



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

CARRERA DE BIOFÍSICA

**VERIFICACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DOSIMÉTRICO DEL
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE
RADIOTERAPIA A TRAVÉS DE LAS CURVAS DE
CALIBRACIÓN DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS RELATIVAS
(DER) EN EL HOSPITAL DE LA SOCIEDAD DE LUCHA CONTRA
EL CÁNCER (SOLCA) NÚCLEO LOJA**

TRABAJO DE TITULACIÓN

TIPO: TRABAJO EXPERIMENTAL

Trabajo de titulación presentado para optar al grado académico de:

BIOFÍSICA

AUTORA: JESSICA CRISTINA PAGUAY VILLARROEL

TUTORA: DRA. MYRIAN BORJA SAAVEDRA

RIOBAMBA-ECUADOR

2018

© 2018, Jessica Cristina Paguay Villarroel

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA
CARRERA: BIOFÍSICA

El tribunal de tesis certifica que el trabajo experimental: “VERIFICACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DOSIMÉTRICO DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA A TRAVÉS DE LAS CURVAS DE CALIBRACIÓN DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS RELATIVAS (DER) EN EL HOSPITAL DE LA SOCIEDAD DE LUCHA CONTRA EL CÁNCER (SOLCA) NÚCLEO LOJA.”, de responsabilidad de la Señorita Jessica Cristina Paguay Villarroel, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de Tesis, quedando autorizada su presentación.

NOMBRE	FIRMA	FECHA
Dra. Myrian Borja Saavedra DIRECTORA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN
Dr. Nadia Aimé Gonzales MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Yo, Jessica Cristina Paguay Villarroel soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este trabajo de titulación, y el patrimonio intelectual del mismo pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

JESSICA CRISTINA PAGUAY VILLARROEL

DEDICATORIA

El presente trabajo de titulación se lo dedico a Dios por su infinito amor y ser quien guía mi camino

A mis padres y abuela Marco, Miriam y Georgina por el sacrificio realizado y por ser quienes han estado conmigo en todo momento siendo mi guía, ayuda y apoyo incondicional para que pueda llegar con éxito a la culminación de mi carrera.

A mis hermanos Bryan y Xiomara por estar presente en mi vida y brindarme su apoyo incondicional.

Jessica Cristina.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por guiar mi camino, a mis padres y abuela por todo el apoyo.

A la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH), al personal docente y administrativo por haberme dado la oportunidad de educarme en este prestigioso establecimiento, a mis amigos con quienes he compartido durante estos años de vida estudiantil momentos que se quedaran en mi mente y en mi corazón.

Mi agradecimiento especial a la Dra. Myrian Borja y al Dr. Freddy Benalcázar tutores de mi trabajo de titulación; quienes con sus vastos conocimientos y dedicando gran parte de su valioso tiempo han sabido guiarme e instruirme para la evolución, desarrollo y presentación del mismo.

A la Unidad de Radioterapia del Hospital de la Sociedad de la Lucha Contra el Cáncer SOLCA-Loja, en especial al Dr. José Gualán y a todo el personal quienes me brindaron todas las facilidades para que pueda realizar y desarrollar mi trabajo de titulación.

Jessica Cristina.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN	xv
ABSTRACT	xvi
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	2
1. MARCO REFERENCIAL	2
1.1. Antecedentes	2
1.2. Planteamiento del problema	3
1.3. Justificación	4
1.4. Objetivos	5
<i>1.4.1. Objetivo general</i>	<i>5</i>
<i>1.4.2. Objetivos específicos</i>	<i>5</i>
CAPÍTULO II	6
2. MARCO TEÓRICO	6
2.1. Radiación	6
<i>2.1.1. Radiaciones no Ionizantes</i>	<i>6</i>
<i>2.1.2. Radiaciones Ionizantes</i>	<i>6</i>
2.2. Tipos de radiación Ionizante	6
2.3. Magnitudes Dosimétricas	7
<i>2.3.1. Kerma (K)</i>	<i>7</i>
<i>2.3.2. Exposición (X)</i>	<i>8</i>
<i>2.3.3. Dosis Absorbida (D)</i>	<i>8</i>
2.4. Dosimetría Física	8
2.5. Caracterización de un haz de fotones	9
<i>2.5.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD)</i>	<i>9</i>
<i>2.5.2. Razón Tejido Aire (TAR)</i>	<i>9</i>
<i>2.5.3. Razón Tejido Maniquí (TPR)</i>	<i>10</i>
<i>2.5.4. Razón Tejido Máximo (TMR)</i>	<i>11</i>
2.6. Radioterapia	12
2.7. Tipos de Radioterapia	12
<i>2.7.1. Radioterapia Externa o Teleterapia</i>	<i>12</i>
<i>2.7.2. Radioterapia Interna o Braquiterapia:</i>	<i>13</i>

2.8.	Equipos utilizados en el tratamiento de Radioterapia	13
2.8.1.	<i>Equipos de Localización y simulación</i>	<i>13</i>
2.8.1.1.	<i>Simulador.....</i>	<i>13</i>
2.8.1.2.	<i>Tomógrafo simulador de tratamientos</i>	<i>14</i>
2.8.1.3.	<i>Tomógrafo adaptado para simulación de tratamientos</i>	<i>15</i>
2.8.1.4.	<i>Tomógrafo Activion 16.....</i>	<i>15</i>
2.8.2.	<i>Acelerador lineal.....</i>	<i>16</i>
2.8.2.1.	<i>CLINAC CX.....</i>	<i>16</i>
2.9.	Etapas del tratamiento de Teleterapia.....	17
2.9.1.	<i>Simulación</i>	<i>17</i>
2.9.2.	<i>Planificación.....</i>	<i>18</i>
2.9.3.	<i>Administración del Tratamiento:.....</i>	<i>19</i>
2.9.4.	<i>Registro, control y seguimiento del tratamiento.....</i>	<i>20</i>
2.10.	Tomografía computarizada	20
2.11.	Unidades Hounsfield (HU).....	21
2.12.	Sistemas de Planificación para Tratamientos de Radioterapia (TPS).....	22
2.13.	Curva de calibración de Densidad Electrónica Relativa (DER).....	23
2.14.	TPS Eclipse.....	23
2.14.1.	<i>TPS Eclipse 13.....</i>	<i>24</i>
2.15.	DOCUMENTO TEC-DOC 1583.....	25
2.16.	Fantoma CIRS 062M.....	26
2.17.	Fantoma de Agua Solida.	27
2.18.	Cámara Cilíndrica Tipo Farmer	28
2.19.	Electrómetro.....	29
2.20.	Barómetro.....	29
2.21.	Termómetro	30
CAPÍTULO III.....		31
3.	DISEÑO Y EXPERIMENTACIÓN.....	31
3.1	Procedimiento experimental	31
3.2.	Obtención de Unidades Hounsfield por medio de Tomografía Computarizada del Fantoma Antropomorfo.	31
3.3.	Construcción y Declaración de la curva al Sistema de Planificación de tratamientos	33
3.5.	Planificación dosimétrica del fantoma CIRS 062M.....	35
3.5.1.	<i>Prueba 1: Pruebas de condiciones de referencias basadas en datos CT</i>	<i>35</i>

3.5.2.	<i>Prueba 2: Incidencia oblicua, falta de dispersión y campos tangenciales.....</i>	37
3.5.3.	<i>Prueba 3: Bloqueo significativo del campo.....</i>	38
3.5.4.	<i>Prueba 4: Caja de cuatro campos.....</i>	39
3.5.5.	<i>Prueba 5: Expansión automática y bloqueo personalizado.</i>	41
3.6.	Planificación dosimétrica en pacientes	43
3.7.	Cálculo de la desviación de dosis absorbida calculada por el TPS y la obtenida por medición.....	43
 CAPÍTULO IV		46
3.	RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS Y SU ANÁLISIS.	46
4.1.	Obtención de HU a partir de la TC del Fantoma Antropomorfo.....	46
4.2.	Comparación de la nueva curva DER y la curva DER estándar.	47
4.3.	Resultados de la verificación dosimétrica aplicada al fantoma antropomorfo CIRS 062M.....	50
4.4.	Resultados de la verificación dosimétrica aplicada a pacientes.....	54
 CONCLUSIONES.....		57
RECOMENDACIONES.....		58
BIBLIOGRAFÍA		
ANEXOS		

ABREVIATURAS

1.	AP	Antero Posterior
2.	CLINAC	Acelerador Lineal de electrones
3.	$D_{(peff)}$	Dosis Absorbida en un punto
4.	DER	Densidad Electrónica Relativa
5.	Gy	Gray
6.	HU	Unidades Hounsfield
7.	K	Kerma
8.	$K_{T,P}$	Factor de corrección por presión y temperatura
9.	LINAC	Acelerador Lineal
10.	MV	MegaVoltio
11.	OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
12.	PDD	Porcentaje de Dosis en Profundidad
13.	SAD	Distancia Fuente-Isocentro
14.	SSD	Distancia Fuente-Superficie
15.	SOLCA	Sociedad de la Lucha Contra el Cáncer
16.	TAR	Razón Tejido Aire
17.	TMR	Razón Tejido Máximo
18.	TPR	Razón Tejido Maniquí
19.	TPS	Sistema de Planificación
20.	X	Exposición
21.	$\rho_{e,a}$	Densidad electrónica relativa al agua

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2: Clasificación de las partículas Neutras y cargadas.....	7
Figura 2-2: Porcentaje Dosis Profundidad.....	9
Figura 3-2: Razón Tejido Aire.	10
Figura 4-2: Razón Tejido Maniquí.	11
Figura 5-2: Tratamiento de radioterapia externa.....	12
Figura 6-2: Tratamiento de Braquiterapia.	13
Figura 7-2: Simulador Convencional.	14
Figura 8-2: Tomógrafo simulador para el tratamiento de Radioterapia.....	14
Figura 9-2: Tomógrafo Activion 16.....	16
Figura 10-2: Clinac CX de Varian.....	17
Figura 11-2: Etapa de simulación.....	18
Figura 12-2: Información anatómica del paciente.....	19
Figura 13-2: Formación de la imagen portal.....	20
Figura 14-3: a) Representación de pixeles y vóxeles en la TC. b) Representación de la escala Hounsfield utilizada para establecer la escala de grises en la TC.....	21
Figura 15-2: Sistema de Planificación para tratamientos en Radioterapia.....	22
Figura 16-2: Sistema de planificación de tratamientos para radioterapia.....	24
Figura 17-2: Sistema de Planificación de tratamientos de Radioterapia Eclipse 13.....	25
Figura 18-2: Fantoma Antropomorfo CIRS modelo 062M.....	26
Figura 19-2: Fantoma de agua sólida PTW 29672/U19.....	27
Figura 20-2: PTW FARMER cámara delgada de ionización.....	28
Figura 21-2: Electrómetro multicanal para medidas de dosimetría absoluta y control de calidad en radioterapia.....	29
Figura 22-2: Barómetro OPUS 20.....	29
Figura 23-2: Termómetro de mercurio.....	30
Figura 1-3: Alineación del fantoma al momento de la TC.....	32
Figura 2-3: Disposición de los insertos en el fantoma.....	32
Figura 3-3: Declaración del nuevo CT Scanner TOSHIBA ACTIVION.....	34
Figura 4-3: Configuración de la nueva curva DER.....	34
Figura 5-3: Construcción de la nueva curva DER.....	35
Figura 6-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 1.....	37

Figura 7-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 2.....	38
Figura 8-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 3.....	39
Figura 9-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 4.....	41
Figura 10-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 5.....	42
Figura 11-3: Irradiación del fantoma antropomorfo CIRS 062M.....	43
Figura 12-3: Irradiación al fantoma de agua sólida PTW 29672/U19.....	45

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-2: Curva de calibración DER.....	23
Gráfico 1-4: Curva DER ingresada al TPS.....	48
Gráfico 2-4: Comparación de la curvas DER estándar y la DER ingresada.....	48

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2: Magnitudes dosimétricas.....	7
Tabla 2-2: Especificaciones del fantoma antropomorfo 062M.....	27
Tabla 1-3: Especificaciones prueba 1.....	36
Tabla 2-3: Especificaciones prueba 2.....	37
Tabla 3-3: Especificaciones prueba 3.....	38
Tabla 4-3: Especificaciones prueba 4.....	40
Tabla 5-3: Especificaciones prueba 5.....	41
Tabla 1-4: Diferencia entre HU obtenidas del tomógrafo y el TPS.....	46
Tabla 2-4: Datos de la nueva curva Densidad Electrónica Relativa.....	47
Tabla 3-4: Desviación de cada uno de los insertos.....	49
Tabla 4-4: Desviaciones de dosis absorbidas para la curva DER estándar y la DER ingresada para energía de 6 MV. El (*) que aparece en la tabla representa el punto de referencia con el cual se trabajó.....	50
Tabla 5-4: Desviaciones de dosis absorbidas para la curva DER estándar y la DER ingresada para energía de 15 MV. El (*) que aparece en la tabla representa el punto de referencia con el cual se trabajó.....	52
Tabla 6-4: Desviación de dosis absorbida en pruebas realizadas a pacientes con energía de 6MV.....	55
Tabla 7-4: Desviación de dosis absorbida en pruebas realizadas a pacientes con energía de 15MV.....	56

RESUMEN

El presente trabajo persigue como objetivo la verificación del comportamiento dosimétrico del Sistema de Planificación de Tratamientos de Radioterapia a través de las curvas de calibración de Densidades Electrónicas Relativas (DER) en el Hospital de la Sociedad de Lucha Contra el Cáncer (SOLCA) Núcleo Loja realizada en el periodo octubre 2017-febrero 2018. Para ello se utilizó un fantoma antropomorfo CIRS 062M y un tomógrafo Toshiba Activion 16 para la obtención de las Unidades Hounsfield y se tomaron los valores de densidades electrónicas especificadas en el manual de dicho fantoma para la obtención de la nueva curva de calibración DER. Para la realización de los controles de calidad dosimétricos y la planificación clínica de tres casos en localización de pulmón, pelvis y cráneo se utilizó un sistema de planificación Eclipse 13, CLINAC CX, y una cámara de ionización PTW tipo Farmer con un volumen sensible de 0.6 cm^3 conectada a un electrómetro PTW UNIDOS E. Los resultados muestran que las mediciones realizadas en cada uno de los insertos del fantoma antropomorfo en ningún caso excedieron los límites establecidos de ± 20 HU tanto en el tomógrafo como en el TPS Eclipse 13, las curvas de calibración DER tuvieron comportamientos similares en todos los tipos de insertos estudiados excepto en hueso, las pruebas de control de calidad recomendadas no superaron el límite máximo de tolerancia establecida por la OIEA del $\pm 4\%$, y las tres planificaciones clínicas en tórax, pelvis y cráneo, sus desviaciones en el cálculo de las dosis absorbida por el TPS y la obtenida por medición no supera la tolerancia del $\pm 5\%$ planteada por la ICRU.

Palabras clave: <CIENCIAS EXACTAS Y NATURALES> <DENSIDAD ELECTRÓNICA RELATIVA (DER)>, <SISTEMA DE PLANIFICACIÓN (TPS)>, <UNIDADES HOUNSFIELD>, <DOSIS PLANIFICADA>, < DOSIS ENTREGADA>, < FANTOMA>.

ABSTRACT

This work aims to verify the dosimetric accuracies of Eclipse (Version 13) Treatment Planning System (TPS) using calibration curves of relative electron densities (RED) at SOLCA (*Hospital de la Sociedad de Lucha Contra el Cáncer*) in Loja during the period of October 2017 – February 2018. A CIRS 062M anthropomorphic phantom and a Toshiba Activion 16 CT Scan were used to obtain Hounsfield Units, and the specific electron density values were taken in the manual of that phantom to obtain the new RED calibration curve. For the dosimetric quality controls and the clinical planning of chest, pelvis, and skull cases, an Eclipse version 13 planning system, CLINAC CX, and a PTW model Farmer-type ionization chamber (sensitive volume of 0.6 cm³) connected to a PTW UNIDOS E electrometer were used. The results showed that measures taken in each one of the anthropomorphic phantom inserts did not exceed ± 20 HU using the CT scan and TPS (Eclipse Version 13). The RED calibration curves showed similar behaviors in all types of studied inserts, but in bone one. The recommended quality control tests did not exceed the maximum limit of tolerance of $\pm 4\%$ established by International Atomic Energy Agency (IAEA), and the chest, pelvis and skull clinical planning, their deviations in the calculation of the absorbed-dose by TPS and the calculated dose did not exceed the tolerance of $\pm 5\%$ established by ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements).

Key words: <NATURAL AND EXACT SCIENCES>, <RELATIVE ELECTRON DENSITY (RED)>, <TREATMENT PLANNING SYSTEM (TPS)>, <HOUNSFIELD UNITS>, <CALCULATED DOSE>, <DELIVERED DOSE>, <PHANTOM>

INTRODUCCIÓN

Las imágenes de tomografía computarizada considerada como el elemento de vital importancia para la etapa de planificación dosimétrica en el tratamiento de radioterapia, gracias a su naturaleza axial, resolución, alta precisión espacial e identificación de las diferentes estructuras del cuerpo mediante las Unidades Hounsfield (HU) ayudando a crear tratamientos para radioterapia tridimensionales muy reales, lo que permite de esta manera minimizar desviaciones entre dosis planificada y entregada a pacientes.

En el Capítulo I de este trabajo se realiza un planteamiento formal del problema, se establecen los antecedentes que existen en esta línea de investigación, se justifica la necesidad de aplicar protocolos que ayuden a establecer límites permisibles en la planificación como entrega de dosis en pacientes y se plantean los objetivos necesarios para el desarrollo del estudio.

El Capítulo II expone el conocimiento básico para realizar este trabajo, incluyendo magnitudes dosimétricas empleadas, equipos utilizados para adquisición de la curva DER, protocolos que ayudan a establecer límites de aceptación para tratamiento de radioterapia y equipos utilizados para medir dosis.

El Capítulo III detalla la parte experimental involucra como se obtuvo las UH, como se declaró la nueva curva DER, la planificación dosimétrica del fantoma y en pacientes, y como se realizó el cálculo de la dosis obtenida por medición.

Por último el Capítulo IV se interpreta los resultados que se obtuvieron en la parte experimental llegando a enunciar las conclusiones y recomendaciones necesarias.

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

La presente investigación se basa en trabajos realizados alrededor del mundo, los cuales utilizan métodos para la creación de curvas de Densidad Electrónica Relativa (DER), para posteriormente ingresar dicha información en el Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS). Estos trabajos que servirán de guía se detallan de la siguiente manera:

En 1996 Schneider, Pedrón, Lomax realizaron una investigación comparativa “*The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning*”, en este trabajo se describe un método para determinar Unidades Hounsfield (HU) mejoradas para tejido biológico, mediante calibración estequiométrica que consiste en la parametrización de HU en función de la densidad electrónica y el número atómico, empleando materiales equivalentes a tejidos y calibración por sustituto usado para esto materiales semejantes al tejido blando y hueso. La precisión de esta calibración se determina mediante una comparación de imágenes radiográficas; donde se encontró que la calibración estequiométrica es más precisa que la calibración de sustituto similares a los tejidos. (Schneider et al., 1996: pp. 112-125).

Otro trabajo realizado en 2002, denominado “*Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT*” reporta un método para la obtención de la calibración estequiométrica, que consiste en parametrizar las Unidades Hounsfield (HU) en función de la densidad electrónica y el número atómico empleando materiales de composición conocida. Posteriormente, empleando la composición elemental de las estructuras y la densidad electrónica de los materiales del cuerpo humano, se pueden calcular sus HU. Este trabajo trata de manera distinta la parametrización de HU propuesta por otros autores y considera explícitamente la dependencia con la energía. Se ha elaborado una expresión para los coeficientes de atenuación lineales de los elementos con Z inferior a 20 que permite expresar HU como función de la densidad electrónica, Z y un único parámetro dependiente del haz empleado en el escáner CT (Martínez et al., 2002: pp. 19-25).

