

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

COMISIONAMIENTO Y PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA *IN VIVO* PARA EL DEPARTAMENTO DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL ONCOLÓGICO SOLÓN ESPINOSA A. SOLCA-NÚCLEO DE QUITO

**PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
FÍSICO**

LUPE IVETTE VILLEGAS LÓPEZ
lvillegas.fisica@epn.edu.ec

DIRECTOR: MARCO BAYAS R., PhD
marco.bayas@epn.edu.ec

QUITO, MAYO 2011

DECLARACIÓN

Yo, Lupe Ivette Villegas López, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Escuela Politécnica Nacional puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

LUPE IVETTE VILLEGAS LÓPEZ

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Lupe Ivette Villegas López, bajo mi supervisión.

Marco Bayas Rea, Ph. D.
DIRECTOR

AGRADECIMIENTOS

"...es justamente la posibilidad de realizar un sueño lo que hace la vida interesante... el lenguaje del entusiasmo, de las cosas hechas con amor y con voluntad, en busca de algo que se deseaba o en lo que se creía."

Mi sincero agradecimiento:

Al Doctor Marco Bayas y al Físico Médico William Espinoza por su apoyo y paciencia. Al Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico SOLCA-NÚCLEO DE QUITO por facilitar la realización del presente trabajo. A cada uno de los tecnólogos médicos de SOLCA-QUITO por brindarme su amistad y ayuda.

A mis amigos (Miguel, Diego, Alejo, Gaby, Marco, Grupo de Modelización y Simulación Molecular) por alentarme e insistirme. A mis compañeros y amigos del laboratorio (Andres, Cristina, Henry, Wladimir, Luis, Daniel, Armando, Edwin) por siempre acolitarme. Al Grupo de Física Médica por sus consejos.

A mis padres por creer en mí.

DEDICATORIA

A mis padres Herminia y Marco

A mi hermana Sarita

Lupe Ivette

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE FIGURAS	VI
ÍNDICE DE TABLAS	VIII
RESUMEN	X
ABSTRACT	XI
Introducción	XII
1. Interacción de la radiación con tejidos vivos	1
1.1. Fundamentos teóricos	1
1.1.1. Equilibrio de la radiación	2
1.1.2. Teoría de la cavidad de Bragg-Gray	5
1.1.3. Teoría de la cavidad de Spencer-Attix	7
1.2. Magnitudes de medida	8
1.2.1. Magnitudes que describen la interacción de fotones con la materia	9
1.2.2. Relación entre magnitudes	10
1.3. Dosimetría	11
1.3.1. Fundamentos	12
1.3.2. Dosimetría <i>in vivo</i>	15

2. Métodos	18
2.1. Equipos y materiales	18
2.1.1. Acelerador lineal	18
2.1.2. Fantoma	20
2.1.3. Cámara de ionización y electrómetro	21
2.1.4. Diodos	21
2.1.4.1. Dependencias físicas	23
2.1.4.2. Dependencias geométricas	23
2.1.4.3. Diodos MasTeK y electrómetro	24
2.2. Protocolos	26
2.2.1. Dosimetría clínica de referencia: Protocolo TG-51	26
2.2.2. Dosimetría <i>in vivo</i> : Reporte ESTRO	29
2.3. Calibración: Procedimientos	32
2.3.1. Calibración en condiciones de referencia: Determinación del factor de calibración	32
2.3.1.1. Calibración del equipo	32
2.3.1.2. Factor de Transferencia	33
2.3.1.3. Factor de Calibración	34
2.3.2. Calibración en condiciones fuera de la referencia:Determinación de los factores de corrección	35
2.3.2.1. Factor de Corrección por tamaño de campo	36
2.3.2.2. Factor de Corrección por distancia fuente-piel	36
2.3.2.3. Factor de Corrección por presencia de cuñas	37
2.3.2.4. Factor de Corrección por presencia de bandeja	37
2.3.2.5. Factor de Corrección por distancia	37

3. Aplicación de la dosimetría <i>in vivo</i>	39
3.1. Parámetros de calibración medidos para los diodos	39
3.1.1. Factores de calibración: Resultados	39
3.1.2. Factores de corrección: Resultados	40
3.1.2.1. Factor de corrección por tamaño de campo	40
3.1.2.2. Factor de corrección por distancia fuente-piel	40
3.1.2.3. Factor de corrección por cuña	40
3.1.2.4. Factor de corrección por bandeja	41
3.1.2.5. Factor de corrección por distancia	41
3.2. Determinación de dosis	44
3.2.1. Procedimiento para medidas en pacientes	44
3.2.2. Cálculo de dosis medida por el diodo	45
3.3. Análisis estadístico de los resultados	49
3.3.1. Pruebas de hipótesis con <i>Tolerancia=5%</i>	49
3.3.1.1. Prueba de Hipótesis: Datos de pacientes tratados con haces de energía de 6MV	50
3.3.1.2. Prueba de Hipótesis: Datos de pacientes tratados con haces de energía de 18MV	53
3.3.2. Análisis de variancia (ANOVA)	55
3.3.3. Descripción estadística general	60
4. Protocolo de dosimetría <i>in vivo</i> con diodos para haces de fotones	63
4.1. Resultados del estudio preliminar	63
4.2. Comisionamiento y puesta en marcha	65
4.3. Realización y registro de medidas de dosis de entrada en pacientes .	67
4.4. Evaluación de las variaciones encontradas y determinación de acciones	68
4.4.1. Determinación de tolerancias y niveles de acción	68

4.4.2. Registro de errores y procedimiento a seguir	69
4.5. Ejecución del control de calidad de los diodos	73
5. Conclusiones	75
Referencias	79
Glosario	85
Anexos	88
Anexo A. Mediciones para la calibración de diodos en condiciones de referencia	89
A.1. Mediciones para la calibración del equipo para haces de fotones de 6MV. Siguiendo el Protocolo TG-51[9]	90
A.2. Mediciones para la calibración del equipo para haces de fotones de 18MV. Siguiendo el Protocolo TG-51[9]	91
A.3. Mediciones para el cálculo del factor de transferencia para haces de fotones de 6MV y de 18MV.	92
A.4. Mediciones para el cálculo del factor de calibración para haces de fotones de 6MV y de 18MV.	93
Anexo B. Mediciones para la calibración de diodos en condiciones clínicas	95
B.1. Mediciones para el cálculo del factor de corrección por tamaño de campo para haces de fotones de 6MV y 18MV.	96
B.2. Mediciones para el cálculo del factor de corrección por SSD para haces de fotones de 6MV y 18MV.	98
B.3. Mediciones para el cálculo del factor de corrección por presencia de cuñas para haces de fotones de 6MV y 18MV.	100
B.4. Mediciones para el cálculo del factor de corrección por presencia de bandeja para haces de fotones de 6MV y 18MV.	101

B.5. Mediciones para el cálculo del factor por distancia fuera del eje para haces de fotones de 6MV.	102
Anexo C. Medidas en pacientes	104
C.1. Medidas en campos de tratamiento AP con haces de fotones 6MV. . .	105
C.2. Medidas en campos de tratamiento SUPRA con haces de fotones 6MV.	108
C.3. Medidas usando máscara, bandeja o cuña en tratamientos con haces de fotones 6MV.	110
C.4. Medidas en campos de tratamiento AP con bandeja y sin bandeja para haces de fotones 18MV.	112
C.5. Medidas en campos de tratamiento LI con haces de fotones 18MV. . .	118
C.6. Medidas en campos de tratamiento LD con haces de fotones 18MV. .	120
Anexo D. Formularios para medidas en pacientes	122
D.1. Guía para el control dosimétrico <i>in vivo</i> para pacientes.	123
D.2. Tabla de dosis del diodo para haces de energía de 6MV y 18MV. . . .	124
Anexo E. Formularios para el control de calidad de los diodos	125
E.1. Guía para el control de calidad mensual/trimestral/semestral de los diodos.	126
E.2. Guía para el control de calidad anual de los diodos.	127

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1. Esquema del modelo para cálculo de dosis absorbida en un punto . . .	2
1.2. Esquema del equilibrio de la radiación de partículas cargadas en el volumen v	3
1.3. Dosis absorbida y kerma de colisión en función de la profundidad del medio	4
1.4. Esquema de la teoría de la cavidad de Bragg-Gray	6
1.5. Esquema la medición de la exposición	13
2.1. Equipo de radiación	19
2.2. Fantomas	20
2.3. Esquema de la juntura p-n de un diodo de silicio	22
2.4. Diodo de silicio	22
2.5. Diodos MasTeK y electrómetro	24
2.6. Factor de conversión de calidad en función del porcentaje de dosis a profundidad	27
2.7. Esquema de posicionamiento de la cámara de ionización	28
2.8. Esquema de posicionamiento para la determinación de dosis absorbida en agua por MU para haces de fotones.	33
2.9. Esquema de posicionamiento para la calibración de un diodo para haces de rayos-X	34
2.10. Posicionamiento del diodo y de la cámara de ionización para determinar el factor de calibración	35
2.11. Posicionamiento para determinación del factor de corrección para medidas a lo largo del eje longitudinal	38

3.1. Factor de corrección en función del tamaño de campo	42
3.2. Factor de corrección en función de la distancia fuente-piel SSD	43
3.3. Factor de corrección para medidas a lo largo del eje transversal al haz de tratamiento	43
3.4. Posicionamiento del diodo sobre el paciente para campos AP, LI, LD	45
3.5. Posicionamiento del diodo sobre el paciente para campo SUPRA	46
3.6. SSD dado por el SPT en función del SSD medido	47
3.7. Distribución del número de medidas como función de la desviación del valor esperado de dosis. Sitio: pelvis y abdomen	60
3.8. Distribución del número de medidas como función de la desviación del valor esperado de dosis. Sitio: tórax, mama y fosa	61
3.9. Distribución del número de medidas como función de la desviación del valor esperado de dosis. Haz de energía 6MV y 18MV	61
4.1. Diagrama de flujo para el cálculo de la dosis de entrada	64
4.2. Diagrama secuencial del sistema de dosimetría <i>in vivo</i>	65
4.3. Diagrama de flujo de acciones que deben emprenderse después de una lectura de dosis <i>in vivo</i>	72

ÍNDICE DE TABLAS

2.1. Características técnicas de la cámara de ionización cilíndrica y electrómetro	21
2.2. Características técnicas de los diodos MasTeK tipo fotón	25
2.3. Características técnicas del electrómetro para diodos	25
3.1. Factor de transferencia y calibración para haces de 6MV y 18MV . . .	39
3.2. Resumen de cálculos de calibración del equipo para haces de 6MV .	40
3.3. Factor de corrección por presencia de cuñas para haces de 6MV . . .	41
3.4. Factor de corrección por presencia de cuñas para haces de 18MV . .	41
3.5. Factor de corrección por presencia de bandeja	42
3.6. Resumen de datos según campo y sitio de tratamiento con haces de 6MV	51
3.7. Resumen de datos según campo y técnica de tratamiento con haces de 6MV	52
3.8. Resumen de datos según campo de tratamiento y accesorio utilizado con haces de 6MV	52
3.9. Resumen de datos según campo y sitio de tratamiento con haces de 18MV	53
3.10. Resumen de datos según campo de tratamiento y accesorio utilizado con haces de 18MV	54
3.11. Datos agrupados por energía del haz y sitio de tratamiento	56
3.12. ANOVA de datos agrupados por energía del haz y sitio de tratamiento	56
3.13. Datos agrupados por energía del haz y campo AP	57

3.14. ANOVA de datos agrupados por energía del haz y campo AP	57
3.15. Datos agrupados por campo de tratamiento y accesorio usado para haces de energía de 6MV	58
3.16. ANOVA de datos agrupados por campo y presencia de accesorios para haces de 6MV	58
3.17. ANOVA del factor <i>sitio de tratamiento</i> para haces de energía de 6MV	59
3.18. ANOVA del factor <i>tipo de técnica de tratamiento</i> para haces de energía de 6MV	59
3.19. ANOVA del factor <i>campo de tratamiento</i> para haces de energía de 18MV	59
3.20. Resumen de resultados para haces de 6MV	62
3.21. Resumen de resultados para haces de 18MV	62
4.1. Tolerancias y niveles de acción	65
4.2. Programa de medidas en pacientes	68
4.3. Programa de control de calidad	74
A.1. Lecturas para diferentes voltajes de polarización con haces de 6MV .	89
A.2. Lecturas para diferentes voltajes de polarización con haces de 18MV	89
A.3. Lecturas para el cálculo del factor transferencia	94
A.4. Lecturas para el cálculo del factor calibración	94
B.1. Factor corrección por tamaño de campo con haces de 6MV	97
B.2. Factor corrección por tamaño de campo con haces de 18MV	97
B.3. Factor corrección por SSD con haces de 6MV	99
B.4. Factor corrección por SSD con haces de 18MV	99
B.5. Factor corrección por distancia con haces de 6MV	103

Resumen

Un sistema de dosimetría *in vivo* fue implementado en el Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico Solón Espinosa A. SOLCA-NÚCLEO DE QUITO. Este sistema fue comisionado y se encuentra listo para su ejecución. El comisionamiento incluyó: la calibración de dos diodos, la realización de un estudio preliminar con pacientes y el diseño de un protocolo para su funcionamiento diario. Los diodos fueron calibrados para proporcionar dosis en grays y adaptados a las condiciones clínicas de los pacientes. Esto se realizó mediante la determinación de factores de calibración y corrección por: tamaño de campo, distancia fuente-piel, distancias a lo largo del eje longitudinal y presencia de cuña o bandeja para haces de fotones de 6MV y 18MV. En el estudio preliminar se determinó la dosis de entrada medida por los diodos y se comparó con la dosis obtenida del Sistema de Planificación en 33 pacientes tratados con un acelerador lineal. Las variaciones entre estas dosis son dependientes de la energía del haz de fotones y estadísticamente menores al 5 % para un nivel de confianza del 99.9 %. Además, para este nivel de confianza los valores mínimos aceptables para la tolerancia se encuentran entre 3.7 %-5.3 % para haces de 6MV y 1.5 %-3 % para haces de 18MV, evidenciándose algunos valores mayores a la tolerancia de referencia (5 %). Por esta razón se definió una tolerancia de 5 % para haces de 6MV y de 3 % para haces de 18MV junto con dos niveles de acción para cada energía: 5 % y 7 % para 6MV, 3 % y 5 % para 18MV. Finalmente, se elaboró un protocolo que incluye los procesos para la revisión de los factores, selección y medición en pacientes, ejecución de acciones cuando las desviaciones estén fuera de la tolerancia y un programa periódico de control de calidad de los diodos. Esto permitirá el uso habitual y el mantenimiento del sistema de dosimetría *in vivo*.

Palabras Clave: Dosimetría *in vivo*. Diodo detector de radiación. Control de calidad de dosis. Radioterapia.

Abstract

A *in vivo* dosimetry system was implemented in the Oncology Hospital Solón Espinosa A. SOLCA-NÚCLEO DE QUITO. This system was commissioned and is ready for execution. The commissioning included: calibration of two diodes, conducting a preliminary study with patients and the design of a protocol for daily performance. The diodes was calibrated to provide doses in grays and adapted to the clinical conditions of patients. The calibration and correction factors were determined for 6MV and 18MV photon beams. The correction factors were to field size, source skin distances, off-axis distances, wedge and tray. The preliminary study determined the doses measurements with diodes and compared them with those obtained from the Treatment Planning System in 33 patients treated. The variations dependent of photon beam energy and were statistically less than 5 % to a confidence level of 99.9 %. Also, more than 80 % of these deviations were less than 3 % for 18MV energy beams and more than 20 % of these deviations were greater than 5 % for 6MV energy beams. Then we defined a tolerance of 5 % for 6MV beams and 3 % for 18MV beams with two action levels: 5 % and 7 % for 6MV, 3 % and 5 % for 18MV beams. Finally, four main aspects were developed and included in a protocol. They are the processes for review of the factors, selection and measurement in patients, actions when the deviations are outside of tolerance and a regular diode quality assurance program. This will allow people to use and maintenance the *in vivo* system.

Keywords: *In vivo* Dosimetry. Radiation detector diode. Dose Quality Assurance. Radiotherapy.

Introducción

El cáncer es una de las principales causas de muerte en el mundo. La radiación se ha utilizado como método en el tratamiento de esta enfermedad por más de un siglo, resultando de esto una nueva área que vincula a la Física con la Medicina. En las últimas décadas, este campo ha crecido debido al mejoramiento de la tecnología y al entendimiento de los efectos biológicos de la radiación. Lo que ha resultado en una correcta utilización de los beneficios terapéuticos, mejorando la calidad de vida en los pacientes.

La radiación que absorben las moléculas puede proveer energía suficiente para remover los electrones de sus átomos, rompiendo enlaces moleculares y provocando cambios en sus estructuras. Si las células son extremadamente dañadas por la radiación o su replicación se ve afectada, la célula muere [5, 7]. La radioterapia ha utilizado este efecto para el control y tratamiento del cáncer en pacientes. Usualmente, este tipo de terapia aplica rayos-X de megavoltios o haces de electrones al volumen tumoral mediante aceleradores lineales médicos.

El resultado de este tratamiento está relacionado con la cantidad de energía entregada (dosis) al volumen tumoral y al tejido sano que lo rodea. Por tanto, la precisión en la dosis suministrada obliga a la ejecución de un programa de garantía de calidad del tratamiento (control de calidad). La dosimetría *in vivo*, que es parte de este control, monitorea la dosis entregada al paciente durante el tratamiento previniendo errores sistemáticos (del equipo), por posicionamiento del paciente y transferencia de datos. Esta técnica permite comparar de la dosis medida y la dosis calculada por el Sistema de Planificación en un punto para cada campo de tratamiento [10, 12].

El objetivo de este proyecto fue la implementación de un sistema dosimétrico *in vivo*

en el Hospital Oncológico de SOLCA-NÚCLEO DE QUITO. Este sistema permite determinar la dosis en el momento del tratamiento del paciente sometido a haces de fotones y forma parte de aseguramiento de la calidad en la entrega de dosis. El trabajo realizado se describe en el presente documento de la siguiente manera. La primera parte (capítulos del 1 al 3) corresponde al comisionamiento del sistema de dosimetría *in vivo* usando diodos, mientras la segunda (capítulos del 4 al 5) a la puesta en marcha del sistema.

