

*Implementación de un Protocolo de  
Control de Calidad del TPS PrecisePLAN,  
a partir de un Fantoma Antropomórfico  
de Tórax y una Cámara de Ionización CC13*

*Br. Raúl Suárez*

Tutores: Dra: Nuri Hurtado

Lcdo: Álvaro Posú

Trabajo Especial de Grado



Caracas, 7 de junio del año 2016





Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO DE  
CONTROL DE CALIDAD DEL TPS  
PRECISEPLAN, A PARTIR DE UN FANTOMA  
ANTROPOMÓRFICO DE TÓRAX Y UNA  
CÁMARA DE IONIZACIÓN CC13**

Br. Raúl Suárez

Dra: Nuri Hurtado, Tutora

Lcdo: Álvaro Posú, Tutor

Caracas, 7 de junio del año 2016

**Implementación de un Protocolo de Control de Calidad del TPS  
PrecisePLAN, a partir de un Fantoma Antropomórfico de Tórax y una  
Cámara de Ionización CC13**

Copyright © 2016

Universidad Central de Venezuela  
*Raúl Suárez*



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
ESCUELA DE FÍSICA



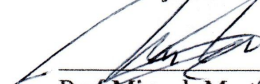
### VEREDICTO

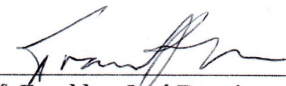
Quienes suscriben, miembros del Jurado designado por el Consejo de la Escuela de Física de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo Especial de Grado presentado por **Raúl Alfonso Suárez Jaimés**, Cédula de Identidad **V-18924806**, bajo el título **“Implementación de un Protocolo de Control de Calidad del TPS PrecisePLAN, a partir de un Fantoma Antropomórfico de Tórax y una Cámara de Ionización CC13”**, a los fines de cumplir con el requisito legal para optar al grado de **Licenciado en Física**, dejan constancia de lo siguiente:

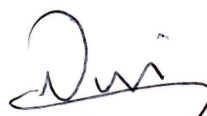
1. Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del Jurado, éste fijó el día 3 de junio de 2016, a las 3:00 pm, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la Sala de Seminarios Guillermo Ruggeri de la Escuela de Física, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual respondió satisfactoriamente a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado; todo ello conforme a los artículos 20, 21, 22, 25, 26 y 28 de la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente.
2. Finalizada la defensa pública del trabajo, el jurado decidió declararlo aprobado por considerar que se ajusta a lo dispuesto y exigido en la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente en sus artículos 1, 5 y 6.

Se levanta la presente acta a los 3 días del mes de junio de 2016, dejándose también constancia de que, conforme a la normativa jurídica vigente, actuó como coordinador del jurado el tutor del Trabajo Especial de Grado Profa. Nuri Janil Hurtado Villasana.

Firma del jurado evaluador

  
Prof. Miguel Martín Landrove  
V-3982506  
UCV

  
Prof. Franklyn José Reggio  
Gomez  
V-12962577  
UCV

  
Profa. Nuri Janil Hurtado  
Villasana  
V-6180156  
UCV



IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DEL TPS PRECISEPLAN, A PARTIR DE UN FANTOMA ANTROPOMÓRFICO DE TÓRAX Y UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN CC13

Br. Raúl Suárez

*Trabajo Especial de Grado presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela como requisito parcial para optar al título de*  
**Licenciado en Física.**

---

Dra: Nuri Hurtado, Tutora

Fecha

---

Lcdo: Álvaro Posú, Tutor

Fecha

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por el Br. Raúl Suárez, titulado: “**Implementación de un Protocolo de Control de Calidad del TPS PrecisePLAN, a partir de un Fantoma Antropomórfico de Tórax y una Cámara de Ionización CC13** ” para optar al título de Licenciado en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

---

Dra: Nuri Hurtado, Tutora

Fecha

---

Lcdo: Álvaro Posú, Tutor

Fecha

---

1

Fecha

---

2

Fecha

Caracas, 7 de junio del año 2016

.....

.....

.....

.....

.....



## **Agradecimientos**

A mis padres, mis hermanos Andrea y José, mi gran amigo Dorjes, mi tutora la profesora Nuri y mis amigos de la universidad Karen, Katerine, Luis, Pedro y Juan.



2.11.	Calibración de una Cámara de Ionización . . . . .	29
<b>3.</b>	<b>METODOLOGÍA</b>	<b>32</b>
3.1.	Equipos utilizados . . . . .	32
3.2.	Metodología . . . . .	37
3.2.1.	Calibración de la cámara de ionización de campo . . . . .	37
3.2.2.	Control de Calidad del Haz de Radiación del Acelerador Lineal . . . . .	38
3.2.3.	Protocolo a Implementar . . . . .	42
3.2.4.	Determinación del error % en Dosis . . . . .	49
<b>4.</b>	<b>Resultados</b>	<b>50</b>
4.1.	Calibración interna de una cámara de ionización de campo . . . . .	50
4.2.	Calibración del Acelerador lineal . . . . .	51
4.2.1.	Dosis medida en el fantoma antropomórfico de tórax y calculada por el TPS PrecisePLAN . . . . .	52
<b>5.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>56</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>58</b>
<b>A.</b>	<b>Calibración de una cámara de ionización de campo</b>	<b>61</b>
A.1.	Primera semana, medidas por intercomparación de una cámara de campo . . . . .	62
A.2.	Segunda semana, medidas por intercomparación de una cámara de campo . . . . .	64
A.3.	Tercera semana, medidas por intercomparación de una cámara de campo . . . . .	66

<i>Índice General</i>	ix
<b>B. Incertidumbre de las medidas</b>	<b>68</b>
B.0.1. Incertidumbres de Calibración de la cámara de ionización CC13 . . . . .	71
B.0.2. Incertidumbre para los casos del protocolo de control de calidad . . . . .	73

## LISTA DE FIGURAS

2.1.	Relación Dosis Absorbida y Kerma . . . . .	8
2.2.	Ley del inverso del cuadrado de la distancia . . . . .	10
2.3.	PDD por tamaño de campo . . . . .	12
2.4.	PDD en función de la energía . . . . .	12
2.5.	Razón tejido aire . . . . .	13
2.6.	Procesos de planificación de la terapia de radiación . . . . .	19
2.7.	Esquema que muestra las cuatro regiones en las que se divide el haz de radiación. . . . .	20
2.8.	Método Clarkson . . . . .	22
3.1.	Fantoma antropomórfico de tórax, modelo 002LFC . . . . .	36
3.2.	Disposición de los inserto (a) e incidencia del haz de radiación sobre el fantoma (b) . . . . .	43
3.3.	Disposición de la cámara de ionización CC13, en el fantoma antropomórfico de tórax. . . . .	46
4.1.	Planificación de los casos propuestos en el protocolo control de calidad del TPS PrecisePLAN. . . . .	55

## Resumen

### **Implementación de un Protocolo de Control de Calidad del TPS PrecisePLAN, a partir de un Fantoma Antropomórfico de Tórax y una Cámara de Ionización CC13**

Raúl Suárez

Dra: Nuri Hurtado, Tutora

Lcdo: Álvaro Posú, Tutor

*Universidad Central de Venezuela*

En este trabajo se han realizado una serie de mediciones comparativas entre la dosis calculada por el sistema de planificación PrecisePLAN y la dosis medida por una cámara de ionización de campo CC13, a la que se le determinó el factor de calibración  $N_{D,W}$ . Se diseñó e implementó un protocolo de control de calidad que consistió en 6 diferentes arreglos de campos con diferentes grados de complejidad. Este tipo de estudio es de vital importancia, ya que garantiza que los pacientes oncológicos sean tratados correctamente dentro de los niveles de tolerancia permitidos por la Asociación Europea de Oncología Radioterapéutica (ESTRO, por sus siglas en inglés). Hemos encontrado que el sistema de planificación usado, el PrecisePLAN, se comporta adecuadamente para energías de fotones de 6 MV, ya que en 5 de los 6 casos estudiados, los resultados se encontraron dentro de los márgenes de tolerancia permitidos internacionalmente. El número de campos que encontramos como adecuado en la planificación de tratamientos en la región torácica, fue de 4 campos, obtuvimos que para un número de campos superior, el sistema de planificación supera los niveles de tolerancia propuestos por el ESTRO. Para heterogeneidades se observa como falla el PrecisePLAN, como por ejemplo, para patologías que involucren el tejido pulmonar como sería el cáncer de pulmón, tumores bronquiales y tumores pleurales.

# CAPÍTULO 1

## INTRODUCCIÓN

El cáncer puede afectar a cualquier individuo, el riesgo de ser diagnosticado con cáncer aumenta con la edad, debido a que la mayoría de los cánceres requieren muchos años para desarrollarse. La Sociedad Americana contra el Cáncer, indica que la edad media del diagnóstico es de 62 años para la población hispana, en comparación a 68 años en la población anglosajona[1].

Una de las técnicas implementadas para el tratamiento del cáncer, es el uso de radiaciones ionizantes, radioterapia. La finalidad de esta técnica es disminuir el número de células tumorales hasta un nivel con el que se consiga el control local permanente del tumor[2]. El tratamiento de un tumor empleando radiaciones ionizantes, es un proceso que viene acompañado de una serie de etapas bien definidas que comienzan con el diagnóstico y localización del tumor, pasando luego por la etapa de la decisión de la estrategia de tratamiento, la planificación y el cálculo de la dosis absorbida, para luego comenzar con la administración del tratamiento, verificación de la dosis impartida, y la evaluación de los resultados a corto y largo plazo[3] .

El sistema de planificación PresicePLAN, permite a los médicos prescribir la dosis, número de tratamientos y la colocación de los haces de radiación para maximizar la dosis al tumor y disminuir la radiación al tejido sano. El control de calidad de planificaciones en radioterapia conformada se basa típicamente en la evaluación de parámetros individuales del sistema de planificación. Esto quiere decir que una vez que el sistema es comisionado, los chequeos periódicos del sistema de planificación van a garantizar que todos los pacientes sean tratados correctamente dentro de los límites de tolerancia establecidos[4].

La exactitud en los cálculos de distribución de dosis en pacientes tratados con radioterapia es uno de los requisitos, de obligatorio cumplimiento, en los sistemas computarizados de planificación empleados para este fin, la cual influye de forma directa en la calidad del tratamiento suministrado[5].

Los equipos de dosimetría tales como, cámaras de ionización, permiten la medición de fotones de alta energía y radiación de electrones en aire o en materiales como maniqués, en conjunto con un electrómetro que se utiliza principalmente para la dosimetría de rutina diaria en la terapia de radiación[6].

Es importante tener en cuenta que en latinoamerica han surgido accidentes en la aplicación de tratamientos de radioterapia externa, como los ocurridos en 1996 en San Jose de Costa Rica[7] y en el 2001 en Panamá[8], donde los pacientes sufrieron sobreexposición a la radiación en el transcurso del tratamiento. Para evitar accidentes como estos es indispensable contar con programas que garanticen la calidad de los tratamientos de radioterapia en las instituciones que trabajan con radiaciones ionizantes. En tal sentido, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), estableció, protocolos de control de calidad [9, 10, 11], que permiten asegurar la calidad de los tratamientos de radioterapia. Estos procedimientos incluyen el comisionamiento periódico del haz de radiación y del sistema de planificación.

Respondiendo a la necesidad que existe referente a la elaboración de protocolos de



control de calidad en tratamientos de radioterapia, el objetivo del presente trabajo consistió en la formulación de un protocolo que cuenta con 6 casos de estudio, para ello se realizó una comparación entre medidas experimentales y medidas calculadas por un sistema de planificación (TPS), a través de una cámara de ionización de campo, a la que se le determinó el factor de calibración por medio del método de intercomparación de dosis.

Este trabajo está dividido por capítulos, donde, el segundo capítulo enmarca fundamentos teóricos necesarios para el entendimiento del tema propuesto, donde se señalan las funciones radiométricas y magnitudes dosimétricas, las funciones dosimétricas, el método clarkson, la teoría de cavidades, se especifica la calibración de un haz de fotones, las magnitudes de influencia, la dosis absorbida, la calidad del haz y la calibración de la cámara de ionización de campo.

En el tercer capítulo se describe la metodología, los pasos realizados para la calibración interna de la cámara de ionización de campo, a la vez que se detalla la verificación previa del acelerador lineal constatando el estado operativo en el que se encontraba, culminando con la descripción de los casos prueba del protocolo de control de calidad del sistema de planificación PrecisePLAN.

En el capítulo cuatro se dan a conocer los datos obtenidos, en la calibración interna de la cámara de ionización a través del método de intercomparación dosimétrica entre una cámara calibrada por un laboratorio de dosimetría secundario y una cámara de ionización de campo, se comenta el estado operativo en que se encontró el acelerador lineal y se muestran los valores encontrados para los 6 casos implementados en el protocolo de control de calidad realizado. El capítulo cinco señala las conclusiones mas relevantes para el presente trabajo.

## CAPÍTULO 2

### MARCO TEÓRICO

En este capítulo se desarrolla la teoría básica que sustenta esta investigación, comenzaremos describiendo aquellos conceptos relacionados con las funciones radiométricas; como lo son la fluencia y la fluencia de energía que permiten describir los haces de partículas cargadas. Se definen además las magnitudes dosimétricas que describen los procesos en los que la radiación interactúa con la materia y deposita su energía en ella. Así mismo se mencionan las funciones dosimétricas que caracterizan al haz de radiación, la teoría de cavidades de Bragg-Gray y Spencer-Atixx, el método de cálculo de dosis tipo Clarkson, finalizando con el protocolo implementado para obtener la dosis absorbida en agua, que abarca desde la descripción de las magnitudes de influencia, factor de corrección por calidad del haz, el indicador de la calidad del haz  $TPR_{20,10}$  y la calibración de una cámara de ionización de campo.

## 2.1. Funciones Radiométricas y Magnitudes Dosimétricas

En esta sección se definen las funciones radiométricas y magnitudes dosimétricas que interviene en el proceso de deposición de energía en la materia, así como aquellas que permiten describir haces de partículas cargadas, basándonos en el ICRU[12].

- Fluencia: La fluencia de fotones ( $\phi$ ), es el cociente entre el número de fotones (dN) que entra en la sección transversal (da) de una esfera.

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

Unidad:  $m^{-2}$

- Fluencia de energía: La fluencia de energía ( $\psi$ ), es el cociente entre la energía radiante (dR) que incidente sobre la sección transversal (da) de una esfera.

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad (2.2)$$

Unidad:  $J/m^2$

- Kerma: El Kerma, K, es el cociente entre la suma de las energías cinéticas iniciales ( $dE_{tr}$ ), de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes sin cargas, respecto de un diferencial de masa dm, del material:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.3)$$

Unidad:  $J \cdot Kg^{-1}$  o Gy.

- Tasa de Kerma: Está definido como el cociente entre el incremento del Kerma (dK), en un intervalo de tiempo dt.

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (2.4)$$

Unidad:  $J \cdot Kg^{-1} \cdot sg^{-1}$  o  $Gy \cdot sg^{-1}$

- Energía Media Impartida:

La energía media impartida ( $\bar{\varepsilon}$ ), por la radiación ionizante a la materia contenida en un volumen dado se define como:

$$\bar{\varepsilon} = \sum \bar{\varepsilon}_{in} - \sum \bar{\varepsilon}_{ou} - \sum Q \quad (2.5)$$

donde las dos primeras sumatorias van sobre todas las partículas directa o indirectamente ionizantes, que hayan entrado,  $\sum \bar{\varepsilon}_{in}$ , o salido,  $\sum \bar{\varepsilon}_{ou}$ , al o del volumen considerado, en estos casos se excluyen las energías de masas en reposo.  $\sum Q$  es la suma de las energías equivalentes a las masas en reposo generadas o destruidas durante las transformaciones de núcleos y de partículas elementales que hayan ocurrido dentro del volumen considerado.

- Dosis Absorbida:

La dosis absorbida es una cantidad aplicable para radiaciones directa ó indirectamente ionizantes. Para la radiación indirectamente ionizante la energía es impartida a la materia en dos pasos: 1) El primer paso, lo que sucede en el Kerma: la radiación indirectamente ionizante transfiere energía cinética a las partículas secundarias con cargas. 2) El segundo paso: estas partículas cargadas seden parte de su energía cinética al medio (Dosis Absorbida) y pierden parte de su energía en forma de pérdidas radiativas (bremsstrahlung, aniquilación en vuelo).