En el año 2009, en el Instituto Balseiro se ha desarrollado una tesis de maestría denominada “*Integración de las curvas DER (Densidad Electrónica Relativa) al proceso de verificación dosimétrica de un planificador de tratamientos 3D-conformados para radioterapia*”, en la cual explican que han empleado una metodología de control de calidad dosimétrico de sistemas de planificación de tratamientos (TPS) para radioterapia 3D conformada, propuesta por la OIEA en el documento técnico 1583 (basado en el TRS 430). Este documento contiene un grupo de pruebas que permiten verificar las desviaciones del error que existe entre la dosis planificada y la dosis entregada para geometrías típicas de tratamiento (Muñoz, 2009: pp. 1-94).

1.2. Planteamiento del problema

Las imágenes obtenidas en los estudios de tomografía computarizada (TC) constituyen la entrada anatómica básica de información de pacientes en los TPS, debido a su estructura ideal con secciones transversales con alta resolución de imagen, que toman en cuenta el efecto de las inhomogeneidades de los tejidos a través de las HU. La terapia convencional se basa en la TC; el examen de TC realizado en condiciones geométricas equivalentes a la irradiación constituye la entrada directa a los TPS proporcionando cálculos dosimétricos precisos (Schneider et al., 1996: pp.).

Las generaciones más antiguas de TPS proporcionaron dosimetría exclusivamente en agua es decir sin corrección a inhomogeneidades (composición de los tejidos del cuerpo) tomando al cuerpo humano como un solo elemento. Sin embargo, el cuerpo de un paciente no es homogéneo ni equivalente al agua. Más bien, es compleja y heterogénea con la variación natural en tejidos tales como pulmón, cartílago, hueso y materiales de alta densidad electrónica y alto número atómico (Z) (American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 2003: pp. 2762-2792).

El hecho de que los TPS dependan de estas dos variables implica la inexistencia de una relación unívoca de HU con la densidad electrónica relativa al agua. De tal manera que si no hay corrección de inhomogeneidades el cálculo obtenido será equivalente a haber realizado sobre una sola estructura (American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 2003: pp. 2762-2792).

1.3. Justificación

Los TPS calculan la dosis en medios heterogéneos empleando algoritmos de corrección basados en el conocimiento de la densidad electrónica relativa al agua ($\rho_{e,a}$) de los distintos tejidos (Muñoz, 2009: pp. 1-89), esta ($\rho_{e,a}$) se obtiene a partir de una curva de calibración de Densidad Electrónica Relativa (DER). La Agencia Internacional de Energía Atómica (OIEA) ha establecido recomendaciones, especificaciones y pruebas de aceptación para los TPS, para reducir el error entre el cálculo de la dosis planificada y la dosis entregada a pacientes (Muñoz, 2009: pp. 1-89).

El aseguramiento de la calidad en el proceso de planificación del tratamiento de radioterapia es esencial para garantizar la entrega exacta de la dosis al paciente y para minimizar el riesgo de exposición accidental. Los TPS están disponibles en países industrializados como en desarrollo, miembros de la OIEA elaboraron un informe completo dirigido a todos estos países, donde detallan pruebas que ayudan en el proceso de aceptación, puesta en marcha y control de calidad de los TPS (Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), 2000: p. 1).

Sin embargo, los pequeños hospitales con recursos limitados o grandes hospitales con alta carga de pacientes y personal limitado no siempre pueden realizar la caracterización completa, validación y pruebas de software de los algoritmos utilizados en los TPS. Por lo tanto, la OIEA propuso directrices más específicas que proporcionan una recomendación paso a paso para los usuarios de hospitales o centros oncológicos de cómo implementar procedimientos de aceptación y puesta en marcha para las TPS recién adquiridas (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: pp. 1-5).

En el hospital de la Sociedad de Lucha contra el cáncer (SOLCA) Núcleo Loja es uno de los Hospitales más importantes en la región sur del país, por cubrir con las necesidades de varias provincias aledañas a la provincia de Loja. El Hospital SOLCA-Loja inauguró su nueva Unidad de Radioterapia el 27 de Agosto del 2015, brindando este nuevo servicio a la comunidad.

En la actualidad esta Unidad consta con un sistema de planificación de radioterapia (TPS) el cual tiene por defecto incorporado una curva de calibración de Densidad Electrónica (DER) estándar, por lo que es de vital importancia realizar otra curva de calibración DER, ya que mientras más curvas contenga el TPS mejor será el cálculo dosimétrico realizado sobre las inhomogeneidades en los tejidos.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Verificar el comportamiento dosimétrico del Sistema de Planificación de Tratamientos de Radioterapia a través de las curvas de calibración de Densidades Electrónicas Relativas (DER) en el Hospital de la Sociedad de Lucha Contra el Cáncer (SOLCA) Núcleo Loja.

1.4.2. Objetivos específicos

1. Realizar un estudio del arte del objeto de estudio.
2. Aplicar la metodología del Control de Calidad Dosimétrico de Sistemas de Planificación de Tratamiento establecido en el documento TEC DOC 1583 de la OIEA para tratamientos de Radioterapia conformacional 3D.
3. Construir una curva de calibración de Densidades Electrónicas versus Unidades Hounsfield (HU) propia para el Sistema de Planificación de Tratamientos de Radioterapia Eclipse basada en datos obtenidos con el Tomógrafo Computarizado TOSHIBA 16 ACTIVION utilizado en las simulaciones de tratamiento de Radioterapia Conformacional 3D en el hospital SOLCA Loja aplicando el TEC DOC 1583 de la OIEA.
4. Evaluar los resultados obtenidos de la ejecución de las pruebas de verificación del comportamiento dosimétrico del Sistema de Planificación de Tratamientos de Radioterapia Eclipse 13 del hospital SOLCA Loja.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Radiación

La radiación es toda energía que se propaga en forma de onda o partícula a través del espacio, viene del latín 'radiatio', que es la acción y efecto de irradiar (despedir rayos de luz, calor u otra energía) (Attix, 1986: pp. 1-15). Existen dos tipos de radiación:

2.1.1. Radiaciones no Ionizantes

Son aquellas radiaciones cuya longitud de onda no lleva la suficiente energía para que permita arrancar electrones de los orbitales inferiores en el átomo, la misma que solo lo deja excitado, provocando que el electrón oscile en su posición de equilibrio hasta que elimine la energía ganada (Attix, 1986: pp. 1-15).

2.1.2. Radiaciones Ionizantes

Se tratan de partículas o fotones de muy alta frecuencia con la suficiente energía como para producir ionización (extracción de partículas cargadas del átomo) rompiendo los enlaces atómicos que mantienen a las moléculas unidas en las células (Attix, 1986: pp. 1-15) .

2.2. Tipos de radiación Ionizante

Las radiaciones ionizantes se clasifican por la carga eléctrica de sus partículas (neutras o cargadas) y por su masa. La radiación formada por partículas cargadas se la denomina directamente ionizante, e indirectamente ionizante a la que está constituida por partículas neutras (Attix, 1986: pp. 1-15).

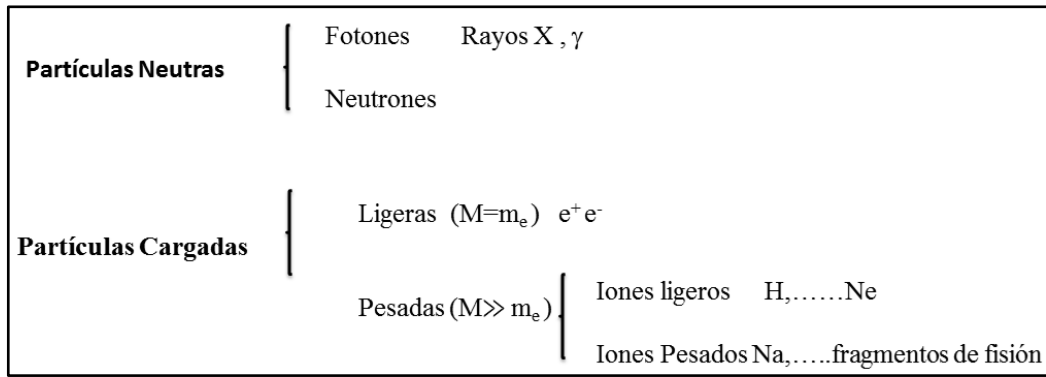


Figura 5-2: Clasificación de las partículas Neutras y cargadas.

Fuente:(Attix, 1986: pp. 1-15).

2.3. Magnitudes Dosimétricas.

Las magnitudes dosimétricas son capaces de proporcionar una medida física en un punto o en una zona de interés, que correlaciona con los efectos reales o potenciales de las radiaciones ionizantes (Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2003: pp. 1-26).

Tabla 2-2: Magnitudes dosimétricas.

Nombre	Símbolo	Unidad
Kerma	K	$J \cdot kg^{-1}$ ó Gy
Exposición	X	$C \cdot kg^{-1}$
Dosis Absorbida	D	$J \cdot kg^{-1}$ ó Gy

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Fuente: (Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2003: pp. 1-26)

2.3.1. Kerma (K)

Se define como el cociente de ' dE_{tr} ' entre dm , donde ' dE_{tr} ' es la sumatoria de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas sin carga en una masa ' dm ' de material (Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2003: pp. 1-26).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1)$$

La unidad del 'K' es ' $J \cdot kg^{-1}$ ' y el nombre que recibe esta unidad de 'K' es el gray 'Gy'.

2.3.2. Exposición (X)

Es el cociente de 'dQ' entre dm, donde 'dQ' es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones y positrones liberados o creados por los fotones en una unidad de masa de aire 'dm', son frenados completamente en aire (Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2003: pp. 1-26).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2)$$

La unidad de la 'X' es ' $C \cdot kg^{-1}$ ' (Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2003: pp. 1-26).

2.3.3. Dosis Absorbida (D)

Es la razón de ' $d\bar{\epsilon}$ ' entre 'dm', donde ' $d\bar{\epsilon}$ ' es la energía media impartida a un material de masa dm (Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2003: pp. 1-26).

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (3)$$

La unidad la 'D' es ' $J \cdot Kg^{-1}$ ' y el nombre que recibe esta unidad de 'D' es el gray 'Gy' (Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2003: pp. 1-26).

2.4. Dosimetría Física

En el Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, se da la siguiente definición de dosimetría física: "*Conjunto de procedimientos y técnicas que tienen por objeto la medida y establecimiento de variables dosimétricas con las que se caracterizan las fuentes y equipos radioterapéuticos y en general cualquier proceso de medida de radiaciones ionizantes destinado a determinar una magnitud dosimétrica*" (Halliday et al., 2012: p. 103).

2.5. Caracterización de un haz de fotones

2.5.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD)

Correlaciona la dosis a diferentes profundidades en agua o paciente a lo largo del haz (Halliday et al., 2012: pp. 106-109). Es definida como el cociente de la dosis absorbida a cualquier profundidad 'd' respecto de la dosis absorbida a una profundidad fija de referencia 'd₀' a lo largo del eje central del haz para un mismo tamaño de campo (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 295-298).

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100\% \quad (4)$$

Donde:

D_d = Dosis absorbida a cualquier profundidad.

D_{d_0} = Dosis absorbida a una profundidad de referencia.

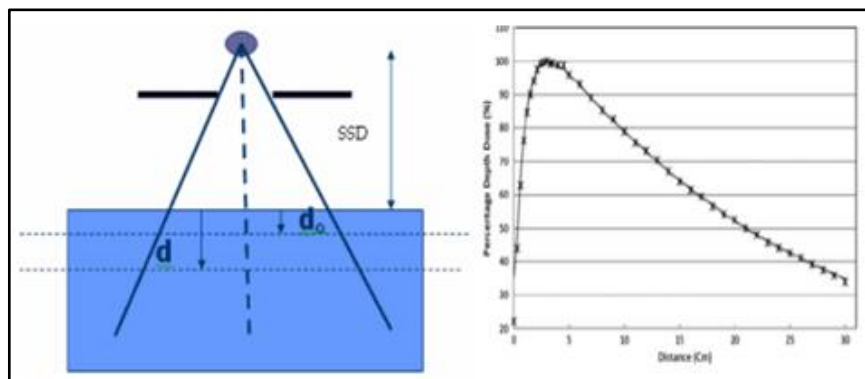


Figura 6-2: Porcentaje Dosis Profundidad.

Fuente: (Halliday et al., 2012: pp. 106-109).

2.5.2. Razón Tejido Aire (TAR)

Cociente entre la dosis absorbida en el eje central de haz para un profundidad 'Z' y un tamaño de campo a esa profundidad 'S_Z' y la dosis absorbida en el mismo punto sin medio dispersor (con una caperuza de equilibrio), para las mismas condiciones geométricas (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 295-298).

$$TAR(Z, S_Z) = \frac{D_w(Z, S_Z, f)}{D_{air}(S_Z, f)} \quad (5)$$

$D_w(Z, S_Z, f)$ = dosis absorbida en agua o tejido a una profundidad 'Z', en un punto a una distancia 'f' del foco y para un tamaño de campo 'S_Z' a la profundidad 'Z'. La distancia 'f' suele coincidir con la distancia foco-isocentro (SAD) (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 318).

$D_{air}(Z, S_Z, f)$ = dosis absorbida en un punto con un fantoma pequeño cuyo espesor sea el mínimo necesario para mantener el equilibrio electrónico, en las mismas condiciones geométricas anteriores (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 318).

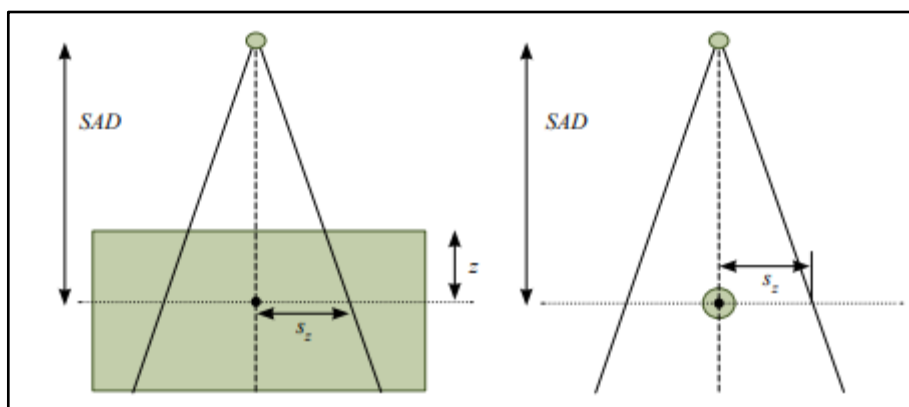


Figura 7-2: Razón Tejido Aire.

Fuente: (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 318).

2.5.3. Razón Tejido Maniquí (TPR)

Cociente entre la dosis absorbida (agua o fantoma) en el eje de haz para un profundidad 'Z' y un tamaño de campo a esa profundidad 'S_Z' y la dosis absorbida en el mismo punto a una profundidad de referencia 'Z_R', para las mismas condiciones geométricas (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 295-300).

$$TPR(Z, S_Z) = \frac{D(Z, S_Z, f)}{D(Z_R, S_Z, f)} \quad (6)$$

$D(Z, S_Z, f)$ = dosis absorbida en agua o fantoma a la profundidad 'Z', con un tamaño de campo a esa profundidad 'S_Z', y una distancia del foco 'f'. La distancia 'f' suele coincidir con el (SAD) (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 319).

$D(Z_R, S_Z, f)$ = dosis absorbida en agua o fantoma a la profundidad elegida como referencia, con un tamaño de campo a esa profundidad de 'S_Z', y una distancia del foco 'f' (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 319).

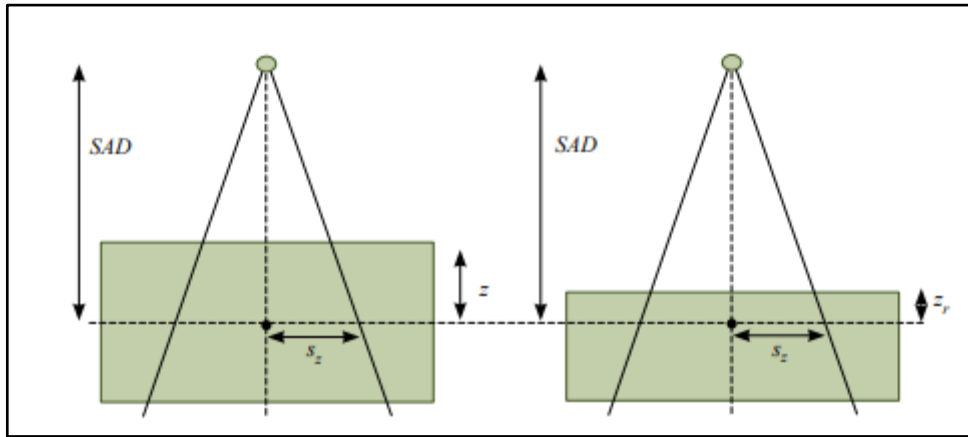


Figura 8-2: Razón Tejido Maniquí.

Fuente: (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 320).

2.5.4. Razón Tejido Máximo (TMR)

Cuando 'Z = Z_{max}' se denomina 'Factor de retrodispersión' y se puede decir que (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 319-321):

$$BSF(S_{Z_{max}}) = TAR(Z_{max}, S_{Z_{max}}) \quad (7)$$

Si la profundidad de referencia 'Z_R' coincide con la del máximo de dosis absorbida 'Z_{max}' da lugar al TMR, por lo que (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 319-321):

$$TMR(Z, S_Z) = \frac{TAR(Z, S_Z)}{BSF(S_{Z_{max}})} \quad (8)$$

2.6. Radioterapia

La radioterapia es una especialidad médica encargada de la epidemiología, prevención, patogenia, clínica, diagnóstico, tratamiento y valoración pronóstica de las neoplasias (formación anormal de un tejido) aprovechando de los efectos biológicos que producen las radiaciones ionizantes, para tratar las enfermedades relacionadas a la proliferación anómala de células. El plan de tratamiento depende principalmente del tipo de cáncer y del estadio de la enfermedad. El objetivo que es entregar la mayor dosis con una alta precisión en el volumen blanco de planificación y al mismo tiempo minimizar la dosis en los tejidos adyacentes (Baskar et al., 2012: pp. 193-199) (Asociación Española Contra el Cáncer (aecc), 2011: pp. 1-36).

2.7. Tipos de Radioterapia

En función de la forma de administración de la radiación, se puede diferenciar dos tipos de radioterapia: externa e interna (Asociación Española Contra el Cáncer (aecc), 2011: pp. 1-36).

2.7.1. Radioterapia Externa o Teleterapia

Utiliza aceleradores lineales o fuentes de Cobalto 60 para generar y dirigir radiación hacia el tumor, logrando realizar así tratamientos de muy alta precisión. Este tipo de tratamientos se administra en el transcurso de semanas y las sesiones se realizan ambulatoriamente (Baskar et al., 2012: pp. 193-199) .



Figura 5-2: Tratamiento de radioterapia externa.

Fuente: (Ecuador OverSeas (eos), 2016).

2.7.2. *Radioterapia Interna o Braquiterapia:*

En el tratamiento con radiaciones es frecuente el empleo de determinado material (isótopos radioactivos), que se introduce en el interior del cuerpo del paciente en forma de fuentes encapsuladas. Este material emite radiación y puede tener formas muy variadas: semillas, agujas, hilos, horquillas, etc. (Baskar et al., 2012: pp. 193-199) .

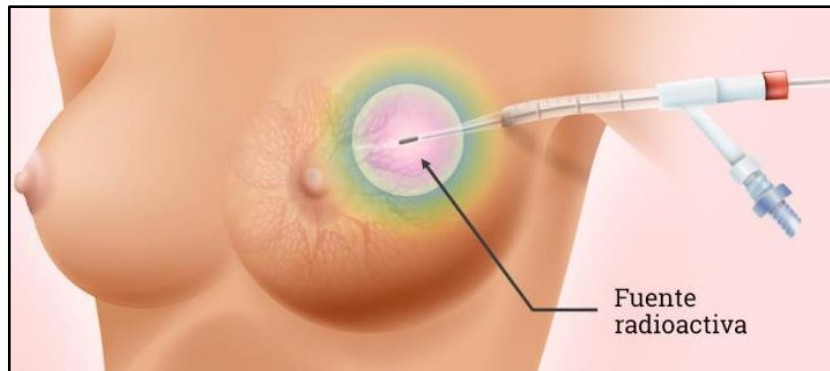


Figura 6-2: Tratamiento de Braquiterapia.

Fuente: (webconsultas, 2018).

