} = \frac{0.16}{20} = 0.82\%$$

4.3 MEDICIONES PARA EL CASO 3

4.3.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

PUNTO C1. Cuñas virtuales CW15, CW30, CW45 Y CW60.

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} = 0.4148 [^{\circ}C]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.13 [^{\circ}C]$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.3[^{\circ}C]}{2} = 0.15 [^{\circ}C]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1[^{\circ}C]}{\sqrt{3}} = 0.06[^{\circ}C]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{T_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.2 [^{\circ}C]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{t_i} = \frac{\varepsilon_{T_i}}{T_0} = \frac{0.20}{20} = 0.8\%$$

5 INCERTIDUMBRE DE LA PRESIÓN

5.1 MEDICIONES PARA EL CASO1

5.1.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

PUNTO C1, C2 y C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.3162 [hPa]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.099 [hPa]$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.4[hPa]}{2} = 0.2 [hPa]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{\text{resolución}} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1[\text{kPa}]}{\sqrt{3}} = 0.06[\text{hPa}]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{P_i} = \sqrt{(\xi_{\text{valor_medido}}^2 + \xi_{\text{resolución}}^2) + \xi_{\text{exactitud}}^2} = 0.23 [\text{hPa}]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{P_i} = \frac{\varepsilon_{P_i}}{P_0} = \frac{0.23}{1013.2} = 0.023\%$$

5.1.2 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S2

PUNTO C1, C2 y C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} = 0.3771 [\text{hPa}]$$

$$\xi_{\text{valor_medido}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.12 [\text{hPa}]$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{\text{exactitud}} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.4[\text{hPa}]}{2} = 0.2 [\text{hPa}]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{\text{resolución}} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1[^\circ\text{C}]}{\sqrt{3}} = 0.06[\text{hPa}]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_P = \sqrt{(\xi_{\text{valor_medido}}^2 + \xi_{\text{resolución}}^2) + \xi_{\text{exactitud}}^2} = 0.24 [\text{hPa}]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{P_i} = \frac{\varepsilon_{P_i}}{P_0} = \frac{0.24}{1013.2} = 0.023\%$$

5.1.3 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S3

PUNTO C1,C2 y C3:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.3806 [kPa]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.12 [hPa]$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.4 [hPa]}{2} = 0.2 [hPa]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 [^\circ C]}{\sqrt{3}} = 0.06 [hPa]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{P_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.24 [hPa]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{P_i} = \frac{\varepsilon_{P_i}}{P_0} = \frac{0.24}{1013.2} = 0.023\%$$

5.2 MEDICIONES PARA EL CASO 2

5.2.1 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

PUNTO C1,C4 y C5:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.042 [hPa]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.013 [hPa]$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{Exactitud}{K} = \frac{0.4[hPa]}{2} = 0.2 [hPa]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{Resolución}{\sqrt{3}} = \frac{0.1[^\circ C]}{\sqrt{3}} = 0.06[hPa]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{P_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.21 [hPa]$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{P_i} = \frac{\varepsilon_{P_i}}{P_0} = \frac{0.21}{1013.2} = 0.020\%$$

5.2.2 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S2

PUNTO C2, C4 y C5:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} = 0.3706 [hPa]$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.12 [hPa]$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{Exactitud}{K} = \frac{0.4[hPa]}{2} = 0.2 [hPa]$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{Resolución}{\sqrt{3}} = \frac{0.1[^\circ C]}{\sqrt{3}} = 0.06[kPa]$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{P_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.24 \text{ [kPa]} \text{ ANEXO IV}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{P_i} = \frac{\varepsilon_{P_i}}{P_0} = \frac{0.24}{1013.2} = 0.024\%$$

5.2.3 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S3

PUNTO C3,C4 y C5:

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} = 0.1663 \text{ [hPa]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.052 \text{ [hPa]}$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.4 \text{ [hPa]}}{2} = 0.2 \text{ [hPa]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 \text{ [°C]}}{\sqrt{3}} = 0.06 \text{ [hPa]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{P_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.21 \text{ [hPa]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{P_i} = \frac{\varepsilon_{P_i}}{P_0} = \frac{0.21}{1013.2} = 0.021\%$$

MEDICIONES PARA EL CASO 3

5.2.4 PUNTO PRESCRIPCIÓN EN S1

PUNTO C1. Cuñas virtuales CW15, CW30, CW45 Y CW60.