La dosis absorbida (D) es definida por el ICRU[12] como el cociente entre la variación de la energía media ( $d\bar{\varepsilon}$ ) impartida a la materia (dm).

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (2.6)$$

Unidad: J/kg. El nombre especial para la unidad de dosis absorbida es el gray (Gy).

- Tasa de Dosis Absorbida: Está definido como el cociente entre el incremento de la dosis absorbida ( $dD$ ), en un intervalo de tiempo  $dt$ .

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.7)$$

Unidad: J/Kg\*sg

- Relación entre el Kerma y la Dosis Absorbida:

Cuando un campo de fotones viaja a través de un medio, la ionización inicial de los átomos ocurre en la superficie, su energía es directamente transferida a los electrones atómicos y entonces el kerma tiene un valor máximo en la superficie (ver figura 2.1), al seguir atravesando el medio la fluencia decrece como resultado de la atenuación y entonces el kerma decrece como una función de la profundidad.

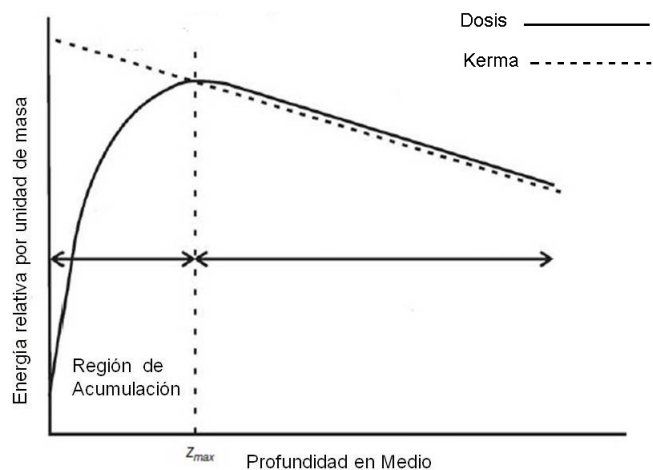


Figura 2.1: Relación entre la Dosis Absorbida con el Kerma. Tomada de AIEA[13]

En la figura 2.1, se observa como la dosis absorbida es inicialmente baja en la superficie y se incrementa a un máximo, luego decrece como una función de la profundidad. La región entre la superficie y el máximo de dosis se llama región de acumulación o Build-up en inglés. El máximo de dosis en la curva de dosis, a

una profundidad determinada, se conoce como punto de equilibrio electrónico. La región por debajo del máximo de dosis es llamada región trasciente de equilibrio electrónico. El equilibrio electrónico solo existe cuando el número de electrones entrantes son iguales al número de electrones salientes en ese volumen.

- Exposición ( $X$ ):

La exposición es una magnitud que cuantifica la capacidad que posee un haz de rayos X para ionizar una masa de aire. En el Sistema Internacional de Unidades (SI), la unidad es el coulomb por cada kg de aire (C/kg). Sin embargo, la unidad tradicional utilizada como unidad de exposición es el Roentgen (R), que equivale a  $2,58 \times 10^{-4}$  C/kg. El ICRU[12] define la exposición  $X$ , como el cociente entre el valor absoluto de la carga total ( $|dQ|$ ) de los iones de un signo producido 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.

$$X = \frac{|dQ|}{dm} \quad (2.8)$$

Unidad : C/kg

- Tasa de Exposición  $\dot{X}$ :

Está definido como el cociente entre el incremento de la exposición ( $dX$ ), en un intervalo de tiempo  $dt$ .

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (2.9)$$

Unidad: C/Kg\*sg

## 2.2. Funciones Dosimétricas

En la siguiente sección se describen las funciones dosimétricas que caracterizan el haz de radiación, como es la variación de la dosis absorbida con la distancia a la fuente y funciones que expresan el grado de penetración del haz de radiación en un medio.

- Ley del Inverso del Cuadrado de la Distancia:

En haces externos de radioterapia, se asume que la fuente emisora de radiación es una fuente puntual y que la forma del haz producido es divergente (ver Figura 2.2). Considerando una fuente puntual en el vacío, sin ningún tipo de perturbación, podemos ver que la tasa de fluencia es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia desde la fuente.

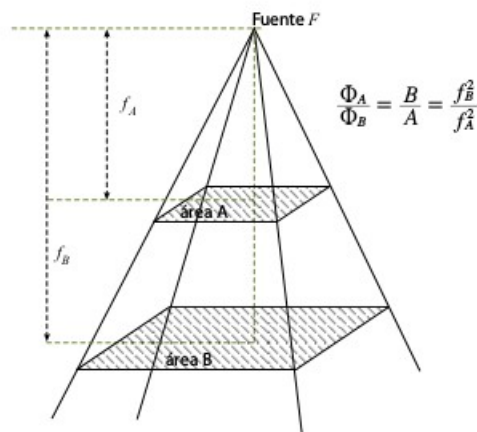


Figura 2.2: Esquema de un haz divergente producido por una fuente F, para el área A y B. La tasa de fluencia  $\Phi_A$  y  $\Phi_B$ , son inversamente proporcionales a la distancia a las fuentes  $f_A$  y  $f_B$ . Tomada de SEFM[14]

Siendo la tasa de exposición  $\dot{X}$  y la tasa de la dosis absorbida  $\dot{D}$ , proporcionales a la tasa de fluencia  $\Phi$ .

$$\frac{\Phi_A}{\Phi_B} = \frac{\dot{X}_A}{\dot{X}_B} = \frac{\dot{D}_A}{\dot{D}_B} = \frac{f_B^2}{f_A^2} \quad (2.10)$$

donde, para las áreas A y B:  $\dot{X}_A$  y  $\dot{X}_B$ , son las tasas de exposición,  $\dot{D}_A$  y  $\dot{D}_B$ , son las tasas de dosis absorbida y  $f_B^2$  y  $f_A^2$ , son las distancias a la fuente.

- Porcentaje de Dosis en Profundidad:

El porcentaje de dosis en profundidad (PDP o PDD, por sus siglas en inglés) es la distribución de la tasa de dosis absorbida en un medio material (maniquí) a lo largo del eje del haz, expresada en porcentaje respecto del valor máximo. El PDP depende de la distancia del foco a la superficie del medio (DFS), del tamaño del campo en la superficie, de la energía y la profundidad del medio. La función PDP representa la variación de la dosis absorbida con la distancia y también los fenómenos de atenuación y dispersión del haz en un medio diferente del aire:

$$PDP(z, A, f_A, h\nu) = 100 * \frac{D(z, A, f_A + z)}{D(z, A, f_A + z_{maz})} \quad (2.11)$$

donde:

$z$  es la profundidad del punto.

$f_A$  es la distancia del foco a la superficie.

$A$  es el campo en la superficie.

$z_{maz}$  es la profundidad del máximo de la dosis absorbida.

$h\nu$  es la calidad del haz de fotones.

La zona entre la superficie y el máximo de dosis es lo que se denomina región de acumulación o Build-up, y es donde se produce la acumulación de las partículas cargadas generadas por los fotones incidentes. Al aumentar la energía, el alcance de las partículas cargadas es mayor. Al aumentar el tamaño de campo la profundidad del máximo de dosis disminuye (ver figura 2.3), para una misma energía, producto de la radiación secundaria producida por el colimador, las cámaras monitoras, entre otros. El caso contrario ocurre en campos pequeños debido a la falta de dispersión. Las curvas de dosis absorbidas para las diferentes dimensiones de los campos, se muestran en la figura 2.4, donde podemos constatar que la profundidad del máximo depende de la energía y en menor proporción del tamaño de campo.



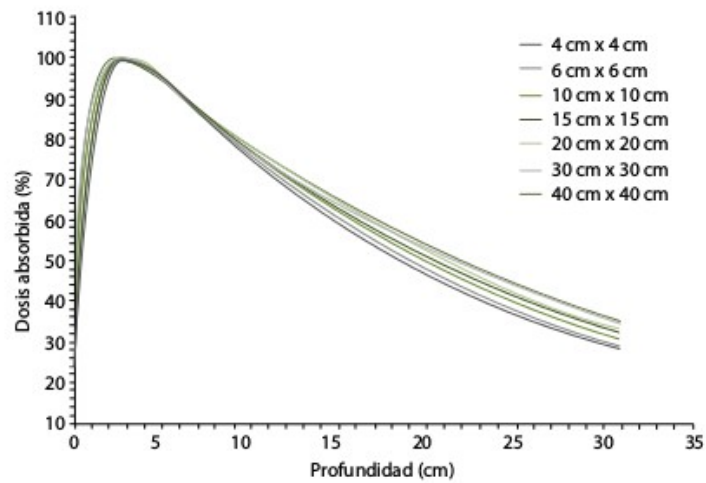


Figura 2.3: Porcentaje de dosis absorbida en profundidad de haces de fotones de 15 MV. Campos cuadrados de dimensiones entre 4 cm x 4 cm y 40 cm x 40 cm a DFS de 100 cm. Tomada de SEFM[14]

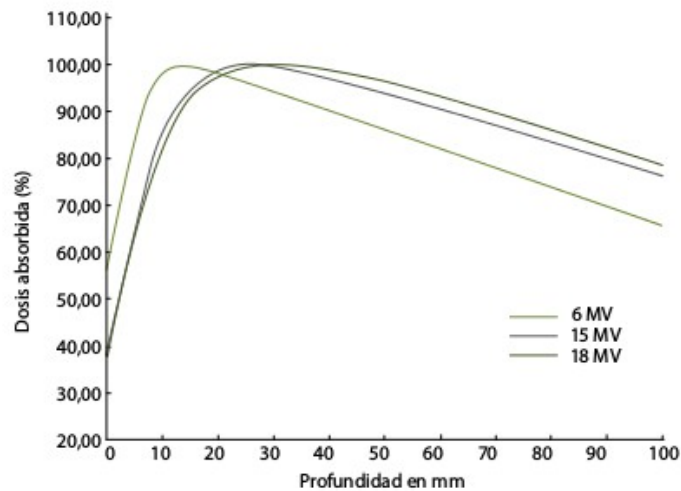


Figura 2.4: Curvas de porcentaje de dosis absorbida en profundidad de haces de fotones de 6, 15 y 18 MV. DFS de 100 cm, campo en la superficie 10 cm x 10 cm. Tomada de SEFM[14]

- Razón Tejido Aire:

La Razón Tejido Aire (TAR, por sus siglas en inglés) se introdujo con la intención de simplificar los cálculos de dosis en radioterapia rotacional, posteriormente se extendió hasta técnicas isocéntricas con múltiples campos estacionarios. En radioterapia rotacional la fuente de radiación se mueve en círculos en el eje de rotación que se coloca en el interior del tumor, al ir girando en círculos la distancia fuente superficie (SSD, por sus siglas en inglés), varía con el contorno del paciente, manteniendo la distancia fuente eje constante.

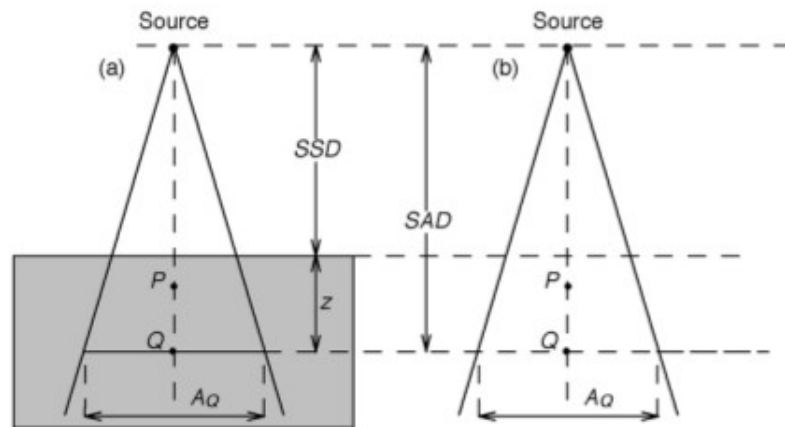


Figura 2.5: Razon Tejido Aire, Geometría para la medición y definición de TAR, determinación la dosis en el punto Q en un maniquí de agua. Tomada de IAEA[13]

El TAR se define como la razón de dosis,  $D_z$ , en un punto P en el eje central en el paciente o fantoma y la dosis en aire,  $D'_z$ , en el mismo punto P:

$$TAR(w, A_z, h\nu) = \frac{D_{z\text{tejido}}}{D'_{z\text{aire}}} \quad (2.12)$$

donde el TAR depende de tres parámetros, el tamaño de campo,  $A_z$ , en el punto P, la profundidad de  $w$  y la energía del haz de radiación,  $h\nu$ . Se puede distinguir las siguientes condiciones:

- 1) Para  $A_z$  y  $h\nu$  fijos, el TAR decrece con un aumento de la profundidad
- 2) Para  $\omega$  y  $h\nu$  fijos, el TAR aumenta al incrementar el tamaño de campo
- 3) Para  $\omega$  y  $A_z$  fijos, el TAR aumenta con la energía.

Como podemos observar en la figura 2.5, la razón tejido aire, no depende de la distancia a la fuente ya que la medición de la dosis se realiza en el punto P, que es el mismo para el fantoma (agua) y el aire. Para un tamaño de campo de  $A_z = 0 * 0 \text{ cm}^2$ , en el cual la contribución por dispersión es casi nula, la razón tejido-aire por debajo de  $\omega_{max}$  varía aproximadamente de manera exponencial con la profundidad, como lo describe la siguiente ecuación:

$$TAR(w, 0, h\nu) = \exp^{-\mu(w-w_{max})} \quad (2.13)$$

donde,  $\mu$ , es el coeficiente de atenuación lineal del haz y  $w$  es la profundidad del punto Q.

Analizando el TAR se puede deducir que la dosis en un punto dentro de un fantoma puede ser dividida en dos componentes del campo de radiación: la primaria y la de dispersión. La medida en aire define la contribución del componente primario del campo de radiación mientras que las medidas en un fantoma definen la contribución de las dos componentes. Una forma de determinar la contribución del componente primario del campo de radiación es haciendo tender el tamaño del campo a cero y con esto se obtiene una componente que será muy pequeña o con tendencia a cero.

- Razón Tejido Dispersión:

El TAR nos permite descomponer el campo de radiación en dos partes; la proveniente al radiación primaria y radiación dispersa, lo que se conoce como Razón Tejido Dispersión (SAR, por sus siglas en inglés). La componente principal se obtiene a partir de las mediciones en aire y las mediciones en el fantoma (agua)

dan la contribución de ambas partes.

$$SAR(w, A_z, h\nu) = TAR(w, A_z, h\nu) - TAR(0) \quad (2.14)$$

donde vemos que el SAR depende de los mismo tres parámetros que la TAR.

- Razón Tejido Fantoma:

El concepto de TAR es muy útil para energía bajas más comunes en  $Co^{60}$  y energías por debajo de este. En el caso de los Aceleradores lineales se presentan problemas básicamente por la dificultad que representa medir dosis para pequeñas masas de agua en aire en altas energías, en donde el tamaño requerido de la región de build-up de la cámara de ionización se hace excesivamente grande. Para compensar este problema, se implementó el concepto de razón tejido fantoma (TPR, por sus siglas en inglés), para su uso en configuraciones de técnicas isocéntricas de megavoltage.

La SEFM[14] define la TPR como:

$$TPR(w, A_z, h\nu) = \frac{D_A}{D_{Aref}} \quad (2.15)$$

donde  $D_A$  es la dosis en un punto arbitrario P dentro del Fantoma, en el eje central de haz de radiación y  $D_{Aref}$  es la dosis en un punto de referencia ( $\omega_{ref}$ ), dentro del fantoma (generalmente entre 5 a 10 cm), en el eje central del haz de radiación.

- Razón Tejido-Máximo:

Un caso especial de la TPR es cuando la profundidad de referencia es igual a la profundidad del máximo de dosis, entonces la TPR es llamada razón tejido-máximo (TMR, por sus siglas en inglés), la cual es muy útil para el cálculo de unidades monitor en el caso de la técnica de tratamiento distancia fuente-eje (SAD, por sus siglas en inglés), esto es descrito mediante la siguiente relación:

$$TMR(w, A_z, h\nu) = \frac{D_A}{D_{Amax}} \quad (2.16)$$

La TMR se puede variar realizando los siguientes ajustes:

- 1) Para  $A_z$  y  $h\nu$  constantes, el TMR decrece con el incremento de la profundidad.
- 2) Para  $\omega$  y  $h\nu$  constantes, el TMR aumenta con el tamaño del campo,  $A_z$ .
- 3) Para  $\omega$  y  $A_z$  constantes, el TMR aumenta con el incremento de la energía.