2.8. Equipos utilizados en el tratamiento de Radioterapia

2.8.1. *Equipos de Localización y simulación*

2.8.1.1. *Simulador*

Equipo que consta de un sistema de fluoroscopia y de un intensificador de imágenes que posee propiedades geométricas y mecánicas similares a un acelerador lineal y cobaltoterapia, necesarios para describir el campo de irradiación (tamaño, distancia fuente superficie, rotaciones del cabezal, diámetros, etc.) con la diferencia que este trabaja con una de energía del rango de diagnóstico (Ochandorena et al., 2015: pp. 1-36) (García Conde et al., 200: pp. 279-281). Al paciente se lo debe colocar de la forma en la que va a recibir el tratamiento y con todos los accesorios de inmovilización que vayan a emplearse (García Conde et al., 200: pp. 279-281).



Figura 7-2: Simulador Convencional.

Fuente: (Lago, 2003: pp. 1-86).

2.8.1.2. Tomógrafo simulador de tratamientos

Tomógrafo con una gran apertura para el paso del paciente, lo que ayuda a un posicionamiento óptimo (Pelayo, 2013: pp. 705-715). Permite obtener cortes axiales brindando información anatómica del paciente, proporcionando una medida precisa del contorno externo y de los contornos internos, fundamentales para una correcta planificación y cálculo dosimétrico del tratamiento (distribución de dosis en el paciente), donde además de definir con gran precisión el volumen blanco, se puede realizar una estimación de la heterogeneidad de los tejidos. Las imágenes TC son las únicas que poseen información acerca de la densidad electrónica de los distintos tejidos, necesaria para la realización del cálculo de las distribuciones de dosis (Lago, 2003: pp. 1-86) (García Conde et al., 200: pp. 279-281).



Figura 8-2: Tomógrafo simulador para el tratamiento de Radioterapia.

Fuente: (Pelayo, 2013: pp. 705-715).

2.8.1.3. Tomógrafo adaptado para simulación de tratamientos

Estos tipos de tomógrafos adaptados se utilizan en centros hospitalarios de bajos recursos económicos, se encuentran ubicados en el área de radiodiagnóstico, estos a su vez deben estar adaptados a las características específicas de la radioterapia, disponiendo una mesa plana al igual que la mesa que se usará en el tratamiento y sistemas de posicionamiento externos (láseres infrarrojos) iguales a los equipos de tratamiento y simuladores, los cuales reproducen la posición fijada para cada paciente. Estos equipos adaptados pueden estar localizados en la propia unidad de radioterapia o en la unidad de radiodiagnóstico (Lago, 2003: pp. 1-86).

2.8.1.4. Tomógrafo Activion 16

Tomógrafo Activion 16 es un sistema que admite el escaneo de cuerpo entero generando un mínimo de 32 cortes por 1.5 segundos. Además, el mecanismo de rotación de alta velocidad y la unidad de reconstrucción rápida del sistema permiten la adquisición rápida de imágenes para mejorar aún más el rendimiento en el examen de TC (TOSHIBA, 2001: pp. 1-4).

Los elementos de detección con alta potencia y características de salida uniformes permiten un grosor mínimo de corte de 0,5 mm, y se pueden obtener datos isotrópicos precisos. El grosor mínimo de corte se reduce a 0,5 mm, lo que permite seleccionar la imagen de corte deseada para escanear entre 0,5 mm, 1 mm, 3 mm, 4 mm y 5 mm, según el propósito (TOSHIBA, 2001: pp. 1-4).

En base a datos de vóxeles de alta resolución, se pueden obtener imágenes tridimensionales suaves y detalladas con el mismo tamaño en las direcciones X, Y, Z (isotrópicas). La mayoría de las imágenes en 3D se pueden generar utilizando las condiciones óptimas simplemente seleccionando un icono apropiado (TOSHIBA, 2001: pp. 1-4).



Figura 9-2: Tomógrafo Activion 16.

Fuente: (TOSHIBA, 2001: p. 10).

2.8.2. Acelerador lineal

El acelerador lineal (LINAC) es el equipo más utilizado para dar tratamiento en radioterapia externa, el mismo que posee un tamaño pequeño, adecuados para la irradiación de pacientes, permitiendo el uso de distintas energías y tipos de radiación (fotones y electrones). Estos equipos solo producen radiaciones cuando están conectados y se ordena producirlas. Los aceleradores pueden ser de dos tipos: monoenergéticos y multienergéticos (Granados García et al, 2013: pp. 120-127).

Loa aceleradores monoenergéticos producen haces de fotones, que se utiliza para tratar tumores localizados a gran profundidad, como tumores de cabeza, pelvis, pulmón entre otros (Granados García et al, 2013: pp. 120-127).

Los aceleradores multienergéticos también conocidos como aceleradores lineal de electrones (CLINAC), producen haces de fotones y electrones, donde los haces de electrones se pueden emplear directamente para tratar tumores superficiales (Granados García et al, 2013: pp. 120-127).

2.8.2.1. CLINAC CX

El Clinac CX es un acelerador lineal accesible y de alto rendimiento, listo para brindar atención avanzada del cáncer a los pacientes y al mismo tiempo satisfacer las demandas cambiantes de las clínicas en todo el mundo. El Clinac CX posee una tasa de dosis de 400 MU por minuto que

permite tiempos de tratamiento rápidos, lo que se traduce en una mayor comodidad del paciente y un mayor rendimiento para el tratamiento, posee una alineación exacta del isocentro (punto en torno al cual gira el origen de la irradiación), posicionamiento del paciente reproducible, estable y preciso (Varian Medical Systems, 2008: pp. 1-3).



Figura 10-2: Clinac CX de Varian.

Fuente:(Varian Medical Systems, 2008: p. 2).

Consta con haces de fotones y electrones, los haces de fotones que utiliza es de 6 y 15 M, posee un Colimador Millennium Multiláminas (MLC) de 80 láminas, colimador con tamaño de campo de $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$ (Varian Medical Systems, 2008: pp. 1-3).

2.9. Etapas del tratamiento de Teleterapia

La decisión terapéutica de tratar a un paciente mediante radioterapia empieza con la decisión y prescripción médica y se deben seguir con las siguientes etapas: simulación, planificación dosimétrica, administración del tratamiento, registro, control y seguimiento del tratamiento (Castellanos, 2006: pp. 143-150) .

2.9.1. Simulación

Es el proceso de preparación y establecimiento de los parámetros del tratamiento dependiendo de la localización, tipo y volumen del tumor. Esta etapa se trata de localizar con la mayor precisión posible la zona a irradiar colocando al paciente con todos los sistemas de

inmovilización reproducibles para usarlos durante el tratamiento; una vez definidos los campos de irradiación se realizan marcas cutáneas (tatuajes) en la entrada de los haces o se colocan otros sistemas de referencia imborrables durante el tratamiento, esta fase termina con la realización de una TC la cual brinda información permitiendo que el radioncólogo dibuje el volumen que debe tratarse y los órganos en riesgo (Castellanos, 2006: pp. 143-150) (Granados García et al, 2013: pp. 125-126).

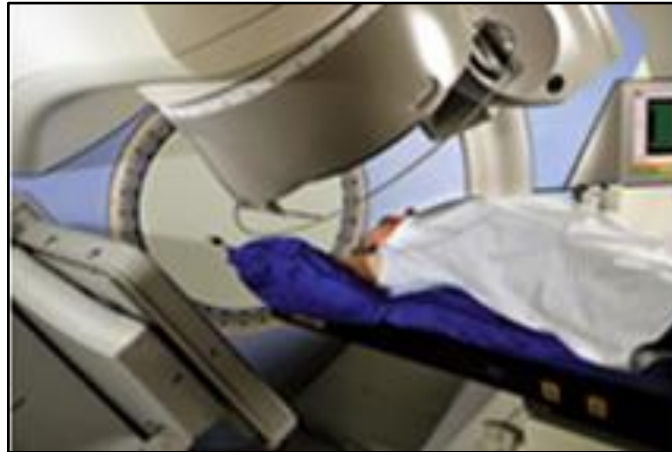


Figura 11-2: Etapa de simulación.

Fuente: (Lago, 2003: pp. 1-86).

2.9.2. Planificación

En esta etapa inicia con la importación de las imágenes TC del paciente al TPS. Esta información luego se usa para determinar la ubicación del tumor y los tejidos normales importantes que podrían verse afectados por el tratamiento de radiación. El TPS se usa para determinar la distribución de la dosis que resultará en el cuerpo de haces incidentes seleccionados.

Se seleccionará la disposición óptima del haz que proporcionará una cobertura adecuada de los tejidos malignos mientras se minimiza la dosis a los tejidos normales críticos. Para ello, se requiere información en forma de contornos externos simples del paciente o información más detallada de la imagen del paciente (TC). Una vez que se selecciona la disposición del haz, el TPS calcula la dosis de radiación en todo el volumen de interés.

Al tener la distribución de la dosis, el planificador del tratamiento o el médico puede decidir su adecuación y determinar si se requiere una mayor adición de haces o modificación de la dirección del haz, ponderación o conformación para mejorar el plan de tratamiento. Usando dicho proceso iterativo, se desarrolla un plan de tratamiento de radiación optimizado. Es

necesaria la interrelación entre el físico médico, dosimetrista y el radioncólogo (Castellanos, 2006: pp. 143-150).

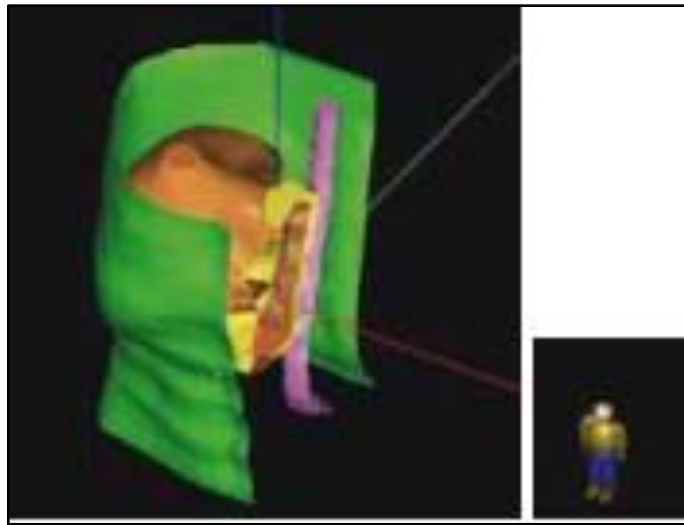


Figura 12-2: Información anatómica del paciente.

Fuente: (Delgado Rodríguez et al., 2013: pp. 100-105).

2.9.3. Administración del Tratamiento:

Está a cargo del tecnólogo médico, médico y físico de radioterapia y se llevará a cabo en las unidades de tratamiento (Castellanos, 2006: pp. 143-150). En todos los casos, el tecnólogo debe reproducir los parámetros registrados en la hoja de simulación y el plan de tratamiento, aquí se debe comprobar la identificación del paciente, para lo cual se recomienda que en el plan de tratamiento aparezca la fotografía de este (Castellanos, 2006: pp. 143-150).

Con los parámetros de posicionamiento, accesorios que contienen el plan de tratamiento y los datos que constan en la hoja de simulación, se toman imágenes portales de localización antes de iniciar el tratamiento, suministrando una dosis absorbida pequeña. Su propósito es comprobar que la irradiación del paciente se va a llevar a cabo según lo planificado previamente, esta imagen se compara con la obtenida en la simulación del tratamiento o con la radiografía reconstruida digitalmente en el TPS (Halliday et al., 2012: pp. 60-67).

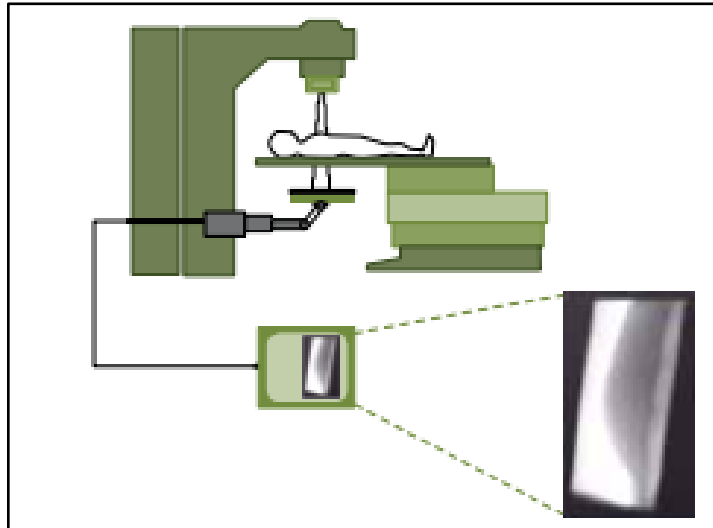


Figura 13-2: Formación de la imagen portal.

Fuente: (Halliday et al., 2012: pp. 60-67).

2.9.4. Registro, control y seguimiento del tratamiento

Los exámenes periódicos de seguimiento del tratamiento no son solo para evaluar el estado general del paciente y la respuesta tumoral, sino también para detectar recidivas tempranas, en caso de que ocurran, y para observar los efectos de la irradiación en los tejidos normales, es necesario tomar imágenes portales de verificación acumulando información durante todo el tratamiento, con objeto de comprobar que la irradiación del paciente se ha llevado a cabo según lo planificado previamente (Halliday et al., 2012: pp. 60-67).

2.10. Tomografía computarizada

La tomografía axial computarizada (TC) es un técnica imagenológica de gran beneficio que esta basada en los coeficientes de atenuación (perdida de la energía de radiación por unidad de longitud producida por la interacción de los átomos del medio, expresa la probabilidad de que un fotón experimente una interacción con la materia durante cierto recorrido) de los diversos tejidos del cuerpo, observando la imagen adquirida se puede examinar su comportamiento mediante una escala de grises que permiten la visualización y distinción de los constituyentes de la imagen, esto se ve cuantificado a través de las Unidades Hounsfield (HU) (Muñoz, 2009: pp. 7) (Ramírez et al., 2008: pp. 16).

Las mismas imágenes se generan proyectando un haz angosto de Rayos X a un paciente, este haz gira rápidamente alrededor del cuerpo, produciendo señales a un ordenador para generar imágenes transversales, logrando reconstruir una imagen en forma clara lo que permite

diferenciar los tejidos que componen la sección corporal estudiada (Dellán A., Villaroel M., 2015: pp. 100-101).

2.11. Unidades Hounsfield (HU)

Cada cuadro o píxel que conforma la imagen tiene una profundidad determinada por el grosor con que se está realizando la imagen TC en el paciente en cada corte, así, el área explorada se convierte en un volumen constituido por una matriz de volúmenes más pequeños donde a cada píxel se le agrega un valor numérico que corresponde a un valor promedio de la atenuación correspondiente del vóxel denominados Unidades Hounsfield (HU), dichas unidades cuantifican la intensidad de gris de diferentes puntos que forman la imagen (Aguinaga et al., 2006: pp. 243-245).

El rango de estos números varía de +1000 a -1000 y conforman una escala de grises, hueso de +1000 (blanco absoluto), al aire -1000 (negro absoluto) y al agua cero (gris central). A los otros tejidos se le asigna un número de acuerdo a su densidad relativa.

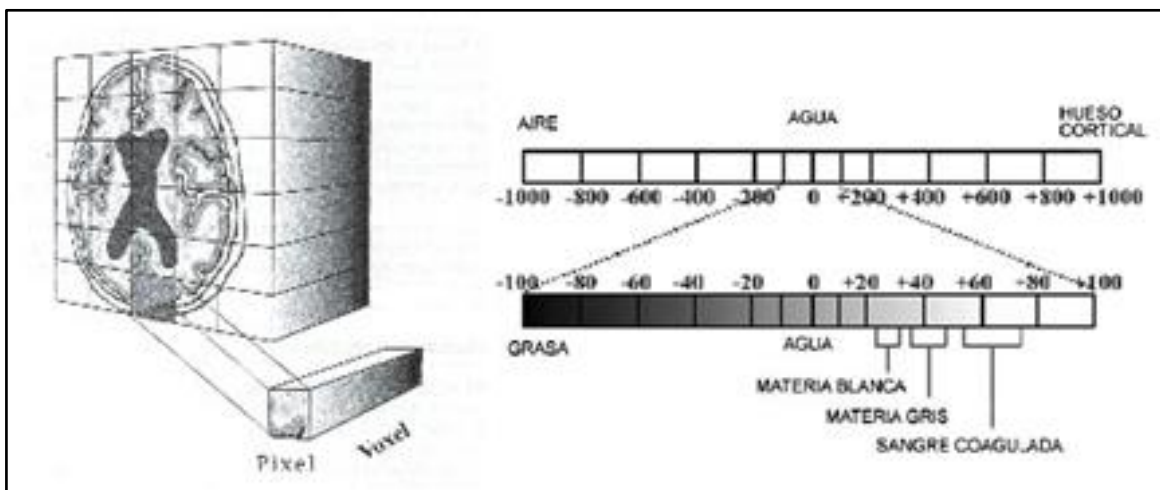


Figura 14-3: a) Representación de píxeles y vóxeles en la TC. b) Representación de la escala Hounsfield utilizada para establecer la escala de grises en la TC.

Fuente: (Aguinaga et al., 2006: p. 453)

2.12. Sistemas de Planificación para Tratamientos de Radioterapia (TPS)

Los TPS son indispensables en el tratamiento ya que estos crean y calculan distribuciones de dosis en el paciente. Los TPS contienen el cálculo de las distribuciones relativas de dosis para cada equipo, energía y modalidad de tratamiento; la suma de las dosis relativas provenientes de los diferentes haces; el cálculo de las UM (tiempo de tratamiento) para una determinada dosis prescrita; los datos de salida, deben ser claros y precisos e incluir la distribución de isodosis en forma gráfica (Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), 2000: pp. 5-10).

Cualquier diferencia entre software se debe principalmente a la implementación, ergonomía y racionalización del proceso de planificación del tratamiento. El algoritmo sustenta muchas decisiones clínicas tomadas sobre la base de las distribuciones de dosis y los histogramas dosis-volumen, proporcionando capacidades de cálculo de dosis más precisas. (Van Dyk, 2008: pp. 23-28).

El TPS también proporciona un registro permanente de la dosis entregada al paciente. Esta información es potencialmente necesaria en el caso de tratamientos o para estudios clínicos retrospectivos o prospectivos (Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), 2000: pp. 5-10).

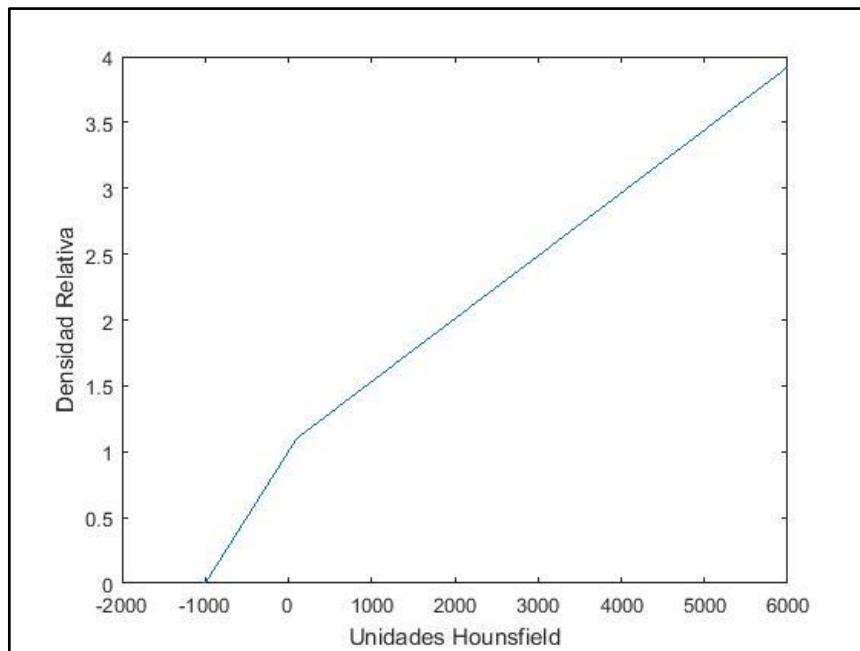


Figura 15-2: Sistema de Planificación para tratamientos en Radioterapia.

Fuente: (elhospital, 2001).