En la primera parte se señalan los conceptos más relevantes consultados de la literatura citada, los reportes utilizados, la calibración de los diodos, las mediciones en pacientes (estudio preliminar), el análisis estadístico, la determinación de tolerancias y niveles de acción. Primero se detalla la calibración de dos diodos para determinar dosis de entrada usando el protocolo TG-51 [9] y el reporte 5 de ESTRO [10] (capítulo 2). Los diodos fueron calibrados para haces de fotones de 6MV y 18MV y sus medidas se corrigieron por distancia fuente-superficie, tamaño de campo, distancias fuera del eje (solo para haces de 6MV) y uso de accesorios (cuñas y bandejas). En el capítulo 3 se presentan los resultados estadísticos del estudio preliminar realizado en pacientes. Se determinó la dosis *in vivo* y se la comparó con su respectiva dosis calculada por el Sistema de Planificación del Tratamiento en cada paciente. Las desviaciones de dosis fueron contrastadas con una tolerancia de referencia y se determinó su dependencia con los factores presentes durante las mediciones. En la primera sección del capítulo 4 se presentan los resultados del estudio preliminar junto con las tolerancias definidas para cada energía.

Como parte de la puesta en marcha del sistema, se elaboró un protocolo para dosimetría *in vivo* utilizando diodos para haces de fotones. En el capítulo 4 se presenta el protocolo para la instalación y mantenimiento del sistema de dosimetría *in vivo*. Este describe los equipos, guías, personal, tiempo y los procesos para la ejecución permanente de este sistema en el Hospital Oncológico. Finalmente, el capítulo 5 incluye las conclusiones del trabajo, recomendaciones y principales restricciones del uso del sistema.

Capítulo 1

Interacción de la radiación con tejidos vivos

1.1. Fundamentos teóricos

La interacción de radiación ionizante con el material biológico puede causar daño a las células debido a que ioniza o excita sus átomos y moléculas [1, 2]. Particularmente, cuando la radiación afecta el agua de las células se forman radicales libres que pueden causar que estas pierdan su habilidad de reproducirse y hasta un posterior riesgo de muerte [4]. Tanto células malignas como células sanas pueden experimentar estos efectos, pero el daño depende de la sensibilidad de estas a la radiación [5]. Las células que se dividen rápidamente y/o son relativamente no-especializadas como las células cancerígenas son más sensibles, por lo que tienden a mostrar efectos a bajas dosis de radiación [7].

La energía de la radiación indirectamente ionizante (fotones) es transferida al material a través de partículas cargadas (radiación directamente ionizante). Esta energía impartida es conocida como dosis. El modelo para el cálculo de dosis considera a un punto P en un campo de radiación ionizante con una esfera imaginaria S a su alrededor. Esfera de volumen infinitesimal dV , área transversal da y masa infinitesimal dm por la que atraviesan un cierto número de fotones en un tiempo infinitesimal dt (Figura 1.1) [1, 3, 5].

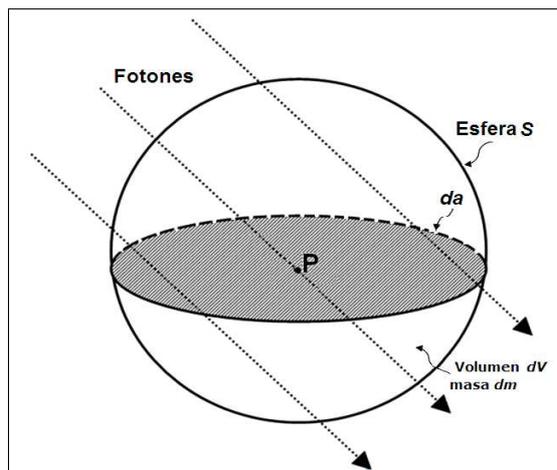


Figura 1.1: Esquema del modelo para cálculo de dosis absorbida en un punto, adaptado de la referencia [1]. El campo de radiación atraviesa el área transversal de una esfera S y la dosis absorbida se calcula en el punto P .

1.1.1. Equilibrio de la radiación

El equilibrio de la radiación ER (Radiation Equilibrium) se produce cuando para cada rayo (fotones o partículas) que ingresa a un volumen v otro rayo idéntico sale. Esto sucede si consideramos que el volumen V contiene una fuente (de volumen v) que emite radiación uniformemente, la composición atómica y la densidad del medio son homogéneas, y además, no existen campos magnéticos o eléctricos que perturben los caminos de partículas cargadas. Por lo tanto, bajo condiciones ER , el valor de la energía impartida a la materia en el volumen v es igual a la emitida por el material radioactivo en v [1]. Además, en una consideración no-estocástica el volumen v puede reducirse a un punto infinitesimal dv , entonces ER existe en el punto P . Por tanto, la cantidad de energía liberada dE por el material radioactivo por unidad de masa dm en el punto P se define como *dosis absorbida*¹ D [8]:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1.1)$$

La fuente (volumen v) puede ser reemplazada por un haz externo de radiación indirectamente ionizante con las mismas consideraciones del ER . La incidencia uniforme de dicho haz sobre todo el volumen V produce partículas cargadas secundarias e , como electrones, y permite definir un nuevo equilibrio de la radiación de partículas cargadas EPC (Charged-Particle Equilibrium) (Figura 1.2). El equilibrio EPC existe si para cada partícula cargada que ingresa en el volumen otra partícula cargada sale con la misma energía. Para lo que se requiere que

la distancia que separa las fronteras de los volúmenes (v y V) sea mayor que la máxima distancia de penetración de la partículas cargadas. De esta forma, la existencia de ER es suficiente condición para que exista EPC [1, 3].

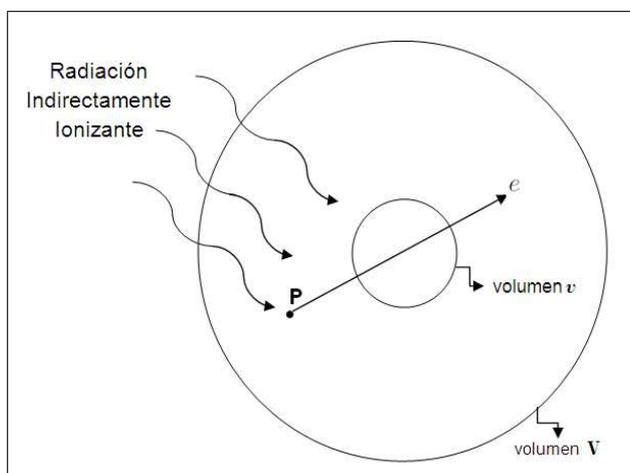


Figura 1.2: Esquema del equilibrio de la radiación de partículas cargadas en el volumen v , adaptada de la referencia [1]. Para una partícula que absorbe un rayo en el punto P y atraviesa un volumen v existe EPC si la energía cinética de ingreso al volumen v es la misma que la de salida.

Si una partícula cargada generada por la absorción total de un fotón incidente en el punto P , cruza el volumen v y sale con una energía cinética menor a la original (Figura 1.2) no habrá un EPC . Por lo que, es necesario asumir que alguna interacción radiactiva por una partícula cargada después de dejar el volumen v será reemplazada por una idéntica interacción dentro del volumen v . Entonces, existirá EPC en dicho volumen al considerarlo lo suficientemente pequeño dv . Como resultado, la cantidad de energía liberada por radiación ionizante es igual a la energía cinética transferida por las partículas cargadas a un volumen v (ecuación 1.2), excluyendo las pérdidas radiativas y la energía cinética que pasa de una partícula cargada a otra [1, 8].

$$\epsilon = \epsilon_{tr} \quad (1.2)$$

La cantidad de energía liberada por radiación ionizante por unidad de masa es la dosis absorbida y la energía transferida por las partículas cargadas por unidad de masa se la conoce como $kerma^2$, ambas son calculadas en el punto P en EPC . Además, la energía que es transferida por medio de colisiones inelásticas (ionización y excitación) se la denomina específicamente “kerma de colisión”. Por

lo tanto, si consideramos un volumen infinitesimal dv de masa dm en un punto P dentro del medio en condiciones de EPC se deduce que la dosis absorbida D es igual al kerma de colisión K^{col} :

$$D \stackrel{EPC}{=} K^{col} \quad (1.3)$$

Si se incide radiación indirectamente ionizante en dos medios de diferente composición atómica y se aplica la ecuación 1.3, la relación entre las dosis absorbidas de los dos medios (A y B) en condiciones EPC estará dada por:

$$\frac{D_A}{D_B} \stackrel{EPC}{=} \frac{(K^{col})_A}{(K^{col})_B} \quad (1.4)$$

La condición EPC puede ser considerada como suficiente para explicar la relación entre las energías de las partículas cargadas que inciden en un determinado medio. Sin embargo, es necesario determinar los tipos de partículas que ingresan y la composición del medio con el que interaccionan. Lo que pondrá en duda la existencia de un EPC .

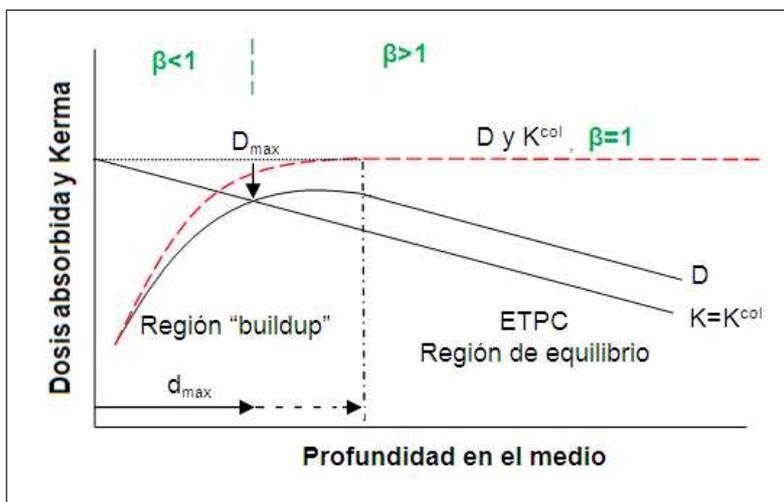


Figura 1.3: Dosis absorbida D y el kerma de colisión K^{col} para radiación directamente ionizante (megavoltios) que incide sobre la superficie de un material, adaptada de las referencias [1, 2]. β es la relación entre la dosis y el kerma.

Los fotones con energías de megavoltios se atenúan al ingresar a un medio en función de la profundidad de penetración, no existiendo EPC . Esto puede ser producto de la incidencia de campos de radiación no uniformes en medios no homogéneos y con presencia de campos magnéticos o eléctricos. El resultado

es que la dosis absorbida sea ligeramente más grande que el kerma de colisión, condición conocida como equilibrio transitorio de partículas cargadas *ETPC* (Transient Charged-Particle Equilibrium) o *equilibrio electrónico transitorio*. El mismo que existe en una región donde la relación entre D y K^{col} es igual a β (diferente de la unidad), la atenuación de los fotones es despreciable y que no ocurren interacciones radiativas [2, 3, 5].

$$\beta = \frac{D}{K^{col}} \quad (1.5)$$

En la Figura 1.3 se puede apreciar que el kerma es máximo en la superficie del medio y decrece con la profundidad. Mientras que la dosis absorbida posee un máximo en la región “buildup”(región de crecimiento) y luego decrece en la misma tasa que el kerma. Además, si consideramos un haz de fotones sin contaminación (presencia de partículas cargadas) existe una dosis máxima D_{max} en el corte de las curvas de dosis y kerma de colisión a una cierta distancia d_{max} . Esta distancia es la máxima profundidad que las partículas cargadas pueden penetrar desde la superficie del medio en la dirección de los rayos incidentes. Sin embargo, los haces a menudo son “contaminados” lo que produce que esta profundidad se aproxime al punto de corte en donde D es paralelo con K^{col} [1].

1.1.2. Teoría de la cavidad de Bragg-Gray

La teoría de Bragg-Gray establece que la ionización producida en una cavidad pequeña de volumen v localizada en un medio de volumen V está relacionada con la energía absorbida. Para lo que se debe considerar que la cavidad es lo suficientemente pequeña que al ser insertada en un medio no distorsiona el flujo de partículas cargadas existentes y que el volumen V es lo suficientemente grande para que ninguna radiación pueda escapar de él. Además el medio es homogéneo, la radiación es uniforme y la contribución de los electrones (cuando se irradia con fotones) es insignificante [1, 3].

La radiación indirectamente ionizante que incide sobre una región con un medio homogéneo w (volumen V) que contiene una cavidad llena con otro medio g

(volumen v) libera partículas cargadas. Éstas depositan su energía cinética T en la cavidad, cuyo ancho se asume como pequeño en comparación con el rango de partículas incidentes (Figura 1.4). La dosis absorbida, para este caso, es la cantidad de energía perdida en colisiones por una *fluencia*³ Φ (flujo de partículas cargadas por área) que atraviesa perpendicularmente un medio de densidad ρ . Está dada por:

$$D = \Phi \frac{\bar{S}}{\rho} \quad (1.6)$$

Donde la energía perdida por unidad de camino recorrido representada el *poder de frenado*⁴ $\bar{S} = \frac{dT}{dx}$.

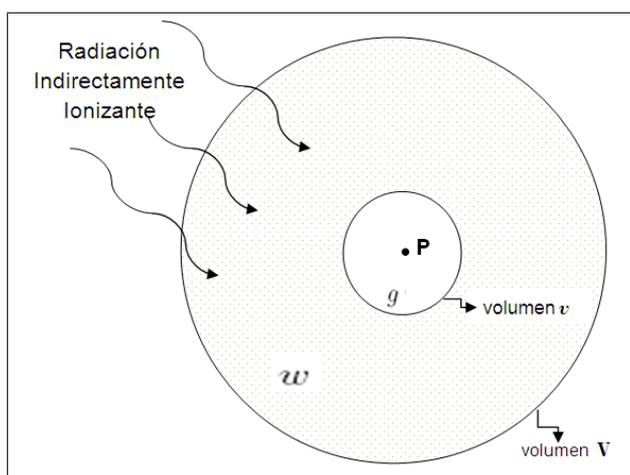


Figura 1.4: Esquema de la teoría de la cavidad de Bragg-Gray. La radiación indirectamente ionizante (fotones) atraviesa un medio w de volumen V que contiene un medio g de volumen v . La dosis medida en cada medio es D_g y D_w , respectivamente.

Aplicando la ecuación 1.6 para cada medio resulta que la dosis $D_{g/w}$ en la interface (medio w - medio g) está determinada por la relación entre las dosis en el límite de los medios. Para lo que se asume que en el límite de los medios la fluencia es continua y que $\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_w^g$ es la relación entre el poder de frenado de ambos medios:

$$D_{g/w} = \frac{D_w}{D_g} = \left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_w^g \quad (1.7)$$

Si el medio que ocupa la cavidad es un gas (por ejemplo aire), entonces la dosis absorbida por el medio D_g está relacionada con la carga Q generada por la

incidencia de fotones, la masa m del gas y la energía absorbida por unidad de carga $\frac{\overline{W}}{e}$, a través de la siguiente relación:

$$D_g = \frac{Q \overline{W}}{m e} \quad (1.8)$$

Al combinar las ecuaciones 1.7 y 1.8 se obtiene una relación que permite cuantificar la ionización de la cavidad mediante el cálculo de la dosis absorbida D_w en el medio w , donde la carga será la colectada por un dispositivo de medida. La energía media por carga producida y la energía perdida por los electrones por unidad de camino recorrido (poder de frenado másico de colisión) provienen de tablas.

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_g \left(\frac{\overline{S}}{\rho} \right)_w^g \quad (1.9)$$

1.1.3. Teoría de la cavidad de Spencer-Attix

Esta teoría asume las mismas condiciones de la teoría de Bragg-Gray (Figura 1.4), además de la existencia de *EPC* y la ausencia de radiación bremsstrahlung. La teoría de Bragg-Gray asume que todas las pérdidas por colisión resultan en energía depositada dentro de la cavidad, es decir que las partículas cargadas deberían perder energía por desaceleraciones continuas. Sin embargo, experimentos realizados por Attix demostraron que la densidad de ionización (por unidad de masa del gas) dependen de la pared que separa el medio de la cavidad, sugiriendo que la razón para esto fue la producción de rayos delta δ [5]. Por lo que, la formulación de la teoría de Spencer-Attix toma en cuenta la creación de electrones secundarios (δ) que tienen energía suficiente para producir ionización adicional, que se puede traducir en detectar una dosis extra [1]. Estos electrones δ son generados como resultado de colisiones de los electrones primarios en el volumen y algunos pueden tener suficiente energía para escapar de la cavidad, llevándola con ellos.

La fluencia total de electrones secundarios esta dividida en electrones que cruzan y electrones δ . La energía mínima para que los para que los electrones δ escapen de la cavidad es denominada energía umbral Δ . Los electrones secundarios “rápidos” con energía mayor igual a Δ depositan su energía cuando cruzan (es

decir transportan energía). Mientras que los electrones “lentos” con energía menor a Δ depositan su energía localmente y se asume que estos no consiguen entrar a la cavidad (no transportan energía). La energía Δ está relacionada con el tamaño de la cavidad, por lo que sugieren que esta sea igual a la energía de los electrones con un rango suficiente para cruzar la cavidad [1]. De esta forma, se restringiría el poder de frenado entre la energía inicial de los electrones primarios y esta energía Δ redefiniendo la dosis de la ecuación 1.9 por:

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_g \left(\frac{\overline{L}}{\rho} \right)_w^g \quad (1.10)$$

Donde $\left(\frac{\overline{L}}{\rho} \right)_w^g$ es el poder de frenado másico restringido a las pérdidas de energía menores a Δ . Este se lo puede obtener de tablas dependiendo del medio y la energía de los fotones incidentes.

En la práctica, algunos detectores pueden ser tratados mediante la teoría de Bragg-Gray y Spencer-Attix, en primera aproximación y con un alto grado de precisión. Para lo que se considera a la “cavidad” como un detector insertado en medio w que al ser irradiado por un flujo de fotones mide la dosis absorbida en el medio. La “cavidad” debe ser un volumen de dimensiones infinitesimales que contenga un gas (teoría de Bragg-Gray), un líquido o un sólido (teoría de Spencer-Attix). Sin embargo, se necesita correcciones, por la existencia de perturbación, que toman en cuenta una variación de la señal del detector real con un ideal.

1.2. Magnitudes de medida

La determinación de las magnitudes y unidades de medida es crucial en los cálculos dosimétricos. Por lo que se ha definido diferentes términos que describen los campos de irradiación y su interacción con el material biológico.