- Factor Colimador:

El factor de colimador (CF, por sus siglas en inglés) es un valor relativo, normalizado a un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a la distancia fuente superficie nominal. Este factor relaciona la radiación dispersa producida desde adentro del acelerador lineal y es medido con una pequeña cámara de ionización con su caperuza de equilibrio, colocando su centro en una distancia de  $SSD + Z_{max}$ .

$$CF(a, f, h\nu) = \frac{\dot{D}(A, f, h\nu)}{\dot{D}(10 * 10 \text{ cm}^2, f, h\nu)} \quad (2.17)$$

donde  $A$  es el tamaño de campo,  $f$  es la distancia del foco a la superficie,  $h\nu$  es la energía del haz de radiación.

- Factor de Dispersión:

El factor de dispersión (SF, por sus siglas en inglés) para un tamaño de campo  $A$  es definido como:

$$SF(dm, A, h\nu) = \frac{BSF(dm, A_{f+dm}, h\nu)}{BSF(dm, 10 * 10 \text{ cm}^2, h\nu)} \quad (2.18)$$

El término de retrodispersión (BSF, por sus siglas en inglés), es simplemente la razón tejido aire en la profundidad de la dosis máxima en el eje central del haz:

$$BSF = TAR(dm, r_{dm}) \quad (2.19)$$

con  $r_{dm}$  siendo el tamaño de campo y  $dm$  la profundidad de máxima dosis. El SF representa la normalización del BSF a 1 para un tamaño de campo  $10*10 \text{ cm}^2$ . El SF también es conocido como factor de corrección de dispersión en el fantoma.

- Factor de Dosis Relativo:

El factor de dosis relativo (RDF, por sus siglas en inglés), es definido como la razón de la dosis para cierto tamaño de campo y la dosis para un tamaño de campo de  $10*10 \text{ cm}^2$ , es decir es el factor que toma en cuenta la contribución por radiación dispersa producida desde adentro del LINAC y la producida por:

$$RDF(A, h\nu) = \frac{D(dm, A, h\nu)}{D(dm, 10 * 10 \text{ cm}^2, h\nu)} \quad (2.20)$$

De la definición del factor de colimación (CF) y el factor de dispersión (SF) el factor de dosis relativa (RDF) se puede escribir como:

$$RDF(dm, A, f, h\nu) = \frac{BSF(A, h\nu)}{BSF(10 * 10 \text{ cm}^2, h\nu)} \frac{\dot{D}(A, h\nu)}{\dot{D}(10 * 10 \text{ cm}^2, h\nu)} \quad (2.21)$$

Esto indica que RDF contiene dos componentes: la que proviene de la dispersión por el colimador y cabezal del LINAC, y el de dispersión debido a la interacción de la radiación con el fantoma. El RDF también es conocido como factor de corrección de la dispersión total.

### 2.3. Garantía de Calidad en Radioterapia

La Organización Mundial de la Salud (OMG) ha definido Garantía de calidad en Radioterapia como todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento. TECDOC 1151[3]. La práctica de radioterapia, viene acompañado de una serie de etapas que garantizan el uso adecuado de las radiaciones ionizantes con fines terapéuticos, esta secuencia se muestra en la figura 2.6.

La necesidad de garantía de calidad en radioterapia está justificada por la OMS basándose en los siguientes argumentos:

- 1) Minimiza los errores en la planificación de tratamientos y la administración de la dosis al paciente, y por lo tanto mejora los resultados de la radioterapia, aumentando la tasa de remisiones y disminuyendo la tasa de complicaciones y recidivas.
- 2) Permite la intercomparación veraz de resultados entre distintos centros de radioterapia, tanto a nivel nacional como internacional, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniforme y exacto.
- 3) Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un elevado nivel de exactitud y consistencia.

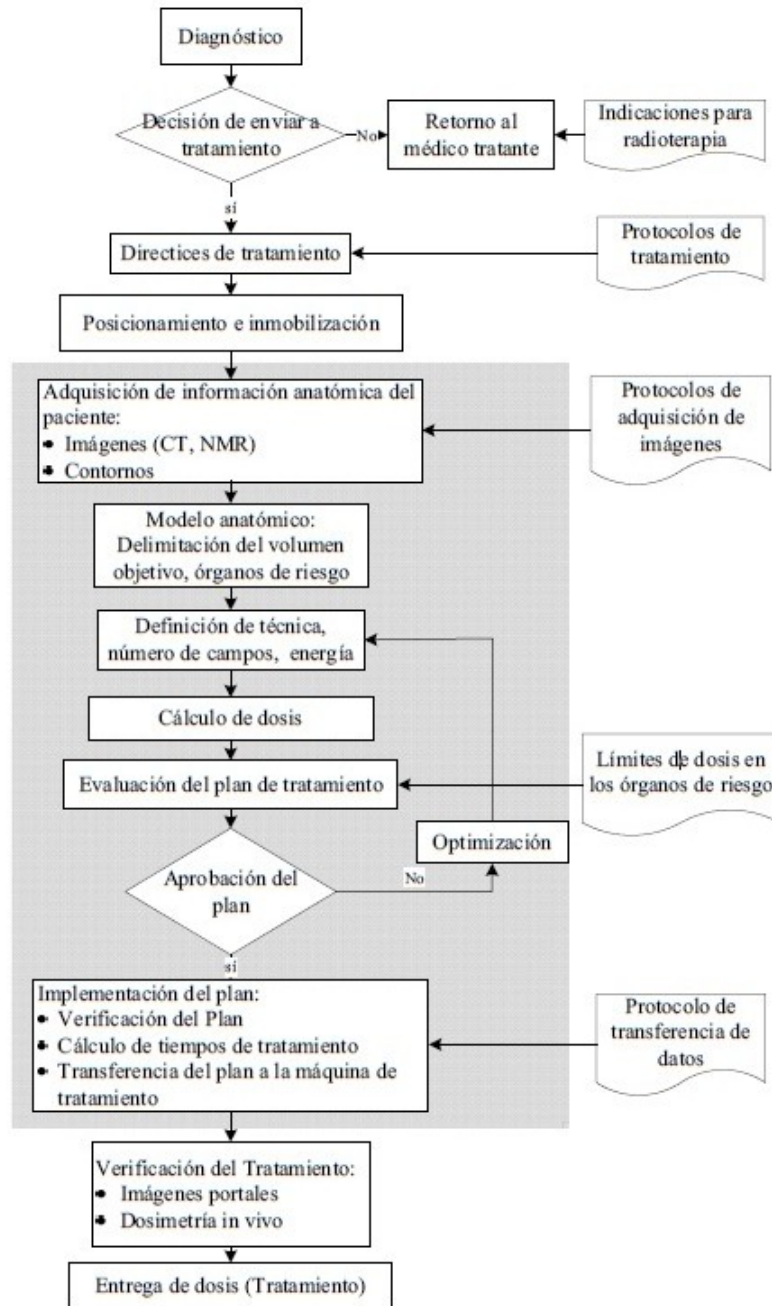


Figura 2.6: Procesos de planificación de la terapia de radiación. Tomado de IAEA[3]



Los organismos internacionales tales como OIEA y ESTRO, han recomendado que los sistemas de planificación pasen por un riguroso proceso de control que incluya pruebas de aceptación y puesta en servicio y que se establezca e implemente un programa de garantía de calidad de los mismos. En dichos documentos el nivel de tolerancia para un sistema de planificación es de alrededor de un 2%, este valor se aplica a las áreas donde la dosis absorbida es bastante homogénea. Existen regiones en donde se aplican diferentes niveles de tolerancia dependiendo de su ubicación con respecto a la posición del haz de radiación.

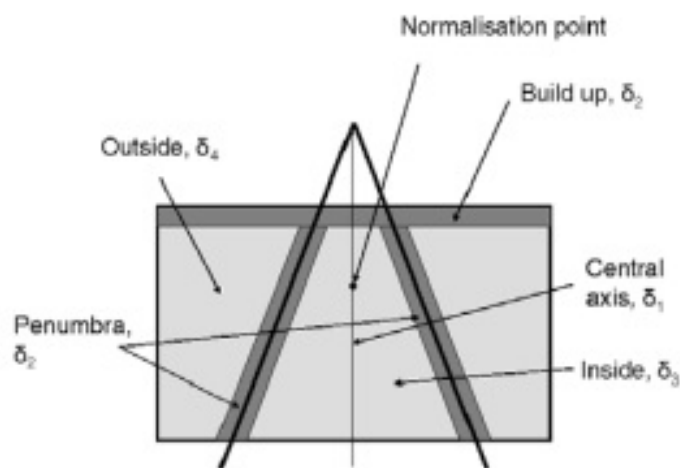


Figura 2.7: Esquema que muestra las cuatro regiones en las que se divide el haz de radiación. Tomada de ESTRO[15]

El haz de fotones se puede dividir en cuatro regiones (ver figura 2.7), según lo propuesto por ESTRO[15], estas se mencionan a continuación:

- 1) Puntos a lo largo del eje central del haz de radiación más allá de la profundidad de dosis máxima: área de bajo gradiente de dosis.
- 2) Puntos dentro y fuera del eje central en las áreas de acumulación (Build-up) y de

penumbra. Esta región también incluye puntos en la proximidad de las interfaces: área de alto gradiente de dosis.

3) Puntos dentro del haz de radiación (por ejemplo, dentro del 80% de la geometría del haz), pero fuera del haz central: área de bajo gradiente de dosis.

4) Puntos fuera de la geometría del haz o por debajo de los bloques de blindaje, multiláminas (MLC), pero fuera del eje central: área de bajo gradiente de dosis.

El ESTRO[15] establece diferentes niveles de tolerancia para las cuatro regiones de  $\sum_1^4 \delta_i$ , los mismos se mencionan en la tabla 2.1.

Tabla 2.1: Tolerancia ( $\delta$ ), para las distintas regiones de un haz de fotones, tomada de ESTRO[15].

	Región	Geometría Simple	Geometría Compleja	Geometría mas Compleja
$\delta_1$	Eje central del haz de radiación Alta dosis, área de bajo gradiente de dosis	2%	3%	4%
$\delta_2$	Región de acumulación (Build-up) del haz de radiación, región de penumbra Alta dosis, alto gradiente	2mm o 10%	3mm o 15%	3mm o 15%
$\delta_3$	Región fuera del eje central dosis del haz Alta dosis, bajo gradiente de dosis	3%	3%	4%
$\delta_4$	Región fuera de los bordes del haz Baja dosis, bajo gradiente de dosi	30%(3%)	40%(4%)	50%(5%)
$RW_5$ ***	Ancho radiológico Alta dosis	2mm o 1%	2mm o 1%	2mm o 1%
$\delta_{50-90}$	Franja del Haz Alta dosis	2mm	3mm	3mm

## 2.4. Método Clarkson

Este método consiste en dividir el campo en una serie de sectores angulares. Cada sector se asocia a una función de campo circular, que en general son funciones que describen el comportamiento de la dosis con la radiación dispersa. La función de campo circular varía con el radio del sector. La contribución de cada sector luego es sumada y de esta forma se obtiene la contribución de dispersión media para el campo no estándar.

Así se puede, por medio de este método, obtener la dosis dispersa en profundidad para cualquier geometría de campo y así asociarla a la de un campo estándar, para poder construir la tabla de campos equivalentes.

La función de campo circular que se utiliza es el SAR (Scatter Air Ratio), el cual tiene en cuenta la variación de la radiación secundaria con el cambio de tamaño y forma de campo. Aunque las curvas de SAR varían con la calidad de la radiación y la profundidad, los cuadrados equivalentes generados por las mismas son iguales a primera aproximación, es por ello que utiliza una sola función ( $Co^{60}$  a una profundidad de 10 cm) para calcular la tabla de cuadrados equivalentes. Si consideramos un campo irregular como el mostrado en la figura 2.8, el punto Q es el punto de cálculo seleccionado para determinar la dosis, los radios parten desde el punto Q y se dividen en sectores. Cada sector es caracterizado por tener un radio, que a su vez forma parte de un campo circular.

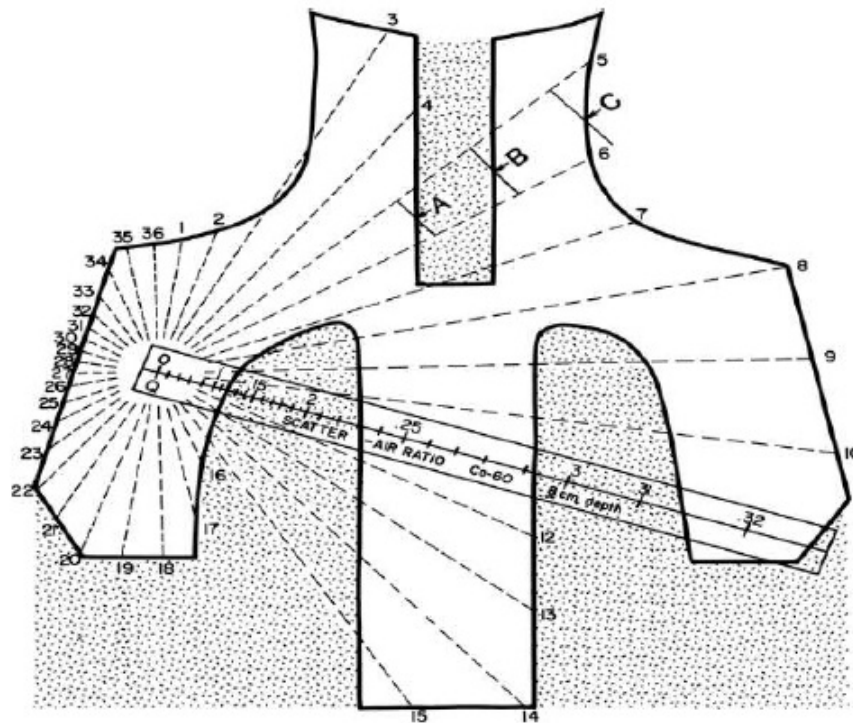


Figura 2.8: Método Clarkson. Tomada de AIEA[16]

Usando las tablas de SAR para campos circulares, los valores del SAR para cada sector son calculados y sumados para obtener un promedio del SAR para el campo irregular en el punto Q. Para sectores que pasan por áreas bloqueadas del campo, el SAR neto es determinado por la sustracción del componente dispersión del sector bloqueado. Por ejemplo:

$$net(SAR) = (SAR)_{QC} - (SAR)_{QB} + (SAR)_{QA} \quad (2.22)$$

El cálculo del SAR es convertido en el promedio de la razón tejido-aire (TAR):

$$SAR(d, A_{f+d}, hv) = TAR(d, A_{f+d}, hv) - TAR(0) \quad (2.23)$$

## 2.5. Teoría de Bragg-Gray

Con el fin de medir la dosis absorbida en un medio, es necesario introducir un dispositivo sensible a la radiación (dosímetro) en el medio. En general, la cavidad (cámara sensible del dosímetro) no será del mismo material que el del medio en el que está incrustado. La teoría de la cavidad relaciona la dosis absorbida en la cavidad o medio sensible del dosímetro, con la dosis absorbida en los alrededores del medio que contiene la cavidad. La teoría de la cavidad de Bragg-Gray fue la primera teoría de cavidad desarrollada para proporcionar una relación entre la dosis absorbida en un dosímetro y la dosis absorbida en el medio que contiene el dosímetro. Las condiciones para la aplicación de la teoría de la cavidad de Bragg-Gray son:

- La cavidad debe ser pequeña en comparación con el rango de partículas cargadas incidentes sobre el mismo, por lo que su presencia no perturbaría la influencia de partículas cargadas en el medio.
- La dosis absorbida en la cavidad se deposita únicamente por partículas cargadas que lo atraviesan.