2.13. Curva de calibración de Densidad Electrónica Relativa (DER).

La curva de calibración DER permite al TPS realizar cálculos dosimétricos en regiones que presentan inhomogeneidades y permite una interpretación precisa de las HU y la densidad electrónica relativa al agua ($\rho_{e,a}$). El lenguaje que utiliza el escáner CT y TPS es la $\rho_{e,a}$, y esta $\rho_{e,a}$ se define como la concentración de electrones en un volumen determinado de material, respecto a la concentración de electrones en el mismo volumen de agua. Los valores de $\rho_{e,a}$ se obtienen a partir de la curva de calibración de Densidad Electrónica relativa (DER). Para la construcción de la curva de calibración DER se utiliza una calibración estequiométrica la cual consiste en la parametrización de las HU y la densidad electrónica (Muñoz, 2009: pp. 10-12).



Gráfica 1-2: Curva de calibración DER.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

2.14. TPS Eclipse.

Eclipse es un sistema de planificación de tratamientos integrado, abierto y fácil de usar. Su arquitectura accesible permite toda modalidad de tratamiento. Avanzado sistema de planificación de tratamientos de Radioterapia con fotones y electrones.

Permite planificación de tratamientos directa e inversa. El cálculo de dosis es realizado mediante diferentes algoritmos de cálculo. Sistema totalmente integrado al sistema de registro y verificación ARIA. El sistema permite la delineación de los volúmenes de tratamiento, órganos

a riesgo y márgenes de seguridad. A partir de estos es posible construir el plan de tratamiento por simulación virtual con numerosas herramientas de visualización tridimensional. La distribución de dosis resultante puede ser analizada mediante planos, histogramas dosis volumen y visualización 3D (Varian Medical System).



Figura 16-2: Formación de la imagen portal.

Fuente: (elhospital, 2001).

2.14.1. TPS Eclipse 13

El sistema de planificación de radioterapia que usa SOLCA Loja es el Eclipse 13, el cual usa un algoritmo de cálculo AAA.

El AAA es un algoritmo de convolución / superposición que utiliza modelado derivado de Monte Carlo para fotones primarios, fotones extra-focales dispersos y electrones dispersos de los dispositivos limitadores de haz. Las características laterales de deposición de la dosis se modelan con seis curvas exponenciales. Las formas funcionales de las expresiones físicas fundamentales en el AAA permiten la convolución analítica, lo que reduce significativamente el tiempo computacional (Varian Medical System, 2011).

Se han realizado importantes mejoras en el algoritmo de cálculo de la dosis de AAA en las áreas de la unidad de tratamiento y en el modelado de la heterogeneidad de tejidos, y en aumentar la precisión del cálculo de la dosis dispersa. El AAA explica la heterogeneidad del tejido anisotrópicamente (propiedad general de la materia según la cual tiene cualidades de elasticidad, temperatura, etc.) en la vecindad tridimensional completa de un sitio de interacción, usando

núcleos de dispersión de fotones en múltiples direcciones laterales. La distribución final de la dosis se obtiene mediante la superposición de la dosis calculada con las convoluciones de fotones y electrones (Varian Medical System, 2011).

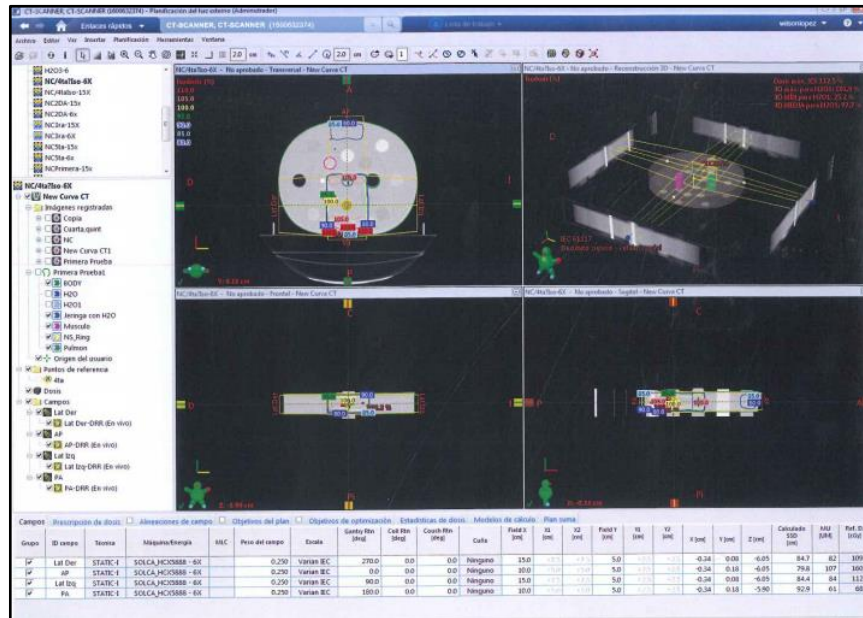


Figura 97-2: Sistema de Planificación de tratamientos de Radioterapia Eclipse 13.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018

2.15. DOCUMENTO TEC-DOC 1583

Este documento publicado por la OIEA proporciona una visión general que describe detalladamente un gran número de pruebas y procedimientos que deben ser considerados por los usuarios del TPS. La verificación del cálculo de dosis es una parte sustancial de los procedimientos de pruebas de aceptación y puesta en marcha es por ello que se creó un documento técnico que describa un número de pruebas que debe realizar un usuario, llevado a cabo en un tiempo razonable (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: pp. 1-74).

El propósito del documento es confirmar que las etapas de escaneo CT, modelado anatómico, planificación del tratamiento y cálculo de la unidades monitoras (MU) es operable para técnicas de tratamiento típicas y transfiere a resultados deseados con bastante precisión. Este informe está dirigido a todas las personas que participan en cualquier aspecto del comisionamiento y control de calidad de TPS, pretende ser una guía para comprobar los cálculos TPS para técnicas de tratamiento típicas y proporciona instrucciones paso a paso para estas tareas (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: pp. 1-74).

2.16. Fantoma CIRS 062M

Fantoma diseñado para abordar los problemas complejos que rodean la puesta en marcha y la comparación de los sistemas de planificación de tratamiento de radioterapia, proporcionando un método simple pero fiable para la verificación de los planes y la entrega individual de dosis al paciente; es de forma elíptica y representa adecuadamente un torso humano promedio en proporción, densidad y estructura bidimensional mide 33 cm de alto x 5 cm de ancho x 27 cm largo (Computerized Imaging Reference Systems (CIRS), 2013: pp. 1-2).

Debido a que las imágenes obtenidas por TC se utilizan para corregir las inhomogeneidades de los tejidos en la planificación del tratamiento con radioterapia, es importante obtener una relación precisa entre el número de TC (Unidades Hounsfield) y la densidad electrónica. El fantoma de densidad electrónica Modelo 062M permite la correlación precisa de los datos de TC a densidad de electrones de diversos tejidos; ya que está fabricado con materiales equivalentes de tejido (Computerized Imaging Reference Systems (CIRS), 2013: pp. 1-2).

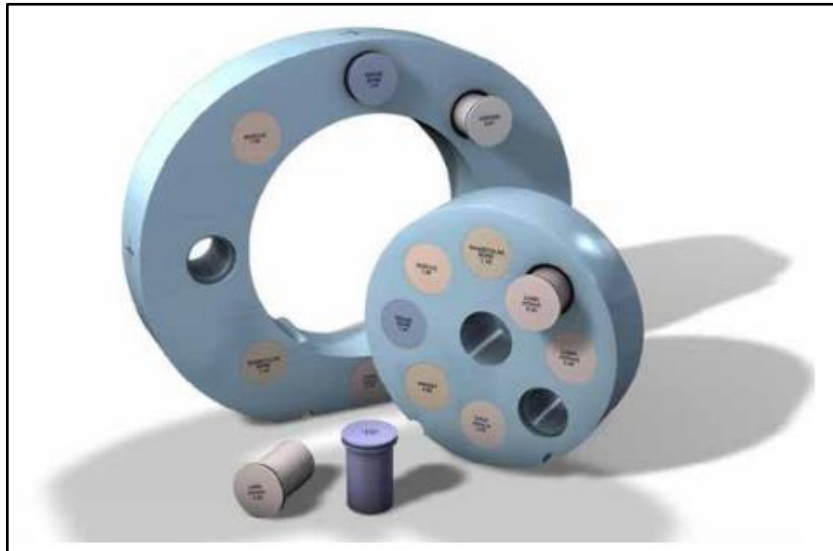


Figura 108-2: Fantoma Antropomorfo CIRS modelo 062M.

Fuente: (Computerized Imaging Reference Systems (CIRS), 2013: pp. 1-2).

El modelo 062M consta de dos discos anidados hechos de plástico de agua que representan configuraciones de cabeza y abdomen. Se pueden colocar 17 insertos equivalentes a los tejidos del cuerpo humano en diferentes ubicaciones del campo de exploración. Incluye también un inserto que se puede llenar con cualquier fluido (Computerized Imaging Reference Systems (CIRS), 2013: pp. 1-4).

Tabla 2-2: Especificaciones del fantoma antropomorfo 062M.

Descripción	Densidad Física g/mm ³	Densidad Electrónica x 10 ²³ electrones/mm ³	DER (Relativo al agua)
Inserto de cabeza	1.029	3.333	0.998
Inserto del cuerpo fuera de la cabeza	1.029	3.333	0.998
Inserto Pulmón (inhalado)	0.20	0.634	0.190
Inserto Pulmón (exhalado)	0.50	1.632	0.489
Inserto Pecho (50% glándula/50% adiposo)	0.99	3.261	0.976
Inserto Hueso Trabecular Sólido (800 mg/ mm ³ HA)	1.16	3.730	1.117
Inserto Hígado	1.07	3.516	1.052
Inserto Músculo	1.06	3.483	1.043
Inserto Adiposo	0.96	3.171	0.949
Inserto Hueso Denso Sólido (800 mg/ mm ³ HA)	1.53	4.862	1.456
Inserto Hueso denso Sólido (1250 mg/ mm ³ HA)	1.82	5.663	1.695
Inserto de agua en jeringa	1.00	3.340	1.000

Realizado por: Jessica Cristina Pagua V. 2018.

Fuente: (Computerized Imaging Reference Systems (CIRS), 2013: pp. 1-2)

2.17. Fantoma de Agua Solida.

Formado por láminas de poliestireno cuyo material se caracteriza por la similaridad en densidad de masa, número de electrones por gramo y número atómico efectivo con el tejido vivo. El fantoma de agua sólida PTW 29672/U19 de poliestireno blanco con un 2% de óxido de titanio (Ti O₂) por masa, tiene una densidad de masa 1.045 gr/cm³, número atómico efectivo $(Z/A)_{ef} = 0.536$, rango de energía hasta 50MV para fotones y densidad electrónica 1.012 veces mayor que la densidad del agua. Estas laminas son de 30x30 cm² con un espesor 1, 2, 5, y 10 mm, este fantoma posee una hendidura para insertar cámaras de ionización plano paralela, semiflex o farmer (Physikalisch Technische Werkstätten (PTW), 2015b: pp. 2-5).



Figura 19-2: Fantoma de agua sólida PTW 29672/U19

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018

2.18. Cámara Cilíndrica Tipo Farmer

Usada para medir dosis, tasa de dosis, dosis absorbida en agua, kerma en aire y exposición para calibración en terapia, las medidas se pueden hacer en agua, aire y fantoma sólido. Este instrumento está contruido para medir el número de iones dentro de un volumen lleno de aire entre dos placas conductoras. Al aplicar un voltaje entre las placas los iones se mueven hacia los electrodos de signo opuesto creando una corriente de ionización que puede ser medida por un electrómetro (Physikalisch Technische Werkstätten (PTW), 2015: p. 2).



Figura 20-2: PTW FARMER cámara delgada de ionización.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

2.19. Electrómetro

Es un instrumento que funciona en modo de corriente diseñado para medir la tasa de producción de iones dentro de un contenedor sellado herméticamente, dando una relación lineal entre la carga generada y la dosis (Physikalisch Technische Werkstätten (PTW), 2014: pp. 2-3).



Figura 21-2: Electrómetro multicanal para medidas de dosimetría absoluta y control de calidad en radioterapia.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

2.20. Barómetro

Aparato sensible colector de datos esencial para todos los laboratorios de calibración que mide la temperatura precisa, humedad relativa y presión del aire (DRUCK., pp. 2-3).



Figura 22-2: Barómetro OPUS 20.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V.

2.21. Termómetro

Instrumento que permite medir la temperatura. El termómetro más usado es el de mercurio, formado por un capilar de vidrio de diámetro uniforme comunicado por un extremo con una ampolla llena de mercurio. El conjunto está sellado para mantener un vacío parcial en el capilar. Cuando la temperatura aumenta, el mercurio se dilata y asciende por el capilar. La temperatura se puede leer en una escala situada junto al capilar.



Figura 23-2: Termómetro de mercurio.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018

CAPÍTULO III

3. DISEÑO Y EXPERIMENTACIÓN

3.1 Procedimiento experimental

El presente estudio se lo realizó en el Departamento de Radioterapia del Hospital de SOLCA núcleo de Loja, se empleó un fantoma antropomorfo modelo 062M CIRS con dimensiones de (33 x 5 x 27) cm obteniendo imágenes de este por medio de un tomógrafo TOSHIBA ACTIVION 16, las imágenes obtenidas fueron transferidas al TPS ECLIPSE 13 por medio de CD'S para su posterior planificación basándose en el TEC-DOC 1583 de la OIEA, el fantoma fue irradiado por un Acelerador Lineal de Electrones VARIAN CX serie 588 con haces de fotones de 6 y 15 MV; se usó una cámara de ionización PTW tipo Farmer con un volumen sensible de 0.6 cm³ conectada a un electrómetro PTW UNIDOS E para determinar la carga al momento de la irradiación y ser transformada en dosis según lo establecido por el documento TRS 398 de la OIEA y así poder determinar la desviación entre la dosis calculada por el TPS y la obtenida por medición. Dado que los insertos del fantoma no disponen de un orificio para poder colocar la cámara de ionización solo dispone de un inserto en el cual se puede colocar cualquier material, al momento de la irradiación se usaron materiales que asemejen al tejidos insertos como hueso, pulmón y músculo en su lugar se usó hueso de vaca, espuma flex y carne molida de vaca respectivamente. Para la verificación dosimétrica en pacientes se utilizó un fantoma de agua solida PTW 29672/U19 el cual fue planificado con casos clínicos de tratamiento y se siguieron las mismas especificaciones para la irradiación y el cálculo de dosis.

3.2. Obtención de Unidades Hounsfield por medio de Tomografía Computarizada del Fantoma Antropomorfo.

Para la obtención de las HU, se utilizó un fantoma de densidad electrónica Modelo 062M, el cual, consta de 17 insertos, la ubicación de cada uno de estos se los hizo en base al TEC-DOC 1583 de la OIEA; se lo alinee a los láseres de posicionamiento del tomógrafo de simulación marca Toshiba Activion 16. Se utilizó el protocolo de reconstrucción EUROTAC, que el cotidianamente se usa y está programado para obtener reconstrucciones con cortes de 3 mm con un rango dinámico de 500, una tensión de 120 kVp y un amperaje de 50 mA. Una vez obtenidas las imágenes del fantoma se hizo un estudio en la Región de Interés (ROI) de 2 cm para obtener las HU de la imagen TC.

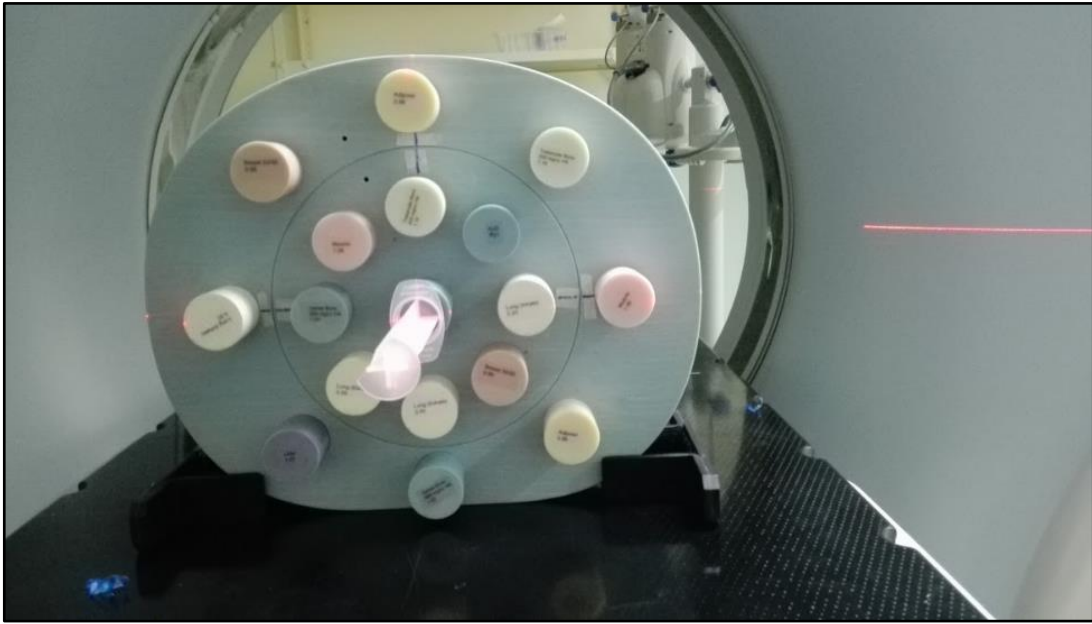


Figura 1-3: Alineación del fantoma al momento de la TC.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

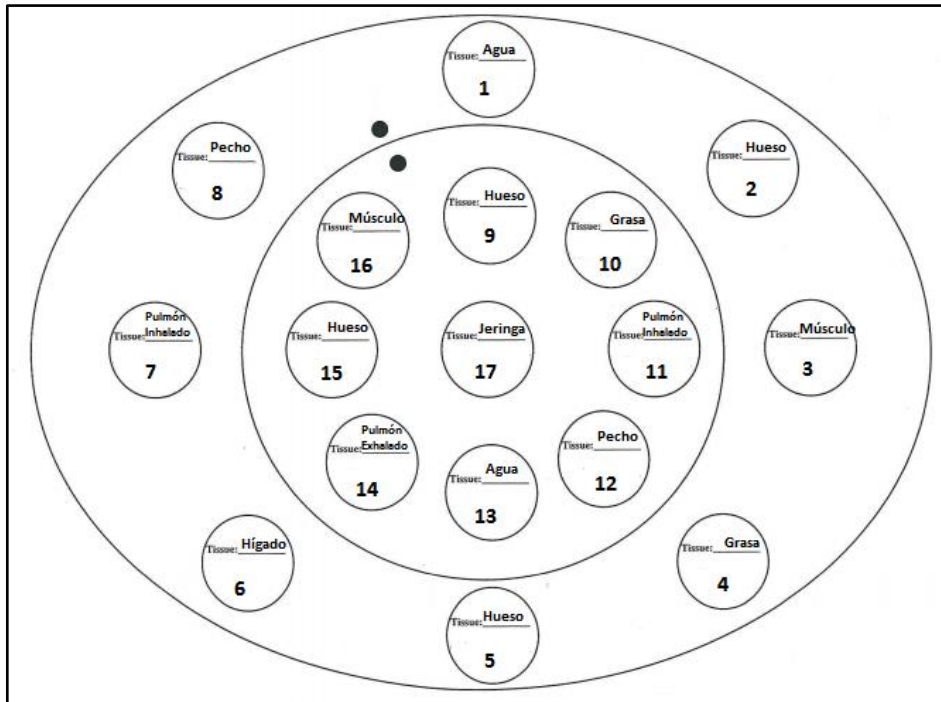


Figura 2-3: Disposición de los insertos en el fantoma.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Una vez obtenidas las imágenes TC se transfirió al TPS para poder determinar las HU de cada inserto, esto se realizó midiendo una región de interés (ROI) de 2cm en diferentes partes del inserto obteniendo un valor promedio, una vez obtenidos los valores se los comparó con las HU obtenidas en las imágenes TC.

Se verifico la correcta lectura de HU en el TPS como en el escáner TC, mediante una resta de las mismas, donde la diferencia entre ellas no debe ser mayor a ± 20 HU según lo establecido en el documento TEC-DOC 1583 de la OIEA (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: p. 11).