1.2.1. Magnitudes que describen la interacción de fotones con la materia

Los interacciones de los fotones sobre tejido vivo pueden ser caracterizadas por procesos de absorción o dispersión. El número final de fotones dependerá del número inicial de fotones y del espesor sobre el que se incide, relacionados por un coeficiente de atenuación. Esta atenuación, en el tejido vivo, es debida a tres tipos de interacciones: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares [1, 7]. El efecto fotoeléctrico se presenta cuando se irradia con fotones de baja energía (<50keV). El efecto Compton es dominante cuando se irradia con fotones de altas energías (60 keV a 10 MeV). La probabilidad de interacción es usualmente expresada en términos de la sección eficaz σ . La sección eficaz dependerá de la energía de los fotones y el número atómico del material. Por ejemplo, la sección eficaz Klein-Nishina para haces de energía 6MeV del tejido humano $Z \sim 7.5$ es aproximadamente $0.549 \times 10^{-24} \frac{cm^2}{electron}$ (Efecto Compton).

El efecto biológico producido por radiación ionizante se cuantifica por diferentes magnitudes. La principal magnitud que describe la interacción de la radiación sobre tejido vivo es la dosis, la cual está relacionada con el kerma. Ambas tienen como unidad de medida al gray (1 Gy = 1 J/Kg) en el Sistema Internacional de Unidades. El kerma describe la cantidad de energía transferida a las partículas cargadas que son liberadas por la incidencia de fotones en el tejido [3, 8]. Dicha energía puede ser disipada por “interacciones de colisión” K^{col} e “interacciones radiativas” K^{rad} (bremsstrahlung). Por lo que, el kerma está relacionado con la *fluencia de energía*⁵ Ψ (energía de los fotones incidentes) por medio del *coeficiente másico de transferencia de energía* $\overline{\mu}_{tr}$ (ecuación 1.11). Mientras que el kerma de colisión se relaciona con el *coeficiente másico de absorción* $\overline{\mu}_{en}$ (ecuación 1.12).

$$K = \Psi \frac{\overline{\mu}_{tr}}{\rho} \quad (1.11)$$

$$K^{col} \stackrel{ETPC}{=} \Psi \frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho} \quad (1.12)$$

Resumiendo, la dosis absorbida es la cantidad de energía liberada por unidad de

masa por un haz de fotones mientras que el kerma de colisión es la cantidad de energía transferida por unidad de masa por las partículas cargadas (generadas por los fotones) al tejido. Esta diferencia permite relacionar la dosis con la radiación incidente y el tejido. Matemáticamente esto se expresa mediante el reemplazo de la ecuación 1.12 en la ecuación 1.5 y considerando el equilibrio electrónico transitorio (*ETPC*):

$$D = \beta \cdot \Psi \cdot \frac{\overline{\mu_{en}}}{\rho} \quad (1.13)$$

A pesar de esto, la dosis no puede ser medida directamente en el tejido por lo que se relaciona con la *exposición*⁶ X , magnitud que describe la carga total de los iones generados por la incidencia de fotones en una masa de aire ($X = \frac{dQ}{dm}$). La unidad del sistema internacional en la que se expresa es el Roentgen R . Siendo $1R = 2.58 \times 10^{-4}$ [C/kg]. Además, la exposición esta relacionada con el kerma de colisión en aire [3] y puede ser calculada conociendo la energía depositada por fotones $(\frac{e}{\overline{W}})_{aire}$ mediante:

$$X = (K^{col})_{aire} \left(\frac{e}{\overline{W}} \right)_{aire} \quad (1.14)$$

1.2.2. Relación entre magnitudes

El objetivo es medir la dosis absorbida por el tejido cuando es irradiado por un haz de fotones, utilizando la dosis medida a través de la ionización del aire en una cavidad. La relación entre la dosis absorbida D_{aire} y la exposición X en un punto dentro del medio aire que está en equilibrio electrónico o *EPC* ($\beta = 1$), es determinada por la combinación de las ecuaciones 1.5 y 1.14 obteniéndose:

$$D_{aire} = X \left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_{aire} \quad (1.15)$$

Además, como la energía requerida para producir un par iónico en aire seco es casi constante para todas las energías de los electrones y tiene un valor de

$\overline{W}=33.97[\text{eV/par iónico}]$ ($\frac{\overline{W}}{e}=33.97[\text{J/C}]$) [16], la dosis absorbida en aire estaría dada por:

$$D_{\text{aire}}[\text{Gy}] = 0.876 \times 10^{-2}[\text{Gy/R}] \cdot X[\text{R}] \quad (1.16)$$

La dosis en el tejido D_{tejido} está relacionada con la dosis obtenida en el aire D_{aire} en el equilibrio. Esta equivalencia se la obtiene de combinar las ecuaciones 1.4, 1.5 y 1.12.

$$\frac{D_{\text{tejido}}}{D_{\text{aire}}} \stackrel{\text{EPC}}{=} \frac{(K^{\text{col}})_{\text{tejido}}}{(K^{\text{col}})_{\text{aire}}} \stackrel{\text{ETPC}}{=} \frac{(\beta \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho})_{\text{tejido}}}{(\beta \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho})_{\text{aire}}} A \quad (1.17)$$

Donde $A = \frac{\Psi_{\text{tejido}}}{\Psi_{\text{aire}}}$ es el factor de transmisión en un punto.

Finalmente, la dosis necesita ser expresada en exposición para poder medirla. Lo que se logra mediante el reemplazo de ecuación 1.16 en la ecuación 1.17. De esta forma se obtiene la dosis absorbida $D[\text{Gy}]$ por el tejido expresada en exposición $X[\text{R}]$ en aire en el equilibrio electrónico ($\beta = 1$ para cada medio) es:

$$D_{\text{tejido}} \stackrel{\text{EPC}}{=} f_{\text{tejido}} X A \quad (1.18)$$

Donde $f_{\text{tejido}} = 0.876 \times 10^{-2} \frac{(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho})_{\text{tejido}}}{(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho})_{\text{aire}}}$ es el *factor f* que está relacionado con la composición del medio y la energía del fotón. Por ejemplo, el *factor f* del músculo a 1 MeV de energía del fotón es $37.1 [\frac{\text{Gy.Kg}}{\text{C}}]$ [2, 3].

1.3. Dosimetría

Los efectos producidos en las células por su interacción con radiaciones ionizantes se aprovechan terapéuticamente debido a que la radiación afecta al tejido maligno en mayor proporción que al sano [4, 6, 7]. Evidentemente es necesario medir y describir la cantidad de energía que debe ser suministrada para obtener el máximo beneficio.

La radioterapia es la utilización de estos resultados sobre las células para el control y tratamiento de cáncer por medio de la entrega de radiación al *volumen objetivo*⁷. Este volumen es obtenido de radiografías y/o tomografías computarizadas contraponiendo con los conocimientos anatómicos y los patrones típicos de la enfermedad [5, 7]. La anatomía del paciente y los objetivos tumorales pueden ser representados en modelos tridimensionales mediante un sistema computarizado conocido como Sistema de Planificación del Tratamiento *TPS* (Treatment Planning System). El mismo que se utiliza para conformar haces externos y distribuciones de dosis con el intento de maximizar el control al tumor y minimizar las complicaciones al tejido normal.

Los rayos- γ , rayos-X y haces de electrones son las radiaciones ionizantes más utilizadas en radioterapia. Estas radiaciones suministradas en dosis específicas afectan el ciclo de las células cancerígenas impidiéndolas crecer. El valor típico de las dosis en los tratamientos es de unos 45 a 60 Gy entregados en fracciones diarias de por lo general de 1.8 a 2Gy [3, 4, 5, 7]. Por lo tanto, dependiendo de las especificaciones médicas el tratamiento puede durar de cinco a seis semanas.

1.3.1. Fundamentos

La dosimetría consiste en el cálculo de la dosis total absorbida en un punto como resultado de la interacción de radiación ionizante con tejido vivo [3, 5]. La precisión de la dosis asegura la efectividad del tratamiento ya que si la dosis varía en un 10% provocaría daño al tejido sano [6]. Por lo que se requiere calcular y/o medir esta dosis para cada paciente con base a protocolos de medida y calibración de los equipos usados.

En la medición de la dosis se emplea dosímetros (detectores de radiación), los cuales cumplen con las condiciones de equilibrio electrónico proporcionando una medida de exposición. Esta medida permite determinar la dosis absorbida por el material biológico. En el contexto de las teorías de la cavidad, el volumen del dosímetro puede ser identificado como la "cavidad" que contiene un medio en condiciones de *EPC*.

Existen varios tipos de dosímetros. Uno de los dosímetros más utilizados es la cámara de ionización. Este es un instrumento que posee una cavidad de aire dentro de la cual se encuentran dos electrodos conectados a alto voltaje. Esto permite coleccionar los iones producidos en el aire, debido a un haz de radiación, dando lugar a una corriente cuya intensidad puede medirse [2, 5]. En dichas cámaras, el aire es usado como un medio sensitivo que permite el transporte de cargas liberadas por la radiación incidente. Además, los espesores típicos de la pared de la cámara son mucho más delgados que el rango de los electrones secundarios producidos en el aire (equilibrio electrónico). Para las mediciones, el eje de una cámara de ionización se ubica en forma perpendicular al eje del haz en el centro del campo de radiación (Figura 1.5). La cámara se conecta a un electrómetro, que es un dispositivo medidor de carga o corriente de ionización.

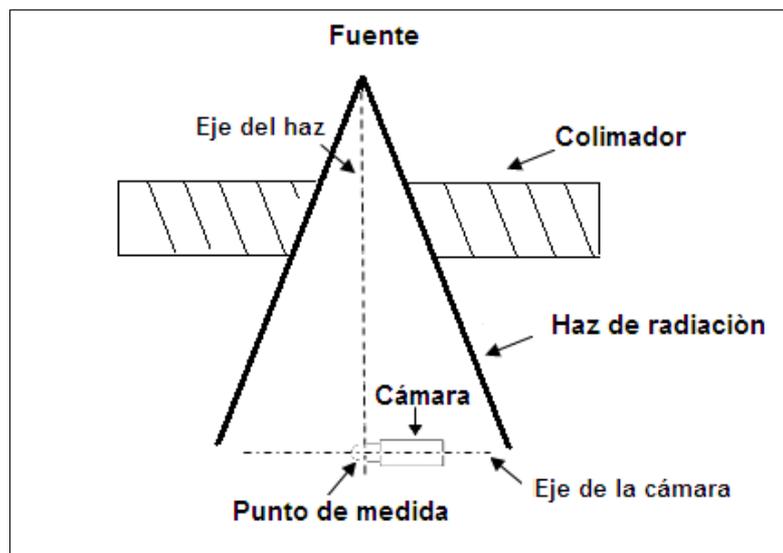


Figura 1.5: Esquema la medición de la exposición, adaptado de la referencia [2]. La cámara de ionización se posiciona en el centro del campo a lo largo del eje del haz de radiación.

La cámara de ionización cumple con las condiciones de la teoría de la cavidad por lo que se lo considera un detector de radiación. Por tanto es posible determinar, mediante este dispositivo, una dosis absorbida por un medio D_{med} en función a la carga generada en el aire de su interior. Esta dosis es calculada mediante la combinación de las ecuaciones 1.6 y 1.10:

$$D_{med} \stackrel{ETPC}{=} \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{aire} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{aire}^{med} (\Phi_{cavidad})_{aire}^{med} \quad (1.19)$$

Donde $(\Phi_{cavidad})_{aire}^{med}$ es la relación que corrige la variación de la fluencia de electrones cuando el medio es reemplazado por aire al punto de referencia (centro de la cavidad). Esta corrección es aplicada a la relación de Bragg-Gray (ecuación 1.18) para tomar en cuenta la carga en la fluencia de electrones.

En el equilibrio electrónico transitorio la fluencia electrónica, se puede aproximar, por la fluencia de energía de los fotones Ψ [2]. En este caso, la dosis absorbida resultante estaría relacionada con la ecuación 1.8 en el punto de referencia:

$$D_{med} \stackrel{ETPC}{=} D_{aire} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{aire}^{med} (\Psi_{cavidad})_{aire}^{med} \quad (1.20)$$

En una cámara de ionización la cantidad de iones colectados no es igual a la cantidad de producidos, presentándose pérdidas, lo que sugiere que la lectura dada por el electrómetro debe ser corregida por diferentes factores como: temperatura, presión, recombinación iónica, los cuales se consideran al combinar la ecuación 1.15 y la ecuación 1.20, en equilibrio electrónico:

$$D_{med} \stackrel{EPC}{=} X \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{aire}^{med} P_{ion} P_{repl} P_{T,P} \quad (1.21)$$

Donde X es la exposición, P_{ion} es la corrección por recombinación iónica, P_{repl} es la corrección por reemplazar la cámara por el medio y $P_{T,P}$ es la corrección por temperatura-presión.

La lectura se realiza ubicando el centro de la cámara ionización a lo largo del eje del haz de radiación. Esta medida se relaciona con la exposición y se corrige considerando todas las pequeñas perturbaciones mediante:

$$X = MN_c \quad (1.22)$$

Donde M es la lectura medida por la cámara y N_c es el factor de calibración de exposición para una cámara y una energía del haz dada.

Los dosímetros que no son dispositivos absolutos necesitan ser comparados con medidas en laboratorios estándares de calibración. Por ejemplo, el factor de calibración para una energía del haz dada es trazable a la medida de un laboratorio secundario. De la misma forma, los parámetros $\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{aire}^{med}$ y P_{repl} , dependientes de la energía y la profundidad, se los obtiene de medidas en laboratorios de calibración. Finalmente, la dosis absorbida por un medio vendrá dada por la sustitución de la ecuación 1.22 en la ecuación 1.21:

$$D_{med} = MN_c \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{aire}^{med} P_{ion} P_{repl} P_{T,P} \quad (1.23)$$

La determinación de la dosis absorbida apartir de la lectura de una cámara se realiza siguiendo protocolos internacionales de medida. Estos definen el cálculo de diferentes parámetros dosimétricos que son adaptables para los requerimientos de cada centro médico. El protocolo de la AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Task Group 51 (TG-51) [9] se utiliza para dosimetría clínica de haces de fotones y electrones de alta energía. Su ventaja, en comparación con otros reportes, está en basar el cálculo del factor de calibración del haz en la dosis absorbida en agua (la mayor parte de centros utilizan agua para sus medidas) [12]. Además, no es necesario calcular los factores dosimétricos teóricos y tampoco se utilizan las tablas de poder de frenado y coeficientes másicos de absorción [2, 9] evitando errores en aproximaciones.

1.3.2. Dosimetría *in vivo*

La dosimetría *in vivo* es el método más directo para monitorear la dosis entregada a un paciente en radioterapia [12]. Éste se lleva a cabo durante el tratamiento como suplemento al programa de control de calidad clínica, siendo una garantía adicional contra errores de instalación, cálculos y/o errores repetitivos que se escapan durante el chequeo previo al tratamiento [6, 11]. Los principales errores son producto de la selección incorrecta de la energía, posicionamiento del paciente, omisión de atenuadores (cuñas, bandejas o bloques), modificaciones en el haz de tratamiento, etc. [14]. Por lo que diferentes centros médicos a nivel mundial han implementado sistemas semejantes en sus controles diarios para pacientes

nuevos y pacientes en tratamiento [10, 12]. El diagnóstico oportuno de errores puede prevenir posteriores consecuencias como las ocurridas en Panamá, donde 28 pacientes recibieron sobre-exposición y murieron a causa de fallas en el Sistema de Planificación del Tratamiento, que hubiesen sido detectadas por un control dosimétrico *in vivo* [15].

Esta técnica consiste en verificar que la dosis en un punto del campo de tratamiento de un haz externo ha sido suministrado correctamente a un paciente. Esto involucra la comparación de una medida de dosis *in vivo* con la dosis calculada por el Sistema de Planificación en un punto [10, 12] y una posterior corrección del tratamiento, si lo necesitase. Los reportes recomiendan realizar medidas *in vivo* durante las primeras sesiones y cuando existan variaciones en la dosis suministrada en cada campo de tratamiento.

Cuando las diferencias entre la dosis medida y la dosis dada por el Sistema de Planificación son mayores a un nivel de tolerancia definido, se debe efectuar una acción previamente determinada. La “tolerancia” y los “niveles de acción” deberán ser revisados periódicamente para determinar el número de errores detectados y su influencia asociada al trabajo [10, 12]. Estos niveles incluyen un conjunto de actividades (“acciones”) que toman en cuenta los objetivos clínicos junto con la precisión en concordancia con el equipo y personal disponible. Por otro lado, la tolerancia puede ser definida según el tipo de tratamiento (curativo, paliativo), la energía usada, el sitio de tratamiento o ser generalizada por el centro médico. Además depende de la incertidumbre en la medida, movimientos fisiológicos debido respiración o movimientos del paciente, uso de equipamiento auxiliar (mascaras, dispositivos de inmovilización) sobre el paciente, campos asimétricos, posibles fluctuaciones del haz y algoritmos de cálculo.

Los dosímetros usados son dispositivos colocados en el centro del campo de tratamiento sobre la piel del paciente, previamente calibrados. Se utilizan TLD, MOSFET o diodos de silicio. Los dosímetros TLD (Thermoluminescence dosimeters) pueden estimar el promedio de dosis y son irradiados perpendicularmente (teorías de la cavidad) [1]. Aunque estos dosímetros sean pequeños y posean independencia energética, existe una demora en la lectura y la obtención de resultados lo que no es beneficioso para

dosimetría *in vivo*. Los dosímetros MOSFET combinan características del diodo y TLD, pero no son de amplio uso debido a sus altos costos [11, 14]. Los diodos de silicio utilizan el fenómeno de semiconducción, para medir la corriente producida por la irradiación, pero se deben recalibrar debido a que sufren daños. Sin embargo, en comparación con los otros dosímetros, son útiles en cuanto a dependencia energética, dependencia de temperatura y sensibilidad. Además, son pequeños, de amplio uso, detección instantánea y bajo costo. De ahí que la mayor parte de hospitales los prefieran [6, 12, 14].