Desviación estándar del valor medido **INCERTIDUMBRE TIPO A.**

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

$$= 0.047 \text{ [hPa]}$$

$$\xi_{valor_medido} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.015 \text{ [hPa]}$$

Incertidumbre de la exactitud **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{K} = \frac{0.4 \text{ [hPa]}}{2} = 0.2 \text{ [hPa]}$$

Incertidumbre de la resolución **INCERTIDUMBRE TIPO B.**

$$\xi_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 \text{ [hPa]}}{\sqrt{3}} = 0.06 \text{ [hPa]}$$

Incertidumbre absoluta de la medida **INCERTIDUMBRE COMBINADA.**

$$\varepsilon_{P_i} = \sqrt{(\xi_{valor_medido}^2 + \xi_{resolución}^2) + \xi_{exactitud}^2} = 0.21 \text{ [hPa]}$$

Incertidumbre relativa de la medida.

$$\xi'_{P_i} = \frac{\varepsilon_{P_i}}{P_0} = \frac{0.16}{1013.2} = 0.021\%$$

6. INCERTIDUMBRE DEL FACTOR DE CORRECCIÓN POR PRESIÓN Y TEMPERATURA ($K_{T,P}$)

La incertidumbre del factor de corrección por presión y temperatura ($K_{T,P}$), se determina mediante la siguiente ecuación:

$$\xi_{k_{T,P}} = \sqrt{\left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}\right)^2 \xi_{M_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}\right)^2 \xi_{T_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}\right)^2 \xi_{P_i}^2}$$

$\xi_{k_{T,P}}$ = es la incertidumbre absoluta del factor de corrección por presión y temperatura.

M_{CC} = es el promedio de las lecturas realizadas corregidas por presión y temperatura.

M_i = es el promedio de las lecturas realizadas sin realizar ninguna corrección.

ξ_{M_i} = es la incertidumbre de las lecturas realizadas.

T_i = es el promedio de las lecturas de temperaturas registradas al momento de realizar las pruebas.

ξ_{T_i} = es la incertidumbre relacionada a la temperatura.

P_i = es el promedio de las lecturas de presión registradas al momento de realizar las pruebas.

ξ_{P_i} = es la incertidumbre relacionada a la presión.

$\xi'_{k_{T,P}} = \left(\frac{\xi_{k_{T,P}}}{k_{T,P}}\right) * 100 = \text{Incertidumbre Relativa del factor de corrección por presión y temperatura}$

CASO 1	$\xi_{M_i}^2$	$\xi_{T_i}^2$	$\xi_{P_i}^2$	$\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}$	$\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}$	$\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}$	$\xi_{k_{T,P}} = \sqrt{\left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}\right)^2 \xi_{M_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}\right)^2 \xi_{T_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}\right)^2 \xi_{P_i}^2}$	$\xi'_{k_{T,P}} = \left(\frac{\xi_{k_{T,P}}}{k_{T,P}}\right) * 100$
S1/C1	0.01	0.16	0.23	1.01	0.08	0.02	0.02	1.56
S1/C2	0.01	0.16	0.23	1.01	0.06	0.01	0.01	1.24
S1/C3	0.01	0.16	0.23	1.02	0.04	0.01	0.01	1.08
S2/C1	0.01	0.19	0.24	1.01	0.09	0.02	0.02	1.91
S2/C2	0.01	0.19	0.24	1.01	0.06	0.01	0.01	1.42
S2/C3	0.01	0.19	0.24	1.01	0.05	0.01	0.01	1.21
S3/C1	0.01	0.17	0.23	1.01	0.10	0.02	0.02	1.93
S3/C2	0.01	0.17	0.23	1.01	0.07	0.01	0.02	1.54
S3/C3	0.01	0.17	0.23	1.01	0.05	0.01	0.01	1.24

CASO 2	$\xi_{M_i}^2$	$\xi_{T_i}^2$	$\xi_{P_i}^2$	$\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}$	$\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}$	$\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}$	$\xi_{k_{T,P}} = \sqrt{\left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}\right)^2 \xi_{M_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}\right)^2 \xi_{T_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}\right)^2 \xi_{P_i}^2}$	$\xi'_{k_{T,P}} = \left(\frac{\xi_{k_{T,P}}}{k_{T,P}}\right) * 100$
S1/C1	0.01	0.20	0.21	1.01	0.08	0.02	0.02	1.92
S1/C4	0.01	0.20	0.21	1.01	0.06	0.01	0.02	1.55
S1/C5	0.01	0.20	0.21	1.01	0.07	0.01	0.02	1.64
S2/C2	0.01	0.19	0.24	1.01	0.07	0.01	0.02	1.54
S2/C4	0.01	0.19	0.24	1.01	0.07	0.01	0.02	1.55
S2/C5	0.01	0.19	0.24	1.01	0.08	0.02	0.02	1.68
S3/C3	0.01	0.16	0.21	1.01	0.06	0.01	0.01	1.24
S3/C4	0.01	0.16	0.21	1.01	0.07	0.01	0.01	1.45
S3/C5	0.01	0.16	0.21	1.01	0.08	0.02	0.02	1.60