3.3. Construcción y Declaración de la curva al Sistema de Planificación de tratamientos

La construcción de la curva DER se realizó con las HU obtenidas de las imágenes tomográficas y la densidad electrónica de cada uno de los insertos de calibración adquirida del manual del fantoma CIRS 062M.

Para la declaración de la curva se siguió el manual del TPS Eclipse 13 y se procedió a introducir la nueva curva como muestran las Figuras 3-3, 4-3, 5-3

Se declaró la Nueva Curva DER, definiendo la ID. Aquí se declara el nuevo CT Scanner TOSHIBA ACTIVION.

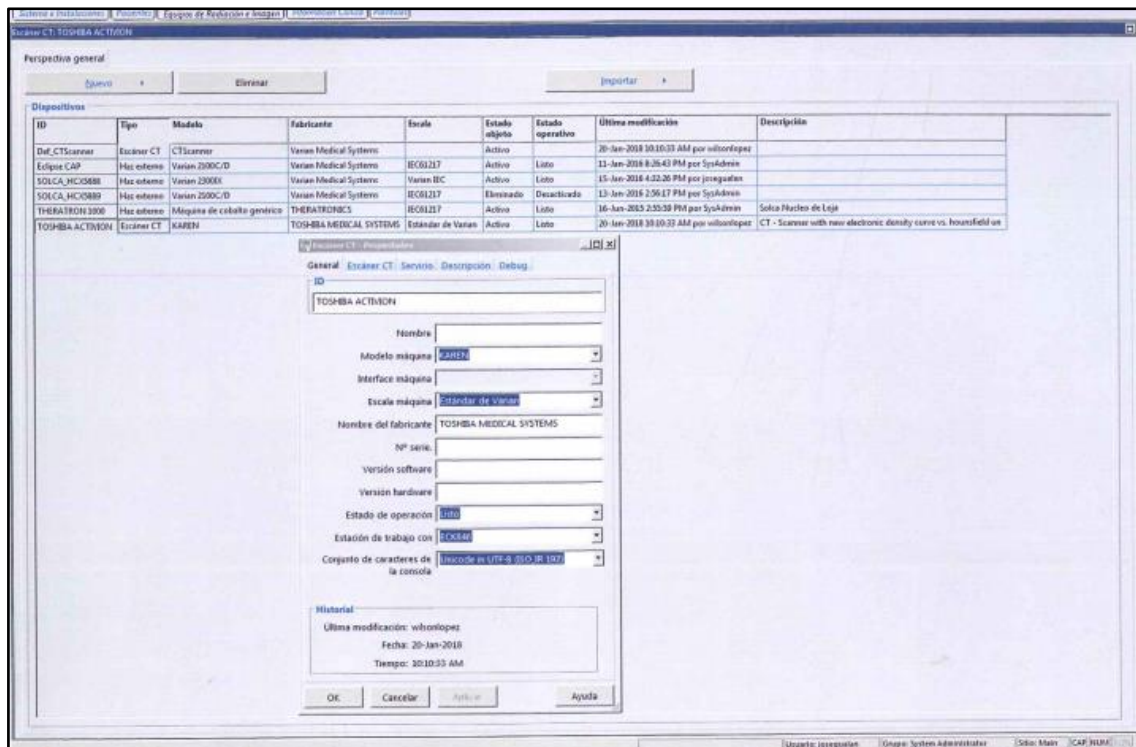


Figura 3-3: Declaración del nuevo CT Scanner TOSHIBA ACTIVION.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Luego de ingresar el nuevo tomógrafo se eligió la opción TOSHIBA ACTIVION y posteriormente Densidad Electrónica.

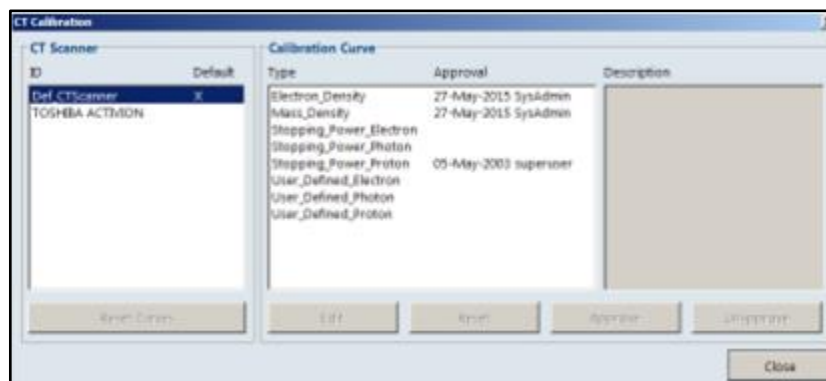


Figura 4-3: Configuración de la nueva curva DER.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Se ingresó los nuevos datos de la curva.

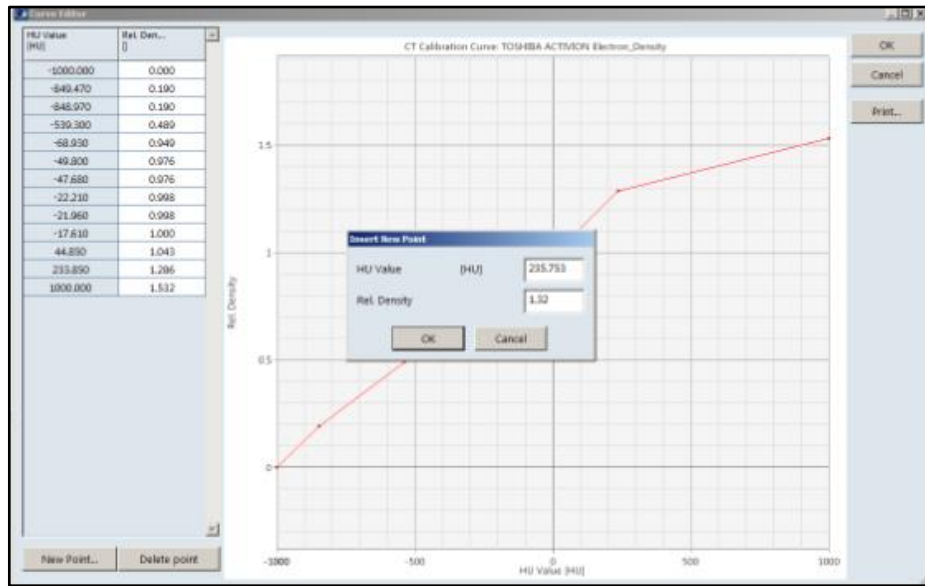


Figura 5-3: Construcción de la nueva curva DER.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

3.5. Planificación dosimétrica del fantoma CIRS 062M

Las imágenes TC del fantoma antropomorfo fueron ingresadas al TPS mediante CD, eligiendo como documento base para la planificación dosimétrica de las pruebas el documento TEC-DOC 1583 de la OIEA. Se realizó la planificación de cinco pruebas adaptadas a las dimensiones del fantoma, cada una con diferentes factores físicos y representaciones geométricas típicas de tratamiento, para el cálculo de las unidades monitoras se realizó con una prescripción de 2 Gy a un punto de referencia en un inserto del fantoma dependiendo de prueba, y se utilizaron energías de fotones de 6MV y 15MV para la curva DER estándar y la nueva curva DER. Ya que el fantoma tiene un ancho de 5 cm la mayoría de las pruebas se las realizó con un campo de 5x5.

3.5.1. Prueba 1: Pruebas de condiciones de referencias basadas en datos CT

Esta prueba se realizó con el fin de verificar el cálculo de dosis para un campo de referencia. Se utilizó un campo de 5x5 con un ángulo de gantry de 0° y un ángulo de colimador de 0°; se definieron los puntos de medición en el centro de los insertos 1, 5, 13,17 como se muestra en la tabla 1-3.

Tabla 1-3: Especificaciones prueba 1.

Prueba	Número de haces	Disposición	Punto de referencia	Puntos de medición	Tamaño de Campo	Ángulo de Gantry	Ángulo de Colimador
1	1	SSD=SAD 100 cm	17	1 5 13 17	5x5	0	0

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Fuente: (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: pp. 12).

El proceso seguido es el siguiente:

1. Se elaboró el plan de tratamiento en el TPS de acuerdo con la tabla 1.3
2. Se calculó en el TPS las unidades monitor al punto de referencia 17.
3. Se documentó la dosis calculada por el TPS en los puntos 1, 5, 13; esto se lo realizó midiendo con un punto físico respectivamente.
4. Se colocó el fantoma en la camilla del acelerador en posición decúbito dorsal para que pueda recibir un campo en Antero Posterior (AP).
5. Se alineo el fantoma con la intersección de láseres en el centro del inserto 17.
6. Se ajustó el gantry a 0°, ángulo de colimador 0°, un SSD=100 cm y con un tamaño de campo de: Longitud (Y)= 5 cm Ancho (X)= 5 cm.
7. Se posicionó la cámara de ionización en el inserto 17.
8. Se irradío el fantoma con el haz de fotones.
9. Se registró el valor de la carga medida, irradiándolo tres veces para poder determinar un valor promedio, la dosis absorbida se determinó en base al protocolo TRS-398 de la OIEA.
10. Se cambió la posición de la cámara de ionización al inserto 13.
11. Se repitió los pasos 8 y 9 anteriormente descritos, después de cambiar la posición de la cámara.
12. Se cambió la posición de la cámara de ionización al inserto 1.
13. Se repitió los pasos 8 y 9.
14. Se insertó la cámara de ionización en el inserto 5.
15. Se repitió los pasos 8 y 9.
16. El fantoma se irradío con energías de 6 y 15 MV.

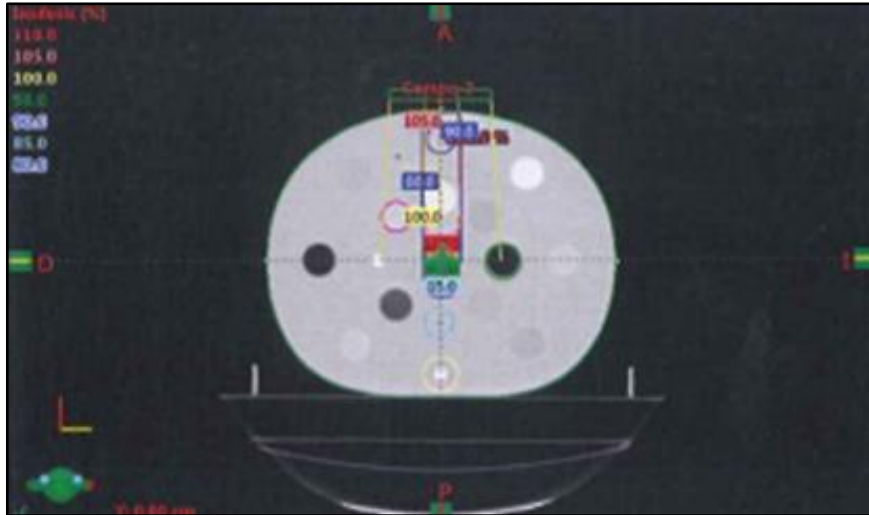


Figura 6-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 1.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

3.5.2. Prueba 2: Incidencia oblicua, falta de dispersión y campos tangenciales

El propósito de esta prueba es verificar los cálculos dosimétricos en caso de falta de dispersión para el campo lateral. Se utilizó un campo de 5x5 cm con un ángulo de gantry de 90° y un ángulo de colimador dependiendo de la orientación de la cuña, en este caso no se hizo giro del colimador ya que se colocó una cuña física de 45° posición derecha izquierda Figura 7-3.

Tabla 2-3: Especificaciones prueba 2.

Prueba	Número de haces	Disposición	Punto de referencia	Puntos de medición	Tamaño de Campo	Ángulo de Gantry	Ángulo de Colimador
2	1	SAD	1	1	5x5	90°	0

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Fuente: (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: pp. 12-13)

El proceso seguido para esta prueba es el siguiente:

1. Se realizó el plan de tratamiento con el TPS de acuerdo con la tabla 2-3.
2. Se calculó con el TPS las UM necesarias para entregar 2Gy al inserto 1.
3. Se colocó el fantoma en la camilla del acelerador en posición decúbito dorsal.
4. Se alineo el fantoma con los láseres haciendo intersección en el inserto 1.
5. Se fijó el ángulo de gantry a 0°, colimador 0°, un SSD= 97cm, SAD =100 cm y un tamaño de campo: Longitud (Y)= 5 cm; Ancho (X)= 5cm; (dirección a la cuña).
6. Se giró el gantry a 90°

7. Se colocó la cuña (no hizo falta girar el colimador).
8. Se colocó la cámara de ionización en el inserto 1.
9. Se irradió al fantoma con el haz de fotones de 6 y 15 MV.
10. Se registró el valor de la carga medida, irradiándolo tres veces para poder determinar un valor promedio de la carga, la dosis absorbida se determinó en base al protocolo TRS-398 de la OIEA.
11. Se irradia el fantoma con energías de 6 y 15 MV.

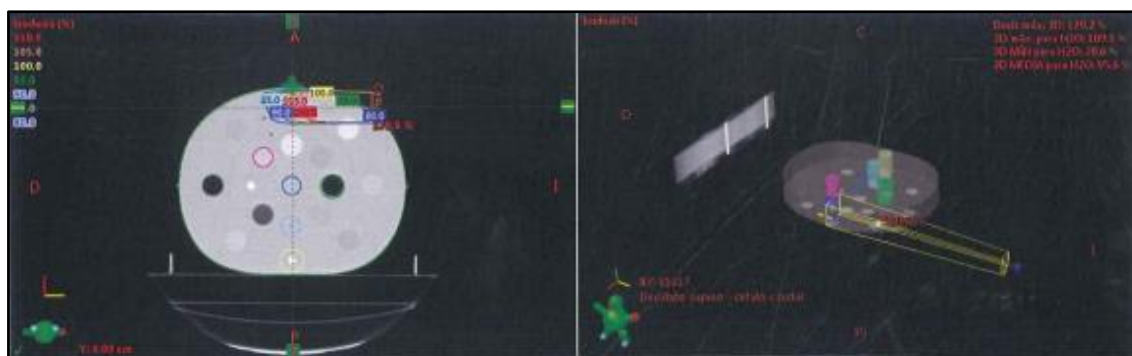


Figura 7-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 2.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

3.5.3. Prueba 3: Bloqueo significativo del campo

El propósito de esta prueba es verificar el cálculo del campo bloqueado. Se utilizó un campo de 5x5 cm con un ángulo de colimador de 45° y ángulo de gantry 0°. Figura 8-3.

Tabla 3-3: Especificaciones prueba 3.

Prueba	Número de haces	Disposición	Punto de referencia	Puntos de medición	Tamaño de Campo	Ángulo de Gantry	Ángulo de Colimador
3	1	SAD	17	17	5x5	0	45

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Fuente: (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: pp. 14-15)

El proceso seguido es el siguiente:

1. Se elaboró el plan de tratamientos con el TPS de acuerdo con la tabla 3-3.
2. Se calculó con el TPS las UM necesarias para entregar 2 Gy al punto de referencia 17.
3. Se colocó el fantoma en la camilla del acelerador en posición decúbito dorsal.
4. Se alineo el fantoma con la intersección de láseres en el centro del inserto 17.

5. Se ajustó el ángulo de gantry a 0°, colimador con un ángulo de 45° y un tamaño de campo 5x5.
6. Se bloqueó las esquinas por el usuario con movimiento de cada MLC dando la forma del inserto.
7. Se colocó la cámara de ionización en el inserto 17.
8. Se irradió el fantoma con el haz de fotones.
9. Se registró el valor de la el valor de la carga medida, irradiándolo tres veces para poder determinar un valor promedio, la dosis absorbida se determinó en base al protocolo TRS-398 de la OIEA.

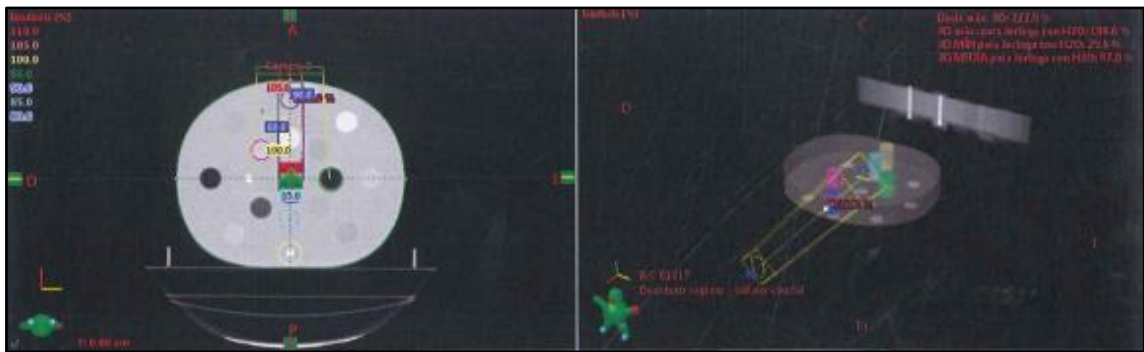


Figura 8-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 3.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

3.5.4. Prueba 4: Caja de cuatro campos

Esta técnica se utiliza en muchos hospitales que ofrecen servicio de Radioterapia y la intención de esta prueba es verificar el cálculo de la dosis administrada con un haz individual y la dosis total de cuatro campos. Los cuatro campos se distribuyen igualmente y los parámetros y puntos de medición se definen en el centro de los insertos 5, 11 y 13 ver Tabla 4-3 y Figura 9-3.

En cada punto de medición, la diferencia entre la dosis medida y calculada para el haz seleccionado debe estar relacionada con la dosis medida en el punto de referencia para el haz correspondiente.

Tabla 4-3: Especificaciones prueba 4.

Prueba	Numero de haces	Disposición	Punto de referencia	Puntos de referencia	Tamaño de Campo	Ángulo de Gantry	Ángulo de Colimador
4	4	SAD	13	5	10x5 AP	0	0
				11	10x5 PA	180	0
				13	15x5 LD	270	0
					15x5 LI	90	0

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Fuente: (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: pp. 15-16)

El proceso seguido es el siguiente:

1. Se elaboró un plan de tratamiento con el TPS de acuerdo a los parámetros establecidos en la Tabla 4-3.
2. Se calculó las UM con el TPS necesarias para entregar 2 Gy al punto de referencia 13.
3. Se registró la dosis calculada con el TPS en los puntos 5 y 11; se lo realizó con un punto físico.
4. Se colocó el fantoma en la camilla del acelerador en posición decúbito dorsal.
5. Se alineó el fantoma con los láseres que se intersecan en el centro del inserto 13.
6. Se ajustó el ángulo de gantry a 0°, colimador 0°, tamaño de campo: Longitud (Y)= 10 cm Ancho (X)= 5 cm.
7. Se insertó la cámara de ionización en el inserto 13.
8. Se irradió el fantoma con el haz de fotones para el campo anterior.
9. Se registró el valor de la el valor de la carga medida, irradiándolo tres veces para poder determinar un valor promedio, la dosis absorbida se determinó en base al protocolo TRS-398 de la OIEA.
10. Se giró el gantry a 180°.
11. Se irradió el fantoma con el haz de fotones para el campo posterior.
12. Se repitió el paso 9.
13. Se giró el gantry a 90°
14. Se ajustó el campo del haz: Longitud (Y)= 15 cm Ancho (X)= 5 cm.
15. Se irradió el fantoma con el haz de fotones para este campo solamente
16. Se repitió el paso 9.
17. Se giró el gantry a un ángulo de 270°
18. Se irradió el fantoma con el haz de fotones.

19. Se repitió el paso 9.
20. Repetir los pasos anteriormente colocando la cámara en el inserto 5 y 11 respectivamente.
21. Se irradió el fantoma con energías de 6 y 15 MV.