Capítulo 2

Métodos

2.1. Equipos y materiales

2.1.1. Acelerador lineal

La radiación es suministrada a los pacientes en radioterapia, usualmente, mediante aceleradores lineales médicos o linacs (Figura 2.1). Estos equipos generan un haz de electrones que puede ser usado para tratar tumores superficiales, o los electrones mediante su interacción con un blanco pueden producir rayos-X utilizados en tratamientos de tumores profundos. Los electrones son emitidos desde el cátodo por emisión termiónica y acelerados hacia el ánodo por la acción de un campo eléctrico pulsado (pulsos producidos en un magnetrón). Estos pulsos son introducidos en guías de ondas (tubos de cobre al vacío) donde los electrones ganarán mayor energía debido a la influencia de ondas electromagnéticas de alta frecuencia. Dichos electrones inciden sobre un blanco (ubicado en el cabezal del gantry) generando rayos-X mediante el proceso de bremsstrahlung [13]. Posteriormente, este haz atraviesa un sistema de colimadores obteniéndose el haz utilizado en los tratamientos.

Al final del sistema de colimación, el haz cruza un conjunto de cámaras de ionización que registran la dosis en *unidades monitor*¹¹ MU (Monitor Unit). Estas unidades son calibradas a una dosis estándar para condiciones referencia tales que 1 MU equivalga a 1cGy a una distancia fuente piel de 100cm, para un *tamaño*

de campo⁹ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una profundidad d_{max} en agua. Para esta calibración se utilizan protocolos (por ejemplo el protocolo TG-51) [2, 3, 5, 9].

El acelerador lineal Clinac 2-Varian instalado en el Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico SOLCA-NÚCLEO DE QUITO fue empleado para las medidas de dosimetría *in vivo* (Figura 2.1). El cabezal de este acelerador está constituido por quijadas y multihojas. Las quijadas son bloques de tungsteno que se mueven obteniéndose varios campos rectangulares de radiación (tamaños de campo¹²) desde $4 \times 4 \text{ cm}^2$ hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Las multihojas son hojas de tungsteno internas de 0.5 y 1 cm de ancho que proveen campos de tratamiento conformados al volumen tumoral. Además, a la salida del haz se pueden colocar accesorios como cuñas físicas y bandejas. Las cuñas físicas son atenuadores que producen un decrecimiento de la intensidad del haz, se utilizan ángulos de 15° , 30° , 45° y 60° . Este acelerador permite trabajar con haces de electrones (6, 9, 12, 16 y 20 MeV) y haces pulsados de fotones de 6MV y 18MV¹.

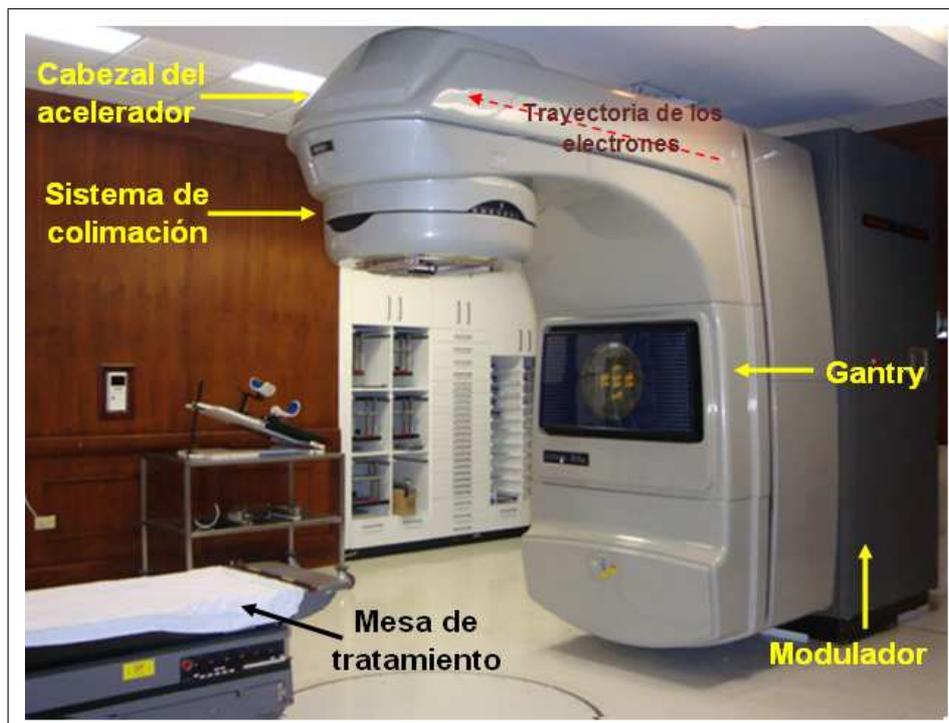


Figura 2.1: Equipo de radiación. Acelerador lineal Clinac 2-Varian 21 Ex-1578 instalado en el Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico Solón Espinosa A. SOLCA-NÚCLEO DE QUITO.

¹La energía de los rayos-X se especifica en "MV". Esta notación indica que los haces de rayos-X se generan conforme los electrones de MeV son frenados por el blanco, resultando un espectro de energías de rayos-X [17].

2.1.2. Fantoma

El fantoma es un material que imita las propiedades de absorción y dispersión de la radiación en el tejido muscular y otros tejidos blandos [2]. El agua es uno de estos materiales y tiene como ventaja su disponibilidad. Sin embargo, el problema con el uso de este tipo de fantomas es que existen dispositivos, utilizados para medir la radiación, que no son a prueba de agua. Para este tipo de detectores de radiación se utiliza fantomas sólidos. Estos fantomas son láminas de poliestireno o agua sólida (resina époxica), cuyo material se caracteriza por la similaridad en densidad de masa, número de electrones por gramo y número atómico efectivo con el tejido vivo [2, 3].

En el Departamento de Radioterapia se emplea un fantoma de agua y un fantoma sólido. El fantoma de agua PTW T41002T-0183 (Figura 2.2) cuenta con un tanque en su parte inferior en el que se coloca agua destilada-desionizada. El agua asciende hasta un nivel de referencia. El fantoma sólido PTW 29672 (Figura 2.2) es de poliestireno blanco con un 2% de TiO_2 por masa, tiene una densidad de masa 1.045 g/cm^3 , número atómico efectivo $(Z/A)_{ef}=0.536$, rango de energía hasta 50 MV para fotones y densidad electrónica 1.012 veces mayor que la densidad del agua [22]. Estas planchas o láminas son de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ con un grosor de 1, 2, 5 o 10 mm y poseen una hendidura para insertar la cámara de ionización.

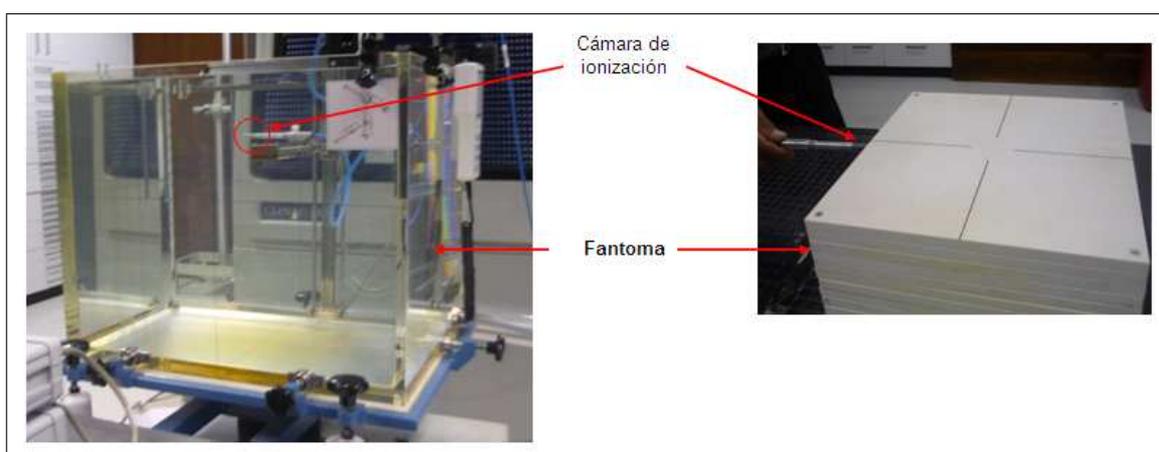


Figura 2.2: Fantomas. A la izquierda: fantoma de agua PTW T41002T-0183 dentro del cual se encuentra la cámara de ionización cilíndrica PTW-TN 30006. A la derecha: fantoma sólido PTW 29672 con lámina de inserción para la cámara de ionización.

Cámara de ionización y electrómetro	
Radio de la cavidad de la cámara	$r_{cav}=0.305$ cm
Unidades medidas por el electrómetro	C
Factores de corrección del electrómetro	0.997
Factor de calibración N^{60Co}_{Dw}	5.278×10^7 Gy/C
<i>Fecha reporte: 22 abr. 2009</i>	

Tabla 2.1: Características técnicas de la cámara de ionización cilíndrica PTW-TN 30006 y un electrómetro PTW- Unidos.

2.1.3. Cámara de ionización y electrómetro

Los diodos utilizados para dosimetría *in vivo* se calibraron comparando su respuesta con la dosis determinada con una cámara de ionización a prueba de agua. La cámara cilíndrica que fue utilizada es la PTW-TN 30006, la cual es conectada a un electrómetro PTW-Unidos (Tabla 2.1). El conjunto cámara-electrómetro tiene un factor de calibración trazable al Accredited Dosimetry Calibration Laboratory del M.D. Anderson Cancer Center en Estados Unidos.

2.1.4. Diodos

Diodos fueron utilizados como detectores de radiación en dosimetría *in vivo*. Estos dispositivos son construidos de silicio debido a su baja densidad y a la baja energía requerida para detectar una gran corriente de radiación (18000 veces mas que en aire) [12]. Los diodos miden la carga generada por la radiación mediante la semiconducción (Figura 2.3). La radiación incide sobre los diodos produciendo que los electrones abandonen la red cristalina. Los “huecos” dejados por estos electrones, posteriormente, serán llenados por otros (recombinación) generándose un flujo de carga neta (corriente) [11]. El diodo es conectado a un electrómetro en el que se lee esta corriente. La corriente detectada consta de la corriente generada por la radiación (corriente de ionización) y la corriente de fuga debido al voltaje de salida del electrómetro.

El diodo de silicio es un dispositivo formado de un chip con un capuchón (de material llamado “buildup”) el cual garantiza el equilibrio electrónico (Figura 2.4). Los diodos son pequeños, se los utiliza sobre la superficie y proveen de resultados inmediatos

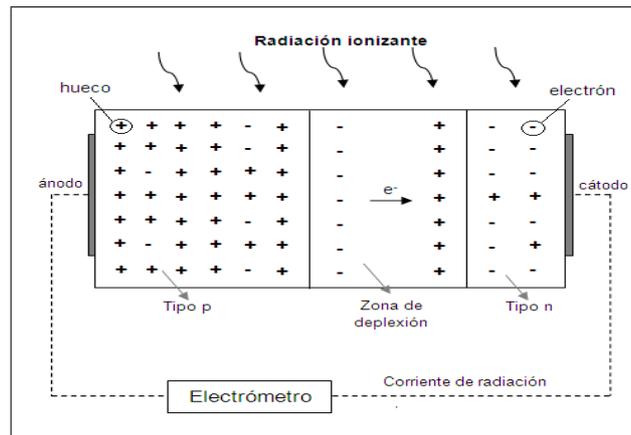


Figura 2.3: Esquema de la juntura p-n de un diodo de silicio, adaptado de las referencias [10, 12].

en comparación con otros dosímetros [6, 10, 12]. La principal limitación de los diodos de silicio es su daño por la radiación. En un diodo, el movimiento de las cargas se genera por *recombinación indirecta*¹⁰ lo que significa que depende de los defectos en el material y el flujo de radiación. Esta recombinación determina el tiempo de vida media de los portadores generados por radiación y, la fracción de los que se difunden en la juntura y son detectados. Es decir que la carga colectada en el diodo por unidad de dosis es controlada por el tiempo de vida media de los portadores y consecuentemente por la cantidad de *centros de recombinación*¹¹ del cristal. Lo que produce que largas exposiciones a haces de alta energía (> 2 MeV) generen daño reduciendo la sensibilidad del diodo [12]. Por lo que la respuesta del diodo depende de aspectos: físicos (relacionadas al material del detector) y geométricos (relacionados con parámetros geométricos, metodología de medida y diseño del detector).

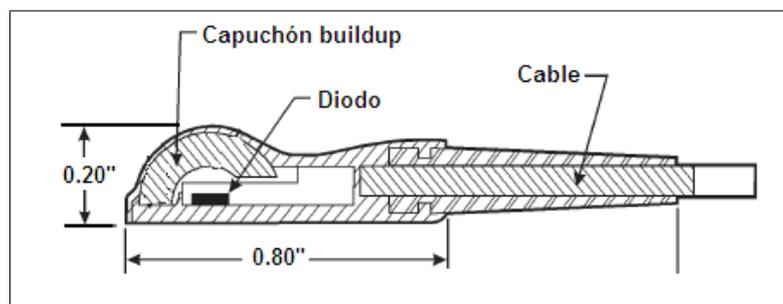


Figura 2.4: Corte transversal de un diodo de silicio hemisférico MasTeK, adaptado de las referencias [12, 19].

2.1.4.1. Dependencias físicas

La lectura de los diodos depende de la temperatura, la energía del haz de fotones, la dosis acumulada ², el tipo de diodo y su nivel de dopaje. La sensibilidad ³se incrementa con el incremento de la temperatura. Cuando la temperatura aumenta, algunos electrones (de la zona de deplexión) tienen suficiente energía para saltar y contribuir a la respuesta del diodo. Sin embargo, si en el paciente la medida se toma después de que el diodo ha alcanzado el equilibrio térmico (2.3 min), la influencia de la temperatura podría ser omitida [11, 23]. No obstante, el tiempo que esto requiere no es posible en la práctica *in vivo*.

Además, las altas tasas de dosis y el material pueden incrementar la respuesta del diodo. Las altas tasas provocan que los centros de recombinación estén ocupados teniendo una menor tasa de recombinación e induciendo a una mayor señal. Por otra parte, el número de electrones emitidos por efecto fotoeléctrico es mayor en el silicio que en tejido blando debido al número atómico [5]. Al mismo tiempo, la acumulación de dosis y el tipo de diodo afectan a la sensibilidad. La radiación se acumula produciendo nuevos centros de recombinación lo que disminuye la sensibilidad del diodo, generando daño [12]. También, los diodos tipo n son unas 4.5 veces mas sensibles que los diodos tipo p [10, 11, 21].

2.1.4.2. Dependencias geométricas

La respuesta del diodo dependerá de su construcción, específicamente de la forma y espesor del capuchón. La forma determina la dependencia angular (un diodo cilíndrico tiene diferente dependencia que el esférico). El espesor del capuchón determina las condiciones de dispersión, por lo que es necesario que este sea equivalente a la profundidad de dosis máxima absorbida en agua para cada energía de los fotones. No obstante, el diodo sobreestimaré la señal debido a que detectará los electrones que la cámara de referencia no detecta (contaminación electrónica) [10, 11].

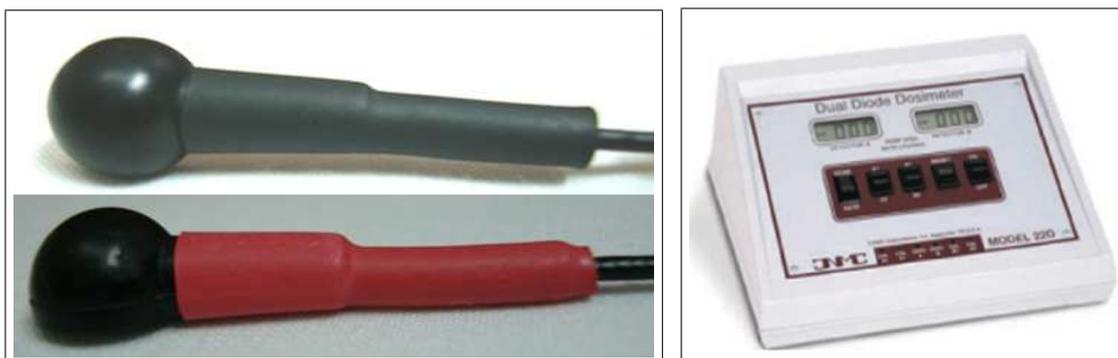
²Dosis acumulada. La cantidad total radiación absorbida por el diodo como resultado de la exposición a la radiación. La radiación inducirá nuevos centros de recombinación (niveles de energía permitidos en la banda prohibida) en el diodo.

³Sensibilidad: capacidad de respuesta del diodo a la radiación

La metodología de medida también influye en la lectura del diodo. La señal depende de parámetros como: SSD (Source Skin Distance), tamaño de campo, presencia de cuñas y bandejas. Por ejemplo, la medida en la superficie del paciente (dosis de entrada) es diferente a la medida dentro de él (a la profundidad de dosis máxima). Cada una de éstas dependencias fueron tomadas en cuenta al utilizar factores de corrección que modifican la lectura del diodo.

2.1.4.3. Diodos MasTeK y electrómetro

Las medidas de dosimetría *in vivo* en el Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico de SOLCA fueron realizadas utilizando diodos Mastek tipo fotón. El diodo P/N 00-30-2120 se utilizó para medidas en haces de rayos-X de 6MV y el P/N 00-30-3020 para haces de rayos-X de 18 MV, ambos con polaridad de salida negativa (Figura 2.5(a)). Estos dispositivos son de forma hemisférica de aproximadamente 5 mm de radio con una parte baja plana para fácil posicionamiento (Figura 2.4). Además, poseen una excelente respuesta direccional (dependencia direccional menor 2%), varían con respecto a la temperatura en menos del 0.1% por °C y su estabilidad de salida es menor 2% después de unos 5000 tratamientos de 200rads cada uno [19]. Otras características técnicas sobresalientes proporcionadas por el fabricante se detallan en la tabla 2.2.



(a) En la parte superior: diodo para haces de fotones de 6-12MV.

En la parte inferior: diodo para haces de fotones de 15-25MV

(b) Electrómetro para diodos

Figura 2.5: Diodos MasTeK y electrómetro. (a) Diodos tipo fotón P/N 00-30-2120 (haces de fotones 6-12MV) y diodo P/N 00-30-3020 (haces de fotones 15-25 MV). (b) Dosímetro dual para diodos CNMC 22D [18].

Cada diodo fue conectado a un electrómetro que posee una baja impedancia de entrada y bajo voltaje de compensación (10V o menos). El electrómetro empleado

es el dosímetro dual para diodos CNMC modelo 22D (Figura 2.5(b)), que es un dispositivo compacto operado con batería. Además, posee doble canal (dosis/tasa de dosis) para la lectura simultánea de dos detectores (DET A y DET B) en polaridad negativa o positiva (Tabla 2.3).