En estas dos condiciones, de acuerdo con la teoría cavidad Bragg-Gray, la dosis en el medio ( $D_{med}$ ) está relacionada con la dosis en la cavidad ( $D_{cav}$ ) como sigue:

$$D_{med} = D_{cav} \left( \frac{S}{\rho} \right)_{med,cav} \quad (2.24)$$

donde  $\left( \frac{S}{\rho} \right)_{med,cav}$ , es el cociente entre el poder de frenado másico de colisión del medio  $\left( \frac{S}{\rho} \right)_{med}$  y el de la cavidad  $\left( \frac{S}{\rho} \right)_{cav}$ . El uso de poderes de frenado sin restricción descarta la producción de partículas cargadas secundarias en la cavidad y el medio.

## 2.6. Teoría Spencer-Atixx

La teoría de la cavidad de Bragg-Gray no toma en cuenta la creación de electrones de alta energía (o delta) generados en la cavidad, como resultado de la interacción de los electrones primarios en el volumen sensitivo del dosímetro. La teoría de la cavidad de Spencer-Atixx es una formulación más general que toma en cuenta la creación de estos electrones que tienen suficiente energía para producir ionización. Algunos de estos electrones producidos en la cavidad tienen suficiente energía para escapar de la cavidad llevando algo de su energía con ellos. Esto reduce la energía absorbida en la cavidad y requiere una modificación del poder de frenado en la cavidad.

La fluencia de los electrones secundarios en la teoría de Spencer-Atixx está dividida en 2 componentes basados en una energía umbral definida  $\Delta$ . Electrones secundarios con energía cinéticas ( $T$ ) menores a la energía umbral ( $T < \Delta$ ), son considerados electrones lentos que depositan su energía localmente. Electrones secundarios con energía cinética mayores o iguales a la energía umbral ( $T \geq \Delta$ ), son considerados electrones rápidos y son parte de un espectro de electrones. De aquí, la deposición de energía es calculada como el producto de  $\frac{S_{\Delta}}{\rho}$  (poder de frenado másico de colisión restringido con energía umbral  $\Delta$ ) y la fluencia de los electrones rápidos con un rango de energía de  $\Delta$  a  $T_0$ .

El valor  $\Delta$  está relacionado con el tamaño de la cavidad y está definido como la energía del electrón con rango igual al camino libre medio de la cavidad.

$$\frac{D_{med}}{D_{cav}} = \left(\frac{S_{\Delta}}{\rho}\right)_c^m \quad (2.25)$$

donde  $\left(\frac{S_{\Delta}}{\rho}\right)_c^m$  es la razón de los poderes de frenado másico de colisión restringidos del medio y de la cavidad. Usando el espectro de la fluencia de electrones ( $\phi_T^{m,\delta}(t)$ ), la expresión quedaría así:

$$\left(\frac{S_{\Delta}}{\rho}\right)_c^m = \frac{\int_{\Delta}^{T_0} \phi_T^{m,\delta}(t) * \left(\frac{S_{\Delta,m}}{\rho}\right) dt + TE_m}{\int_{\Delta}^{T_0} \phi_T^{m,\delta}(t) * \left(\frac{S_{\Delta,c}}{\rho}\right) dt + TE_c} \quad (2.26)$$

Los términos  $TE_m$  y  $TE_c$  son llamados los términos track-end y toman en cuenta una parte de la energía depositada por los electrones debida a la variación espacial de la fluencia de electrones.

## 2.7. Calibración de un Campo de Fotones

Antes del uso clínico, la salida de un campo de fotones producida por un equipo de radioterapia externa debe ser calibrada. La salida para un equipo de radioterapia es usualmente relacionada como la tasa de dosis para un punto P, a una profundidad de referencia  $Z_{ref}$ , en un fantoma de agua a una distancia fuente-superficie nominal o a una distancia fuente-isocentro y un tamaño de campo de referencia (usualmente de  $10*10 \text{ cm}^2$ ). El formalismo seguido en el TRS 398[17], para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de fotones y electrones de alta energía. La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia,  $Z_{ref}$ , para un haz de referencia de calidad  $Q_o$  y en ausencia de la cámara, viene dado por:

$$D_{W,Q_o} = MQ_o * N_{D,W,Q_o} \quad (2.27)$$

donde  $MQ_o$  es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración, y  $N_{D,W,Q_o}$  es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenidos de los laboratorios de calibración.

El factor de calibración para una cámara de ionización irradiada en condiciones de referencia es el cociente entre el valor convencionalmente verdadero de la magnitud a medir y el valor indicado. Las condiciones de referencia se describen mediante un conjunto de valores de las magnitudes de influencia para las que es válido el factor de calibración sin factores de corrección adicionales.

## 2.8. Magnitudes de Influencia

Las magnitudes de influencia se definen como aquellas que no son el objeto de la medida pero influyen en la magnitud a medir, pueden ser de diferente naturaleza, como por ejemplo, presión, temperatura, y tensión de colección de carga entre otras.

- Factor de Corrección por Efecto de la Presión y Temperatura:

Para cámaras abiertas al aire, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas. Deberá aplicarse el factor de corrección para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia.  $P$  y  $T$  son la presión del aire de la cavidad y su temperatura, respectivamente.

$$k_{PT} = \frac{(273,2 + T)P_0}{(273,2 + T_0)P} \quad (2.28)$$

Durante la medida, los valores de referencia generalmente son  $P_0 = 101,3 \text{Kpa}$  y  $T_0 = 20^\circ\text{C}$ .

- Factor de Corrección por efecto de la Polaridad de la Cámara:

Bajo condiciones idénticas de irradiación, el uso de potenciales de polarización de polaridad opuesta en una cámara de ionización puede dar diferentes lecturas, un fenómeno conocido como efecto de polaridad. Cuando una cámara es usada en un campo que produce un efecto de polaridad, la verdadera lectura es tomada como el promedio del valor absoluto de las lecturas medidas con las dos polaridades.

El factor de corrección de la polaridad,  $K_{pol}$ , viene dado por la siguiente relación:

$$K_{pol} = \frac{|M_+| - |M_-|}{2M} \quad (2.29)$$

donde  $M_+$  y  $M_-$  son las lecturas de la cámara obtenidas bajo condiciones idénticas de irradiación en la polaridad positiva y negativa, respectivamente, y  $M$  es la señal obtenida en la polaridad de uso rutinario (positiva o negativa).

- Factor de Corrección por la Recombinación:

La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones requiere el uso de un factor de corrección por recombinación ( $k_{sat}$ ), as cargas perdidas en una cámara de ionización son causadas por la recombinación iónica, las cargas en exceso son debidas a la multiplicación de las cargas. Ambas, la recombinación y multiplicación de cargas, son influenciadas por el potencial aplicado a la cámara de ionización. Para campos de radiación pulsada, el factor de corrección por la recombinación,  $K_{sat}$ , es determinado por:

$$K_{sat} = a_0 + a_1\left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2\left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (2.30)$$

donde los coeficientes  $a_i$  son constantes tabuladas en el TRS 398[17], para campos pulsados.

- Corrección por la Calidad del Haz de Radiación  $k_{Q,Q_0}$ :

El factor de corrección de calidad del haz  $K_{Q,Q_0}$  se define como el cociente entre los factores de calibración, en las calidades  $Q$  y  $Q_0$ , en términos de dosis absorbidas en agua de la cámara de ionización. La calidad de referencia  $Q_0$  más comúnmente usada para la calibración de cámaras de ionización es la radiación gamma de  $Co^{60}$ , en cuyo caso el símbolo  $K_Q$  es usado en estos códigos de práctica



para el factor de corrección de la calidad del haz.

$$K_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,W,Q}}{N_{D,W,Q_0}} = \frac{D_{W,Q}/MQ}{D_{W,Q_0}/MQ_0} \quad (2.31)$$

En aquellas condiciones en donde se utiliza un dosímetro, para el cual el haz de calidad  $Q$ , difiere de la calidad  $Q_0$  usada en su calibración, la dosis absorbida en agua viene dada por:

$$D_{W,Q} = MQ * N_{D,W,Q_0} * K_{Q,Q_0} \quad (2.32)$$

en el que  $k_{Q,Q_0}$  es el factor de corrección por efecto de la diferencia entre la calidad de referencia de haz  $Q_0$  y la calidad real del usuario  $Q$ ,  $MQ$  es la lectura del dosímetro que ha sido corregida con relación a los valores de referencia de las otras magnitudes de influencia, diferentes a la relacionada con las calidad del haz, para la cual el factor de calibración es válido.

## 2.9. Determinación de la Dosis Absorbida en Agua

En la práctica se asume que las cámaras de ionización tienen un factor de calibración  $ND_{W,Q_0}$  en términos de dosis absorbida en agua en la calidad de referencia  $Q_0$ . Siguiendo el formalismo mencionado en la sección anterior, la cámara es posicionada de acuerdo con las condiciones de referencia y la dosis absorbida en agua está dada por:

$$D_{W,Q} = MQ * N_{D,W,Q_0} * K_{Q,Q_0} \quad (2.33)$$

donde  $MQ$  es la lectura del dosímetro, incluyendo el promedio  $\Gamma K$  de factores de corrección para las magnitudes de influencia, y  $K_{Q,Q_0}$  es el factor para la corrección de la diferencia entre la calidad del haz de referencia  $Q_0$  y la calidad real que está siendo utilizada  $Q$ .

## 2.10. Identificación de la Calidad del Haz

Para fotones de alta energía producidos por aceleradores de uso clínico, la calidad del haz es identificada por la razón tejido maniquí  $TPR_{20,10}$ . Esta es la relación entre la dosis absorbida a la profundidad de 20 y 10 cm en el maniquí de agua, medidas con la distancia fuente superficie (SSD), constante de 100 cm y tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , en el plano de la cámara. Entre las características más resaltantes del indicador de la calidad del haz ( $TPR_{20,10}$ ), está la de su independencia de la contaminación electrónica respecto al haz incidente. También es una medida de decrecimiento exponencial aproximado de una curva de dosis fotónica en profundidad mas allá de la profundidad del máximo de dosis.

Como el  $TPR_{20,10}$  se obtiene como el cociente de dosis, no requiere del uso de factor de corrección por desplazamiento en dos profundidades cuando se usan cámaras cilíndricas. Una manera de obtener el  $TPR_{20,10}$ , mencionada en el TRS398, es mediante una ecuación empírica obtenida de una muestra de alrededor de 700 aceleradores.

$$TPR_{20,10} = 1,2611 * PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (2.34)$$

donde  $PDD_{20,10}$  es la razón de los porcentos de dosis en profundidad de 20 y 10 cm para un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  definido en la superficie del maniquí con un SSD de 100 cm.

## 2.11. Calibración de una Cámara de Ionización

- Calibración de una Cámara de Ionización en un Haz de  $Co^{60}$ :

Las calibraciones de una cámara de ionización deben efectuarse frente a un patrón de dosis absorbida en agua de un laboratorio primario de calibración dosimétrica (LPCD), o frente a un patrón secundario de calibración dosimétrica (LSCD),

que es lo que se utiliza en el Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC), que en Venezuela es el encargado, como un LSCD, de calibrar y corroborar el estado operativo de los instrumentos de dosimetría tanto absoluto como relativo. Conocida la dosis absorbida en agua,  $D_W$ , a una profundidad de  $5 \text{ g/cm}^2$ , en un maniquí de agua para radiación gamma de  $Co^{60}$ , el factor  $N_{D,W}$  viene dado por la ecuación:

$$N_{D,W} = D_W/M \quad (2.35)$$

donde M es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia,  $D_W$  es la dosis absorbida en agua. en la tabla 2.2, se muestran las condiciones para calibrar una cámara de ionización en condiciones de referencia.

Tabla 2.2: Condiciones de referencia recomendadas para la calibración de la cámara de ionización en la radiación gamma de  $Co^{60}$ .

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Dimensiones del maniquí	30 cm * 30 cm * 30 cm
Distancia fuente cámara	80 cm
Temperatura	20° C
Presión	101,3 kPa
Punto de referencia de la cámara de ionización	En el eje de la cámara en el centro del volumen de la cavidad
Profundidad del punto de referencia	$5 \text{ g/cm}^2$
Tamaño de campo	$10 * 10 \text{ cm}^2$

- Calibración interna de una cámara de ionización de campo:

Las cámaras de campo cilíndricas, se pueden calibrar internamente en un haz de  $Co^{60}$ , a partir de una cámara de referencia calibrada. Esto se realiza comparando

ambas cámaras, al colocarlas cada una de ellas, de forma alternada en un maniquí de agua en el punto de referencia,  $z_{ref}$ , siguiendo las condiciones de referencia dadas en la tabla 2.2. Otra opción es la intercomparación, mediante irradiación simultánea de las cámaras de ionización. El factor de calibración, en términos de dosis absorbida en agua, para la cámara de ionización de campo viene dado por[17]:

$$N_{D,W}^{Campo} = \frac{M_{ref}}{M_{Campo}} N_{D,W}^{ref} \quad (2.36)$$

donde  $M_{ref}$  y  $M_{campo}$  son las lecturas del dosímetro, para las cámaras de referencia y de campo, corregidas por las magnitudes de influencia.  $N_{D,W}^{ref}$ , es el factor de calibración para la cámara de referencia en términos de dosis absorbida en agua.

## CAPÍTULO 3

## METODOLOGÍA

En este capítulo se especifican los equipos utilizados, iniciando con el arreglo cámaras electrómetro, el sistema de planificación, el fantoma antropomórfico de tórax y el acelerador lineal. Además, se describe la metodología empleada para obtener el factor de calibración de la cámara de ionización de campo CC13. Así como las pruebas realizadas al acelerador, para constatar el estado operativo en el que se encontraba, de igual manera, se explica la forma en que se implementó el protocolo de control de calidad para la verificación del cálculo de la dosis suministrada, empleando 6 diferentes arreglos de campos, cada uno en posiciones y complejidades diferentes.

### **3.1. Equipos utilizados**

A continuación se describen los equipos de dosimetría utilizados, en la implementación del protocolo, los cuales permiten dar garantía de la dosis administrada al paciente en el momento del tratamiento. Se explica el funcionamiento del fantoma antropomórfico de tórax, el cual facilita la puesta en marcha del protocolo de control de calidad

del PrecisePLAN. Por último mencionaremos el acelerador lineal marca Elekta, su modalidad de tratamiento y sus energías de uso clínico.

- Cámara de Ionización CC13:

La cámara de ionización CC13, de la casa comercial PTW, es utilizada para dosimetría absoluta y relativa de haces de fotones y electrones, puede medir radiación ionizante en aire con simuladores sólidos y en agua. En cuanto a sus dimensiones interiores, el volumen nominal activo es de  $0,13 \text{ cm}^3$ . La longitud activa del electrodo es de 5,8 mm colocado dentro de un cilindro con diámetro interior de 6,0 mm y grosor de pared es de 0,4 mm. Las características de operación de esta cámara se resumen en la tabla 3.1.

Tabla 3.1: Características de operación de la cámara de ionización CC13.

Valor Nominal	Rango
Voltaje de Polarización	$\pm 300 \text{ V}$
Rango de Temperatura	$10 \text{ }^\circ\text{C}$ a $40 \text{ }^\circ\text{C}$
Humedad Relativa	30 % al 75 %
Rango de tasa de dosis	1 Gy/min a 51 Gy/min
Presión Atmosférica	de 900 a 1100 hpa
Punto de referencia a la cámara	3,5 mm del extremo distal de la cámara
Factor de Calibración $N_{D,W}$	$26,91 \times 10^7 \text{ Gy/C}$

- Cámara de Ionización tipo Farmer:

La cámara de ionización tipo Farmer, de la casa comercial PTW, tiene  $0,69 \text{ cm}^3$  de volumen activo, se emplea para medir dosis, porcentajes de dosis en profundidad y para hacer análisis de perfiles de campos en simuladores en agua ó sólidos (fantomas). Al igual que la cámara CC13, puede sumergirse en agua y se utiliza igualmeten para dosimetría de haces de fotones y electrones. Esta

cámara es utilizada para realizar el control de calidad del haz de radiación del acelerador lineal y la cámara CC13 es usada para la adquisición de los datos. Las características de operación de la cámara tipo Farmer se resumen en la tabla 3.2.