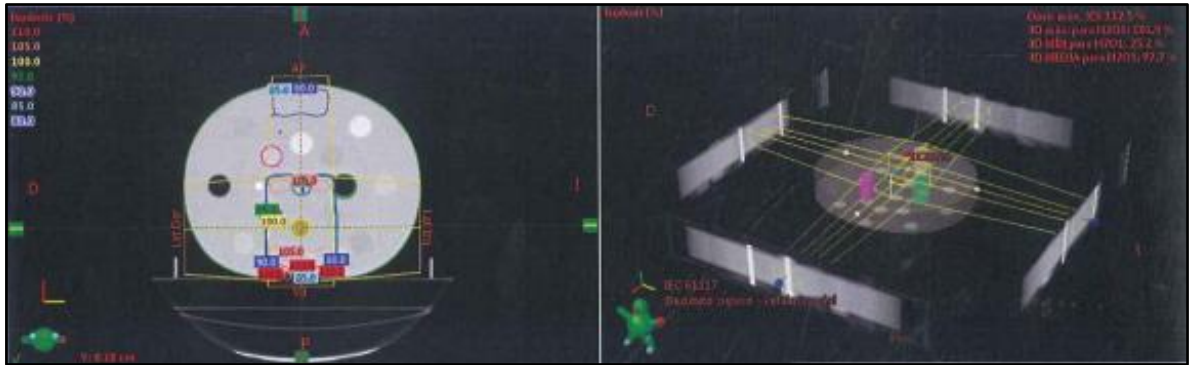


Figura 9-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 4.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

3.5.5. Prueba 5: Expansión automática y bloqueo personalizado.

El propósito de esta prueba es verificar la función de apertura automática del TPS y el bloqueo personalizado, así como los cálculos de inhomogeneidad del tejido muscular. Debe aplicarse un MLC o un bloque para ajustarse al volumen expandido. El punto de medición se define en el centro del inserto 16.

Tabla 5-3: Especificaciones prueba 5.

Prueba	Número de disparos	Disposición	Punto de referencia	Puntos de medición	Tamaño de Campo	Ángulo de Gantry	Ángulo de Colimador
5	1	SAD	16	16 14	Definido por los bloques de las MLC	0	0

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Fuente: (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: pp. 15-17)

El proceso seguido es el siguiente:

1. Se elaboró el plan de tratamiento con el TPS de acuerdo con la tabla 5-3.
2. Se realizó el cálculo de las UM con el TPS necesario para entregar 2 Gy al punto de referencia 16.
3. Se informó la dosis calculada en el punto 14, esta medición se la realizo mediante un puto físico.
4. Se colocó el fantoma en la camilla del acelerador en posición decúbito dorsal.
5. Se alineo el fantoma con los láseres que se intersequen en el centro del inserto 17.
6. Se ajustó el ángulo de gantry a 0°.
7. Se movió la mesa según las especificaciones del plan de tratamiento (isocentro inserto 16).
8. Se insertó la cámara de ionización en el inserto 16.
9. Se irradió el fantoma con el haz de fotones.
10. Se registró el valor de la carga medida, irradiándolo tres veces para poder determinar un valor promedio, la dosis absorbida se determinó en base al protocolo TRS-398 de la OIEA.
11. Se colocó la cámara en el inserto 14
12. Se repitió los pasos 9 y 10.
13. Se irradío con energías de 6 y 15 MV.

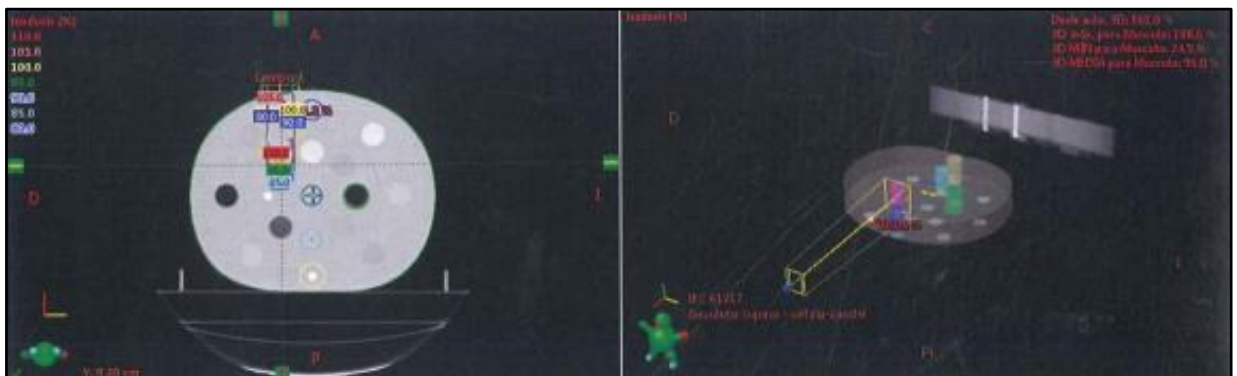


Figura 10-3: Distribución de dosis en el plano central para la prueba 5.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

3.6. Planificación dosimétrica en pacientes

Para la realización de esta prueba se escogieron tres pacientes con distintos casos clínicos: Tórax (Pulmón), Encéfalo (Cerebro), Pelvis (Vejiga). Estos casos fueron escogidos dado que son los más comunes dentro de la unidad de Radioterapia, se escogieron solo a tres pacientes debido a la demandante carga del acelerador y en los objetivos de este trabajo no se planteó un tratamiento estadístico.

Las UM fueron obtenidas el TPS para una prescripción de 2 Gy en el punto de referencia, a un solo campo Antero Posterior conformado a la región de interés y energías típicas de tratamiento de 6 y 15 MV; esta planificación dosimétrica se ejecutó con la Curva DER Estándar y con la Nueva Curva DER (Ver Anexo A, B y C). Para la irradiación se utilizó un fantoma de agua sólida PTW 29672/U19 que simulaba a un paciente. El cálculo de la dosis absorbida se la realizó en base a la información del documento TRS-398 utilizando las ecuaciones (9) (10).



Figura 12-3: Irradiación al fantoma de agua sólida PTW 29672/U19.

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

3.7. Cálculo de la desviación de dosis absorbida calculada por el TPS y la obtenida por medición

Las UM fueron calculadas por el TPS para cada uno de los casos planificados, entregando una dosis de 2 Gy al punto de referencia para la curva DER estándar y la nueva curva DER. La irradiación fue realizada por un Acelerador Lineal de Electrones VARIAN CX serie 588 con

haces de fotones de 6 y 15 MV; se usó una cámara de ionización PTW tipo Farmer con un volumen sensible de 0.6 cm^3 conectada a un electrómetro PTW UNIDOS E para determinar la carga al momento de la irradiación y para posteriormente ser transformada en dosis, para este cálculo se usaron las ecuaciones establecidas por el documento TRS 398 de la OIEA y así poder determinar la desviación entre la dosis calculada por el TPS y la obtenida por medición.

Estas pruebas fueron realizadas en el mes de junio del 2017, las mismas que se encuentran dentro del periodo de calibración según consta en el certificado Calibration No. 15032013 determinándose un periodo entre el 21 de julio del 2015 hasta el 22 de julio del 2107 el cual tiene una duración de dos años ver ANEXO D.



Figura 11-3: Irradiación del fantoma antropomorfo CIRS 062M

Fuente: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

El cálculo de la dosis absorbida para un haz de fotones se obtuvieron en base al documento TRS-398 de la OIEA (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2005: pp. 69-80).

$$D(P_{\text{eff}}) = M_{\text{Primaria}} N_d K_{T,P} \quad (9)$$

Donde:

D(P_{eff}): Dosis absorbida en un punto.

M_{primaria}: Lectura inicial en el electrómetro.

K_{T,P}: Factor de corrección presión temperatura.

N_d: Factor de calibración de cámara ($0.05371 \frac{\text{Gy}}{\text{nC}}$).

Dado que las cámaras de ionización se irradian al aire, la masa de aire durante la irradiación de la cámara puede ser diferente a la masa de aire durante las medidas, para esto se realiza una corrección por presión y temperatura, como indica la ecuación (10).

$$K_{TP} = \frac{P_0(273.2 + T)}{P(273.2 + T_0)} \quad (10)$$

Donde:

K_{TP}= Factor de corrección por presión y temperatura.

P₀= 101.3 KPa (Presión de calibración del equipo).

T₀= 22 °C (Temperatura de calibración del equipo).

P= Presión a la que se realiza las medidas.

T= Temperatura a la que se realiza las medidas.

Para encontrar la desviación dosimétrica entre la dosis calculada y la dosis medida se utilizó la ecuación (11) (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: pp. 9)

$$E [\%] = \frac{D_{\text{calculada}} - D_{\text{medida}}}{D_{\text{medida, referencia}}} \times 100\% \quad (11)$$

CAPÍTULO IV

3. RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS Y SU ANÁLISIS.

4.1. Obtención de HU a partir de la TC del Fantoma Antropomorfo

Una vez obtenidas las HU con un ROI de 2 cm en el escáner CT y en el TPS se realizó una diferencia de los valores obtenidos de HU para cada inserto como muestra la Tabla 1-4, esta diferencia de HU para un mismo material (inserto) debe estar dentro de los parámetros establecidos por la OIEA que es de ± 20 HU (International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008: p. 11).

Tabla 2-4: Diferencia entre HU obtenidas del tomógrafo y el sistemas de tratamientos de planificación.

No. Inserto	Tipo de Inserto	UH Tomógrafo	HU TPS	Diferencia de HU
1	Agua	-22.21	-25.7	4.49
2	Hueso	244.71	242.8	1.91
3	Músculo	45.85	43.5	2.35
4	Adiposo	-68.93	-71	2.07
5	Hueso	221.34	215	6.34
6	Hígado	49.39	50.3	-0.91
7	Pulmón Inhalado	-848.97	-850	1.03
8	Pecho-mama	-49.80	-48.9	-0.9
9	Hueso	249.73	247.1	2.63
10	Adiposo	-72.21	-71	1.21
11	Pulmón Inhalado	-849.47	-850	0.53
12	Pecho-mama	-47.68	-47.4	-0.28
13	Agua	-21.26	-25.7	4.44
14	pulmón exhalado	-539.30	-538.8	-0.5
15	Hueso	219.64	219.6	0.04
16	Músculo	45.85	44	1.85
17	Agua en Jeringa	-17.61	-22.2	4.59

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Los resultados obtenidos, realizando una diferencia de UH para cada inserto muestran que estan dentro de los límites establecidos por la OIEA con una máxima diferencia de 6.34 HU correspondiente al inserto 5 (Hueso) y una mínima diferencia para el inserto 6 (Hígado) con un valor de -0.91 HU. Por consiguiente los valores de HU obtenidos en el Tomógrafo Activition 16 son aptos para la construcción de la curva de calibracion DER.

4.2. Comparación de la nueva curva DER y la curva DER estándar.

Los datos adquiridos de UH del Tomógrafo Activition 16 con 120 kVp y la densidad electrónica obtenida del manual del fantoma CIRS 062M fueron ingresados manualmente al TPS como se muestra en la Tabla 2-4, logrando construir una curva de calibración de Densidad Electrónica Relativa (DER) como se muestra en la Gráfico 1-4.

Tabla 2-4: Datos de la nueva curva Densidad Electrónica Relativa.

Tipo de inserto	Unidades Hounsfield	Densidad Electrónica
Pulmón inhalado	-849.47	0.19
Pulmón inhalado	-848.97	0.19
Pulmón exhalado	-549.3	0.489
Adiposo	-72.21	0.949
Adiposo	-68.93	0.949
Pecho	-49.8	0.976
Pecho	-47.68	0.976
Agua	-22.21	0.998
Agua	-21.96	0.998
Agua en jeringa	-17.61	1
Músculo	44.85	1.043
Músculo	44.85	1.043
Hígado	49.39	1.052
Hueso	233.85	1.286

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

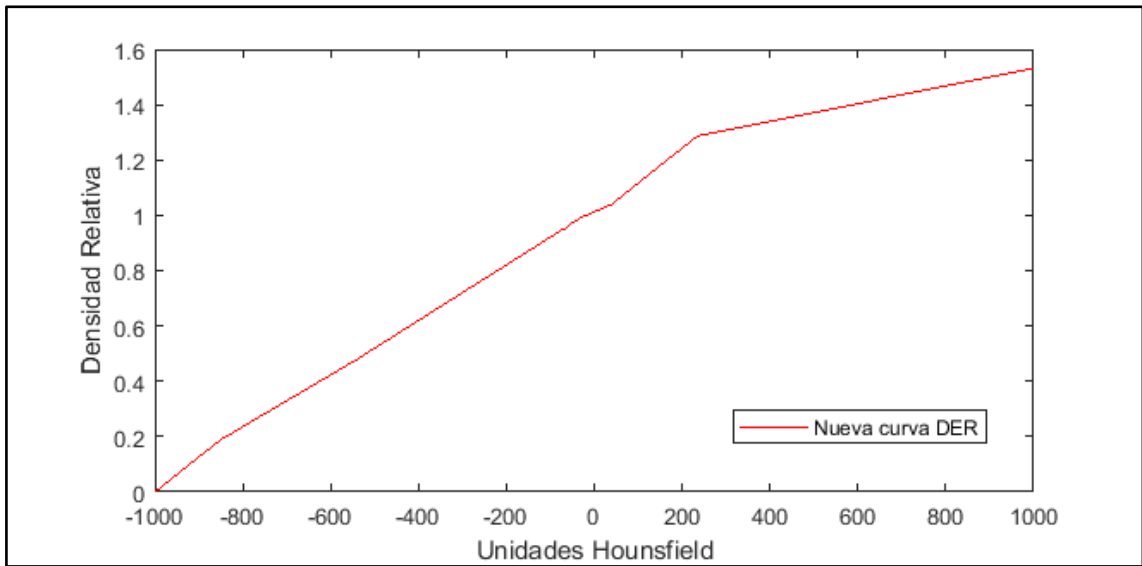


Gráfico 1-4: Nueva curva de DER

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

En la Gráfico 2-4 se hizo una comparación de la curva de calibración DER estándar y la nueva curva ingresada al TPS.

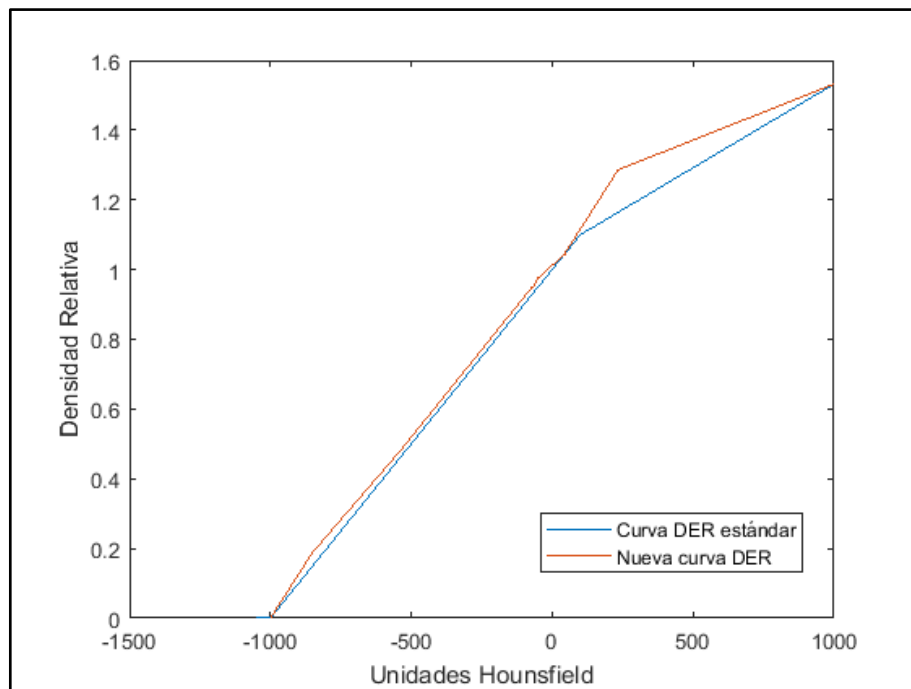


Gráfico 2-4: Comparación de las curvas DER estándar y la DER ingresada.

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018

La comparación de las dos curvas de calibración DER muestra que tienen un comportamiento similar en materiales de $\rho_{e,a}$ menores a 0.9 correspondiente a pulmón exhalado e inhalado. En la región equivalente a $\rho_{e,a}$ mayores a 0.9 hasta 0.998 correspondientes a grasa, pecho, agua, agua en jeringa, músculo, hígado, la curva DER estándar tiene un comportamiento lineal mientras que la nueva curva DER tiene pequeñas inflexiones en esta zona, y para materiales con $\rho_{e,a}$ mayores a 1 como hueso muestra un pico, es decir con densidades muy altas lo que se le puede atribuir al endurecimiento del haz (dispersión debido al alto número atómico del hueso). Para una mejor visualización de la comparación entre las dos curvas de calibración DER se realizó el cálculo de la desviación estándar permitiendo verificar la similaridad entre las dos curvas de calibración DER, dando una mayor desviación el inserto de hueso con una desviación estándar de 0.09 como se muestra en la Tabla 3-4.

Tabla 3-4: Desviación de cada uno de los insertos

No. Inserto	Tipo de Inserto	Desviación
1	Agua	0.01
2	Músculo	0.001
3	Adiposo	0.01
4	Hígado	0.002
5	Pulmón Inhalado	0.03
6	Pecho-mama	0.02
7	Adiposo	0.01
8	Pulmón Inhalado	0.003
9	Pecho-mama	0.02
10	Agua	0.01
11	pulmón exhalado	0.02
12	Hueso	0.09
13	Músculo	0.001
14	Agua en Jeringa	0.01

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V, 2018.

4.3. Resultados de la verificación dosimétrica aplicada al fantoma antropomorfo CIRS 062M.

Para la determinación de la dosis absorbida y la desviación que existe entre aquella obtenida mediante el cálculo del TPS y aquella obtenida indirectamente por medición, se aplicó las ecuaciones 9,10, y 11 que se mencionó en el capítulo III, basadas en el documento TRS-398 de la OIEA. Estas desviaciones dosimétricas se obtuvieron con la curva de calibración DER estándar y la nueva curva DER, con energías de 6 y 15 MV. Los resultados obtenidos se encuentran en la Tabla 4-4 para energía de 6MV y la Tabla 5-4 para energía de 15 MV.

Tabla 4-4: Desviaciones de dosis absorbidas para la curva DER estándar y la DER ingresada para energía de 6 MV. El (*) que aparece en la tabla representa el punto de referencia con el cual se trabajó.

Prueba	Localización del punto de medida	CURVA DER ESTÁNDAR			CURVA DER INGRESADA			Tolerancia OIEA [%]
		Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	
1	1	4.036	3.996	2	4.031	4.018	0.66	2
	5	1.064	0.995	3	1.072	1.017	2.8	5
	13	1.403	1.390	0.65	1.405	1.371	1.74	2
	17*	2.000	1.981	1	2.000	1.953	2.4	2
2	1	2.000	1.952	2.4	2.000	1.989	0.55	3
3	17	2.000	1.980	1	2.000	1.990	0.5	3

Continuación

Prueba	Localización del punto de medida	CURVA DER ESTÁNDAR			CURVA DER INGRESADA			Tolerancia OIEA [%]
		Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	
4	F1:0°	0.383	0.375	1.6	0.388	0.382	1.2	3
	F2:90°	0.569	0.555	2.8	0.574	0.565	1.8	4
	5 F3:270°	0.562	0.559	0.61	0.560	0.565	-1	4
	F4:180°	0.663	0.653	2	0.672	0.663	1.8	3
	F1:0°	0.070	0.065	1	0.066	0.068	-0.4	4
	F2:90°	0.630	0.625	1	0.643	0.637	1.2	3
	11 F3:270°	0.337	0.332	1	0.369	0.358	2.2	3
	F4:180°	0.061	0.067	-1.2	0.052	0.061	-1.8	4
	F1:0°	0.501	0.497	0.8	0.505	0.499	1.2	2
	F2:90°	0.501	0.492	1.8	0.499	0.485	2.8	3
	13* F3:270°	0.499	0.488	2.2	0.503	0.493	2	3
	F4:180°	0.499	0.489	2	0.500	0.496	0.8	3
	5	16*	2.000	2.003	-0.1	2	1.989	0.5
14		1.144	1.129	1.3	1.145	1.130	1.3	4

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Según los resultados de la Tabla 4-4 la desviación entre la dosis calculada por el TPS y la obtenida por medición para las dos curvas de calibración están dentro de los parámetros de aceptación establecidos por la OIEA y asumidos en este trabajo. En esta tabla la máxima desviación encontrada tiene un valor de 3 para el inserto 5 (hueso) para la curva DER estándar, y el valor de 2.8 para el inserto 5 (hueso) para la nueva curva DER. En la tabla también se muestra que la mínima desviación que tiene un valor de -0.1 para el inserto 16 (músculo) para la curva DER estándar, y un valor de -0.4 para el inserto 11 (pulmón) con la nueva curva DER. Se puede observar también que la nueva curva DER ingresada presenta menos desviación en la mayoría de las pruebas realizadas.