	Diodo para haces de fotones	
	6MV	18MV
Tipo	p-fotón	p-fotón
Rango de energía	6 a 12 MV	15 a 25 MV
Color	Negro	Rojo
Espesor equivalente en agua	2.0cm	2.7cm
Dependencia direccional	< 2.1 % sobre $\pm 60^\circ$ desde la perpendicular	< 2.5 % sobre $\pm 60^\circ$ desde la perpendicular
Forma del capuchón electrónico	Hemiesférico con 2" de radio	
Sensibilidad	1.0 nC/rad	
Volumen de medida	0.03mm ³	
Variación sensibilidad con la temperatura	< 0.1 % por $^\circ C$	
Polaridad de salida	Negativa	
Estabilidad de salida	< 2 % de variación sobre 3Mrad de dosis acumulada	

Tabla 2.2: Características técnicas del diodo P/N 00-30-2120 usado para fotones incidentes de 6MV y del detector P/N 00-30-3020 usado para fotones incidentes de 18MV [19].

Electrómetro para diodos	
Modalidades de medida	dosis absoluta o tasa de dosis
Unidades disponibles	Gy o rads
Rangos de medida	0-1999 cGy (dosis) 0-1999 cGy/min (tasa de dosis)
Precisión	± 1 % dosis o tasa de dosis
Linealidad	± 0.1 % de la lectura mas 1 dígito
Resolución	0.001 Gy
Conector	Coaxial BNC-F

Tabla 2.3: Características técnicas del electrómetro CNMC 22D para diodos MasTeK [18].

2.2. Protocolos

2.2.1. Dosimetría clínica de referencia: Protocolo TG-51

El protocolo de la AAPM TG-51 [9] describe un método para determinar la dosis absorbida en agua para haces de radiaciones clínicas (*dosimetría clínica de referencia*¹²). Las energías con las que se trabaja son de hasta 50MV para fotones y de entre 4-50 MeV para electrones. El protocolo se basa en medidas realizadas con cámaras de ionización en fantomas de agua. Las cantidades se reportan en unidades del Sistema Internacional.

Las cámaras de ionización empleadas son calibradas en un haz de ^{60}Co . El protocolo define que la dosis absorbida en agua (en Gy) es medida a una profundidad de referencia mediante una cámara de ionización para un haz de calidad Q . La dosis es calculada por la siguiente ecuación:

$$D_w^Q = MN_{D,w}^Q \quad (2.1)$$

Donde $N_{D,w}^Q$ es el factor de calibración de la dosis absorbida en agua (en Gy/C) para una cámara en un haz de ^{60}Co y M es la lectura corregida del electrómetro (en C).

El factor de calibración de la cámara es trazable, en condiciones estándares, a un laboratorio secundario de calibración (por ejemplo un Accredited Dosimetry Calibration Laboratory ADCL). Las condiciones ambientales estándares de temperatura, presión y humedad relativa para Estados Unidos y Canadá son 22° , 101.33 kPa y 20 % [9]. El factor de calibración puede ser obtenido para cualquier calidad de haz (no solo para ^{60}Co) mediante la definición de un factor de conversión k_Q . Este factor convierte el factor de calibración de dosis absorbida en agua para haces de ^{60}Co en un factor de calibración para un haz arbitrario de calidad Q , tal que $N_{D,w}^Q = k_Q N_{D,w}^{60\text{Co}}$. Entonces, la dosis absorbida en el agua (en Gy) estaría dada por la siguiente expresión:

$$D_w^Q = Mk_Q N_{D,w}^{60\text{Co}} \quad (2.2)$$

El factor de calidad para haces de fotones en un acelerador está dado por el porcentaje de dosis $\%dd(10)_x$ (percentage depth dose) a una profundidad de 10cm en un fantoma de agua (Figura 2.6). Este valor está definido para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en la superficie del fantoma a un SSD de 100cm (Figura 2.7). Para energías mayores a 10MV, los electrones pueden afectar la medida de la dosis a un d_{max} reduciendo $\%dd(10)_x$ (contaminación electrónica). Este efecto es minimizado al medir a una profundidad $d=10\text{cm}$ y al colocar una lámina de plomo de 1mm bajo la cabeza del acelerador que intercepta el haz completo [9]. Por lo que, las condiciones de referencias para la medida de dosis definidas por el protocolo TG-51 [9] son: profundidad de medida $d=10\text{cm}$, tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ al plano de la cámara (geometría isocéntrica) y a un SSD de 100cm desde la fuente a la superficie del fantoma de agua (Figura 2.7).

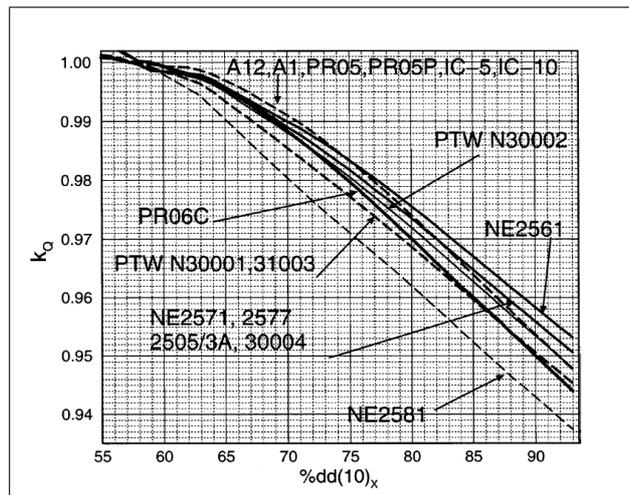


Figura 2.6: Valores del factor de conversión de calidad k_Q como función de $\%dd(10)_x$, a una profundidad de 10cm en haces de fotones provenientes de un acelerador para diferentes cámaras de ionización cilíndricas usadas en dosimetría [9].

La medida de la cámara se corrige de los efectos producidos en condiciones ambientales mediante diferentes factores, los cuales son calculados cada vez que se realiza *dosimetría clínica de referencia* [9]. La lectura del electrómetro $M_{raw}[C]$ es corregida por el factor de ionización P_{ion} (corrección por la incompleta colección iónica), el factor de calibración del electrómetro P_{elec} , el factor de temperatura-presión $P_{T,P}$ y por el factor de polarización P_{pol} (corrección por efectos de polarización en la cámara). Factores considerados por el protocolo TG-51 [9] mediante la ecuación:

$$M = M_{raw} P_{ion} P_{T,P} P_{elec} P_{pol} \quad (2.3)$$

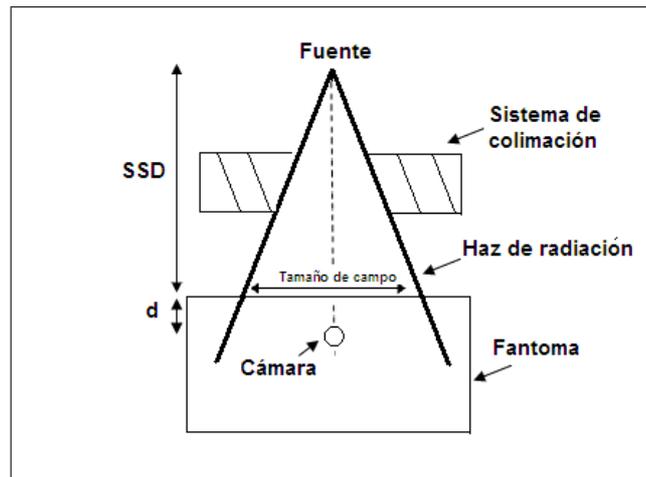


Figura 2.7: Posicionamiento de la cámara de ionización para haces de fotones según el protocolo TG-51 [9].

El factor de corrección por ionización depende de la dosis por pulso de los haces del acelerador por lo que se debe medir en cada cambio de condiciones. La calibración de la cámara en un laboratorio asegura que el 100% de los iones son colectados, por lo que en caso de que este factor sea mayor 1.05 se debe utilizar otra cámara con un menor efecto por recombinación. Para determinar el factor se mide carga con la cámara para cada haz y aplicando dos voltajes de polarización al detector. Para haces pulsados se utiliza la relación [9]:

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - \frac{V_H}{V_L}}{\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L} - \frac{V_H}{V_L}} \quad (2.4)$$

Donde V_H es el voltaje de operación normal para el detector (voltajes menores a 300V causan menos errores) y M_{raw}^H es la lectura de la cámara a este voltaje. V_L es la mitad del voltaje de operación al cual se toma la lectura de la cámara M_{raw}^L cuando ha llegado al equilibrio.

El factor de corrección por condiciones ambientales es calculado utilizando la lectura de temperatura T en grados Celsius en el agua cerca a la cámara de ionización y la presión P en kilopascales. Este valor es normalizado para condiciones estándares de temperatura $T_0 = 22 \text{ }^\circ\text{C}$ y presión $P_0 = 101.33 \text{ kPa}$ (ecuación 2.5). En el proceso es importante considerar que las cámaras requieren

de 5 a 10 min para llegar al equilibrio térmico después de ser sumergidas en el agua [9].

$$P_{T,P} = \frac{273.2 + T}{273.2 + 22.0} \times \frac{101.33}{P} \quad (2.5)$$

El factor de corrección del electrómetro es el factor de calibración del electrómetro en coulombios. Esto solo si el electrómetro es calibrado separadamente de la cámara de ionización. Caso contrario, el factor es 1.00 si el electrómetro y la cámara fueron calibrados como una unidad.

El factor de corrección por polarización depende de la calidad de haz y otras condiciones como la posición del cable. Se lo obtiene de las lecturas con la cámara a condiciones de referencia en agua, cuando la carga colectada es positiva M_{raw}^+ , negativa M_{raw}^- y el valor M_{raw} es el mismo que para la calibración de la cámara (ecuación 2.6). La lectura de la cámara iónica debe llegar al equilibrio por lo que se debe esperar un tiempo adecuado para obtener la medida cuando se varía el voltaje. Por lo que, tomando en cuenta las observaciones esta corrección no debería variar en más del 0.3% para haces de fotones de 6MV [9].

$$P_{pol} = \left| \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}} \right| \quad (2.6)$$

2.2.2. Dosimetría *in vivo*: Reporte ESTRO

El reporte de la European Society for Therapeutic Radiology and Oncology ESTRO [10] es una guía práctica para la implementación de dosimetría *in vivo* con diodos para haces de fotones en la rutina diaria de un centro médico. La guía reúne experiencias en hospitales europeos, publicaciones y el método de medida.

Lo primero es validar los diodos antes de su utilización debido a que su estabilidad y fiabilidad pueden variar. Para lo que, inicialmente, se conecta el diodo al electrómetro determinando la corriente sin irradiación. Esta corriente de fuga se

la debe medir por un tiempo (mínimo cinco veces mayor al tiempo usado en la aplicación clínica) y debería no exceder el 1 % por hora [10]. Para una prueba general se posiciona el diodo sobre un fantoma y se irradia de 10 a 15 veces con el mismo campo de referencia. La desviación estándar de las medidas debe estar dentro del 0.5 % [11]. Estas medidas son repetidas en diferentes días durante, al menos, dos semanas.

Posteriormente, se realiza la calibración de los diodos para medir *dosis de entrada*¹³. Para esto, se obtiene la medida del diodo colocado en la superficie y se la relaciona con la dosis en el tejido a la profundidad donde es máxima, relación que involucra diferentes factores. Entonces, la dosis medida por el diodo D_{diodo} [Gy] para una lectura L_{diodo} [u.a.⁴] será corregida por un factor de calibración F_{cal} y factores de corrección FC_i mediante:

$$D_{diodo} = L_{diodo} \cdot F_{cal} \cdot \prod_i FC_i \quad (2.7)$$

El factor de calibración F_{cal} engloba las dependencias físicas y relaciona la lectura de la cámara de ionización L_{camara} con la lectura del diodo L_{diodo} mediante:

$$F_{cal} = \left(\frac{L_{camara}}{L_{diodo}} \right)_{cond.ref.} \quad (2.8)$$

Este factor se mide posicionando el diodo en la superficie y colocando la cámara dentro de un fantoma plástico a lo largo del eje de radiación a una profundidad de referencia (d_{max}). La cámara de ionización ha sido utilizada para calibrar el haz de fotones siguiendo el protocolo TG-51 [9], pudiendo determinar con su medida una dosis [Gy] por unidad monitor [MU]⁸. Al calibrar los diodos usando dicha cámara aseguramos que la medida de los diodos es correcta, ya que la lectura se realiza bajo condiciones de *dosimetría de referencia*. La calibración se realiza para todas las energías del haz y se repite cada cierto tiempo debido a la acumulación de dosis. Además, se debe corregir la lectura de la cámara por presión y temperatura

⁴La lectura del diodo es obtenida en unidades arbitrarias (u.a.) y es determinada en Gy por medio del factor de calibración

ya que es una cámara abierta.

Los factores de corrección toman en cuenta las variaciones (dependencias geométricas) en la respuesta del diodo en situaciones clínicas (desviaciones de las condiciones de referencia). Estos se determinan de la relación entre la lectura de la cámara de ionización y la lectura de diodo en condiciones de referencia y fuera de ellas, mediante:

$$FC = \frac{\frac{L_{camara}}{(L_{camara})_{cond.ref.}}}{\frac{L_{diodo}}{(L_{diodo})_{cond.ref.}}} \quad (2.9)$$

La geometría de medición es la misma que para la determinación del factor de calibración. Los factores son determinados al cambiar las condiciones de referencia y se asume que son independientes [11, 12]. Estas desviaciones pueden ser debidas a variaciones en el tamaño de campo (se determina las correcciones para diferentes tamaños de campo a una SSD de referencia) y en la distancia desde la fuente hasta la piel SSD (se mide para SSD desde 75 a 110cm con un tamaño de campo de referencia). Además de la presencia de cuñas, bandejas (se mide con accesorios en condiciones de referencia y se normaliza para las mismas medidas en campos abiertos) y factores de corrección por diferentes ángulos de incidencia del haz. Además, todos estos factores deberán ser menores al 1 % de uno (incertidumbre de medida) para ser aceptados [10].

Una tercera parte corresponde al proceso de medición en pacientes, para lo que es necesario la realización de guías de medidas, determinación de tolerancias y niveles de acción. Para las mediciones en pacientes es recomendable empezar con campos de tratamiento donde sea fácil el posicionamiento del diodo (se coloca sobre la superficie del paciente en el centro del campo de irradiación). La información en estas guías incluye: fecha de medida, tipo de campo, unidad de tratamiento, localización anatómica, información general del paciente, lecturas del diodo. Además, debe establecerse tolerancias y niveles de acción realizando medidas consecutivas en pacientes con las mismas características. Los niveles de acción deben proporcionar información referente a que hacer si se sobrepasa el nivel de tolerancia (acción y persona de contacto a ejecutarla).

2.3. Calibración: Procedimientos

La calibración constó de dos partes. La primera es la medición en condiciones de referencia en la que se determinó la dosis por unidad monitor siguiendo el protocolo TG-51 [9] para obtener el factor de calibración de los diodos. La segunda es la obtención de los factores de corrección de los diodos de acuerdo al reporte de ESTRO [10]. Las medidas se realizaron en condiciones de referencia: SSD=100cm, tamaño de campo 10x10cm² definido en el *isocentro*¹⁴, tasa de dosis clínica 300 MU/min y sin presencia de accesorios.

2.3.1. Calibración en condiciones de referencia: Determinación del factor de calibración

2.3.1.1. Calibración del equipo

La lectura del diodo necesita ser comparada con la lectura de una cámara de ionización para determinar medidas de dosis en grays. Esta comparación se resume en el cálculo del factor de calibración, para lo cual se debe determinar la dosis absorbida dada por la cámara (dosis estándar en agua por unidad monitor). Las medidas fueron realizadas siguiendo el protocolo TG-51 y utilizando una cámara de ionización cilíndrica PTW-TN 30006, un electrómetro PTW- Unidos, un fantoma de agua PTW T41002T-0183.

El fantoma colocado bajo la cabeza del acelerador es llenado con agua destilada-desionizada hasta cierta marca. Posteriormente, la cámara es ajustada a una montura (mecanismo que incluye el fantoma) es alineada mediante el capuchón a láseres localizados en la sala de tratamiento y ubicada en el centro del campo en condiciones de referencia. Punto al cual se encera la posición de la cámara A B C= (0,0,0), se retira el capuchón y se la ubica a una profundidad d=10cm (Figura 2.8).

La lectura del electrómetro es tomada primero para un voltaje de polarización de $V_{pol}=300V$ en polaridad positiva y negativa, luego con un voltaje de $V_{pol}=150V$ en polaridad negativa (Tabla A.1 y Tabla A.2). Simultáneamente se recogen las medidas de presión y temperatura con la ayuda de un barómetro y un termómetro, respectivamente. Estas lecturas se las realiza con haces de fotones de 6MV y de

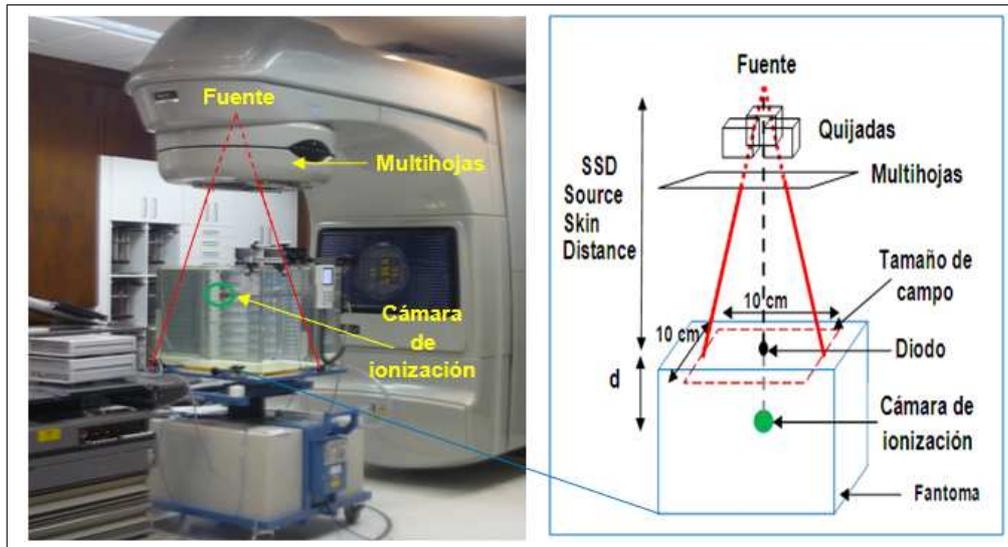


Figura 2.8: Esquema de posicionamiento para la determinación de dosis absorbida en agua por unidad monitor usando una cámara de ionización cilíndrica PTW-TN 30006, según el protocolo TG-51.