CASO 3	$\xi_{M_i}^2$	$\xi_{T_i}^2$	$\xi_{P_i}^2$	$\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}$	$\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}$	$\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}$	$\xi_{k_{T,P}} = \sqrt{\left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}\right)^2 \xi_{M_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}\right)^2 \xi_{T_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}\right)^2 \xi_{P_i}^2}$	$\xi'_{k_{T,P}} = \left(\frac{\xi_{k_{T,P}}}{k_{T,P}}\right) * 100$
S1/C1/CW15	0.01	0.21	0.16	1.01	0.05	0.01	0.01	1.35
S1/C1/CW30	0.01	0.21	0.16	1.01	0.05	0.01	0.01	1.29
S1/C1/CW45	0.01	0.21	0.16	1.01	0.04	0.01	0.01	1.23
S1/C1/CW60	0.01	0.21	0.16	1.01	0.04	0.01	0.01	1.14

7. INCERTIDUMBRE RELATIVA DE LAS LECTURAS REGISTRADAS (ξ'_{M_Q})

CASO 1	ξ'_{M_i}	$\xi'_{K_{T,P}}$	$\xi'_{K_{elect}}$	$\xi'_{K_{pol}}$	ξ'_{K_s}	$\xi'_{M_Q} = \sqrt{\xi'^2_{M_i} + \xi'^2_{K_{T,P}} + \xi'^2_{K_{elect}} + \xi'^2_{K_{pol}} + \xi'^2_{K_s}}$
S1/C1	0.52	1.56	0	0.15	0.4	1.70
S1/C2	0.75	1.24	0	0.15	0.4	1.51
S1/C3	0.97	1.08	0	0.15	0.4	1.51
S2/C1	0.5	1.91	0	0.15	0.4	2.02
S2/C2	0.67	1.42	0	0.15	0.4	1.63
S2/C3	0.89	1.21	0	0.15	0.4	1.56
S3/C1	0.44	1.93	0	0.15	0.4	2.03
S3/C2	0.55	1.54	0	0.15	0.4	1.69
S3/C3	0.85	1.24	0	0.15	0.4	1.56

CASO 2	ξ'_{M_i}	$\xi'_{K_{T,P}}$	$\xi'_{K_{elect}}$	$\xi'_{K_{pol}}$	ξ'_{K_s}	$\xi'_{M_Q} = \sqrt{\xi'^2_{M_i} + \xi'^2_{K_{T,P}} + \xi'^2_{K_{elect}} + \xi'^2_{K_{pol}} + \xi'^2_{K_s}}$
S1/C1	0.55	1.92	0	0.15	0.4	2.04
S1/C3	0.69	1.55	0	0.15	0.4	1.75
S1/C4	0.59	1.64	0	0.15	0.4	1.79
S2/C2	0.61	1.54	0	0.15	0.4	1.71
S2/C4	0.59	1.55	0	0.15	0.4	1.71
S2/C5	0.54	1.68	0	0.15	0.4	1.82
S3/C3	0.71	1.24	0	0.15	0.4	1.49
S3/C4	0.57	1.45	0	0.15	0.4	1.62
S3/C5	0.48	1.6	0	0.15	0.4	1.72

CASO 3	ξ'_{M_i}	$\xi'_{K_{T,P}}$	$\xi'_{K_{elect}}$	$\xi'_{K_{pol}}$	ξ'_{K_s}	$\xi'_{M_Q} = \sqrt{\xi'^2_{M_i} + \xi'^2_{K_{T,P}} + \xi'^2_{K_{elect}} + \xi'^2_{K_{pol}} + \xi'^2_{K_s}}$
S1/C1/CW15	0.8	1.35	0	0.15	0.4	1.63
S1/C1/CW30	0.87	1.29	0	0.15	0.4	1.61
S1/C1/CW45	0.95	1.23	0	0.15	0.4	1.61
S1/C1/CW60	1	1.14	0	0.15	0.4	1.58

8. INCERTIDUMBRE TIPICA RELATIVA ESTIMADA DE $D_{w,Q}$ ($\xi'_{D,Q}(\%)$):

Presentamos el cálculo de las incertidumbres que se han tomado en cuenta para el cálculo de la incertidumbre total de las mediciones realizadas para cada caso, para determinar las incertidumbres de las pruebas utilizaremos la siguiente ecuación:

$$\xi'_{D,Q}(\%) = \sqrt{\xi'^2_{M_Q} + \xi'^2_{N_{D,W,Q_0}} + \xi'^2_{K_{Q,Q_0}}}$$

Dónde:

$\xi'_{D,Q}(\%)$: Es la incertidumbre relativa estimada de la dosis absorbida en el punto de estudio. Expresada en porcentaje.

$\xi'^2_{M_Q}$: Es la incertidumbre relativa de las lecturas registradas en el punto de estudio.

$\xi'^2_{N_{D,W,Q_0}}$: Es la incertidumbre relativa del factor de calibración de la cámara de ionización utilizada.

$\xi'^2_{K_{Q,Q_0}}$: Es la incertidumbre del factor de Corrección por la calidad del haz de radiación.