Tabla 5-4: Desviaciones de dosis absorbidas para la curva DER estándar y la DER ingresada para energía de 15 MV. El (*) que aparece en la tabla representa el punto de referencia con el cual se trabajó.

Prueba	Localización del punto de medida	CURVA DER ESTÁNDAR			CURVA DER INGRESADA			Tolerancia OIEA [%]
		Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [G%]	Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	
1	1	3.279	3.257	1.1	3.284	3.261	1.1	2
	5	1.219	1.158	3	1.215	1.173	2.1	5
	13	1.514	1.514	0	1.518	1.503	0.75	2
	17*	2.00	1.981	1	2.000	1.978	1.1	2
2	1	2.000	1.989	0.05	2.000	2.00	0	3
3	17	2.000	1.981	1	2.000	1.947	2.7	3

Continuación

		CURVA DER ESTÁNDAR			CURVA DER INGRESADA			
Prueba	Localización del punto de medida	Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [G%]	Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	Tolerancia OIEA [%]
4	F1: 0°	0.399	0.388	2.2	0.395	0.389	1.2	3
	F2: 90°	0.555	0.545	2	0.557	0.549	1.6	4
	5 F3: 270°	0.555	0.548	1.4	0.550	0.545	1	4
	F4: 180°	0.587	0.579	1.6	0.594	0.586	1.6	3
	F1: 0°	0.051	0.067	-3.2	0.047	0.039	1.62	4
	F2: 90°	0.613	0.606	1.4	0.622	0.615	1.4	3
	11 F3: 270°	0.399	0.389	2	0.369	0.359	2	3
	F4: 180°	0.053	0.051	0.4	0.048	0.042	1.2	4
	F1: 0°	0.500	0.498	0.4	0.500	0.493	1.4	2
	F2: 90°	0.503	0.494	1.8	0.500	0.489	2.2	3
	13* F3: 270°	0.497	0.491	1.2	0.500	0.495	1	3
	F4: 180°	0.500	0.488	2.4	0.503	0.502	0.1	3
5	16*	2.000	1.980	1	2.000	1.989	0.5	2
	14	1.297	1.288	0.5	1.292	1.286	0.3	4

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Los resultados de la Tabla 5-4, de desviación entre la dosis calculada por el TPS y obtenida por medición, para las dos curvas DER de calibración, están dentro de los parámetros de aceptación establecidos por la OIEA. La tabla muestra una máxima desviación, en el inserto 11 (pulmón) con un valor de -3,2 para la curva DER estándar, y en el inserto 17 (agua en jeringa) con un valor de 2,7 para la nueva curva DER. En la tabla también se observa la mínima desviación, que tiene un valor de 0 para el inserto 13 (agua) para la curva DER estándar, y para el inserto 2 (hueso) un valor de 0 con la nueva curva DER.

4.4. Resultados de la verificación dosimétrica aplicada a pacientes

Los datos obtenidos de la verificación dosimétrica, para los tres pacientes, aplicada a un fantoma de agua sólida, y cada uno con un caso clínico diferente, planificados tanto con la curva de calibración DER estándar y la nueva curva DER, para una prescripción de 2 Gy con un campo AP arrojó los resultados mostrados en la Tabla 6-4. La Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medición (ICRU) en su informe 24 sobre la determinación de la dosis absorbida en pacientes irradiados con haces de rayos X o gamma en procedimientos de radioterapia establece un límite de tolerancia de $\pm 5\%$ en el suministro de la dosis a un volumen blanco (International Commission on Radiation Units And Measurements (ICRU), 1976).

Tabla 6-4: Desviación de dosis absorbida en pruebas realizadas a pacientes con energía de 6 MV.

Prueba	CURVA DER ESTÁNDAR			CURVA DER INGRESADA			Tolerancia ICRU [%]
	Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	
Pelvis	2.00	1.971	1.47	2.00	1.972	1.41	5
Cráneo	2.00	2.022	-1	2.00	2.022	-1.13	5
Pulmón	2.00	1.957	2.19	2.00	1.958	2.14	5

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

En la Tabla 6-4 de la desviación entre la dosis calculada por el TPS y la obtenida por medición, para las dos curvas, muestra que las pruebas realizadas no superan el límite de tolerancia máximo establecido en el documento del ICRU (International Commission on Radiation Units And Measurements (ICRU), 1976). En la tabla se observa que la mínima desviación encontrada es para la prueba de cráneo con un valor de -1 para la curva DER estándar, y un valor de -1.13 para la nueva curva DER

Tabla 7-4: Desviación de dosis absorbida en pruebas realizadas a pacientes con energía de 15 MV.

Prueba	CURVA DER ESTÁNDAR			CURVA DER INGRESADA			Tolerancia ICRU [%]
	Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	Dosis Calculada TPS [Gy]	Dosis Obtenida por Medición [Gy]	Desviación [%]	
Pelvis	2.00	1.979	1.06	2.00	1.980	1.01	5
Cráneo	2.00	2.015	-0.74	2.00	2.016	-0.79	5
Pulmón	2.00	1.958	2.14	2.00	1.964	1.83	5

Realizado por: Jessica Cristina Paguay V. 2018.

Según los cálculos realizados en la Tabla 7-4 la desviación entre la dosis calculada por el TPS y la obtenida por medición, para las dos curvas de calibración, muestran que la mínima desviación es para la prueba de cráneo con un valor de -0.74 para la curva DER estándar, y un valor de -0,79 para la nueva curva DER. Se observa que las pruebas realizadas están dentro de los parámetros establecidos según los límites establecidos por la ICRU (International Commission on Radiation Units And Measurements (ICRU), 1976).

CONCLUSIONES

La metodología aplicada en base al TEC-DOC 1583 de la OIEA, donde establece que la diferencia entre las HU del Tomógrafo Activion 16 y las del TPS Eclipse 13 no deben exceder a ± 20 HU, para que los datos de HU obtenidos del tomógrafo sean aptos para crear una curva de calibración DER, dado que de las mediciones realizadas en los insertos, en ninguno se excedió este límite establecido.

Una vez obtenidos los datos de HU del Tomógrafo Activion 16 y tomando las densidades electrónicas relativas al agua del manual del fantoma CIRS 062M se procedió a construir la curva de calibración DER, para posteriormente ser ingresada al TPS Eclipse 13. La comparación realizada de la curva DER estándar y la nueva curva DER muestran comportamientos similares en todos los tipos de insertos estudiados excepto en hueso.

Las desviaciones de la dosis absorbidas calculadas por el sistema de planificación con respecto a la obtenida por medición para cada uno de los insertos no sobrepasó el límite máximo establecido por la OIEA en los cinco pruebas de control de calidad realizadas según las especificaciones del TEC-DOC 1583, y para las pruebas ejecutadas para los tres casos clínicos en tórax, pelvis y cráneo tampoco superaron el límite de tolerancia establecida por el ICRU.

RECOMENDACIONES

Según los resultados obtenidos en la desviación entre la dosis calculada por el TPS y la obtenida por medición para las dos curvas de calibración DER, se recomienda que se utilice cualquiera de las dos curvas de calibración DER ya que las dos no superaron el límite de tolerancia establecido.

Adquirir un fantoma antropomorfo que permita realizar pruebas dosimétricas con mayor tamaño de campo, con el fin de realizar más pruebas que contribuyan con una verificación dosimétrica con mejor precisión.

.

BIBLIOGRAFÍA

AGUINAGA, H.F. et al., "Tomografía axial computarizada y resonancia magnética para la elaboración de un atlas de anatomía segmentaria a partir de criosecciones axiales del perro". *Revista Colombiana de Ciencias Pecuarias* [en línea], 2006, (Colombia) 194(10), pp. 451-459. [Consulta: 25 mayo 2017] ISSN 2256-2958. Disponible en: <https://aprendeenlinea.udea.edu.co/revistas/index.php/rccp/article/view/324104/20781287>

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM), "Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66". *Medical Physics* [en línea], 2003, (Estados Unidos de America) 30(10), pp. 2762-2792. [Consulta: 6 marzo 2017]. Disponible en: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1118/1.1609271>

ASOCIACIÓN ESPAÑOLA CONTRA EL CÁNCER (AECC), "¿ Que es la radioterapia?. *Asociación Española Contra el Cáncer (aecc)* [en línea,], (2011), (España), pp: 1-40. [Consulta: 26 mayo 2017]. Disponible en: <http://www.seor.es/wp-content/uploads/Gu%C3%ADa-de-la-Asociaci%C3%B3n-Espa%C3%B1ola-contra-el-C%C3%A1ncer-AECC-.Tratamiento-con-Radioterapia.pdf>

ATTIX, F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. New York- Estados Unidos : Wiley & Sons, 1986, pp. 1-15.

BASKAR, R. et al., "Cancer and Radiation Therapy: Current Advances and Future Directions". *International Journal of Medical Sciences* [en línea], (2012), 9(3), pp. 193-199. [Consulta: 26 mayo 2017] ISSN 1449-1907. Disponible en: <http://www.medsci.org/v09p0193.htm>

CASTELLANOS, M.E., "Las nuevas tecnologías: necesidades y retos en radioterapia en América Latina ". *Revista Panamericana de Salud Pública* [en línea], (2006), 20, pp. 143-150. Disponible en: <https://scielosp.org/pdf/rpsp/2006.v20n2-3/143-150/es>.

COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS (CIRS), *Electron Density Phantom Model 062M* [en línea]. Virginia-USA, 2013. [Consulta: 1junio 12017]. Disponible en: <http://www.cirsinc.com/file/Products/062M/062M DS 091515.pdf>.

COZZI, L. et al., "Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy". *Radiotherapy and Oncology* [en línea], (1998) 48(3), pp. 335-338. [Consulta: 1 junio 2017] ISSN 01678140. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9925254>.

DELGADO RODRÍGUEZ, J.M. et al., Radioterapia Externa II: Dosimetría Clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad. España: ADI, 2013, pp. 23-27, 299-323.

DELLÁN A., VILLAROEL M., H.A., "Application of Hounsfield Units in Computed Tomography As a Diagnostic Tool for Intra-Osseous Lesions of the Maxillo- Mandibular Complex: Diagnostic Clinical Study". *Revista. Odontológica. Universitaria Cid. São Paulo* [en línea], 2015, (Brasil) 27(2), pp. 100-110. [Consulta: 2 junio 2017]. Disponible en: <http://files.bvs.br/upload/S/1983-5183/2016/v27n2/a5438.pdf>

DRUCK., T., "Electronic Data Logger OPUS 20 with internal sensors Electronic Data Logger OPUS 20 with internal sensors Temperature and Humidity OPUS 20-THIP : Temperature , Air pressure and Humidity" [en línea]. Disponible en: http://www.druck-temperatur.de/dt/daten/opus20_e.pdf.

ECUADOR OVERSEAS (EOS). *Radioterapia* [en línea]. Ecuador, 2016. [Consulta: 20 diciembre 2017]. Disponible en: <http://eos.med.ec/category/radioterapia/>.

ELHOSPITAL. *Sistemas de planificación* [en línea]. 2016. [Consulta: 3 abril 2018]. Disponible en: <http://www.elhospital.com/temas/FDA-aprueba-sistema-de-planeacion-de-radioterapia+112299>.

HALLIDAY, D. et al., Radioterapia externa I: Bases físicas, equipo, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad. España: ADI, 2012, pp.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), TRS-398: Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos . Viena-Australia , 2005, pp. 76-94.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). TEC-DOC 1583: Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems : Testing for Typical External Beam Treatment Techniques Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems : Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. Viena-Australia, 2008. pp. 1-29.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU). Report 24: Determination of absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. Bethesda, 1976.

LAGO, A.I., Planificadores 3D y simulación virtual del tratamiento. Situación en España. Supervivencia asociada a su aplicación [en línea], España: avalia-t, 2003. [Consulta: 20 diciembre 2017] pp. 1-25 Disponible en: <https://www.sergas.es/cas/Servicios/docs/AvaliacionTecnologias/Planificadores-3D-IA2003-01.pdf>

MARTÍNEZ, L.C., "Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT". *Revista de Física Medica* [en línea], 2002, España 3(1), pp. 19-25. [Consulta: 12 marzo 2017]. Disponible: https://www.researchgate.net/publication/255642461_Un_metodo_para_la_conversion_del_numero_Hounsfield_en_densidad_electronica_y_para_la_obtencion_de_la_energia_efectiva_en_los_escaneres_CT

MUÑOZ, T. Integración de las curvas DER (Densidad Electrónica Relativa) al proceso de verificación dosimétrica de un planificador de tratamientos 3D- conformados para radioterapia [n línea](tesis). (Maestría) Instituto Balseiro, Argentina. 2009. pp. 1-51. [Consulta: 23 abril 2017]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/44270885_Integracion_de_las_curvas_DER_densidad_electronica_relativa_al_proceso_de_verificacion_dosimetrica_de_un_planificador_de_tratamientos_3D-conformados_para_radioterapia

OCHANDORENA, K. et al., Simulador para marcado en radioterapia [en línea] (tesis). Universidad De La Republica, Uruguay. 2015. pp. 1-36. [Consutla: 20 abril 2017]. Disponible en: <http://licenciaturaradioterapia.com/wp-content/uploads/sites/5/2016/03/MONOGRAFIA-SIMULADOR-PARA-MARCADO-EN-RADIOTERAPIA.pdf>.

ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA (OIEA), 2000. TEC-DOC 1151: Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad.". *Tecdoc-1151*. Viena-Australia. 2000, pp. 1-30.

PELAYO, B.D.C., "Radioterapia externa: lo que el médico general debe saber". *Revista Médica Clínica Las Condes* [en línea], 2013, (España) 24(4), pp. 705-715. [Consulta: 30 abril 2017] ISSN 07168640. Disponible en: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0716864013702104>.

PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN (PTW). User Manual UNIDOS E PTW - Universal dosemeter. Alemania, 2014 pp. 1-61.

PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN (PTW). Radiation Physics Thimble Ionization Chambers. Alemania, 2015 pp. 1-23.

PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN (PTW), User Manual RW3 Slab Phantom. Alemania, 2015 pp. 1-2

RAMÍREZ, J.C. et al., "Tomografía computarizada por rayos x: fundamentos y actualidad". *Revista Ingeniería Biomédica* [en línea], 2008, 2(4), pp. 13-31. [Consulta: 30 julio 2017]. ISSN 1909-9762. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622008000200008.

SCHNEIDER, U. et al., "The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning". *Physics in Medicine and Biology* [en línea], 1996, 4(1), pp. 111-124. Consulta: 3 julio 2017. Disponible en: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/41/1/009/meta>.

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (SEFM). ICRU-60: Magnitudes y Unidades Fundamentales para la Radiación Ionizante. España, 2003, pp. 1-26.

TOSHIBA. Multislice HELICAL CT SCANNER Activion 16. 2001, pp. 1-16

VAN DYK, J., "Quality Assurance of Radiation Therapy Planning Systems: Current Status and Remaining Challenges". *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* [en línea], 2008, 71(1), pp. 23-27. [Consulta: 30 agosto 2017]ISSN 03603016. DOI 10.1016/j.ijrobp.2007.04.095.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Clinac CX Accelerator Innovative technology that grows with you. Estados Unidos, 2008 pp. 1-4.

WEBCONSULTAS. *Braquiterapia* [blog]. [Consulta: 1 febrero 2018]. Disponible en:
<https://www.webconsultas.com/noticias/salud-al-dia/cancer-de-mama/la-braquiterapia-reduce-la-duracion-del-tratamiento-del-cancer>

ANEXOS

ANEXO A

ANEXO A.1: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la masa encefálica, se administró una dosis de 2 Gy con una energía de 6MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la curva de calibración DER estándar.

The screenshot displays a radiotherapy planning software interface. The main window shows a 3D view of a patient's head and neck with a radiation field (Campo 1) overlaid. The field is defined by a rectangular box with a red border and a yellow center. The dose distribution is shown as a color map within the field. The interface includes a menu bar at the top with options like 'Archivo', 'Editar', 'Ver', 'Insertar', 'Planificación', 'Herramientas', and 'Ventana'. A toolbar below the menu bar contains various icons for navigation and manipulation. On the left, there is a sidebar with a tree view showing the hierarchy of images and structures, including 'CTCRANEO-15M', 'CTCRANEO-6MV', and 'Imágenes registradas'. The bottom of the interface features a table with the following data:

Campos	Prescripción de dosis	Alineaciones de campo	Objetivos del plan	Objetivos de optimización	Estadísticas de dosis	Modelos de cálculo	Plan suma															
Grupo	ID campo	Técnica	Máquina/Energía	MLC	Peso del campo	Esrata	Gantry Rtn [deg]	Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	Cu/a	Field X [cm]	X1 [cm]	X2 [cm]	Field Y [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	Calculado SID [cm]	IMJ [cm]	Ref. D ₅₀ [Gy]
<input checked="" type="checkbox"/>	Campo 1	STATIC-1	SOLCA_HCKX888 - 6X		1.000	Varian IEC	0.0	0.0	0.0	Ninguno	10.0	+5.0	+5.0	10.0	+5.0	+5.0	0.00	0.00	-0.00	90.5	252	304.4

ANEXO A.2: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la masa encefálica, se administró una dosis de 2 Gy con una energía de 15 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la curva de calibración DER estándar.

The screenshot displays a radiotherapy planning software interface with the following components:

- Top Panel:** Menu bar (Archivo, Editar, Ver, Insertar, Planificación, Herramientas, Ventana) and toolbar.
- Left Panel:** Tree view showing image series (Image 1-6), CT scans (CTCRANEO-15M, 6MV), and planning parameters (Dosis, Campos).
- Central Panels:**
 - Top-left: Transverse 2D view of the brain with a radiation field (Campo 1) and dose distribution (0.00 to 202.0 cGy).
 - Top-right: 3D reconstruction of the head and neck with the radiation field.
 - Bottom-left: Frontal 2D view of the head and neck with the radiation field.
- Bottom-Right Panel:** A dosimetry table titled "Instrumentación de punto: CTCRANEO-15M".
- Bottom Panel:** A detailed table for field and machine parameters.

Dosis		Propiedades físicas	
Campo	Dosis total		
Campo 1	202.0 cGy		
Total:	202.0 cGy		

Campos	Prescripción de dosis	Alineaciones de campo	Objetivos del plan	Objetivos de optimización	Estadísticas de dosis	Modelos de cálculo	Plan suma															
Grupo	ID campo	Técnica	Máquina/Energía	MLC	Peso del campo	Escala	Gantry Rtn (Deg)	Coll Rtn (Deg)	Couch Rtn (Deg)	Cuña	Field X (cm)	X1 (cm)	X2 (cm)	Field Y (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	Calculado SSD (cm)	MU DME	Ref. D. (Gy)
✓	Campo 1	STATIC-I	SOLCA_HCKX888 - 15X		1.000	Varian IEC	0.0	0.0	0.0	Ninguno	10.0	+5.0	+5.0	10.0	+5.0	+5.0	0.00	0.00	-0.00	90.5	216	263.5

ANEXO A.3: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la masa encefálica, se administró una dosis de 2 Gy con una energía de 6 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la nueva curva de calibración DER.

The screenshot displays a radiotherapy planning software interface. The main window shows a patient's head and neck in three views: Transversal (axial), Frontal (coronal), and Sagital (sagittal). A radiation field, labeled 'Campo 1', is defined over the head area. The dose distribution is shown as a color-coded overlay. A 'Dosis' window is open, displaying the following information:

Propiedades físicas	Dosis total
Campo 1	201.2 cGy
Total	201.2 cGy

Below the 'Dosis' window, there are input fields for 'Ubicación (cm):' with values 0.07, 0.00, and 0.09, and a 'Cerrar' button.