Tabla 3.2: Cámara de Ionización tipo Farmer; Volumen nominal activo  $0,69 \text{ cm}^3$

Valor Nominal	Rango
Voltaje de Polarización	$\pm 300 \text{ V}$ hasta $\pm 500 \text{ V}$
Rango de Temperatura	$10 \text{ }^\circ\text{C}$ a $40 \text{ }^\circ\text{C}$
Humedad Relativa	$10 \%$ a $80 \%$
Presión Atmosférica	$900$ a $1100 \text{ hpa}$
Grosor de la Pared	$0,0333 \text{ PPMA}$
Factor de Calibración	$47,60 \times 10^7 \text{ Gy/C}$

- **Electrómetro:**

El electrómetro Marca PTW, modelo UNIDOS E, se usa principalmente para la dosimetría de rutina diaria en la terapia de radiación. Las cámaras de ionización y detectores de estado sólido se pueden conectar a él. Una de las ventajas de este electrómetro, es que puede mostrar los valores medidos de la dosis y tasa de dosis en Gray (Gy), roentgen (R), Gy/min y Gy\*m. Los valores de carga y corriente se miden en coulomb (C) y amperios (A). El dispositivo incluye compensación de fugas automática. El alto voltaje entre los electrodos de la cámara de iones se comprueba automáticamente.

Características del electrómetro:

- 1) Alta precisión, excelente resolución (1 bit).
- 2) Fuente de alimentación de alta tensión de rango  $(0 \pm 400) \text{ V}$ .
- 3) Medidas de: dosis integrada (o carga) y tasa de dosis (o corriente) de forma

simultánea.

4) Interfaz RS232 para el control del dispositivo y la salida de datos.

- Estación de Planificación PrecisePLAN:

La estación de planificación de tratamientos PrecisePLAN, de Elekta, está formada por una estación de trabajo SGI UNIX, con sistema operativo IRIX y un PC opcional con sistema de planificación de acceso remoto (Remoto Access Planning), de Windows.

El software permite al usuario introducir en el sistema datos del paciente, generados por el escáner de adquisición de imágenes, usa esa información para elaborar un plan de radioterapia y posteriormente, evaluar la eficacia del plan en el tratamiento del paciente. Con la estación de trabajo se pueden utilizar varios dispositivos de entrada y salida, incluidos software de conexión en red y conectividad. Gracias a esto, el usuario puede generar un plan de tratamiento en formato electrónico o impreso, para usarlo en otros sistemas que permitan gestionar o registrar la administración del tratamiento.

- Fantoma Antropomórfico de Tórax:

El fantoma antropomórfico de tórax, Modelo 002LFC, de la casa comercial CIRS, fue diseñado para solucionar problemas complejos de comisionamiento y para comparar el sistema de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés), es un método seguro para la verificación de los planes individuales de paciente y entrega de dosis.

El fantoma 002LFC, es de forma elíptica y representa un tórax humano promedio, en proporción, densidad y estructura de dos dimensiones (ver figura 3.1), el cuerpo del fantoma está hecho de un material llamado agua plástica ó PMMA



(Polymethyl methacrylate). Dentro del fantoma 002LFC, existen secciones que emulan la densidad del tejido pulmonar y del hueso, en las cuales se encuentran diferentes orificios que permiten ser rellenados ya sea por insertos con densidades equivalentes a diferentes tejidos o bien para colocar una cámara de ionización.

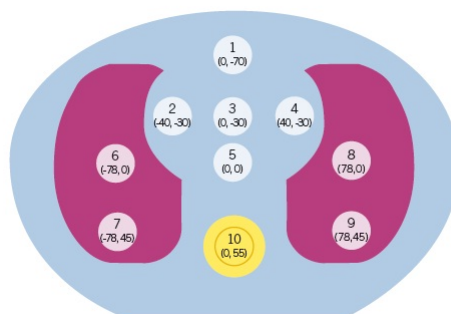


Figura 3.1: Fantoma antropomórfico de tórax, modelo 002LFC, marca CIRS, disposición de insertos. Tomada de Revista de Física Médica[18]

La cámara de ionización permite realizar mediciones de dosis absorbida en varios planos dentro del fantoma, la ubicación de los orificios permite la verificación en las áreas más críticas del tórax. En la tabla 3.3, se indican las características de los materiales que componen los insertos.

Tabla 3.3: Insertos, composición y características

Composición	Densidad	Densidad electrónica por $cm^3 \times 10^{23}$	Densidad electrónica relativa al agua
Pulmón	0,21	0,69	0,207
Músculo	1,06	3,48	1,042
Adiposo	0,96	3,17	0,949

- Acelerador Lineal:

Se utiliza el acelerador lineal marca Elekta Precise, que se encuentran instalados en el Instituto Autónomo Hospital Universitario de Caracas. El cual tiene 4 energías de uso terapéutico: una de fotones de 6 MV y 3 energías de electrones de 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV. Dispone de un colimador multilaminas (MLC), el cual es un componente interno del acelerador lineal, cuya función es conformar el haz de radiación en una forma determinada, delgadas láminas individuales son posicionadas en un modo tal que permitan crear un haz radiante cuya forma representa el tamaño y contorno de la lesión a tratar. Para este trabajo sólo se usó la energía de fotones de 6 MV del acelerador lineal ELEKTA.

## 3.2. Metodología

A continuación se describen los procedimientos que se emplearon para obtener el valor del factor de calibración de la cámara de ionización de campo CC13, además de constatar el estado del haz de radiación del acelerador, también se explican los casos de verificación propuestos en el protocolo de control de calidad del sistema de planificación PrecisePLAN.

### 3.2.1. Calibración de la cámara de ionización de campo

Para obtener el factor de calibración de la cámara de ionización de campo,  $N_{D,W}$ , utilizamos el método de intercomparación por radiación simultánea de una cámara de ionización calibrada por el laboratorio secundario IVIC (cámara tipo Farmer), con respecto a una cámara ionización de campo (cámara CC13), usando un maniquí de agua de dimensiones 30 cm \*30 cm \*30 cm, para la profundidad de referencia de 5 g/cm<sup>2</sup> en Co<sup>60</sup>, tamaño de campo 10\*10 cm<sup>2</sup> y distancia fuente cámara 80 cm (ver tabla 2.2). A continuación se describen los pasos realizados:

- 1) El primer paso consistió en tomar 5 medias para un tiempo de 100 centésimas de segundo (cSg), registrando la temperatura ( $T$ ) y presión ( $P$ ), para obtener la corrección por presión y temperatura,  $K_{PT}$ , a partir de la ecuación 2.28.
  
- 2) Utilizando la cámara de ionización tipo Farmer, asignamos una polaridad de +300 V al electrómetro, luego se cambió la polaridad a -300 V, y por último se usó un voltaje de + 150 V, esto con la intención de poder obtener el factor de corrección por la polaridad de la cámara,  $K_{pol}$ , y por efecto de recombinación de iones,  $K_{sat}$ , a partir de las ecuaciones 2.29 y 2.30.
  
- 3) El mismo procedimiento se realizó para la cámara de ionización de campo CC13, bajo las mismas condiciones de referencia a la que fue expuesta la cámara de ionización tipo Farmer. Este procedimiento se repitió durante 3 fines de semana, tanto para la cámara de ionización CC13, como para la cámara tipo Farmer, obteniendo las magnitudes de influencia bajo las mismas para ambas cámaras. Se aplicó la ecuación 2.36, obtenemos el valor de  $N_{D,W}$  para la cámara CC13. Las medidas obtenidas se muestran en el apéndice A.

### 3.2.2. Control de Calidad del Haz de Radiación del Acelerador Lineal

En primera instancia, se realizaron las pruebas mecánicas del acelerador lineal marca ELEKTA, con la finalidad de verificar el estado en el que se encontraba el equipo, antes de implementar el protocolo de control de calidad. Las pruebas mecánicas realizadas se mencionan a continuación:

- 1) Verificación de posicionamiento del gantry en  $0^\circ$
- 2) Verificación de que la distancia fuente superficie sea 100 cm.
- 3) Verificación que se esté definiendo un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Posteriormente se determinaron el porcentaje de dosis a 20 y 10 cm, las magnitudes de influencia y la dosis absorbida en agua:

- Determinación del porcentaje de dosis a profundidad de 20 y 10 cm.

Utilizando una cámara de ionización tipo Farmer, electrómetro, barómetro, termómetro y un fantoma (agua), se establecieron las condiciones de referencia; distancia fuente superficie 100 cm, tamaño de campo  $10 * 10 \text{ cm}^2$ , distancia fuente-cámara a 20 y 10 cm de profundidad, para determinar el porcentaje de dosis absorbida en las profundidades (PDD, por sus siglas en inglés) de 20 cm ( $PDD_{20}$ ) y 10 cm ( $PDD_{10}$ ).

Se tomaron tres (3) medidas en cada profundidad, la PDD se calculó multiplicando el promedio de las lecturas del electrómetro por el factor de corrección por presión y temperatura (ver tabla 3.4).

$$PDD_{prof} = M_{prom} * K_{PT} \quad (3.1)$$

El factor de corrección por presión y temperatura  $K_{PT}$ , se obtuvo a partir de la ecuación 2.28, registrando las lecturas de la temperatura ( $T$ ), presión ( $P$ ), en cada una de las medidas realizadas. Luego una vez determinado el porcentaje de dosis a profundidad de 10 y 20 cm, se realizó el cociente entre ambas profundidades y utilizando la ecuación 2.34, se determinó la razón tejido-fantoma (TPR, por sus siglas en inglés)  $TPR_{20,10}$ . Utilizando los datos de la tabla 3.4, y sustituyendo esos valores en la ecuación 2.34, obtenemos el  $TPR_{20,10}$ ;

$$TPR_{20,10} = 1,2611 * PDD_{20,10} - 0,0595 = 0,68$$

$$\text{donde } PDD_{20,10} = \frac{PDD_{20}}{PDD_{10}} = \left( \frac{8,14}{13,99} \right).$$

Seguidamente se procedió a determinar los valores del factor de corrección de calidad del haz  $K_{Q,Q_0}$ , para ello se usa la tabla 3.5 extraída del TRS398[17],

Tabla 3.4: Medidas para la calibración del haz de radiación a profundidades de 10 cm y 20 cm con energía de fotones de 6 MV

$Prof$ (cm)	Presión (hpa)	Temp (°C)	$K_{PT}$	$M_1$ (nC)	$M_2$ (nC)	$M_3$ (nC)	$M_{prom}$ (nC)	$PDD_{prof}$ (nC)
10	917,60	24,15	1,12	12,49	12,49	12,50	12,49	13,99
20	917,40	24,10	1,12	7,27	7,27	7,27	7,271	8,14

donde los valores para la cámara de ionización tipo Farmer dependen del valor del  $TPR_{20,10}$  obtenido. El valor del factor de corrección de la calidad del haz obtenido fue de  $K_{Q,Q_0}=0,995$

Tabla 3.5: Valores del  $TPR_{20,10}$  y  $K_{Q,Q_0}$  para la cámara de ionización tipo Farmer[17]

$TPR_{20,10}$	0,50	0,53	0,56	0,59	0,62	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82	0,84
$K_{Q,Q_0}$	1,003	1,002	1,001	0,999	0,998	0,995	0,993	0,990	0,986	0,981	0,976	0,968	0,960	0,952

- Determinación las Magnitudes de Influencia:

El procedimiento empleado en esta parte es igual al que se realizó para la calibración de la cámara de ionización, haremos nuevamente la descripción, pero mas detallada.

- 1) Para obtener la  $K_{PT}$ , se aplicó la ecuación 2.28, registrando las lecturas de la temperatura ( $T$ ), presión ( $P$ ), en cada una de las medidas realizadas.
- 2) Para determinar la  $K_{pol}$ , se realizaron tres medidas con la tensión y polarización en +300 V, luego en -300 V.

Para obtener  $K_{pol}$ , aplicamos la ecuación 2.29:

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = 0,9989$$

donde  $M_+$ , es la polaridad +300 V, y  $M_-$ , es la polaridad -300 V.

3) Posteriormente para obtener la  $K_{sat}$ , se redujo el voltaje de alimentación de la cámara a la mitad (150 V), y se procedió a tomar tres (3) medidas, corregidas por presión y temperatura ( $K_{PT}$ ), que nos permitieron calcular el  $K_{sat}$ .

El factor de corrección por la recombinación de iones  $K_{sat}$ , se obtiene aplicando la ecuación 2.30:

$$K_{sat} = a_0 + a_1\left(\frac{M_{300}}{M_{150}}\right) + a_3\left(\frac{M_{300}}{M_{150}}\right)^2 = 1,0016$$

donde  $M_{300}$  corresponde a la polaridad +300 V y  $M_{150}$  es la polaridad +150 V. Siendo  $a_i$  constantes tabuladas en TRS 398[17], como se muestra en la tabla 3.6.

Tabla 3.6: Valores de la constantes  $a_i$  para el cálculo de  $K_{sat}$ [17]

$a_0$	$a_1$	$a_3$
2,337	-3,636	2,299

En la tabla 3.7 se muestran los valores medidos para las diferentes polaridades.

Tabla 3.7: Medidas para las diferentes polaridades de la cámara de ionización, a la profundidad de 10 cm.

Voltaje (V)	Presión (hpa)	Tepm (°C)	$K_{PT}$ (nC)	$M_1$ (nC)	$M_2$ (nC)	$M_3$ (nC)	$M_{prom}$ (nC)	$PDD_{10}$ (nc)
+300	917,60	24,15	1,11	12,49	12,49	12,50	12,49	13,99
+150	917,60	24,21	1,12	12,47	12,47	12,70	12,47	13,96
-300	917,60	24,21	1,12	12,46	12,46	12,47	12,46	13,96

- Determinación de la Dosis Absorbida en Agua

Para la determinación de la dosis absorbida en agua,  $D_{W,Q}$ , bajo condiciones de referencia, se tomaron tres (3) lecturas de cargas en nanocoulomb (nC), las mismas se muestran en la tabla 3.8, todas estas medidas corregidas por las magnitudes de influencia. Posteriormente, la dosis absorbida en agua a 10 cm de profundidad, se obtuvo como se muestra a continuación.

$$D_{W,Q(z_{ref})} = M_{prom} * N_{D,W} * K_{PT} * K_{Pol} * K_{sat} * K_{Q,Qo}$$

Finalmente el valor de la dosis absorbida en agua, en el punto de máxima dosis ( $z_{max}$ ) se obtiene dividiendo la ecuación 2.33, entre el  $PDD_{10}$ :

$$D_{W,Q(z_{max})} = \frac{D_{W,Q(z_{ref})}}{PDD_{10}} = \frac{M_{prom} * N_{D,W} * K_{PT} * K_{Pol} * K_{sat} * K_{Q,Qo}}{PDD_{10}}$$

Tabla 3.8: Medidas para la obtención de la dosis a 10cm

Campo $cm^2$	Temp ( $^{\circ}C$ )	Presión (hpa)	$K_{PT}$	$M_1$ (nC)	$M_2$ (nC)	$M_3$ (nC)	$M_{prom}$ (nC)	$PDD_{10}$ (nC)
10x10	23,97	917,30	1,12	12,69	12,71	12,70	12,70	0,68

### 3.2.3. Protocolo a Implementar

Siguiendo las recomendaciones internacionales descritas en los documentos TECDOC 1583[11] y ESTRO[15], verificamos el cálculo de la dosis suministrada al fantoma antropomórfico de tórax, utilizando seis diferentes estrategias, cada una de complejidad diferente. Se realizó una tomografía al fantoma, para adquirir las imágenes que permitieron realizar la planificación de los casos mediante el TPS PrecisePLAN. La

implementación del tratamiento simulado se llevó a cabo utilizando el acelerador lineal ELEKTA, del Instituto Autónomo Hospital Universitario de Caracas. La energía utilizada para la realización de las pruebas fue hecha con un haz de fotones de 6 MV.