CASO 1	ξ'_{M_Q}	$\xi'_{N_{D,W,Q_0}}$	$\xi'_{K_{Q,Q_0}}$	$\xi'_{D,Q}(\%) = \sqrt{\xi'^2_{M_Q} + \xi'^2_{N_{D,W,Q_0}} + \xi'^2_{K_{Q,Q_0}}}$
S1/C1	1.70	0.01	0.01	1.70
S1/C2	1.51	0.01	0.01	1.51
S1/C3	1.51	0.01	0.01	1.51
S2/C1	2.02	0.01	0.01	2.02
S2/C2	1.62	0.01	0.01	1.62
S2/C3	1.56	0.01	0.01	1.56
S3/C1	2.02	0.01	0.01	2.02
S3/C2	1.69	0.01	0.01	1.69
S3/C3	1.56	0.01	0.01	1.56

CASO 2	ξ'_{M_Q}	$\xi'_{N_{D,W,Q_0}}$	$\xi'_{K_{Q,Q_0}}$	$\xi'_{D,Q}(\%) = \sqrt{\xi'^2_{M_Q} + \xi'^2_{N_{D,W,Q_0}} + \xi'^2_{K_{Q,Q_0}}}$
S1/C1	2.04	0.01	0.01	2.04
S1/C4	1.75	0.01	0.01	1.75
S1/C5	1.79	0.01	0.01	1.79
S2/C2	1.71	0.01	0.01	1.71
S2/C4	1.71	0.01	0.01	1.71
S2/C5	1.82	0.01	0.01	1.82
S3/C3	1.49	0.01	0.01	1.49
S3/C4	1.62	0.01	0.01	1.62
S3/C5	1.72	0.01	0.01	1.72

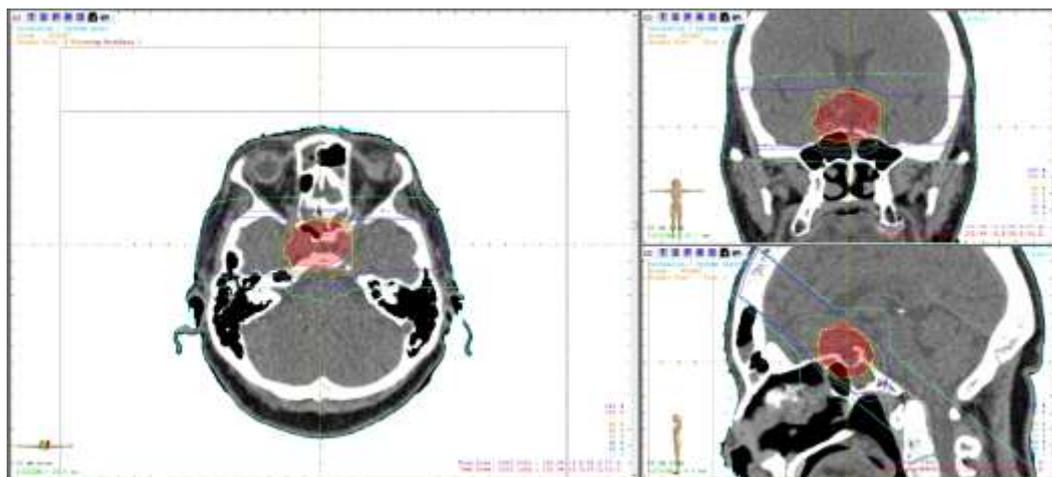
CASO 3	ξ'_{M_Q}	$\xi'_{N_{D,W,Q_0}}$	$\xi'_{K_{Q,Q_0}}$	$\xi'_{D,Q}(\%) = \sqrt{\xi'^2_{M_Q} + \xi'^2_{N_{D,W,Q_0}} + \xi'^2_{K_{Q,Q_0}}}$
S1/C1/CW15	1.63	0.01	0.01	1.63
S1/C1/CW30	1.61	0.01	0.01	1.61
S1/C1/CW45	1.61	0.01	0.01	1.61
S1/C1/CW60	1.58	0.01	0.01	1.58

Como se puede apreciar en la tabla anterior, en ninguno de los casos se ha superado la tolerancia de $\pm 2.5\%$ recomendada por la OIEA, documento [8]. Para el suministro de dosis a un paciente.

ANEXO V

CASOS EVALUADOS EN EL SISTEMA DE PLANIFICACION DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA MIRS V.5.0.00.

- Se evaluaron 4 casos representativos : Meningioma, Próstata , Mieloma y mama
- ✓ Meningioma cerebral operado.