18MV.

2.3.1.2. Factor de Transferencia

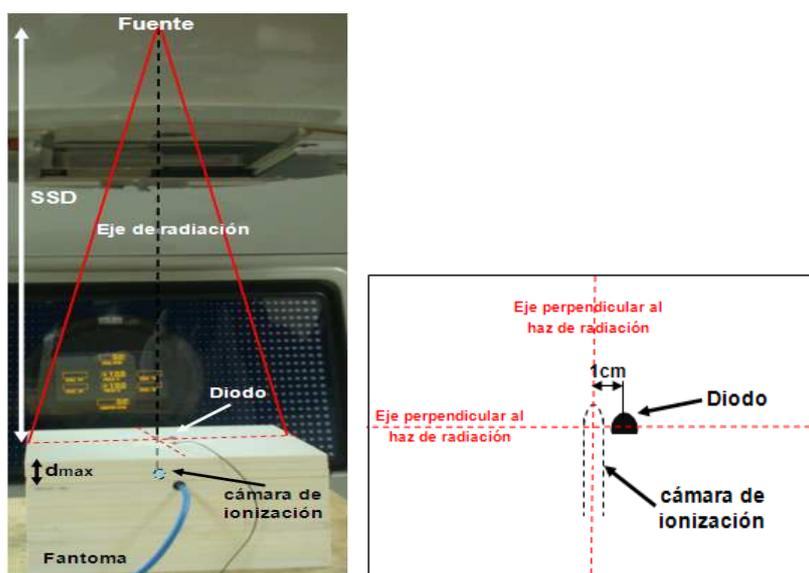
Los diodos en dosimetría *in vivo*, usualmente, no son a prueba de agua por lo que se recomienda su calibración en fantomas sólidos [11, 12, 24]. Sin embargo, el material del que son hechos los fantomas (en este caso poliestireno) no es completamente equivalente al agua por lo que se requiere una conversión. El factor de transferencia T_r es el convertidor que relaciona la dosis en un fantoma de agua D_w^Q con la dosis en un fantoma plástico $M_{sólida}$, mediante:

$$T_r = \frac{D_w^Q}{MU} \frac{100MU}{M_{sólida}} \quad (2.10)$$

Para la medición, las planchas (de 10mm) del fantoma sólido PTW 29672 son colocadas bajo la cabeza del acelerador. Posteriormente, la cámara de ionización se localiza hasta el fondo de una hendidura en el fantoma sólido a la profundidad de máxima dosis ($d_{max}=1.5\text{cm}$ para haces de fotones de 6MV y $d_{max}=3.5\text{cm}$ para fotones de 18MV), en las condiciones de referencia. Finalmente, las lecturas del electrómetro para un voltaje de polarización de $V_{pol}=300\text{V}$ en polaridad negativa (Tabla A.3) se promedian y corrigen por las condiciones ambientales (Anexo A.3).

2.3.1.3. Factor de Calibración

Los diodos de Si P/N 00-30-2120 y P/N 00-30-3020 para haces de rayos-X de 6MV y 18 MV, respectivamente, fueron calibrados para determinar dosis de entrada de acuerdo al Reporte del ESTRO [10] y utilizando una cámara de referencia secundaria. La cámara de ionización PTW-TN 30006 utilizada fue calibrada en el ADCL en Estados Unidos. En la medición se utiliza varias planchas del fantoma sólido, un diodo y una cámara de ionización. Las planchas son apiladas bajo la cabeza del acelerador y el diodo, conectado a un electrómetro, es posicionado en la superficie del fantoma cerca del centro del campo (debe ser localizado a cierta distancia desde el eje central para evitar la perturbación del haz con la cámara) como se muestra en la Figura 2.9. La cámara de ionización se localiza hasta el fondo de la hendidura en el fantoma sólido a una profundidad d_{max} (profundidad de referencia) a la cual la dosis es máxima (Figura 2.10).



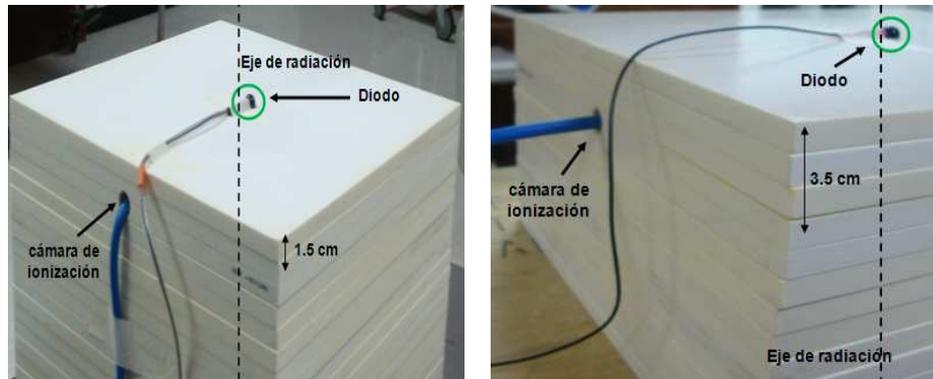
(a) Posicionamiento del diodo y la cámara de ionización

(b) Vista superior del fantoma

Figura 2.9: Posicionamiento del diodo y de la cámara de ionización para determinación de los factores de calibración y corrección, según el reporte 5 de ESTRO [10].

Posteriormente, la lectura del electrómetro [nC] conectado a la cámara de ionización es tomada para un voltaje $V_{pol}=300V$ en polaridad negativa para haces de fotones de 6MV y 18MV (Tabla A.4). Simultáneamente, se toma la medida del diodo [u.a.] dada por el electrómetro CNMC y se recogen las lecturas de presión y temperatura.

Finalmente, el factor de calibración se calcula por la ecuación 2.8 corregida por el factor de transferencia y se registran las medidas en una hoja de datos (Anexo A.4).



(a) Posicionamiento para 6MV

(b) Posicionamiento para 18MV

Figura 2.10: Posicionamiento del diodo y de la cámara de ionización para haces de rayos-X. El diodo se posiciona en la superficie del fantoma sólido y la cámara de ionización a una profundidad d_{max} a lo largo del eje de radiación.

2.3.2. Calibración en condiciones fuera de la referencia: Determinación de los factores de corrección

Los factores que influyen en la lectura del diodo son: factores intrínsecos (Dependencias físicas), factores dependientes del haz (Dependencias geométricas) y factores dependientes del paciente (contorno, sitio de tratamiento). Los factores intrínsecos que se determinan son principalmente relacionados con la orientación y la temperatura (sección 2.1.4, pag. 21) [12, 19]. El factor relacionado con la orientación no fue determinado por que no se emplean campos oblicuos en la mayor parte de los tratamientos en el Hospital Oncológico de SOLCA-NÚCLEO DE QUITO. Además, los diodos (hemiesféricos) empleados poseen una orientación $< 2\%$ por grado. Por otra parte, la sensibilidad del diodo se incrementa con la temperatura [10, 12]. Sin embargo, el efecto se reduce si los diodos se calibran a altas temperaturas (28°C - 34°C) o si se realizan las medidas *in vivo* rápidamente después de localizar el diodo sobre la piel del paciente (toma 3min-5min llegar al equilibrio térmico [23]). En la práctica, los tiempos de irradiación fueron cortos (1min-2min) en la mayor parte de mediciones en pacientes y la variación de la sensibilidad

con la temperatura de los diodos empleados es $< 0.1\%$ por $^{\circ}\text{C}$, regiones por las que este factor fue omitido.

Los factores dependientes del haz que se consideran están relacionados con el tamaño de campo, la distancia fuente piel y la presencia de accesorios. El factor de corrección por tamaño de campo depende de la construcción interna del diodo por lo que una fuerte variación puede indicar un inadecuado "buildup"[20]. El factor de corrección SSD depende de la estructura del diodo (efecto geométrico), nivel de dopaje, daño por radiación, espesor y material del "buildup"[12, 25]. El factor de corrección por presencia de accesorios se espera que sea la unidad, no obstante su variación es debida a un inapropiado "buildup"[20]. Los factores dependientes del paciente: sitio, posición del diodo y variación de la distancia SSD han sido tomados en cuenta determinándose diferentes correcciones [11].

2.3.2.1. Factor de Corrección por tamaño de campo

El factor de corrección se determina variando el tamaño de campo cuadrado con el movimiento de las quijadas. La geometría de medición es la misma que para la determinación del factor de calibración y la ecuación 2.9 nos permite calcular el factor, corrigiendo la lectura de la cámara por presión y temperatura. En la medición, las lecturas de los electrómetros se toman en polaridad negativa $V_{pol}=300\text{V}$ y en modo Dosis para el canal A1 en haces de fotones de 6MV y 18MV (Tabla B.1 y Tabla B.2). Las medidas son registradas en una hoja de datos (Anexo B.1).

2.3.2.2. Factor de Corrección por distancia fuente-piel

El factor de corrección por SSD (Source skin distance) se determina por la ecuación 2.9 corrigiendo la lectura de la cámara por presión y temperatura. La geometría de medición es similar a la utilizada para la determinación del factor de calibración y las lecturas se realizan variando la distancia de la fuente a la superficie del fantoma. En la medición, las lecturas de los electrómetros se toman en polaridad negativa $V_{pol}=300\text{V}$ y en modo Dosis por el canal A1 para haces de fotones de 6MV y 18MV (Tabla B.3 y Tabla B.4), registrando las medidas en una hoja de datos (Anexo B.2).

2.3.2.3. Factor de Corrección por presencia de cuñas

La cuña es un accesorio que se inserta en el haz provocando una reducción en la dosis, por lo que varios tipos de tratamientos lo utilizan para la distribución de dosis protegiendo zonas más sensibles a la radiación [3]. El factor de corrección por cuñas se mide de forma similar a la utilizada para la determinación del factor de calibración, en donde las condiciones de referencia se mantienen y se varía la cuña. Finalmente, las lecturas de los electrómetros para haces de fotones de 6MV y 18MV son registradas en una hoja de datos (Anexo B.3) y el factor calculado mediante:

$$FC_{cuña} = \frac{\frac{L_{camara}(cuña)}{(L_{camara})_{cond.ref.}}}{\frac{L_{diodo}(cuña)}{(L_{diodo})_{cond.ref.}}} \quad (2.11)$$

2.3.2.4. Factor de Corrección por presencia de bandeja

Existen tratamientos en los cuales, además, de las multihojas se utiliza bloques para proteger los órganos. Los bloques para protección son posicionados en una bandeja, que es insertada en la cabeza del acelerador en la salida del haz de fotones. El factor se mide utilizando la geometría de medición para la determinación del factor por presencia de cuñas. Las lecturas de los electrómetros son registradas en una hoja de datos (Anexo B.4) y el factor de corrección por presencia de bandeja se determina por:

$$FC_{bandeja} = \frac{\frac{L_{camara}(bandeja)}{(L_{camara})_{cond.ref.}}}{\frac{L_{diodo}(bandeja)}{(L_{diodo})_{cond.ref.}}} \quad (2.12)$$

2.3.2.5. Factor de Corrección por distancia

Los bloqueos (quijadas o multihojas) en el centro del campo de tratamiento (en campos supramamario y supraclavicular) interfieren con la medida del diodo. Por lo que, se toman medidas a lo largo del eje longitudinal (en dirección al acelerador). Para ello, el fantoma es colocado a SSD=100cm, TC=25x25cm², d_{max} , 100MU y el diodo es posicionado en la superficie moviéndolo cada 2cm a lo largo del eje (Figura 2.11). Los sitios de tratamiento con este tipo de campos solo son irradiados

con energía de 6MV (Tabla B.5). El factor de corrección para medidas a lo largo del eje es calculado por la ecuación 2.9 y es registrado en el Anexo B.5.

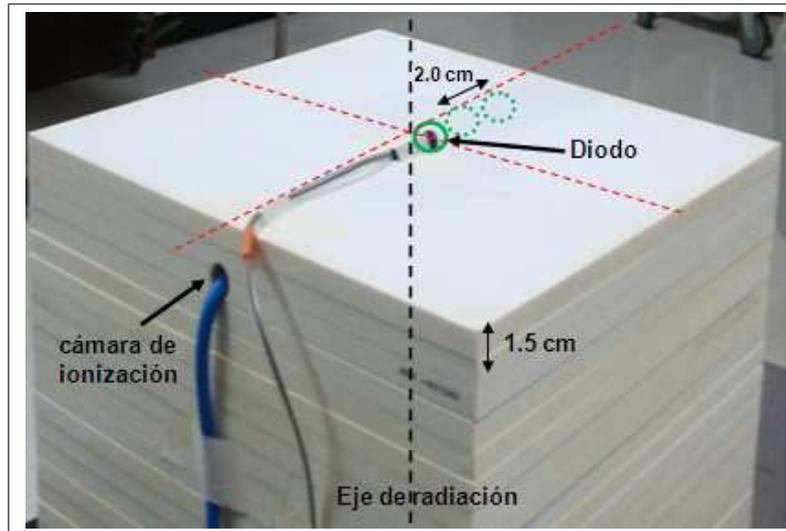


Figura 2.11: Posición del diodo y la cámara de ionización para medidas a lo largo del eje longitudinal (eje perpendicular al haz de tratamiento).

Capítulo 3

Aplicación de la dosimetría *in vivo*

3.1. Parámetros de calibración medidos para los diodos

3.1.1. Factores de calibración: Resultados

El factor de calibración se determinó de la relación entre la lectura de la cámara y la lectura del diodo. Esta medida se corrigió por el factor de transferencia, el cual relaciona la lectura tomada por una cámara de ionización en agua (Dosis en agua por MU $\frac{D_w^Q}{MU}$ a d_{max}) con la lectura de la misma cámara en el fantoma sólido $M_{sólida}$. Primero, la dosis en agua se determinó utilizando el protocolo TG-51 [9] (Anexo A.1 y Anexo A.2), un resumen se puede observar en la tabla 3.2. Finalmente, se calculan los factores de transferencia y, posteriormente, los factores de calibración para haces de fotones de 6MV y 18MV (tabla 3.1).

Energía [MV]	Factor de Transferencia [cGy/nC]	Factor de calibración [cGy/u.a.]
6	5.28	0.97
18	5.25	0.80

Tabla 3.1: Resultado del cálculo del factor de calibración para fotones de 6MV y 18MV.

	Símbolo	Fotones 6MV	Fotones 18MV
		Cálculo	
Factor de corrección por ionización	P_{ion}	0.99	1.00
Factor de corrección por temperatura-presión	$P_{T,P}$	1.391	1.390
Factor de corrección por uso del electrómetro	P_{elec}	0.997	0.997
Factor de corrección por polarización	P_{pol}	1.00	1.01
Medida corregida de la cámara	M	12.52×10^{-9} C	15.45×10^{-9} C
Dosis en agua por unidad monitor a d	$\frac{D_w^Q}{MU} \text{ a } d = 10cm$	66.48×10^{-2} Gy/MU	79.36×10^{-2} Gy/MU
Dosis en agua por unidad monitor a d_{max}	$\frac{D_w^Q}{MU} \text{ a } d_{max}$	0.99 cGy/MU	0.99 cGy/MU

Tabla 3.2: Resumen de cálculos de la calibración del acelerador lineal para fotones de 6MV y 18MV, utilizando el protocolo TG-51.

3.1.2. Factores de corrección: Resultados

3.1.2.1. Factor de corrección por tamaño de campo

El factor de corrección se determinó de las lecturas cámara-diodo a diferentes tamaños de campo normalizadas a las condiciones de referencia (Tabla B.1 y Tabla B.2). Los resultados se aproximan, mediante una regresión, a un polinomio de cuarto orden para haces de fotones de 6MV y 18MV (Figura 3.1).

3.1.2.2. Factor de corrección por distancia fuente-piel

El factor de corrección se determinó de las lecturas cámara-diodo en diferentes distancias fuente-piel SSD normalizadas a las condiciones de referencia (Tabla B.3 y Tabla B.4). Los resultados se aproximan linealmente para haces de fotones de 6MV y 18MV (Figura 3.2).

3.1.2.3. Factor de corrección por cuña

El factor de corrección por cuña se determinó de las lecturas cámara-diodo utilizando diferentes cuñas normalizadas a las condiciones de referencia sin cuña (Tabla 3.3 y Tabla 3.4).

Angulo de cuña [°]	$L_{camara}=M_{raw}^- \cdot P_{TP}$ [nC]			L_{diodo} [u.a.]			$FC_{cuña}$
sin cuña	12.46	12.45	12.46	105	105	105	1.00
15 Right	9.58	9.58	9.58	77	77	76	1.05
30 Right	7.70	7.70	7.71	59	59	59	1.10
45 Right	6.10	6.10	6.10	44	44	4	1.17
60 Right	4.99	4.99	5.00	33	33	3	1.28

Tabla 3.3: Factor de corrección por presencia de cuñas para haces de rayos-X de 6MV. L_{camara} es la lectura medida por la cámara de ionización corregida por presión y temperatura. L_{diodo} es la lectura del electrómetro medida por el diodo.

Angulo de cuña [°]	$L_{camara}=M_{raw}^- \cdot P_{TP}$ [nC]			L_{diodo} [u.a.]			$FC_{cuña}$
sin cuña	15.02	14.99	14.99	125	125	125	1.00
15 Right	12.32	12.30	12.30	98	98	97	1.05
30 Right	10.40	10.38	10.38	80	80	80	1.08
45 Right	7.72	7.71	7.71	56	56	56	1.15
60 Right	6.33	6.32	6.32	42	42	42	1.25

Tabla 3.4: Factor de corrección por presencia de cuñas para haces de rayos-X de 18V. L_{camara} es la lectura medida por la cámara de ionización corregida por presión y temperatura. L_{diodo} es la lectura del electrómetro medida por el diodo.