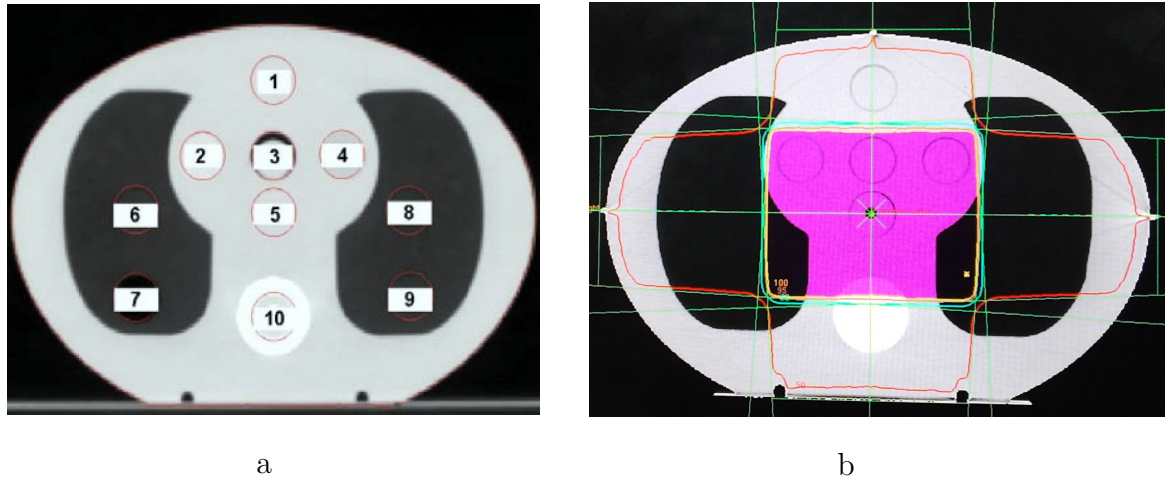


Figura 3.2: Disposición de los insertos (a) e incidencia del haz de radiación sobre el fantoma (b)

En la figura 3.2(a), se muestra la distribución de los números de insertos en el fantoma 002LFC. En estos insertos se puede colocar la cámara de ionización CC13, además de poderse medir, al mismo tiempo, la dosis en diferentes partes del fantoma. Así mismo, en la figura 3.2(b), se muestra la distribución de dosis para uno de los casos estudiados, donde se observa como las curvas de isodosis (Las curvas de isodosis son un conjunto de líneas que unen puntos de igual dosis en una región de interés, se crean para representar la variación de la dosis absorbida en un volumen), del 100 %, se conforman homogéneamente al rededor del punto 5, generando una zona de color fucsia en el centro de la cámara de ionización CC13. Puede observarse la incidencia de los 4 campos representados por las líneas de color verde, para un tamaño de campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .



A continuación se describen los casos propuestos en el protocolo implementado:

- Caso 1, campo directo: El propósito de esta prueba es verificar la dosis suministrada en un campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en el isocentro (punto 5), con ángulos del gantry y colimador en  $0^\circ$ , este caso representa la región  $\delta 1$  del haz de radiación, (ver tabla 2.1 y figura 2,7). Dicha región está formada por los puntos ubicados en el eje central del haz de radiación, por lo que presentan altas dosis y bajo gradiente de dosis.
- Caso 2, técnica de caja: Esta técnica es ampliamente utilizada en muchos hospitales a nivel nacional e internacional. Consta de 4 campos normalizados en el isocentro (punto 5). Es utilizado para tratamientos en pacientes con cáncer de cuello uterino y cáncer de próstata. El propósito de esta prueba es verificar el cálculo de dosis suministrada con haces separados y la dosis total de los cuatro campos. Al igual que el caso anterior, pertenece a la región  $\delta 1$  del haz de radiación.
- Caso 3, técnica de seis campos: El propósito de esta técnica es equivalente a la propuesta en la técnica de caja, salvo que los ángulos del gantry cambian de  $45^\circ$  en  $45^\circ$  y mientras que el colimador se mantiene en  $0^\circ$ . En este caso se implementan seis campos, normalizados en el isocentro (punto 5), simulando una reducción de pulmón. Esta técnica es de una complejidad mayor a los dos casos anteriores, ya que está dentro de la región  $\delta 1$  del haz de radiación.
- Caso 4, técnica tangencial con cuña de  $30^\circ$ : El propósito de esta prueba es verificar la dosis suministrada en campos tangenciales, en caso de falta de dispersión. Se utiliza un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , con gantry en  $80^\circ$ , colimador en  $270^\circ$  y cuña de  $30^\circ$ . La ubicación del punto de estudio cambia con respecto a los casos anteriores, ya que se busca evaluar el comportamiento del TPS PrecisePLAN, en presencia de diferentes arreglos de haces y densidades, evaluando si cumple con los criterios mencionados en ESTRO[15]. El caso 4 está normalizado en el punto

1, este punto representa la región  $\delta 3$  del haz de radiación. Al encontrarse fuera del eje central de haz de radiación se caracteriza por tener un bajo gradiente de dosis.

- Caso 5, técnica anterior forma L: En esta verificación usamos un campo anterior en forma de L obtenido a partir del colimador multiláminas (MLC), del acelerador lineal Elekta y bloqueado en el centro del haz. La intención es comprobar el bloqueo personalizado del sistema de planificación, así como los cálculos por falta de homogeneidad en las cercanías del pulmón. El caso 5, está normalizado en el punto 2, que representa la región de interés ( $\delta 1$ ), donde estamos evaluando el comportamiento del TPS PresicePLAN ante diferentes densidades, a la vez que representa una configuración de complejidad mayor que los casos anteriores, por utilizar el colimador multiláminas (MLC) y estar el haz de radiación normalizado en un punto que se encuentra entre dos densidades (agua solidad y pulmón).
- Caso 6, técnica anterior-posterior: El propósito de esta verificación es aplicar un campo antero-posterior simétrico, donde esperamos encontrar un resultados similar a la de la técnica anterior en forma de L, solo que en este caso, el objetivo principal es verificar el cálculo de dosis por la falta de homogeneidad del pulmón. El caso 6, representa la región ( $\delta 1$ ), y está normalizado en el punto 6.

Para realizar las medidas de dosis en los diferentes casos, se colocó la cámara CC13 en los arreglos de insertos que tiene el fantoma, se varió la posición de la cámara para las diferentes posiciones en las cuales se normalizó cada verificación realizada (ver figura 3.3).

Los datos obtenidos de las simulaciones con el planificador de tratamiento PrecisePLAN, se comparan, con los valores reales registrados por la cámara de ionización en el interior del fantoma durante la implementación del tratamiento con el acelerador

ELEKTA. Se calcula la diferencia entre los valores medidos y los calculados por el PrecisePLAN, de esta forma determinamos la fiabilidad del PrecisePLAN en la planificación de los tratamientos. Igualmente comparamos los resultados obtenidos con los niveles de tolerancia propuestos en el documento ESTRO[15], para cada verificación realizada.

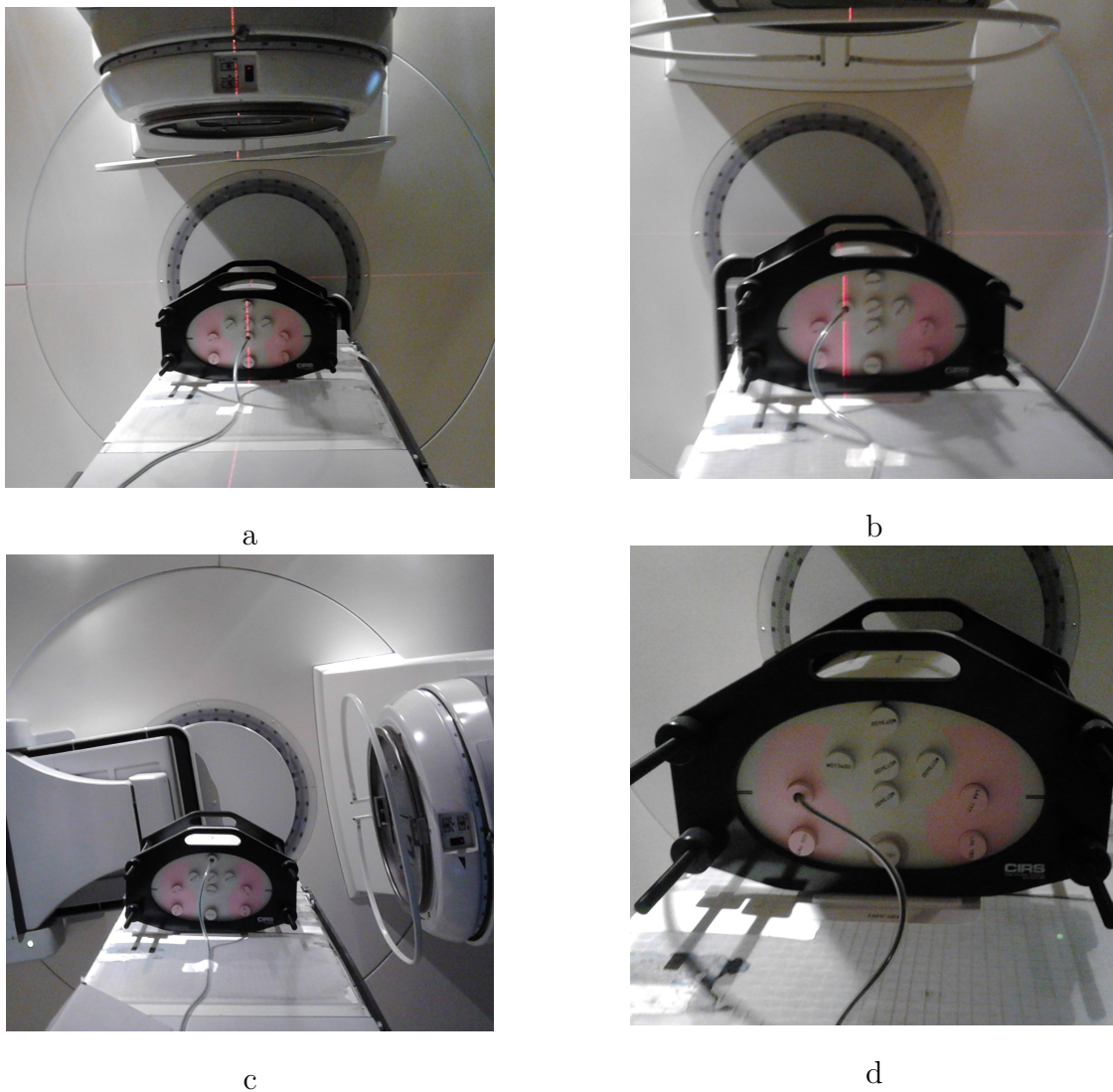


Figura 3.3: Disposición de la cámara de ionización CC13, en el fantoma antropomórfico de tórax, para realizar una normalización en el punto 5 (a), punto 1 (c), punto 2 (b) y punto 6 (d).

En la tabla 3.9, se muestran las características específicas de cada caso implementado, se describe el número de haces, el tipo de normalización, el tamaño de campo, el arreglo del gantry y el colimador, así como los accesorios utilizados por cada verificación y los puntos de inserción de la cámara de ionización empleados para la medición de la dosis. Todos estos casos están basados en las recomendaciones internacionales de los documentos ESTRO[15] y TECDOC 1583[11].

Tabla 3.9: Características de los casos propuestos para el control de calidad del TPS PrecisePLAN, definiendo el número de haces, el punto de normalización (Pto), nombre y área de los campos, el ángulo del gantry (G), colimador (Col) y los accesorios utilizados (Acc).

Caso	Haces	Pto	Nombre de los campos	Campos $cm^2$	G	Col	Acc
1	1	5	Directo	10*10	0°	0°	ninguno
2	4	5	Anterior	12*15	0°	0°	ninguno
			Posterior	12*15	180°		
			Lateral Derecho	10*15	270°		
			Lateral Izquierdo	10*15	90°		
3	6	5	Lateral Derecho	6*6	270°	0°	ninguno
			Lateral Izquierdo		90°		
			Oblicuo Anterior Derecho		55°		
			Oblicuo Posterior Derecho		135°		
			Oblicuo Anterior Izquierdo		55°		
			Oblicuo Posterior Izquierdo		55°		
4	1	1	Tangencial	10*10	80°	270°	cuña 30°
5	1	2	Anterior forma de L	10,1*11,4	0°	0°	MLC
6	6	6	Anterior	10*10	0°	0°	ninguno
			Posterior		180°		

En la tabla 3.10, se muestran las medidas obtenidas para cada uno de los casos implementado en el protocolo de control de calidad del PrecisePLAN, se describen el número de campos por caso, los valores de Presión (P) y temperatura (Temp) registrados, el factor de corrección,  $K_{PT}$ , las lecturas obtenidas por el electrómetro y su promedio ( $M_{prom}$ ).

Tabla 3.10: Valores obtenidos por el electrómetro ( $M_i$ ) y su correspondiente promedio ( $M_{prom}$ ), para cada caso medido, así como la variación de la presión y temperatura, con la que se determina el factor de corrección ( $K_{PT}$ )

Casos	Campos	Temp °C	P (hpa)	$K_{PT}$	$M_1$ (nC)	$M_2$ (nC)	$M_3$ (nC)	$M_{prom}$ (nC)
1	Directo	914,5	22,87	1,12	33,87	33,82	33,89	33,86
2	Anterior	914,4	22,56	1,12	8,35	8,35	8,35	8,35
	Lateral Derecho	914,4	22,27	1,12	8,46	8,47	8,44	8,46
	Posterior	914,3	22	1,12	8,33	8,33	8,32	8,33
	Lateral Izquierdo	914,3	22,06	1,12	8,46	8,47	8,46	8,46
3	Lateral Derecho	914,3	21,86	1,12	5,79	5,79	5,8	5,79
	Lateral Izquierdo	914	22,06	1,12	5,81	5,81	5,82	5,81
	Oblicuo Posterior Derecho	914,2	21,8	1,12	5,25	5,26	5,26	5,26
	Oblicuo Anterior Derecho	914,2	21,89	1,12	5,57	5,57	5,56	5,56
	Oblicuo Anterior Izquierdo	914	22,31	1,12	5,48	5,48	5,48	5,48
	Oblicuo Posterior Izquierdo	914	21,98	1,12	5,45	5,45	5,45	5,45
4	Tangencial 30 °C	914	21,88	1,12	3,318	3,318	3,315	3,317
5	Anterior forma L	916,7	20,98	1,11	3,31	3,31	3,31	3,31
6	Anterior	915,8	20,8	1,11	1,60	1,59	1,59	1,59
	Posterior	915,8	20,8	1,11	1,58	1,57	1,57	1,58

### 3.2.4. Determinación del error % en Dosis

Diferentes documentos internacionales tales como el TECDOC 1583[11] y ESTRO[15], arrojan niveles de tolerancia de la dosis absorbida, dependiendo de la región donde este normalizada (ver Tabla 2.1). Para cada inserto donde se normalice la dosis se calcula la discrepancia entre la dosis absorbida medida y la planificada mediante la ecuación 3.8:

$$\Delta D_{med} \% = 100 * \frac{(D_{cal} - D_{med})}{D_{med}} \quad (3.2)$$

donde  $D_{cal}$  y  $D_{med}$  son las dosis absorbidas calculadas por el sistema de planificación y medida, con el haz en el punto de medida estudiado para cada caso implementado en el protocolo realizado.

## CAPÍTULO 4

## RESULTADOS

A continuación se presentan los resultados obtenidos en la calibración de la cámara de ionización de campo CC13, así como del acelerador lineal. También se dan a conocer los resultados de las medidas conseguidas para cada uno de los casos propuestos en el protocolo implementado.

### **4.1. Calibración interna de una cámara de ionización de campo**

Hemos realizado la calibración interna de la cámara de ionización de campo CC13, ya que la misma no tenía valor asignado de  $N_{D,W}$ , además que el inserto para la colocación de una cámara de ionización en el fantoma de tórax, solo se ajusta a las dimensiones de la cámara CC13, por lo que era necesario obtener el factor de calibración  $N_{D,W}$  de esta cámara en particular, para poder implementar el protocolo de control de calidad del TPS PrecisePLAN. En la tabla 4.1, se muestra el factor de calibración de la cámara de campo CC13. Mostramos tanto los resultados de las medidas realizadas en el transcurso de 3 fines de semana, como el valor promedio de  $N_{D,W}$ , el cual se utilizó en toda la investigación.

Comprobando el valor encontrado de  $N_{D,W}$ , en el transcurso de las mediciones de dosis ( $D_{med}$ ), realizadas para los casos estudiados al compararlas con las dosis calculadas ( $D_{cal}$ ), por el sistema de planificación, observando que la mayoría de los casos propuestos están dentro de los niveles de tolerancia establecidos en la investigación realizada.