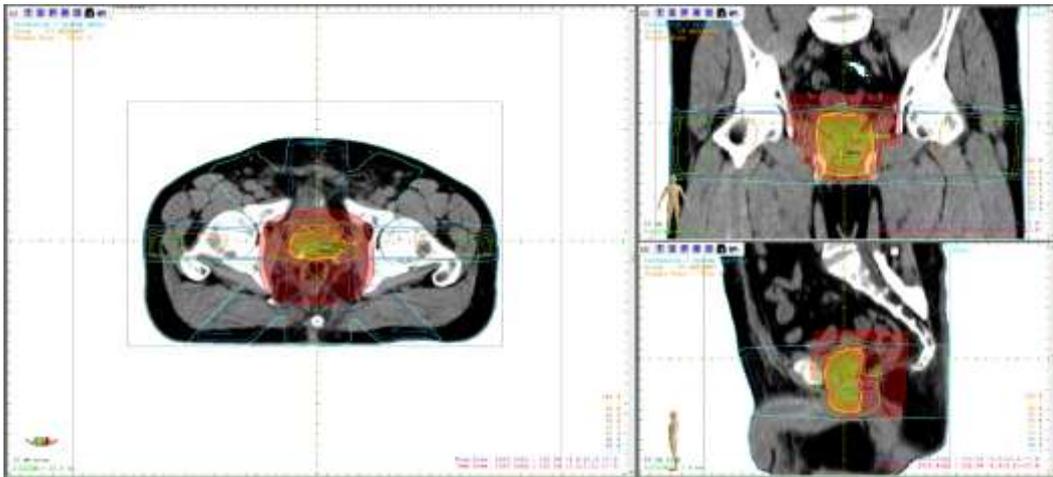


54 Gy en 27 sesiones = 2 Gy por sesión

CAMPO	S.C.	ESTÁNDAR	UM por sesión			
			80 KV	100 KV	120 KV	140 KV
OBL. SUP	104.9	91.6	108.9	109.5	110	110.6
OAR	107.8	105.7	117.9	119.4	120.7	121.7
OPL	135.5	123.8	144.7	146.1	147.5	148.4
Total UM	348.2	321.1	371.5	375	378.2	380.7
Gy/ sesión	1.84	1.70	1.96	1.98	2.00	2.01
Gy total	49.72	45.85	53.04	53.54	54.00	54.36
Diferencia	4.28	8.15	0.96	0.46	0.00	0.36

Observación: este caso se usó tres campos donde se prescribió 54 Gy en 27 fracciones. Al no usar corrección se entrega una dosis de 49.7 Gy, faltando entregar 4.3 Gy al tratamiento, lo que equivale a 2.14 sesiones, la mayor desviación se observa al usar la curva estándar propia del TPS. De 8.15 Gy lo que equivale a una entrega de dosis de 45.9 Gy, lo que equivale a 4 sesiones menos. Al usar las curvas de calibración la desviación disminuye hasta en 0.36 Gy y por encima 0.96 Gy de la dosis prescrita. Concluyendo que los resultados mejoran usando la curva de calibración generada en este trabajo respecto al usar la estándar y medio homogéneo.

✓ Próstata.



46 Gy en 23 sesiones = 2 Gy por sesión

Plan1: BOX

CAMPO	S.C.	ESTÁNDAR	UM por sesión			
			80 KV	100 KV	120 KV	140 KV
A	64.3	57.5	66.1	66.4	66.6	66.9
P	58.8	52.1	58.3	58.3	58.1	58.3
L	82.5	68.6	86.5	87.1	87.4	88.2
R	82.7	65.8	84.5	84.9	85.2	85.7
Total UM	288.3	244	295.4	296.7	297.3	299.1
Gy/ sesión	1.94	1.64	1.99	2.00	2.00	2.01
Gy total	44.61	37.75	45.71	45.91	46.00	46.28
Diferencia	1.39	8.25	0.29	0.09	0.00	0.28

20 Gy en 10 sesiones = 2 Gy por sesión

Plan2: REDUCCION(MOLDES)