3.1.2.4. Factor de corrección por bandeja

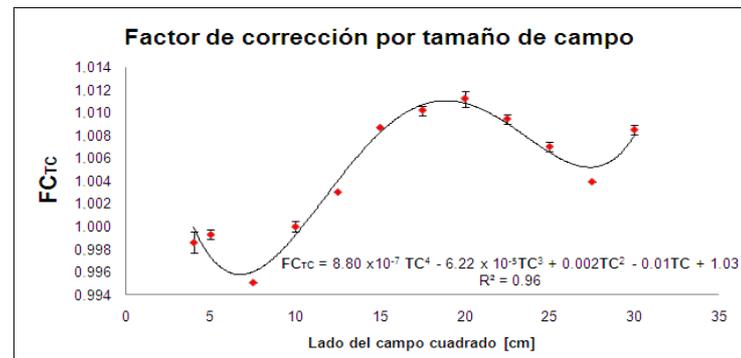
El factor de corrección por bandeja se determinó de la lectura cámara-diodo utilizando una bandeja normalizada a las condiciones de referencia sin bandeja (Tabla 3.5).

3.1.2.5. Factor de corrección por distancia

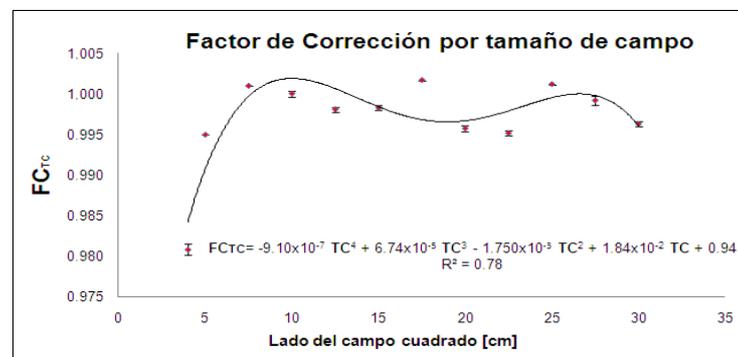
El factor de corrección se determinó de las lecturas cámara-diodo medidas a lo largo del eje longitudinal normalizadas para las condiciones de referencia. Los resultados se aproximaron linealmente para haces de fotones de 6MV (Figura 3.3).

Energía		$L_{camara} = M_{raw}^- \cdot P_{TP}$ [nC]			L_{diodo} [u.a.]			$FC_{bandeja}$
6MV	sin bandeja	12.46	12.45	12.46	105	105	105	1.00
	con bandeja	12.09	12.09	12.10	101	101	101	1.01
18MV	sin bandeja	15.02	14.99	14.99	125	125	125	1.00
	con bandeja	14.71	14.70	14.70	123	123	123	0.99

Tabla 3.5: Factor de corrección por presencia de bandeja para haces de rayos-X de 6MV y 18MV. L_{camara} es la lectura medida por la cámara de ionización corregida por presión y temperatura. L_{diodo} es la lectura del electrómetro medida por el diodo.



(a) Para fotones de 6MV



(b) Para fotones de 18MV

Figura 3.1: Factores de corrección en función del tamaño de campo para haces de fotones de 6MV y 18MV

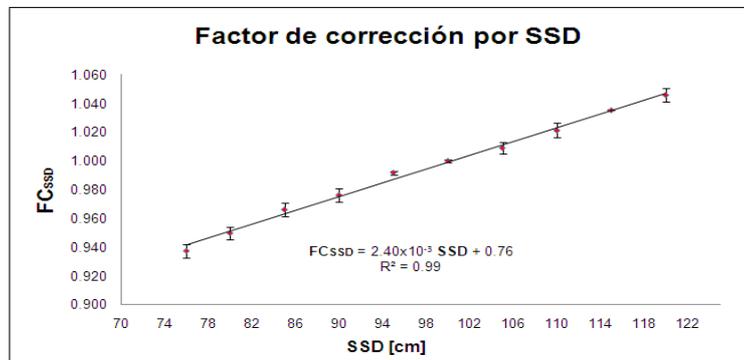
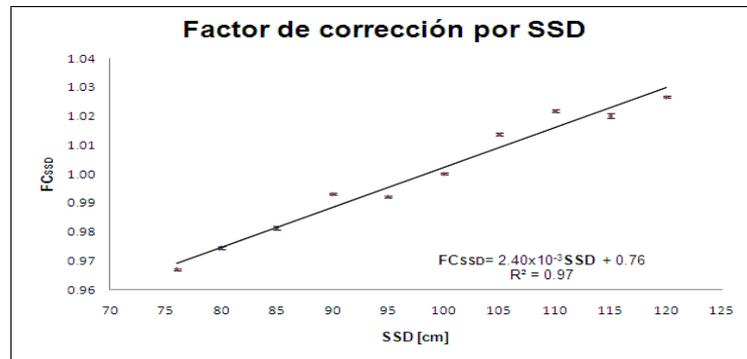


Figura 3.2: Factor de corrección en función de SSD para haces de 6MV y 18MV.

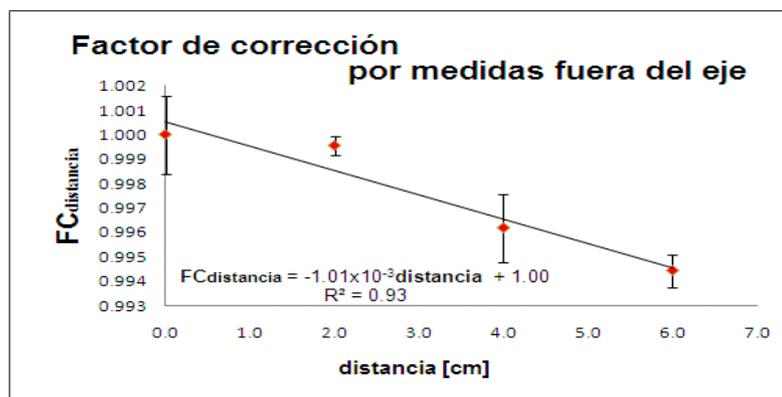


Figura 3.3: Curva del factor de corrección en función de la distancia a lo largo del eje para el diodo P/N 00-30-2120 en un haz de fotones de 6 MV.

3.2. Determinación de dosis

3.2.1. Procedimiento para medidas en pacientes

El diodo es posicionado sobre la piel del paciente (Figura 3.4) en el centro del campo de tratamiento. La lectura fue medida con el diodo MasTeK-2120 para haces de fotones de 6MV y el diodo MasTeK-3020 para haces de fotones 18 MV. Los datos fueron registrados en hojas guías en las que constan el número de historia del paciente, el tipo de tratamiento, la energía del haz de radiación amiento, el tamaño de campo, la dosis de referencia dada por el Sistema de Planificación entre otros (Anexo D.1).

El posicionamiento del diodo sobre el paciente fue clave en la determinación de la muestra. Las primeras medidas fueron en pacientes cuyo sitio de tratamiento era pelvis, abdomen o tórax, donde el posicionamiento del diodo es menos dificultoso [10]. En estos sitios, la lectura se obtuvo en campos de tratamiento: Antero-Posterior (AP), Lateral Izquierdo (LI) y Lateral Derecho (LD). Posteriormente se realizó medidas en sitio: mama y fosa supra clavicular (cabeza-cuello), en los cuales se midió en campos de tratamiento: Supra mamario (SUPRA) y Supra clavicular (SUPRA). Estos tratamientos se realizaron con fotones de energías 6MV y 18MV en el Hospital Oncológico SOLCA-NÚCLEO DE QUITO.

Se realizaron 263 medidas de *dosis de entrada* en 33 pacientes en tratamientos diarios con haces de fotones. Los diodos fueron posicionados en el centro del campo, guiados por el sistema de iluminación sobre el paciente, para campos AP, LI, LD (Figura 3.4) y posicionados a lo largo del eje longitudinal, perpendicular al haz de radiación, y a cierta distancia del centro para campos SUPRA (Figura 3.5). En ambos casos se consideró el uso de accesorios (bandeja, cuña) y se pudo obtener más de una medida en un mismo paciente (diferentes campos). Las lecturas fueron tomadas en campos perpendiculares al haz de radiación debido a que en la mayor parte de pacientes del Hospital Oncológico se utiliza esta geometría.

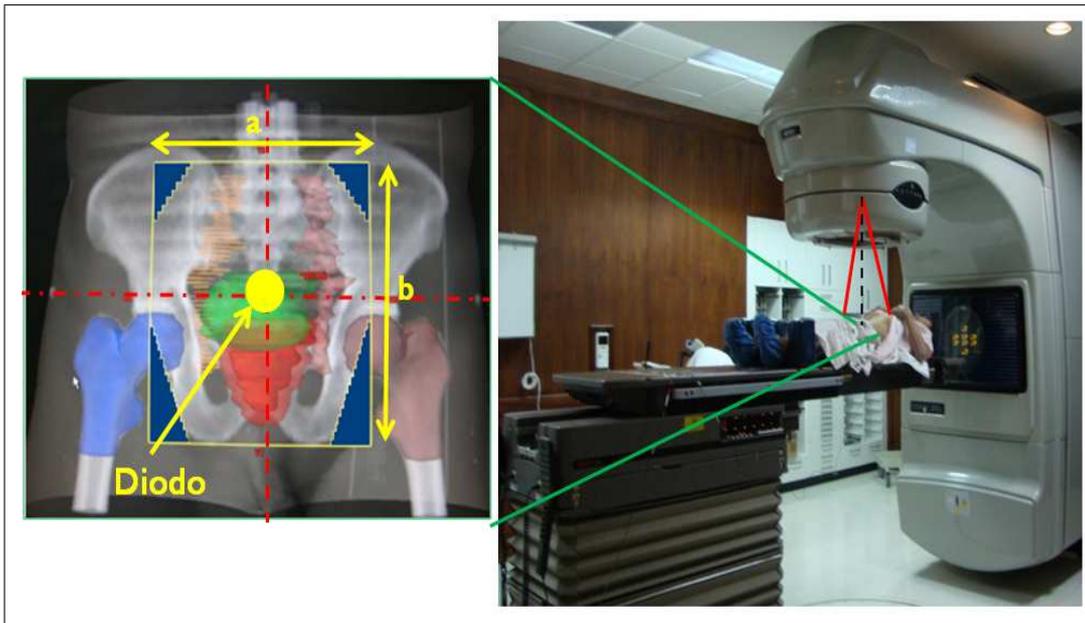


Figura 3.4: El diodo se posiciona sobre la piel del paciente en el centro del campo de tratamiento para campos AP, LI, LD. En la figura de la izquierda: Muestra un campo de tratamiento AP, las áreas protegidas (por multihojas) se encuentran sombreadas con azul.

3.2.2. Cálculo de dosis medida por el diodo

La dosis dada por el diodo se calcula corrigiendo la lectura del diodo por el factor de calibración y los factores de corrección (sección 2.3, pag. 32). Para determinar los factores de corrección se debe conocer el valor del SSD, el tamaño de campo, el punto de medida (en el centro o fuera de los ejes perpendiculares al haz) y si existen cuñas o bandejas que influyan en el haz para cada medida realizada. La corrección respecto a la temperatura no fue necesaria debido a que se presentó una mínima variación [12, 23, 25]. El diodo fue posicionado unos segundos antes de la irradiación y permaneció sobre la piel del paciente durante un tiempo menor a un minuto.

En el cálculo del factor de corrección por SSD se debe tomar en cuenta que la distancia medida desde la fuente a la piel (SSD_{med}) difiere de la distancia obtenida del Sistema de Planificación del Tratamiento (SSD_{TPS}), debido a las variaciones en el peso, aspectos fisiológicos, respiración y movimientos del paciente durante el tratamiento [12, 24]. En el proyecto se obtuvo ambas medidas y se determinó que existen pequeñas desviaciones de la linealidad como se muestra en la Figura 3.6(a). Las variaciones fueron cuantificadas al considerar $SSD_{med} - SSD_{TPS}$, de esta forma si la desviación es negativa significa que la distancia de separación con el paciente

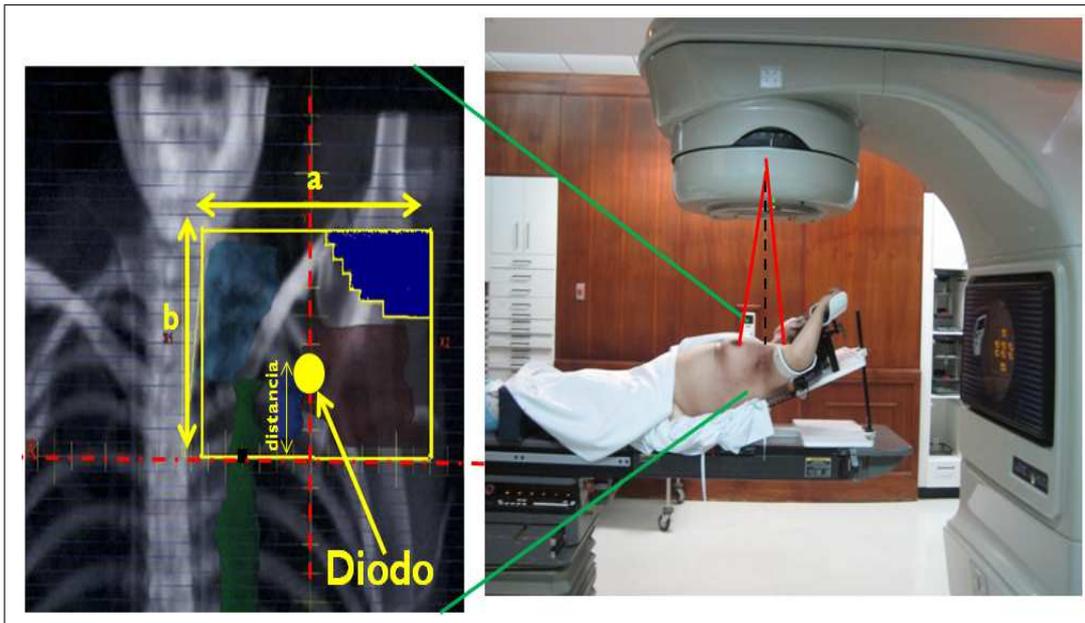


Figura 3.5: El diodo se posiciona sobre la piel del paciente a lo largo del eje perpendicular al haz de tratamiento. Las áreas protegidas (por multihojas) se encuentran representadas con amarillo en la figura de la izquierda.

es mayor en el TPS, dando una subdosificación cuando se utiliza dosimetría *in vivo* [39]. El análisis de datos muestra que la desviación es -0.12 ± 0.69 cm para haces de 6MV y 18MV, sugiriendo una pequeña subdosificación. Sin embargo, la dosis a la profundidad de máxima dosis es posiblemente la misma a la dosis calculada por el Sistema de Planificación debido a la compensación (desviación alrededor de cero, Figura 3.6(b)). Lo que permite usar cualquiera de las distancias SSD para el cálculo del factor, específicamente, en el trabajo se utilizó el valor medido de la distancia fuente-piel SSD_{med} para el cálculo de dosis D_{diodo} de entrada en pacientes.

Además, el campo de tratamiento no es un cuadrado regular ya que existen protecciones (multihojas) que lo conforman (Figura 3.4 y 3.5) adaptándose al contorno del *volumen objetivo* de cada paciente. Por lo que, en vista de que las medidas de los factores se realizaron para campos cuadrados fue necesario determinar un *campo cuadrado equivalente*¹⁵, es decir el lado de un tamaño de campo cuadrado con las mismas propiedades dosimétricas [4, 26, 27]. El cálculo se realizó mediante:

$$C_{equiv.} = \frac{2 \cdot a \cdot b}{a + b} \sqrt{1 - \frac{Area_{protegida}}{a \cdot b}} \quad (3.1)$$

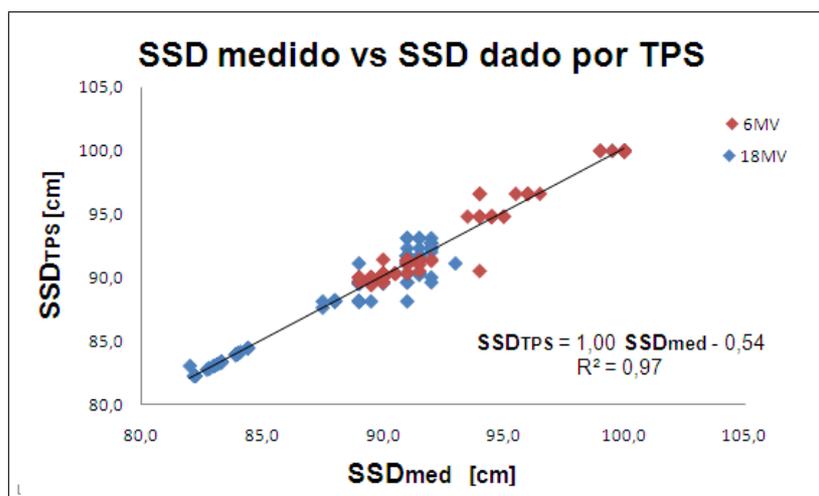
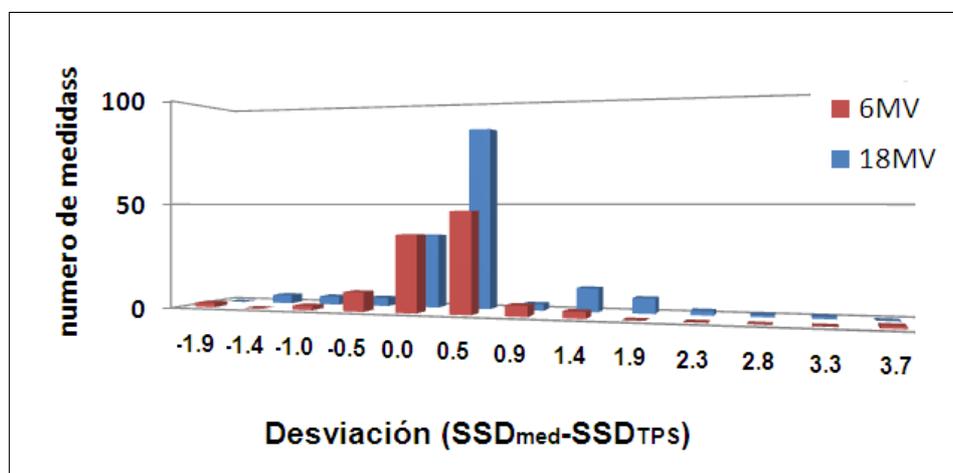
(a) SSD_{TPS} en función SSD_{med} (b) Desviación $SSD_{med} - SSD_{TPS}$

Figura 3.6: (a) Curva del SSD obtenido del Sistema de Planificación del Tratamiento en función del SSD medido para haces de fotones de 6MV y 18MV. (b) Distribución de las medidas en función de la desviación obtenida del análisis de datos para cada energía.