Tabla 4.1: Factor de calibración de la cámara CC13

Semana	$N_{D,w}$
1 <sup>era</sup>	$26,78 \cdot 10^7$
2 <sup>da</sup>	$27,00 \cdot 10^7$
3 <sup>era</sup>	$26,94 \cdot 10^7$
Promedios	$26,91 \cdot 10^7$

La incertidumbre se muestran en el apéndice B.

## 4.2. Calibración del Acelerador lineal

Conocido el factor  $N_{D,W} = 4,78 \cdot 10^7$  cGy/MU, para la cámara de ionización tipo Farmer y los valores de las correcciones por presión y temperatura,  $K_{PT}$ , por polaridad,  $K_{pol}$ , y por saturación,  $K_{sat}$ , se determino la dosis absorbida a la profundidad de referencia (10 cm) y a la profundidad de máxima dosis (1.5 cm), como se muestra en la tabla 4.2.

Tabla 4.2: Medidas para la obtención de la dosis a la profundidad de referencia y en el punto de máxima dosis

$D_{W,Q}(Z_{ref})$	$D_{W,Q}(Z_{max})$
cGy	cGy
67,72	100,02



Observamos como el error relativo entre la dosis calculada ( $D_{cal}$ ) y la dosis medida ( $D_{med}$ ), en la profundidad de máxima dosis esta dentro de tolerancia con un error de 0,023 %, para un campo de  $10 * 10 \text{ cm}^2$  a una profundidad de 1.5 cm, debido a que se encontro dentro del valor del 2 % de tolerancia no hizo falta ajustar el acelerador lineal para la energía en fotones de 6 MV.

#### 4.2.1. Dosis medida en el fantoma antropomórfico de tórax y calculada por el TPS PrecisePLAN

En esta sección se muestran los resultados obtenidos en los casos propuestos en el protocolo implementado, en la tabla 4.3, observamos las discrepancias entre los resultados medidos en el fantoma antropomórfico de tórax y los calculados por el sistema de planificación PrecisePLAN. Los errores obtenidos fueron comparados con los niveles de tolerancia establecidos en el ESTRO[15].

- La discrepancia porcentual entre la dosis medida y la dosis calculada por el sistema de planificación, están dentro de los valores propuestos en el documento ESTRO[15], para los casos 1, 2, 4, 5.
- En el caso 1, se verifica que un campo directo de geometría simple, la dosis absorbida está normalizada en el isocentro del fantoma antropomórfico de tórax, para un campo  $10 * 10 \text{ cm}^2$ , en el eje central del haz de radiación. Constatando que la dosis planificada ( $D_{cal}$ ) está en concordancia con la dosis medida ( $D_{med}$ ).
- En el caso 2, se constato el comportamiento individual por campos del haz de radiación y a la vez la contribución tota, notando que no se sobrepasa la restricción del 2 % de tolerancia establecido para la región  $\delta 1$ , se observa que los campos anterior y posterior dieron mejor respuesta que los campos laterales, esto debido que a que atraviesan un solo medio (agua solida) en comparación a los campos laterales que tienen que atravesar dos medios diferentes (agua solida y

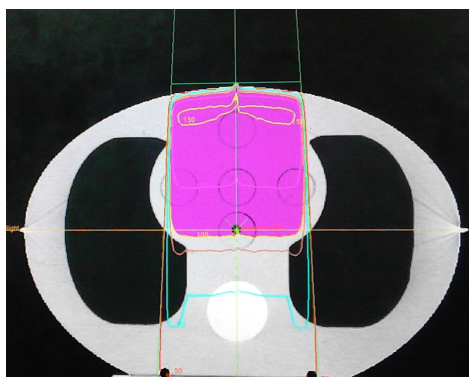
tejido sustituto pulmonar), aumentado la contribución de dosis dispersa asiendo que estos tenga una discrepancia mayor que los campos anterior y posterior.

- Observamos que no se cumplen las restricciones propuestas para el caso 3, en las contribuciones individuales por campo, ni en el tratamiento total. En específico para los campos lateral derecho, lateral izquierdo y oblicuo posterior derecho. Vemos que al variar el número de campos y la incidencia del haz de radiación, los casos superan las restricciones establecidas anteriormente.
- El caso 4, la técnica tangencia con cuña 30, está dentro de tolerancia con respecto al ESTRO[15], que representa la región  $\delta 3$ , comprobando el comportamiento del TPS PrecisePLAN ante la variación de la radiación dispersa cuando hay una incidencia oblicua o una superficie curvada.
- Con respecto al campo anterior en forma de L, correspondiente al caso 5, vemos que al introducir el colimador multilaminas para realizar la conformación del haz de radiación ocurre un efecto en la distribución de dosis, lo más probable debido a los procesos de atenuación y de dispersión que ocurren al interaccionar el haz de radiación con el fantoma, apreciando como el TPS PrecisePLAN es preciso para la planificación de geometrías que incorporen colimación por multilaminas al encontrarse la dosis medida ( $D_{med}$ ), por debajo del 3% de la dosis calculada ( $D_{cal}$ ).
- La verificación 6, no está dentro de tolerancia para la región  $\delta 1$ , en ella se observa que los campos anterior y posterior normalizados en el punto 6, que es un medio de material de tejido sustituto de pulmón no supera el nivel de tolerancia establecido por el ESTRO[15], para configuración compleja en presencia de heterogeneidades como el pulmón el TPS PrecisePLAN falla.
- En la figura 4.1, se muestran las curvas de distribución de dosis para cada uno de los casos realizados, viendo como varia la dosis dependiendo del medio (agua

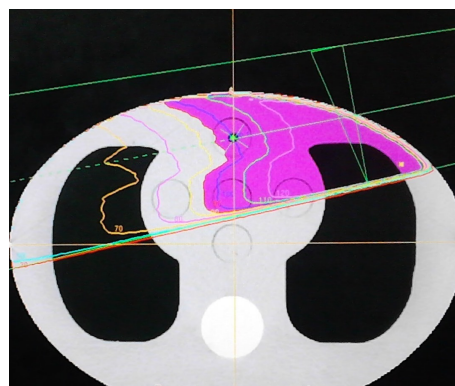
solida o tejido pulmonar), de la incidencia del haz, el número de campos y el punto donde se normalice la dosis.

Tabla 4.3: Casos propuestos en el protocolo de control de calidad del sistema de planificación PresicePLAN, donde presentamos tipos de campos, los puntos de medida (Pto), la dosis calculada ( $D_{cal}$ ), la dosis medida ( $D_{med}$ ), el error % en la dosis medida ( $\Delta D_{med}$ ) y la Tolerancia % [15]. Las incertidumbres se muestran en el apéndice B.

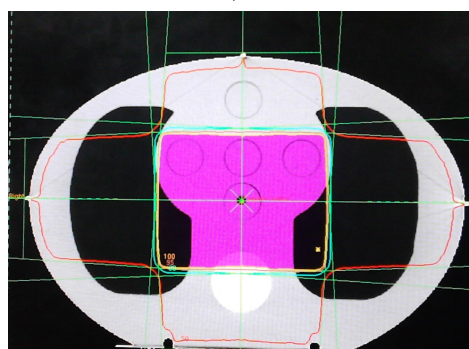
Caso	Campos ( $cm^2$ )	Pto	$D_{cal}$ (cGy)	$D_{med}$ (cGy)	$\Delta D_{med}$ %	Tolerancia %
1	Directo	5	100	101,72	1,69 %	2 %
2	Anterior	5	25	25,06	0,24 %	2 %
	Lateral Derecho		25	25,36	1,40 %	
	Posterior		25	24,95	0,22 %	
	Lateral Izquierdo		25	25,36	1,43 %	
	Total		100	100,72	0,72 %	
3	Lateral Derecho	5	16,7	17,35	3,73 %	2 %
	Lateral Izquierdo		16,7	17,43	4,16 %	
	Oblicuo Posterior Derecho		16,7	15,74	6,10 %	
	Oblicuo Anterior Derecho		16,7	16,67	0,16 %	
	Oblicuo Anterior Izquierdo		16,6	16,44	0,97 %	
	Oblicuo Posterior Izquierdo		16,6	16,33	1,64 %	
	Total		100	99,96	2,72 %	
4	Tangencial cuña de 30°	1	100	100,04	0,04 %	3 %
5	Anterior forma L	2	100	99,25	0,75 %	3 %
6	Anterior	6	50	47,82	4,35 %	4 %
	Posterior		59	47,23	5,53 %	
	Total		100	95,06	4,94 %	



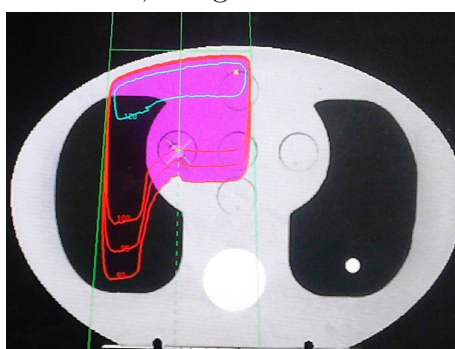
Caso 1, Directo



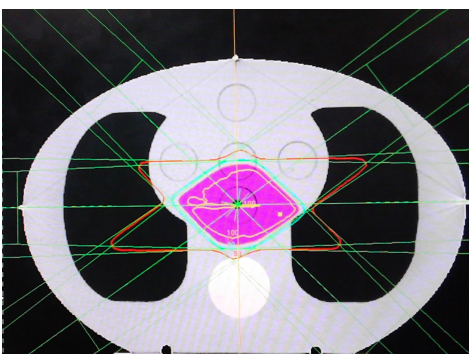
Caso 4, Tangencial cuña  $30^\circ$



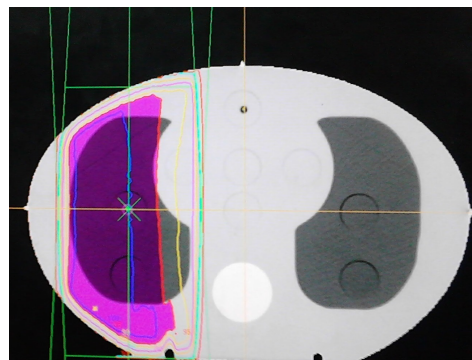
Caso 2, Técnica de caja



Caso 5, Anterior forma L



Caso 3, Seis campos



Caso 6, Anterior-Posterior

Figura 4.1: Planificación de los casos propuestos en el protocolo control de calidad del TPS PrecisePLAN, donde se muestran las curvas de isodosis para cada uno de los casos implementados.

## CAPÍTULO 5

## CONCLUSIONES

En este trabajo hemos obtenido el factor de calibración de la cámara de ionización CC13. Así mismo, diseñamos e implementamos un protocolo de control de calidad para el TPS PrecisePLAN, utilizando el fantoma antropomórfica de tórax. En el protocolo se implementaron 6 casos con diferentes arreglos de campos de diferentes complejidades. A continuación se muestran las conclusiones más relevantes.

- Se logró obtener el factor de calibración  $N_{D,W}$ , de la cámara de ionización CC13, que permite determinar de forma exacta la dosis en los diferentes casos realizados, además de poder utilizarse para otros propósitos a futuro como son la obtención de los rendimientos en la bomba de cobalto 60, y su implementación en otros fantomas donde se requiera este tipo de cámara en específico.
- En los casos clínicos donde se atiendan patologías de la región Torácica; Timomas, Sarcomas, Esófago, Linfomas, Tumores óseos, Tumores del sistema nervioso periférico, hay que tener en cuenta en el momento de la planificación, que el PrecisePLAN, presenta buenos resultados para un número finito de haces de radiación. Hemos encontrado, que ese número de campos es 4, ya que para un número

de campos superiores a 4, hemos encontrado que la contribución por campos individual esta fuera de los niveles de tolerancia permitidos, documentados en ESTRO[15].

- No se recomienda la planificación de patologías como; Tumores de Pulmón, Tumores Pleurales, Tumores Bronquiales, ya que como se apreció en el caso 6, el sistema de planificación PrecisePLAN, no presenta buena respuesta ante una heterogeneidad como el Pulmón.
- Los casos realizados, pueden ser utilizados por el servicio/cátedra de radioterapia del Hospital Universitario de Caracas, para verificar la reproducibilidad de los cálculos realizados por el TPS PrecisePLAN, o en aquellas oportunidades donde el acelerador lineal presente fallas y luego de realizarse los mantenimientos preventivos mensuales de la máquina, para constatar el estado operativo del mismo.
- Observamos como el PrecisePLAN, en el momento de la conformación del haz de radiación a través el uso del colimador multilaminas, realiza una buena conformación de la dosis, además de notar que en los caso de campos oblicuos con cuña, el sistema de planificación supera el inconveniente de la radiación dispersa.
- Para nuevas actualizaciones tecnológicas, de software del algoritmo de cálculo, se recomiendo la implementación del protocolo realizado en esta investigación, añadiendo nuevos casos en diferentes regiones a las estudiadas que puedan generar más información, de manera de continuar el trabajo realizado en este TEG.

---

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] ACS. *Datos y Estadísticas sobre el Cáncer entre los Hispanos-Latinos*. ACS, 2009.
- [2] ICRU. *Prescripción Registro y Elaboración de Tnformes en la Terapia con Haces de Fotones*.1999, 62:1-75.
- [3] OIEA TECDOC 1541. *Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de control de Calidad*. OIEA, 2000.
- [4] L Medina , Venencia, E Garrigó. *Comparación de QA IMRT paciente específico mediante films radiocrómicos, films radiográficos y arreglo de cámaras de ionización de Instituto Privado de Radioterapia Obispo Oro 423, 2014. Sitio web: <http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/Public/45/110/45110598.pdf>.*
- [5] M Haydee M, R Linares, E Lara y R Alfonso. *Aplicación de un modelo de un acelerador Elekta Precise basado en Monte Carlo para la evaluación de la respuesta de detectores de estado sólido*. Nucleus. 2015, ISSN 2075-5635.
- [6] PTW.PTWChamberIonization.PTW.2016,Sitio web:<http://www.ptw.de/farmerchambers0.html>.

- [7] OIEA. Sobreexposición accidental de radioterapia en San Jose de Costa Rica. OIEA, 1999.
- [8] IAEA. Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in panama. IAEA, 2001.
- [9] IAEA TRS 430. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. IAEA, 2004.
- [10] IAEA TECDOC 1540. Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems. IAEA, 2007 .
- [11] IAEA TECDOC 1583. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. IAEA, 2008.
- [12] ICRU. Magnitudes y Unidades Fundamentales para la Radiación Ionizante. 1998, 60:1-23.
- [13] IAEA. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. IAEA, 2005.
- [14] SEFM. Fundamentos de Física Médica: Volumen **3**. SEFM, 2004.
- [15] B Mijnheer, A Olszewska, C Fiorino, G Hartmann, T Knöös, J C Rosenwald and H Welleweerd. Quality Assurance of Treatment Planning Systems Practical Examples for Non-Imrt Photon Beams. ESTRO: Booklet 7, 2004.
- [16] IAEA . Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. IAEA, 2004.
- [17] IAEA TRS 398. Determinación de la Dosis Absorbida en Radioterapia con Haces Externos. IAEA, 2005.
- [18] V Laliena, E Millán, A García, J Cortés, D Villa, P Pardina, J Jiménez, A Hernández y M Canellas. Garantía de calidad de sistemas de planificación de tratamientos de radioterapia. 2012, Rev Fis Med;13(2):89-96.



[19] ISO. Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement. ISO, 1995.

## APÉNDICE A

## CALIBRACIÓN DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN DE CAMPO

A continuación se muestran los resultados obtenidos en el transcurso de las 3 semanas en la que se implemento la intercomparación dosimétrica para asignarle el factor de calibración a la cámara de campo (CC13),a partir de la cámara tipo farmer. Comenzando obteniendo los factores de corrección  $K_{PT}$ ,  $K_{pol}$  y  $K_{sat}$ , para luego determinar el factor de calibración de la cámara  $N_{D,W}$ . Comenzaremos mostrando los resultados para la cámara tipo farmer y luego los de la cámara CC13.

### A.1. Primera semana, medidas por intercomparación de una cámara de campo

- Cámara de Ionización tipo Farmer.

Tabla A.1: Medidas de dosis en agua para  $Co^{60}$ , Polaridad +300 V.

Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , Polaridad +300 V.					
+300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tempm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	9,95	914	24,34	1,13	11,23
$M_2$	9,95	914	24,34	1,13	11,22
$M_3$	9,95	914	24,18	1,13	11,22
$M_4$	9,95	914,1	24,18	1,13	11,22
$M_5$	9,95	914	24,11	1,13	11,23
Promedios	9,95	914,02	24,23	1,13	11,23
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad -300 V					
-300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tempm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	9,96	914	23,92	1,13	11,23
$M_2$	9,96	914,1	23,92	1,13	11,23
$M_3$	9,96	914,2	23,92	1,13	11,23
$M_4$	9,97	914,2	23,92	1,13	11,23
$M_5$	9,97	914,2	23,92	1,13	11,23
Promedios	9,96	914,14	23,92	1,13	11,23
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +150 V					
+150 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tempm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	9,96	914,3	23,71	1,13	11,22
$M_2$	9,97	914,3	23,71	1,13	11,22
$M_3$	9,97	914,3	23,71	1,13	11,22
$M_4$	9,96	914,3	23,71	1,13	11,22
$M_5$	9,97	914,3	23,71	1,13	11,22
Promedios	9,97	914,30	23,71	1,13	11,22

- Cámara de Ionización de Campo CC13.

Tabla A.2: Medidas de dosis en agua para  $Co^{60}$ , polaridad +300 V

Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +300 V					
+300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Temp °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	1,78	914,5	23,25	1,12	2,00
$M_2$	1,78	914,5	23,25	1,12	2,01
$M_3$	1,79	914,6	23,25	1,12	2,01
$M_4$	1,79	914,6	23,25	1,12	2,01
$M_5$	1,79	914,6	23,25	1,12	2,01
Promedios	1,79	914,6	23,25	1,12	2,01
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad -300 V					
-300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Temp °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	1,79	914,80	23,05	1,12	2,00
$M_2$	1,79	914,80	23,05	1,12	2,00
$M_3$	1,79	914,80	23,05	1,12	2,00
$M_4$	1,79	914,80	23,05	1,12	2,00
$M_5$	1,79	914,80	23,05	1,12	2,00
Promedios	1,79	914,80	23,05	1,12	2,00
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +150 V					
+150 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Temp °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	1,79	914,90	22,85	1,12	2,01
$M_2$	1,79	914,90	22,85	1,12	2,01
$M_3$	1,79	914,90	22,85	1,12	2,01
$M_4$	1,79	914,90	22,85	1,12	2,01
$M_5$	1,79	914,90	22,85	1,12	2,01
Promedios	1,79	914,90	22,85	1,12	2,01

## A.2. Segunda semana, medidas por intercomparación de una cámara de campo

- Cámara de Ionización tipo Farmer.

Tabla A.3: Medidas de dosis en agua para  $Co^{60}$ , polaridad +300 V.

Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +300 V.					
+300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	10,18	917,5	19,23	1,11	11,25
$M_2$	10,19	917,5	19,23	1,11	11,26
$M_3$	10,18	917,5	19,21	1,11	11,25
$M_4$	10,18	917,5	19,21	1,11	11,25
$M_5$	10,18	917,5	19,17	1,11	11,25
Promedio	10,18	917,50	19,21	1,11	11,25
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad -300 V					
-300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	10,16	917,30	19,17	1,12	11,41
$M_2$	10,16	917,30	19,15	1,12	11,41
$M_3$	10,15	917,20	19,15	1,12	11,40
$M_4$	10,15	917,20	19,14	1,12	11,40
$M_5$	10,16	917,20	19,14	1,12	11,41
Promedios	10,16	917,24	19,15	1,12	11,40
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +150 V					
+150 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	10,17	914,3	19,09	1,11	11,27
$M_2$	10,17	914,3	19,09	1,11	11,27
$M_3$	10,17	914,3	19,06	1,11	11,27
$M_4$	10,17	914,3	19,06	1,11	11,27
$M_5$	10,16	914,3	19,06	1,11	11,26
Promedios	10,17	9114,30	19,06	1,11	11,27

- Cámara de Ionización de Campo CC13.

Tabla A.4: Medidas de dosis en agua para  $Co^{60}$ , polaridad +300 V

Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +300 V					
+300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	1,82	916,80	18,93	1,10	2,01
$M_2$	1,82	916,70	18,93	1,10	2,01
$M_3$	1,82	916,60	18,83	1,10	2,01
$M_4$	1,82	916,60	18,83	1,10	2,01
$M_5$	1,82	916,50	18,81	1,10	2,01
Promedios	1,82	916,60	18,89	1,10	2,01
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad -300 V.					
-300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	1,82	916,50	18,75	1,10	2,00
$M_2$	1,81	916,40	18,75	1,10	2,00
$M_3$	1,81	916,40	18,75	1,10	2,00
$M_4$	1,82	916,30	18,75	1,10	2,01
$M_5$	1,82	916,30	18,75	1,10	2,01
Promedios	1,82	916,40	18,75	1,10	2,01
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +150 V.					
+150 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	1,82	916,2	18,75	1,10	2,01
$M_2$	1,82	916,2	18,75	1,10	2,01
$M_3$	1,81	916,10	18,75	1,10	2,00
$M_4$	1,81	916,10	18,75	1,10	2,00
$M_5$	1,82	916,10	18,75	1,11	2,01
Promedio	1,82	916,10	18,75	1,10	2,01

### A.3. Tercera semana, medidas por intercomparación de una cámara de campo

- Cámara de Ionización tipo Farmer.

Tabla A.5: Medidas de dosis en agua para  $Co^{60}$ , polaridad +300 V.

Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +300 V.					
+300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	10,11	916,1	20,44	1,11	11,24
$M_2$	10,10	916,2	20,40	1,11	11,22
$M_3$	10,10	916,1	20,40	1,11	11,22
$M_4$	10,10	916,1	20,38	1,11	11,22
$M_5$	10,10	916	20,36	1,11	11,22
Promedio	10,10	916,10	20,40	1,11	1,22
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad -300 V.					
-300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	10,10	916,00	20,34	1,12	11,36
$M_2$	10,10	915,90	20,34	1,12	11,36
$M_3$	10,11	915,90	20,30	1,12	11,37
$M_4$	10,10	915,90	20,30	1,12	11,37
$M_5$	10,10	915,80	20,30	1,12	11,36
Promedios	10,10	915,88	20,31	1,12	11,36
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +150 V.					
+150 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	10,10	915,7	20,25	1,11	11,22
$M_2$	10,11	915,7	20,23	1,11	11,23
$M_3$	10,11	915,7	20,23	1,11	11,23
$M_4$	10,12	915,7	20,2	1,11	11,24
$M_5$	10,12	915,7	20,18	1,11	11,24
Promedios	11,11	915,68	20,22	1,11	11,23

- Cámara de Ionización de Campo CC13.

Tabla A.6: Medidas de dosis en agua para  $Co^{60}$ , polaridad +300 V.

Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +300 V.					
+300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	1,81	915,5	20,07	1,11	2,01
$M_2$	1,81	915,5	20,07	1,11	2,01
$M_3$	1,81	915,5	20,07	1,11	2,01
$M_4$	1,81	915,3	20,02	1,11	2,01
$M_5$	1,81	915,3	20	1,11	2,01
Promedios	1,81	915,38	20,04	1,11	2,01
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad -300 V.					
-300 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	1,80	915,3	19,75	1,11	1,99
$M_2$	1,80	915,3	19,75	1,11	2,00
$M_3$	1,81	915,2	19,92	1,11	2,00
$M_4$	1,80	915,2	19,92	1,11	2,01
$M_5$	1,80	915,2	19,9	1,11	2,00
Promedios	1,80	915,24	19,85	1,11	2,00
Medidas de dosis en agua para $Co^{60}$ , polaridad +150 V.					
+ 150 V	Medida (nC)	Presión (hpa)	Tepm °C	$K_{PT}$	$M_{prom} * K_{PT}$ (nC)
$M_1$	1,81	915,1	19,87	1,11	2,00
$M_2$	1,81	915	19,83	1,11	2,00
$M_3$	1,81	915	19,83	1,11	2,00
$M_4$	1,81	915	19,81	1,11	2,00
$M_5$	1,81	915	19,79	1,11	2,00
Promedios	1,81	915,02	19,83	1,11	2,00



## APÉNDICE B

### INCERTIDUMBRE DE LAS MEDIDAS

La evaluación de las incertidumbres en las lecturas realizadas durante la calibración de la cámara de ionización de campo y los casos implementados en el protocolo de control de calidad realizados sigue la guía dada por la ISO[19] y el TRS 398[17] . A continuación realizaremos el cálculo de Las incertidumbres que se deben tomar en cuenta para el cálculo incertidumbre total de las mediciones realizadas para cada caso. Las incertidumbres de las medidas se expresan como incertidumbres típicas relativas, y la evaluación de las incertidumbres típicas se clasifica en tipo A y tipo B. El método de evaluación de las incertidumbres de tipo A es mediante análisis estadístico de una serie de observaciones, mientras que el método de evaluación de las de tipo B se basa en métodos distintos al análisis estadístico de una serie de observaciones.

Para determinar la incertidumbre de las medidas utilizamos la ecuación:

$$\Delta_{D,W} = \sqrt{\Delta_{MQ^2} + \Delta_{N_{D,W}^2} + \Delta_{K_{Q,Q_0}^2}} \quad (\text{B.1})$$

Donde:

$\Delta_{D,W}$ ; es la incertidumbre relativa estimada de la dosis absorbida en el punto de estudio expresada en porcentaje.

$\Delta_{MQ}$ ; es la incertidumbre relativa de las lecturas registradas en el punto de estudio. La determinación de la misma es mediante la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de la incertidumbre del promedio de las lecturas ( $M_Q$ ), incertidumbre del factor de corrección por presión y temperatura ( $K_{PT}$ ), la incertidumbre del factor de corrección por polaridad ( $K_{pol}$ ) y el factor de corrección por recombinación ( $K_{sat}$ ).

$$\Delta_{MQ} = \sqrt{(\Delta_{M_i})^2 + (\Delta_{K_{pol}})^2 + (\Delta_{K_{sat}})^2}$$

la incertidumbre del factor de corrección por polaridad es de  $K_{pol} < 0.2\%$  (Para  $K=2$ ) y el factor de corrección por recombinación ( $K_{sat}$ ) la consideramos como  $K_s > 0.4\%$ , TRS 398[17].

A continuación presentamos los cálculos de las incertidumbre típicas relativas.

- Incertidumbre de las lecturas registradas.

Incertidumbre tipo A (valor medido)	$\Delta_{valor\ medido} = \frac{s(x)}{\sqrt{n}}$
Incertidumbre tipo B (resolución)	$\Delta_{resolución} = \frac{0,01}{\sqrt{3}}$
Incertidumbre Absoluta	$\Delta_{M_i} = \sqrt{\Delta_{valor\ medido}^2 + \Delta_{resolución}^2}$
Incertidumbre relativa	$\Delta_{M_i}(\%) = \frac{\Delta_{M_i}}{M_i} \times 100$

- Incertidumbre de la temperatura.

Incertidumbre tipo A (valor medido)	$\Delta_{valor\ medido} = \frac{s(x)}{\sqrt{n}}$
Incertidumbre tipo B (exactitud)	$\Delta_{exactitud} = \frac{exactitud}{K=2}$
Incertidumbre tipo B (resolucion)	$\Delta_{resolucion} = \frac{0,01}{\sqrt{3}}$
Incertidumbre Absoluta	$\Delta_{T_i} = \sqrt{\Delta_{valor\ medido}^2 + \Delta_{resolucion}^2 + \Delta_{exactitud}^2}$
Incertidumbre relativa	$\Delta_{T_i}(\%) = \frac{\Delta_{T_i}}{T_o} \times 100$

- Incertidumbre de la presión.

Incertidumbre tipo A (valor medido)	$\Delta_{valor\ medido} = \frac{s(x)}{\sqrt{n}}$
Incertidumbre tipo B (exactitud)	$\Delta_{exactitud} = \frac{exactitud}{K=2}$
Incertidumbre tipo B (resolucion)	$\Delta_{resolucion} = \frac{0,01}{\sqrt{3}}$
Incertidumbre Absoluta	$\Delta_{P_i} = \sqrt{\Delta_{valor\ medido}^2 + \Delta_{resolucion}^2 + \Delta_{exactitud}^2}$
Incertidumbre relativa	$\Delta_{P_i}(\%) = \frac{\Delta_{P_i}}{P_o} \times 100$

- Incertidumbre del factor de corrección por presión y temperatura  $K_{PT}$  Incertidumbre absoluta:

$$\Delta_{K_{PT}} = \sqrt{\left(\frac{\partial M}{\partial M_i}\right)^2 (\Delta_{M_i})^2 + \left(\frac{\partial M}{\partial T_i}\right)^2 (\Delta_{T_i})^2 + \left(\frac{\partial M}{\partial P_i}\right)^2 (\Delta_{P_i})^2}$$

Incertidumbre relativa:  $\Delta_{K_{PT}}(\%) = \frac{\Delta_{K_{PT}}}{K_{PT}} * 100$

Donde:

$\Delta_{K_{PT}}$ : es la incertidumbre absoluta del factor de corrección por presión y temperatura.

$M$ : es el promedio de las lecturas realizadas corregidas por presión y temperatura.

$M_i$ : es el promedio de las lecturas realizadas sin realizar ninguna corrección.

$\Delta_{M_i}$ : es la incertidumbre de las lecturas realizadas.

$T_i$  = es el promedio de las lecturas de temperaturas registradas al momento de realizar las pruebas.

$\Delta_{T_i}$  = es la incertidumbre relacionada a la temperatura.  $P_i$  = es el promedio de las lecturas de presión registradas al momento de realizar las pruebas.

$\Delta_{P_i}$ : es la incertidumbre relacionada a la presión.

### B.0.1. Incertidumbres de Calibración de la cámara de ionización CC13

A continuación se muestran las incertidumbres para las cámaras de ionización tipo Farmer y de campo CC13, de las medidas tomadas en el transcurso de tres fines de semana (ver tabla B1 y B2).

Tabla B.1: Incertidumbres para la cámara de ionización tipo Farmer

Polaridad	1 <sup>era</sup> semana	2 <sup>da</sup> semana	3 <sup>era</sup> semana
+300 V	2,89 %	3,56 %	2,90 %
-300 V	2,78 %	3,56 %	2,78 %
+150 V	3,05 %	3,05 %	3,05 %

Tabla B.2: Incertidumbres para la cámara de ionización de campo CC13

Polaridad	1 <sup>era</sup> semana	2 <sup>da</sup> semana	3 <sup>era</sup> semana
+300 V	6,82 %	2,40 %	1,72 %
-300 V	1,44 %	1,72 %	4,25 %
+150 V	1,72 %	2,48 %	0,64 %

La incertidumbre del factor de calibración de la cámara CC13,  $N_{D,W}$ , se muestra a continuación.

$$N_{D,W}^{Campo} = \frac{MQ_{ref}}{MQ_{Campo}} N_{D,W}^{ref}$$

la incertidumbres viene dada por:

$$\Delta N_{D,W}^{Campo} = \frac{\Delta MQ_{ref}}{MQ_{ref}} + \frac{\Delta MQ_{Campo}}{MQ_{Campo}} + \frac{\Delta N_{D,W}^{ref}}{N_{D,W}^{ref}} = 0,018 = 1,8 \%$$

### B.0.2. Incertidumbre para los casos del protocolo de control de calidad

A continuación se muestran las incertidumbres para los seis casos propuestos en el protocolo de control de calidad del sistema de planificación PrecisePLAN.

Tabla B.3: Casos propuestos en el protocolo de control de calidad del sistema de planificación PrecisePLAN, donde se presenta las incertidumbres de las dosis medida ( $\% \Delta D_{med}$ )

Caso	Campos	$\% \Delta D_{med}$
1	Directo	0,90 %
2	Anterior	0,96 %
	Lateral Derecho	1,42 %
	Posterior	1,04 %
	Lateral Izquierdo	1,03 %
3	Lateral Derecho	1,30 %
	Lateral Izquierdo	1,32 %
	Oblicuo Posterior Derecho	1,43 %
	Oblicuo Anterior Derecho	1,37 %
	Oblicuo Anterior Izquierdo	1,24 %
	Oblicuo Posterior Izquierdo	1,25 %
4	Tangencial cuña de 30°	1,89 %
5	Anterior forma L	1,87 %
6	Anterior	4,27 %
	Posterior	4,32 %