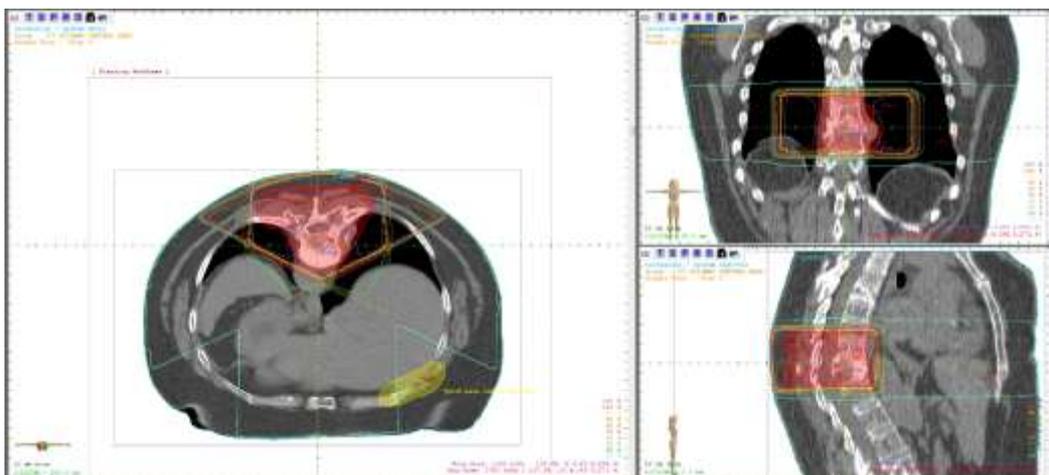
CAMPO	S.C.	ESTÁNDAR	UM por sesión			
			80 KV	100 KV	120 KV	140 KV
A	60.8	54.1	61.4	61.4	61.6	61.6
R	78.1	62.9	81.9	82.2	82.6	83.2
L	80.2	62.1	81.4	81.4	81.3	81.7
OPR	58.9	46.8	58.9	58.9	58.8	59
OPL	58.5	47.2	59.3	59.3	59.4	59.6
Total UM	336.5	273.1	342.9	343.2	343.7	345.1
Gy/ sesión	1.96	1.59	2.00	2.00	2.00	2.01
Gy total	19.58	15.89	19.95	19.97	20.00	20.08
Diferencia	0.42	4.11	0.05	0.03	0.00	0.08

Diferencia

total	1.812	12.355	0.341	0.122	0.000	0.360
-------	-------	--------	-------	-------	-------	-------

Observación: este caso se trató en dos fases. la primera usando la técnica caja usando cuatro campos donde se prescribió 46 Gy en 23 fracciones y la segunda fase 20 Gy en 10 fracciones usando 5 campos y protecciones conformados de cerroben. Al no usar corrección se entrega una dosis de 64.2 Gy, faltando entregar 1.81 Gy al tratamiento, lo que equivale aproximadamente a 1 sesión, la mayor desviación se observa al usar la curva estándar propia del TPS. De 12.35 Gy lo que equivale a una entrega de dosis de 53.65 Gy, lo que equivale a 6 sesiones menos. Al usar las curvas de calibración la desviación disminuye hasta en 0.34 Gy y por encima 0.36 Gy de la dosis prescrita. Concluyendo que los resultados mejoran usando la curva de calibración generada en este trabajo respecto al usar la estándar y medio homogéneo.

✓ Mieloma múltiple.

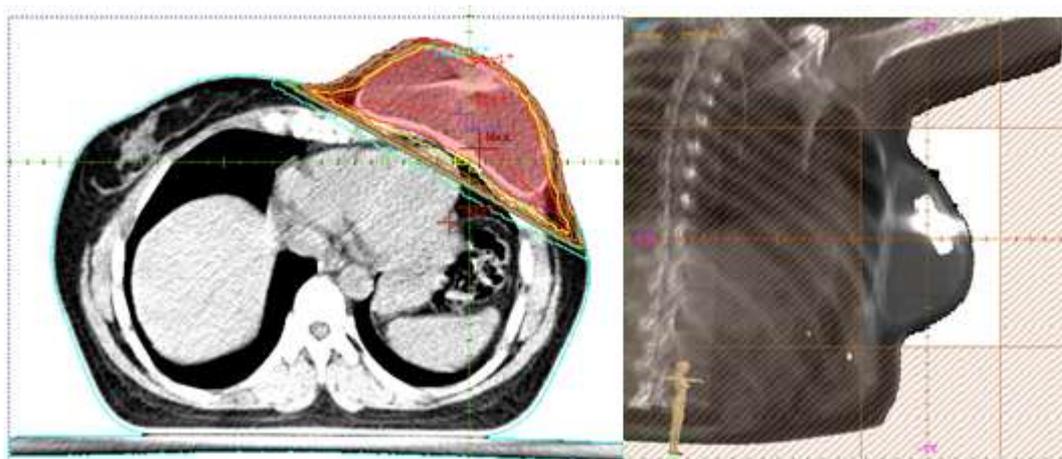


14 Gy en 7 sesiones = 2 Gy por sesión

CAMPO	S.C.	ESTÁNDAR	UM por sesión			
			80 KV	100 KV	120 KV	140 KV
P	85.3	78.1	86.4	86.4	86.8	86.9
OPL	125.9	108.5	127.1	127.5	127.9	128.2
OPR	128.6	127.1	120.4	120.4	120.4	120.8
Total UM	339.8	313.7	333.9	334.3	335.1	335.9
Gy/ sesión	2.03	1.87	1.99	2.00	2.00	2.00
Gy total	14.20	13.11	13.95	13.97	14.00	14.03
Diferencia	0.20	0.89	0.05	0.03	0.00	0.03

Observación: este caso se usó tres campos donde se prescribió 14 Gy en 7 fracciones. Al no usar corrección se entrega una dosis de 14.2 Gy al tratamiento, la mayor desviación se observa al usar la curva estándar propia del TPS. De 0.89 Gy lo que equivale a una entrega de dosis de 13.11 Gy, lo que equivale a 1/2 sesión menos. Al usar las curvas de calibración la desviación disminuye hasta en 0.05 Gy y por encima 0.03 Gy de la dosis prescrita. Concluyendo que los resultados mejoran usando la curva de calibración generada en este trabajo respecto al usar la estándar y medio homogéneo.