The bottom status bar contains a table with the following columns: Campos, Prescripción de dosis, Alineaciones de campo, Objetivos del plan, Objetivos de optimización, Estadísticas de dosis, Modelos de cálculo, and Plan suma. The table has one row for 'Campo 1' with the following values:

Grupo	ID campo	Técnica	Máquina-Energía	MRC	Peso del campo	Escala	Gainy Rln (Mg)	Col Rln (deg)	Ceub Rln (deg)	Cuña	Field X (cm)	X1 (cm)	X2 (cm)	Field Y (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	Calculado SSD (cm)	MU (UM)	Ref. D. (cGy)
✓	Campo 1	STATIC-I	SOLCA_HCX5888 - 6X		1.000	Varian IEC	0.0	0.0	0.0	Ninguno	10.0	+5.0	+5.0	10.0	+5.0	+5.0	-0.00	0.00	-0.00	90.5	252	304.5

ANEXO A.4: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la masa encefálica, se administró una dosis de 2 Gy con una energía de 15 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la nueva curva de calibración DER.

The screenshot displays a radiotherapy planning software interface with the following components:

- Top Menu:** Archivo, Editar, Ver, Insertar, Planificación, Herramientas, Ventana.
- Left Panel (Tree View):**
 - Image 5, Image 4, Image 3, Image 2, Image 1
 - Series: Simple
 - NCTCRANEO-15M (selected)
 - NCTCRANEO-6MV
 - NCTCRANEO-15M (expanded):
 - NCT-Craneo (expanded):
 - Imágenes registradas: CopiaSimple, Simple, SimplePTV50_10
 - NCT-Craneo
 - BODY
 - PTV_Low
 - Origen del usuario
 - Puntos de referencia: PTV_Low
 - Dosis
 - Campos: Campo 1
- Main View (Top):** Transversal view of the brain showing a radiation field (Campo 1) and dose distribution. A point 'IC 6121' is marked with a dose of 7.1995 Gy.
- Main View (Bottom):** Frontal view of the brain showing the radiation field and dose distribution.
- Main View (Right):** Sagittal view of the brain showing the radiation field and dose distribution.
- Dialog Box (Incrementa de punto, MCTCRANEO-15M):**

Campos	Propiedades físicas	Dosis total
Campo 1		199.5 cGy
Total:		199.5 cGy

Ubicación [cm]: X: -0.06, Y: 0.00, Z: -0.05
- Bottom Panel (Table):**

Campos	Prescripción de dosis	Alineaciones de campo	Objetivos del plan	Objetivos de optimización	Estadísticas de dosis	Modelos de cálculo																
Grupo	ID campo	Técnica	Máquina/Energía	M.C.	Peso del campo	Escala	Gantry Rtn [deg]	Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	Cuñá	Field X [cm]	X1 [cm]	X2 [cm]	Field Y [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	Calculado SSD [cm]	MU [MU]	Ref. D. [cGy]
1	Campo 1	STATIC-1	SOLCA HXS888 - 15X		1.000	Varian IBC	0.0	0.0	0.0	Ninguno	10.0	+5.0	+5.0	10.0	+5.0	+5.0	-0.00	0.00	-0.00	90.5	216	263.5

ANEXO B

ANEXO B.1: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la región pélvica, se administró una dosis de 2 Gy y una energía de 6 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la curva de calibración DER estándar.



ANEXO B.2: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la región pélvica, se administró una dosis de 2 Gy y una energía de 15 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la curva de calibración DER estándar.

The screenshot displays a radiotherapy planning software interface. The main window shows a 2D transverse CT scan of a patient's pelvis with a radiation field (Campo 1) overlaid. The interface includes a left sidebar with a tree view of images and plans, a top toolbar, and a bottom status bar with a table of field parameters.

CTPELVIS-15MV - No aprobado - Transversal - CTPELVIS

CTPELVIS-15MV - No aprobado - Reconstrucción 3D - CTPELVIS

CTPELVIS-15MV - No aprobado - Frontal - CTPELVIS

CTPELVIS-15MV - No aprobado - Isoplán - CTPELVIS

Instrumento de punto: CTPELVIS-15010-1

Dosis	Propiedades físicas
Campo 1	Dosis total: 200.8 cGy
Totals	Dosis total: 200.8 cGy

Ubicación (cm): -0.00 0.00 0.08

Cerrar

Campos	Prescripción de dosis	Alineaciones de campo	Objetivos del plan	Objetivos de optimización	Estadísticas de dosis	Modelos de cálculo	Plan suma			
ID fraccionamiento	Dosis/Fracción (Gy)	Número de fracciones	Dosis total (Gy)	Volumen objetivo	Punto de referencia primario (Volumen)	Dosis total en Písmario (Gy)	Dosis relativo en Písmario [%]	Porcentaje prescrito [%]	Modo de normalización del plan	Valor de normalización de plan [%]
F1	200.0	1	200.0	CTV 45	CTV 45 (CTV 45)	200.0	100.0	100.0	Valor de normalización del plan: 100.00	100.0

ANEXO B.3: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la región pélvica, se administró una dosis de 2 Gy y una energía de 6 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la nueva curva de calibración DER.

The screenshot displays a radiotherapy planning software interface with four main view windows and a dosimetry table. The top-left window shows a list of images and plans. The top-right window shows a 3D view of the radiation field. The bottom-left window shows a frontal view of the pelvic region. The bottom-right window shows a dosimetry table for 'Campo 1'.

Dosis		Propiedades físicas	
Campo	Dosis total		
Campo 1	201.1 cGy		
Total:	201.1 cGy		

Campos																						
Grupo	ID campo	Técnica	Máquina/Energía	MLC	Peso del campo	Escala	Geny Rtn [Grq]	Coll Rtn [Grq]	Coun Rtn [Grq]	Cuñia	Modelos de cálculo											
<input checked="" type="checkbox"/>	Campo 1	STATIC-1	SOLCA_HCX5888 - 6X		1.000	Varian IEC	0.0	0.0	0.0	Ninguno	10.0	+5.0	+5.0	10.0	+5.0	+5.0	0.00	0.00	-0.00	87.0	281	368.4

ANEXO B.4: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la región pélvica, se administró una dosis de 2 Gy y una energía de 15 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la nueva curva de calibración DER.

The screenshot displays a radiotherapy planning software interface. The central window shows a 3D view of a patient's pelvis with a red target volume and blue field boundaries. The left sidebar contains a tree view of the plan, including 'Image 2', 'Image 1', 'Series', 'CT_1', 'C1', 'CTPELVIS-15MV', 'CTPELVIS-6MV', 'NCTPELVIS-15M', 'NCTPELVIS-6MV', and 'Plan CERVID'. The right sidebar shows a 'Dosis' table and 'Propiedades físicas' section. The 'Dosis' table is as follows:

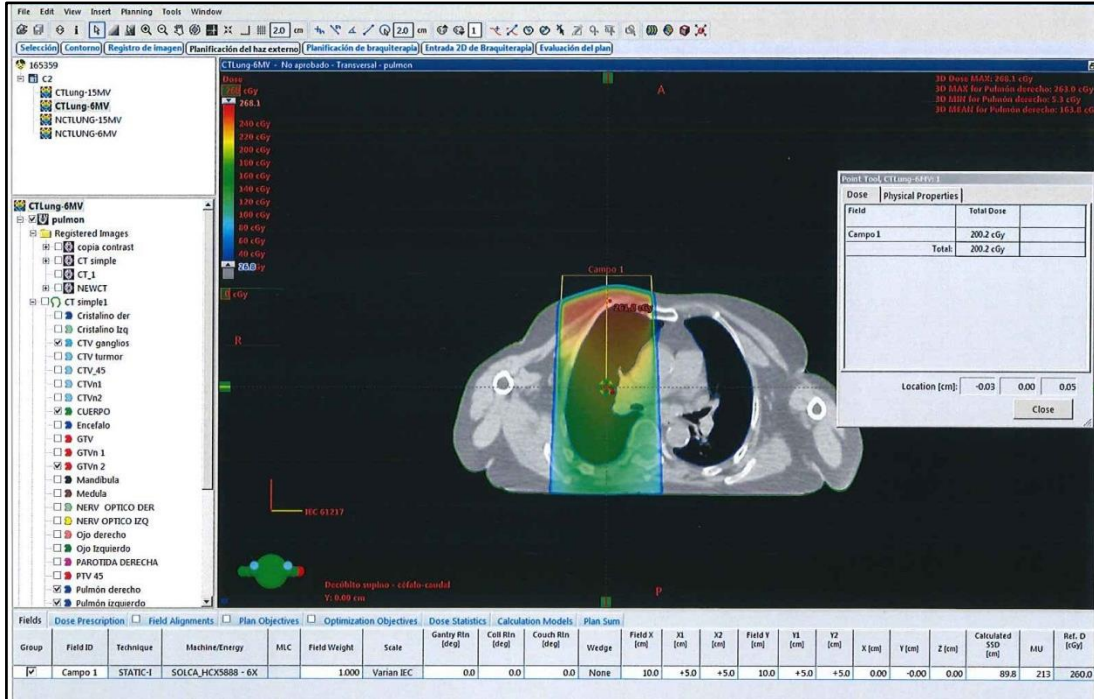
Dosis		Propiedades físicas	
Campo	Dosis total		
Campo 1	202.1 cGy		
Total	202.1 cGy		

The 'Propiedades físicas' section shows the location of the point in cm: 0.14, 0.00, 0.23. Below the main interface is a table with the following columns: Campos, Prescripción de dosis, Alineaciones de campo, Objetivos del plan, Objetivos de optimización, Estadísticas de dosis, Modelos de cálculo, Plan suma. The table contains one row for 'Campo 1' with the following values:

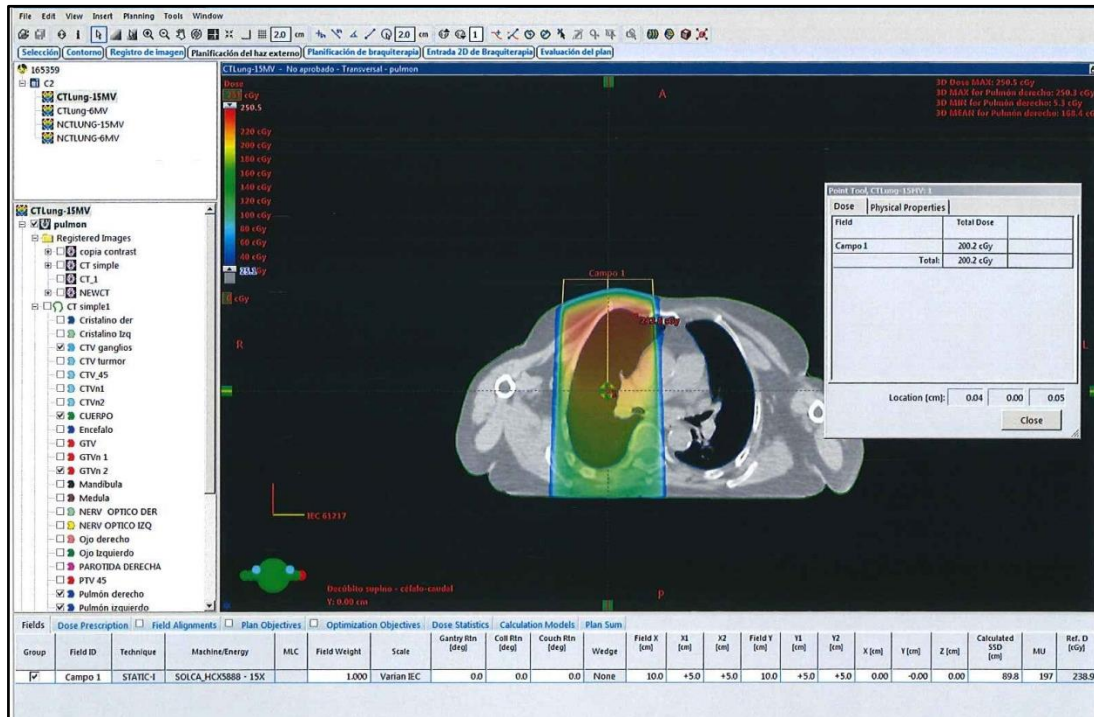
Grupo	ID campo	Técnica	Máquina/Energía	M.L.C.	Peso del campo	Escala	Gantry Rtn [deg]	Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	Modelos de cálculo	Field X [cm]	X1 [cm]	X2 [cm]	Field Y [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	Calculado SID [cm]	MU [MU]	Ref. D. [cGy]
	Campo 1	STATIC-I	SOLCA.HCX888 - 15X		1.000	Varian IEC	0.0	0.0	0.0	Ninguno	10.0	+5.0	+5.0	10.0	+5.0	+5.0	0.00	0.00	-0.00	87.0	232	305.6

ANEXO C

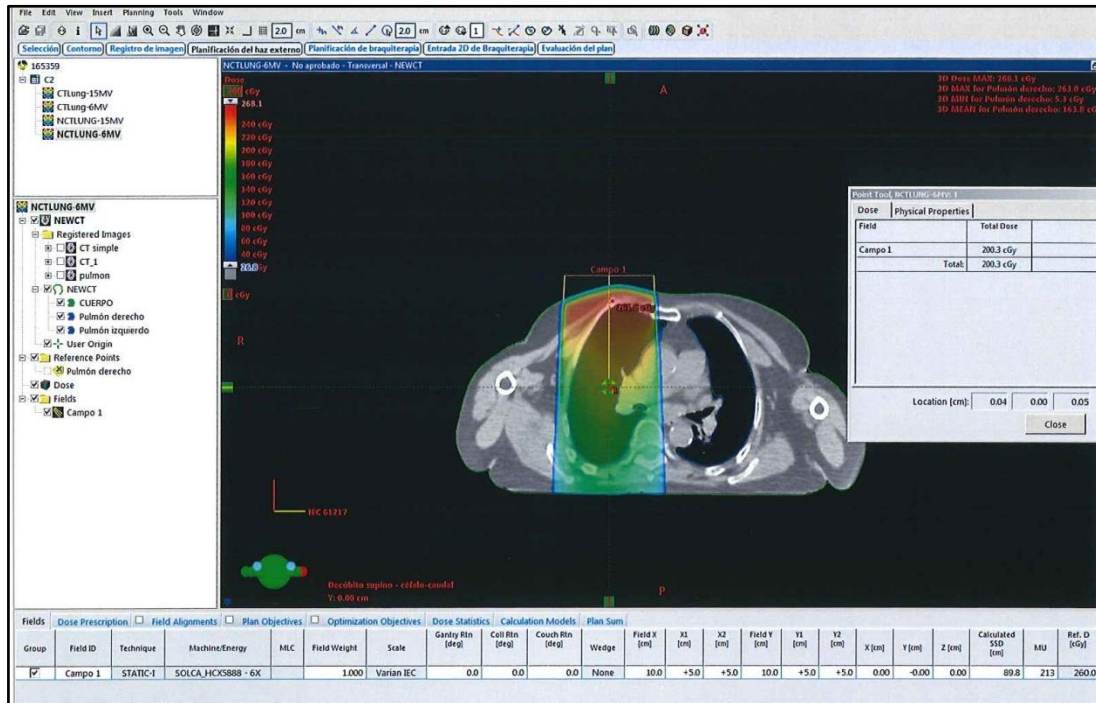
ANEXO C.1: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la región pulmonar derecha, se administró una dosis de 2 Gy y una energía de 6 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la curva de calibración DER estándar.



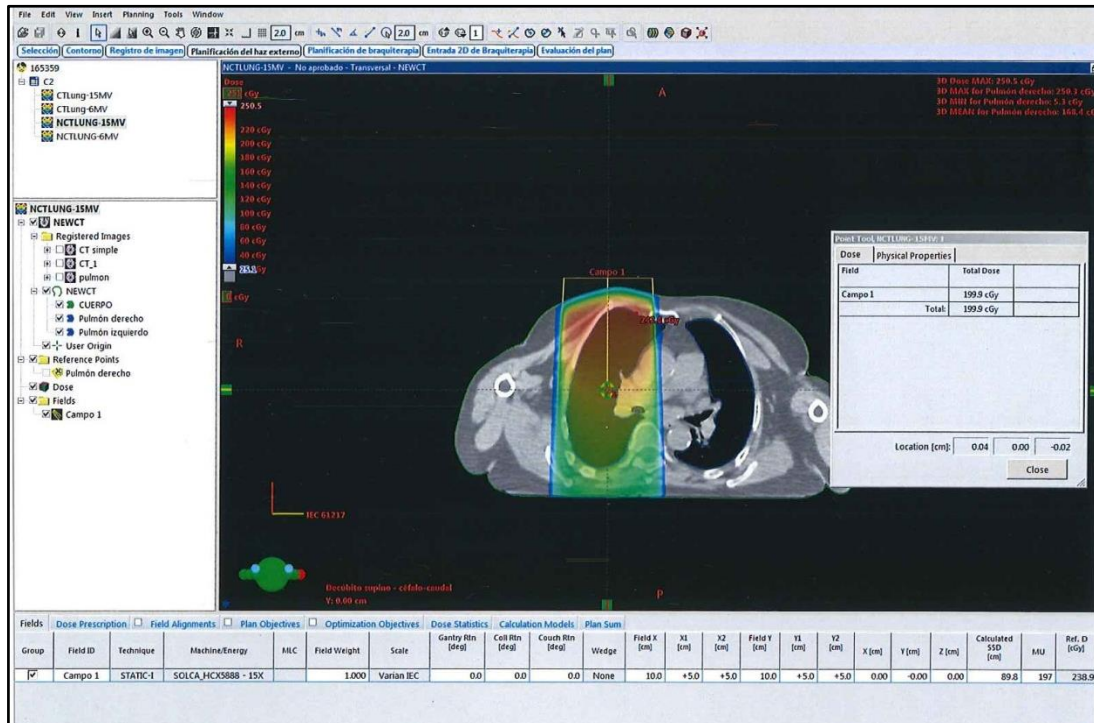
ANEXO C.2: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la región pulmonar derecha, se administró una dosis de 2 Gy y una energía de 15 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la curva de calibración DER estándar.



ANEXO C.3: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la región pulmonar derecha, se administró una dosis de 2 Gy y una energía de 6 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la nueva curva de calibración DER.




ANEXO C.4: Planificación dosimétrica realizada a paciente que presenta un tumor cancerígeno en la región pulmonar derecha, se administró una dosis de 2 Gy y una energía de 15 MV, el cálculo dosimétrico se realizó con la nueva curva de calibración DER.



ANEXO D

Certificado de calibración de calibración de la cámara de ionización tipo farmer con un volumen sensible de 0.6 cm³.

CALIBRATION CERTIFICATE		PTW	
No. 1503213			
PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptw.de			
Calibration Object			
Radiation Dosimeter			
Elektrometer	UNIDOS E [REF] T10010 [SN] 002075		
Detector	[REF] TN30013 [SN] 008665		
Detector Type	Ionization Chamber		
Manufacturer	PTW-Freiburg		
Customer	Hospital Oncológico de SOLCA Núcleo de Loja Av. Salvador Bustamante Celi, Jipiro EC- Loja	Order No. :	AU1502415
		Order Date :	2015-07-21
Calibration Results			
Measuring Quantity	Absorbed Dose to Water (D _w)		
Detector Calibration Factor	N _{D,w} = 5.371 · 10 ⁷ Gy / C		
Electrometer Calibration Factor	k _{ele} = 1.000 +/- 0.5 %		
Beam Quality Correction	Beam Quality	Correction Factor k _Q	Uncertainty
	⁶⁰ Co	1.000	1.1 %
Reference Conditions	Beam Quality:	⁶⁰ Co	
	Temperature:	295.2 K (22°C)	
	Air Pressure:	1013.26 hPa	
	Relative Humidity:	50%	
	Chamber Voltage/Polarity:	+ 400 V	
	Ion Collection Efficiency:	100 %	
Calibration Date	2015-07-22		
Recalibration Interval	2 years (recommended)		
Freiburg, 2015-07-22	PTW-Freiburg Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pöschel GmbH 		
	(Signature)		
Page 1 / 2			

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 stem 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	≤ 0.2 % (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.
- The calibration factor presented in this certificate can be equally used for Absorbed-Dose-To-Water determination with dosimetry protocols IAEA TRS 398, AAPM TG-51 and DIN 6800-2. However, it must be guaranteed that the reference temperature given in this certificate is in agreement with the reference temperature of the chosen dosimetry protocol. In the case of disagreement of reference temperatures an appropriate correction of the presented calibration factor with respect to the dosimetry protocols reference temperature must be applied.