✓ Mama izquierda. Uso de prótesis.



50 Gy en 25 sesiones = 2 Gy por sesión

CAMPO	S.C.	ESTÁNDAR	UM por sesión			
			80 KV	100 KV	120 KV	140 KV
TG-INT	104.9	91.6	108.9	109.5	110	110.6
TG-EXT	107.8	105.7	117.9	119.4	120.7	121.7
Total UM	212.7	197.3	226.8	228.9	230.7	232.3
Gy/ sesión	1.84	1.71	1.97	1.98	2.00	2.01
Gy total	46.10	42.75	49.25	49.6	50.00	50.25
Diferencia	3.9	7.25	0.75	0.4	0.00	0.25

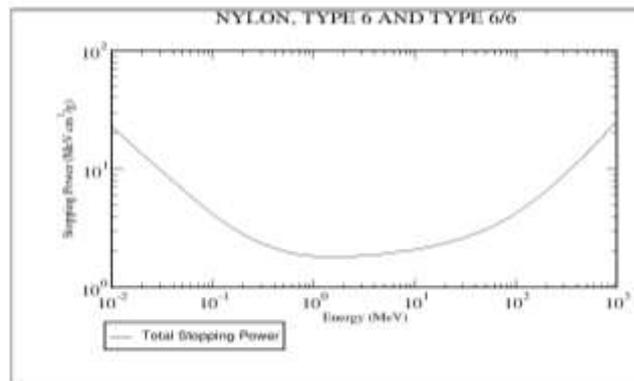
Observación: en este caso se usó dos campos donde se prescribió 50 Gy en 25 fracciones. Al no usar corrección se entrega una dosis de 46.1 Gy faltando entregar 3.9 Gy al tratamiento, la desviación es mayor en este caso al no usar corrección, pues la mama tiene insertado una prótesis. Al usar las curvas de calibración la desviación disminuye hasta en 0.75 Gy y por encima 0.25 Gy de la dosis prescrita. Concluyendo que los resultados mejoran usando la curva de calibración generada en este trabajo respecto al usar la estándar y medio homogéneo.

ANEXO VI

ESTAR: POTENCIAS DE FRENADO Y RANGOS PARA ELECTRONES

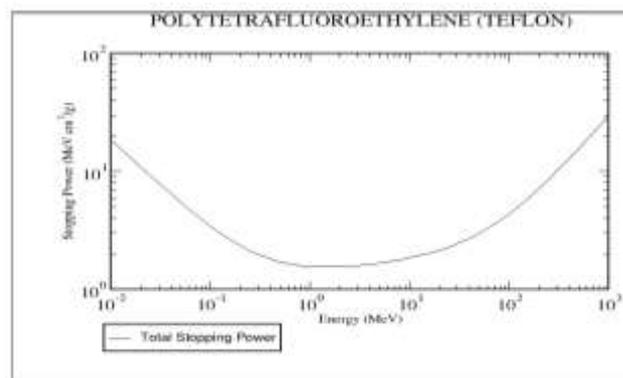
El programa ESTAR calcula el poder de frenado, los parámetros del efecto de densidad, el rango y las tablas de rendimiento de radiación para electrones en varios materiales. <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>

NYLON:



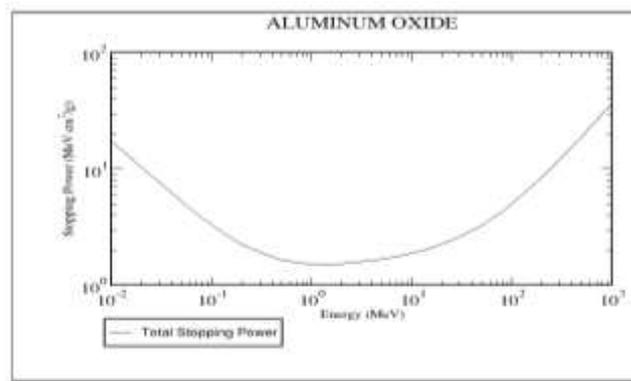
(required) Kinetic Energy (MeV)	Stopping Power (MeV cm ² /g)			Density Effect Parameter
	Collision	Radiative	Total	
9.000E-01	1.849E+00	9.639E-03	1.859E+00	4.119E-01
1.000E+00	1.832E+00	1.066E-02	1.843E+00	4.872E-01
1.500E+00	1.801E+00	1.623E-02	1.817E+00	8.319E-01
2.000E+00	1.802E+00	2.244E-02	1.824E+00	1.125E+00
2.500E+00	1.811E+00	2.910E-02	1.840E+00	1.375E+00
3.000E+00	1.823E+00	3.612E-02	1.859E+00	1.594E+00

TEFLON:



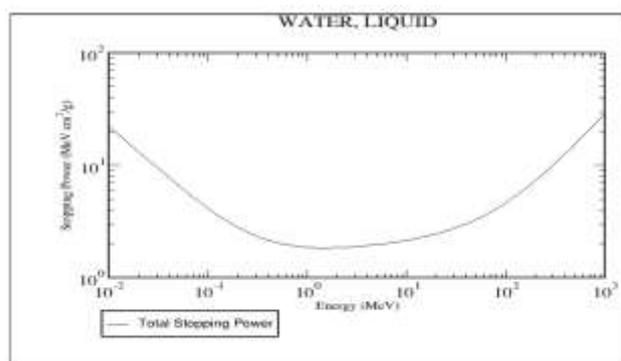
(required) Kinetic Energy (MeV)	Stopping Power (MeV cm ² /g)			Density Effect Parameter
	Collision	Radiative	Total	
9.000E-01	1.555E+00	1.233E-02	1.568E+00	2.896E-01
1.000E+00	1.543E+00	1.360E-02	1.557E+00	3.541E-01
1.500E+00	1.522E+00	2.057E-02	1.542E+00	6.637E-01
2.000E+00	1.525E+00	2.834E-02	1.553E+00	9.383E-01
2.500E+00	1.535E+00	3.667E-02	1.572E+00	1.178E+00
3.000E+00	1.546E+00	4.544E-02	1.592E+00	1.390E+00

ALUMINIO:



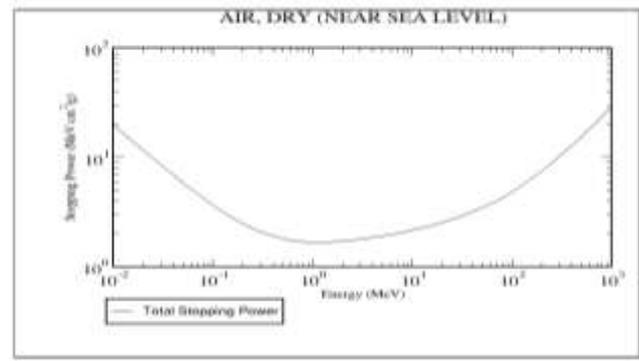
(required) Kinetic Energy (MeV)	Stopping Power (MeV cm ² /g)			Density Effect Parameter
	Collision	Radiative	Total	
9.000E-01	1.517E+00	1.606E-02	1.533E+00	3.589E-01
1.000E+00	1.507E+00	1.769E-02	1.524E+00	4.143E-01
1.500E+00	1.492E+00	2.662E-02	1.519E+00	6.744E-01
2.000E+00	1.501E+00	3.653E-02	1.537E+00	9.069E-01
2.500E+00	1.514E+00	4.714E-02	1.561E+00	1.116E+00
3.000E+00	1.528E+00	5.829E-02	1.586E+00	1.306E+00
3.500E+00	1.541E+00	6.987E-02	1.611E+00	1.479E+00

WATER:



(required) Kinetic Energy (MeV)	Stopping Power (MeV cm ² /g)			Density Effect Parameter
	Collision	Radiative	Total	
9.000E-01	1.864E+00	1.159E-02	1.876E+00	1.835E-01
1.000E+00	1.849E+00	1.280E-02	1.862E+00	2.428E-01
1.500E+00	1.822E+00	1.942E-02	1.841E+00	5.437E-01
2.000E+00	1.824E+00	2.678E-02	1.850E+00	8.218E-01
2.500E+00	1.834E+00	3.468E-02	1.868E+00	1.069E+00
3.000E+00	1.846E+00	4.299E-02	1.889E+00	1.288E+00

AIR:



(required) Kinetic Energy (MeV)	Stopping Power (MeV cm ² /g)			Density Effect Parameter
	Collision	Radiative	Total	
9.000E-01	1.669E+00	1.151E-02	1.681E+00	0.000E+00
1.000E+00	1.661E+00	1.271E-02	1.674E+00	0.000E+00
1.500E+00	1.661E+00	1.927E-02	1.680E+00	0.000E+00
2.000E+00	1.684E+00	2.656E-02	1.711E+00	0.000E+00
2.500E+00	1.712E+00	3.437E-02	1.747E+00	0.000E+00
3.000E+00	1.740E+00	4.260E-02	1.783E+00	0.000E+00
3.500E+00	1.766E+00	5.115E-02	1.817E+00	0.000E+00
4.000E+00	1.790E+00	5.999E-02	1.850E+00	0.000E+00