Donde a y b son los lados del campo de tratamiento sin protecciones y $Area_{protegida}$ es la suma de las áreas que se encuentran protegidas con multihojas. Estos datos fueron obtenidos del Sistema de Planificación y el *campo cuadrado equivalente* se utilizó para el cálculo del factor de corrección por tamaño de campo.

En la medición de los factores en campos SUPRA se presentaron dificultades debido a que el centro del haz coincide con las protecciones (quijadas o multihojas) (Figura 3.5). Estas protecciones generan dispersión e interfieren con la señal del diodo, por lo que para estos tratamientos es necesario considerar, en el cálculo de dosis, el factor de corrección para medidas fuera del eje $FC_{distancia}$.

Finalmente, la dosis medida por el diodo tomando en cuenta la lectura del diodo L_{diodo} , el cuadrado equivalente C_{equiv} . (factor de corrección por tamaño de campo FC_{TC}), el SSD medido (factor de corrección por SSD FC_{SSD}), la distancia (factor de corrección para distancias fuera del eje $FC_{distancia}$) y la presencia de accesorios ($FC_{cuña}$ y/o $FC_{bandeja}$) es calculada mediante:

$$D_{diodo} = L_{diodo} \cdot F_{cal} \cdot FC_{SSD} \cdot FC_{TC} \cdot FC_{cuña} \cdot FC_{bandeja} \cdot FC_{distancia} \quad (3.2)$$

La dosis calculada para cada paciente D_{diodo} durante el tratamiento fue comparada con la dosis de referencia D_{ref} obtenida del Sistema de Planificación ECLIPSE, para lo cual es indispensable se mida o calcule en el mismo punto. La dosis determinada de la lectura del diodo fue calculada a la profundidad de máxima dosis al igual que la dosis de referencia, aunque la lectura del diodo fue tomada sobre la piel del paciente. La comparación para el tratamiento de datos puede ser de tres tipos [12, 25]. El primero consiste en escoger el punto de medida a d_{max} y calcular la dosis de entrada utilizando la ecuación 3.2. En el segundo se sugiere escoger un punto P relacionado con la distribución de dosis planteada y calcular la dosis D_{diodo} usando tablas de datos o curvas de isodosis. Para el tercero es necesario determinar un punto de cálculo o de medida, además de calcular el valor esperado de la lectura del diodo mediante las tablas de datos del haz y las curvas de distribución de la planificación del tratamiento. Aunque los tres métodos dan un resultado equivalente, se usó el primero ya que incorpora los factores de corrección. Por lo que las desviaciones porcentuales entre la dosis de referencia D_{ref} y la dosis de entrada D_{diodo} son calculadas para cada lectura en pacientes con tratamientos de haces de 6MV (Anexo C.1, C.2, C.3) y 18MV (Anexo C.4, C.5, C.6) mediante:

$$var = \left| \frac{D_{diodo} - D_{ref}}{D_{ref}} \right| \cdot 100\% \quad (3.3)$$

3.3. Análisis estadístico de los resultados

3.3.1. Pruebas de hipótesis con $Tolerancia=5\%$

Una prueba de hipótesis tiene como propósito establecer un juicio con respecto a la diferencia estadística de la media de una muestra y un valor establecido como parámetro [29]. En el estudio en pacientes se planteó como muestra las diferencias (var , ecuación 3.3) entre la dosis de entrada y la dosis calculada por el Sistema de Planificación en cada uno de los campos de tratamiento medidos. Conjuntamente, el parámetro escogido es la tolerancia de referencia $Tolerancia=5\%$ (diferencia porcentual recomendada), cuyo valor fue determinado de tolerancias utilizadas en varios centros médicos [10, 11, 28, 31]. Posteriormente, se realizó pruebas de hipótesis unilaterales con el objetivo de determinar si la variación var es menor a la $Tolerancia$, es decir si las desviaciones entre las dosis son menores al 5%.

Las pruebas tuvieron como hipótesis nula

$$H_0 : var \geq 5$$

y como hipótesis alternativa

$$H_a : var < 5$$

para un nivel de confianza de 99.9% ($\alpha=0.001$) con un estadístico de prueba z_α para una distribución normal con desviación estándar s y un tamaño de muestra n . Por lo que la región de aceptación estaría dada por $z_{exp} > -z_\alpha$ (ecuación 3.4). Además, se utilizó para un tamaño de muestra pequeña (menor de treinta datos) el valor estadístico t (ecuación 3.5, distribución t de Student) y para una muestra menor a ocho datos se hizo una comparación entre medias (media de la muestra pequeña n_1 con la media de todos los datos n_2 para esa energía) mediante una prueba F (ecuación 3.6, distribución F de Fisher) [29, 30]. Para la comparación entre medias (estadístico f) la hipótesis nula fue

$$H_0 : var_1 = var_2$$

y como hipótesis alternativa

$$H_a : var_1 \neq var_2$$

para un nivel de confianza de 99.9% ($\alpha=0.001$) con un estadístico de prueba f_{α,n_1,n_2} , donde la región de aceptación esta dada por $f_{exp} < f_{\alpha,n_1,n_2}$ (ecuación 3.6).

$$z_{exp} = \frac{var_i - Tolerancia}{s/\sqrt{n}} \quad (3.4)$$

$$t_{exp} = \frac{var_i - Tolerancia}{s/\sqrt{n}} \quad (3.5)$$

$$f_{exp} = \left(\frac{s_1}{s_2}\right)^2 \quad (3.6)$$

3.3.1.1. Prueba de Hipótesis: Datos de pacientes tratados con haces de energía de 6MV

Los datos fueron agrupados según: campo-sitio de tratamiento (Tabla 3.6), técnica-sitio de tratamiento (Tabla 3.7) y campo-accesorio (Tabla 3.8) para trece pacientes en tratamientos con un haz de fotones de 6MV. En estas tablas los valores del estadístico z_{exp} y t_{exp} caen en la región de rechazo en cada uno de los grupos, entonces, se descarta la hipótesis nula H_0 y se acepta la hipótesis de alternativa H_a . Por lo tanto, al menos el 99.9% de veces $var < Tolerancia$, es decir la probabilidad de rechazar H_0 suponiendo que sea cierta es 0.001. Por otro lado, el valor del estadístico f_{exp} esta en la región de aceptación para ciertos grupos (tamaño de muestra < 8), entonces se acepta la hipótesis nula con un 99.9% de confianza. Lo que significa que para estos grupos la media también es menor al 5%. En resumen, el total de medidas de pacientes en tratamientos con energía de 6MV posee un estadístico que se encuentra en la región de rechazo ($z_{exp} < -z_{0.001} = -1.71$) por tanto las variaciones entre las dosis son menores al 5%. No obstante, se ha analizado cada uno de los grupos.

En el sitio Pelvis en la tabla 3.6 el estadístico z_{exp} cae en la región de rechazo ($z_{exp} < -z_{\alpha}$) para $z_{0.001}=1.04$ con una distribución normal. Además, para los sitios tórax y mama el estadístico t_{exp} cae en la región de rechazo ($t_{exp} < -t_{\alpha}$) para $t_{0.001}=3.97$, $t_{0.001}=3.85$, respectivamente, para una distribución t de Student. Para el sitio Abdomen se tienen pocas medidas provenientes de un solo paciente, por lo que se realizó una comparación con la media de la muestra total (105 medidas) mediante una prueba F de Fisher para energía de 6MV. El resultado mostró que el estadístico f_{exp} cae en la región de aceptación ($f_{exp} < f_{0.001,105,6} = 16.01$). Entonces

	SITIO					
	Pelvis	Tórax	Abdomen	Mama	Fosa	
CAMPO	40	17	6			63
AP	3.88%±1.58 -4.48	3.21%±1.30 -5.70	1.69%±1.04 2.54	NA	NA	3.49%±1.59 -7.54
CAMPO				20	22	42
SUPRA	NA	NA	NA	2.82%±1.09 -8.95	3.72%±2.15 -2.79	3.29%±1.77 -6.26
	40	17	6	20	22	105
	3.88%±1.58 -4.48	3.21%±1.30 -5.70	1.69%±1.04 2.54	2.82%±1.09 -8.95	3.72%±2.15 -2.79	3.41%±1.66 -9.82

Tabla 3.6: Resumen de datos agrupados de acuerdo al campo y al sitio de tratamiento con haces de 6MV. En la primera fila se aprecia el número de medidas tomadas n . La segunda fila es la media de las desviaciones var junto con la desviación estándar s . En la tercera fila se muestra el estadístico de prueba de cada grupo.

se acepta la hipótesis nula y se concluyó que su media es comparable con la media global para medidas de 6MV. En definitiva se puede decir que la variación entre la dosis *in vivo* y la dosis de referencia es menor al 5% para tratamientos en pelvis, tórax, abdomen y mama con haces de energía 6MV el 99.9% de veces.

En el sitio Fosa el estadístico se encuentra en la región de aceptación para $t_{0.001}=3.79$, por lo que la variación entre las dosis es mayor 5%. Esto es producto de la dificultad en el posicionamiento en el sitio Fosa (cuello-tórax) por la utilización de accesorios de inmovilización (mascará) e incluso se puede observar una gran dispersión en las medidas. Sin embargo, para el 95% de veces ($t_{0.05}=2.07$) la diferencia entre las dosis es menor a la *Tolerancia*. Sin embargo, en el total de medidas por campo de tratamiento (AP y SUPRA) en la tabla 3.6 el estadístico cae en la región de rechazo ($z_{exp} < -z_{0.001} = -2.17$), aceptándose la hipótesis alternativa y concluyéndose que las desviaciones entre las dosis (var) son menores al 5% para los campos de tratamiento con energía de 6MV.

En el total de medidas por técnica de tratamiento (Isocéntrica y SSD) en la tabla 3.7 el estadístico cae en la región de rechazo ($z_{exp} < -z_{0.001} = -1.83$) para una distribución normal y una distribución t de Student ($t_{exp} < -t_{0.001} = -3.85$), respectivamente. Por tanto las variaciones entre dosis dada por el Sistema de Planificación del Tratamiento y la dosis determinada de dosimetría *in vivo* son menores al 5% para la técnica Isocéntrica y SSD con energía de 6MV.

		Técnica de Tratamiento		
		Isocentrica	SSD	
Campo	AP	63		63
		3.49%±1.59	NA	3.49%±1.59
		-7.54		-7.54
SUPRA	SUPRA	22	20	42
		3.72%±2.15	2.82%±1.09	3.29%±1.77
		-2.79	-8.95	-6.26
		85	20	105
		3.55%±1.74	2.82%±1.09	3.41%±1.66
		-7.68	-8.95	-9.32

Tabla 3.7: Resumen de datos agrupados de acuerdo al campo y a la técnica de tratamiento con haces de 6MV. En la primera fila se aprecia el número de medidas tomadas n . La segunda fila es la media de las desviaciones (var) junto con la desviación estándar s . En la tercera fila se muestra el estadístico de prueba de cada grupo.

En los tratamientos que emplean accesorios (bandeja y cuña) se recogieron pocas medidas en dos pacientes (Tabla 3.8) y se compararon con la media de la muestra total (105 medidas) mediante una prueba F de Fisher. Del análisis se obtuvo que el estadístico f_{exp} cae en la región de aceptación ($f_{exp} < f_{0.001,105,4} = 44.45$) y ($f_{exp} < f_{0.001,105,2} = 992.49$, respectivamente, aceptándose la hipótesis nula (las medias son iguales a la media global). En tratamientos sin accesorio el estadístico se encuentra en la región de rechazo ($z_{exp} < -z_{0.001} = -1.12$) aceptándose la hipótesis alternativa (la media es menor a la tolerancia). Finalmente, se concluye que la variación entre la dosis *in vivo* y la dosis de referencia es menor al 5% para tratamientos con y sin accesorio en haces de energía 6MV el 95% de veces.

		Accesorio			Sin Accesorio	
		Bandeja	Mascara	Cuña		
Campo	AP	4		2	57	63
		1.32%±0.86	NA	4.18%±0.55	3.62%±1.55	3.49%±1.59
		3.71		9.05	-6.71	-7.54
SUPRA	SUPRA		22		20	42
		NA	3.72%±2.15	NA	2.82%±1.09	3.29%±1.77
			-2.79		-8.95	-6.26
		4	22	2	77	105
		1.32%±0.86	3.72%±2.15	4.18%±0.55	3.41%±1.47	3.41%±1.66
		3.71	-2.79	9.05	-9.51	-9.82

Tabla 3.8: Resumen de datos agrupados de acuerdo al campo de tratamiento y accesorio utilizado con haces de 6MV. En la primera fila se aprecia el número de medidas tomadas n . La segunda fila es la media de las desviaciones (var) junto con la desviación estándar s . En la tercera fila se muestra el estadístico de prueba de cada grupo.

3.3.1.2. Prueba de Hipótesis: Datos de pacientes tratados con haces de energía de 18MV

Los datos fueron agrupados según: campo-sitio de tratamiento (Tabla 3.9) y campo-accesorio (Tabla 3.10) para veinte pacientes en tratamientos con un haz de fotones de 18MV. Los valores del estadístico z_{exp} y t_{exp} caen en la región de rechazo en cada uno de los grupos, entonces se descarta la hipótesis nula H_0 y se acepta la hipótesis de alternativa H_a , por lo tanto en al menos el 99.9% de veces $var < Tolerancia$ con una probabilidad de rechazar H_0 suponiendo que sea cierta de 0.001. En conclusión, el total de medidas para pacientes en tratamientos con energía de 18MV posee un estadístico que se encuentra en la región de rechazo ($z_{exp} < -z_{0.001} = -1.59$), por tanto la variación entre la dosis *in vivo* y la dosis de referencia es menor al 5% para tratamientos con haces de energía 18MV con un nivel de confianza de 99.9%. Sin embargo se analizó cada uno de los grupos.

		SITIO		
		Pelvis	Abdomen	
Campo	AP	71	32	103
		1.20%±0.92	2.04%±0.98	1.46%±1.01
		-34.86	-17.02	-35.45
	LD	28		28
		1.83%±1.10	NA	1.83%±1.10
		-15.22		-15.22
	LI	27		27
		1.29%±0.76	NA	1.29%±0.76
		-25.40		-25.40
		126	32	158
		1.36%±0.96	2.04%±0.98	1.50%±1.00
		-12.58	-17.02	-44.03

Tabla 3.9: Resumen de datos agrupados de acuerdo al campo y sitio de tratamiento con haces de 18MV. En la primera fila se aprecia el número de medidas tomadas n . La segunda fila es la media de las desviaciones (var) junto con la desviación estándar s . En la tercera fila se muestra el estadístico de prueba de cada grupo.

En el sitio Pelvis y Abdomen en la tabla 3.9 para cada uno de los campos el estadístico z_{exp} cae en la región de rechazo ($z_{exp} < -z_{0.001} = -1.61$) para una

		Accesorio		
		Bandeja	Sin Accesorio	
Campo	AP	13	90	103
		1.94 %±0.92	1.39 %±1.01	1.46 %±1.01
		-12.05	-32.81	-35.45
	LD	NA	28	28
			1.83 %±1.10	1.83 %±1.10
			-15.22	-15.22
LI	NA	27	27	
		1.29 %±0.76	1.29 %±0.76	
		-25.40	-25.40	
		13	145	158
		1.94 %±0.92	1.46 %±1.00	1.50 %±1.00
		-12.05	-42.64	-44.03

Tabla 3.10: Resumen de datos agrupados de acuerdo al campo de tratamiento y accesorio usado con haces de 18MV. En la primera fila se aprecia el número de medidas tomadas n . La segunda fila es la media de las desviaciones (var) junto con la desviación estándar s . En la tercera fila se muestra el estadístico de prueba de cada grupo.

distribución normal y una distribución t de Student, respectivamente. Además, en el total de medidas por campo de tratamiento (AP, LI y LD) el estadístico está en la región de rechazo ($z_{exp} < -z_{0.001} = -3.69$), por lo que se acepta la hipótesis alternativa. En conclusión, las variaciones entre dosis dada por el TPS y la dosis determinada de dosimetría *in vivo* son menores a la *Tolerancia* para los sitios Pelvis y Abdomen, además, de que para cada uno de sus campos de tratamiento con energía de 18MV.

En los tratamientos que emplean accesorios (bandeja) se recogieron 13 medidas en un paciente (Tabla 3.10) y mediante una prueba t de Student se obtuvo que el estadístico t_{exp} cae en la región de rechazo ($t_{exp} < -t_{0.001,13} = -4.22$), aceptándose la hipótesis nula. De igual manera, en tratamientos sin accesorio el estadístico también se encuentra en la región de rechazo ($z_{exp} < -z_{0.001} = -1.64$). Entonces, la variación entre la dosis *in vivo* y la dosis de referencia es menor al 5% para tratamientos con y sin accesorio en haces de energía 18MV el 99.9% de veces.

3.3.2. Análisis de variancia (ANOVA)

El análisis de variancia es una técnica que permite estudiar si los valores de una variable (en este caso la variación *var*) dependen de los niveles de variables independientes (factores) o de la interacción entre ambos. Un ANOVA nos permite determinar la influencia e interacción del campo, energía, sitio y técnica de tratamiento sobre la variación entre la dosis medida y la dosis obtenida del Sistema de Planificación. Estos factores están agrupados formando “poblaciones”, las cuales se pueden comparar para saber si existe una dependencia de las variables y si existiera medirla.

En el estudio preliminar se obtuvieron, agruparon y analizaron estadísticamente las desviaciones de la dosis. Además, mediante una prueba χ^2 aplicada a los 105 datos de la variación *var* para haces de 6MV se determinó que estos siguen una distribución Gaussiana en el 99.9% de ocasiones ($\chi^2_{exp} = 77.61$). Para la prueba se consideró como hipótesis ***H₀***: *La distribución observada sigue una distribución Gaussiana* y ***H_a***: *La distribución observada no sigue una distribución gaussiana* para una regla de decisión $\chi^2_{exp} < \chi^2 = 154.31$. Igualmente, se empleó una prueba χ^2 en los 158 datos de la *var* para haces de 18MV con los mismos criterios de hipótesis y una regla de decisión $\chi^2_{exp} < \chi^2 = 217.50$, comprobándose que siguen una distribución Gaussiana el 99.9% de veces ($\chi^2_{exp} = 65.60$). Este criterio es de gran importancia, ya podremos realizar ANOVAs a muestras extraídas de estas “poblaciones”, asumiendo que son aleatorias e independientes.

Los datos fueron organizados en grupos (campo, sitio, técnica, uso de accesorio) y se realizó ANOVAS de uno y dos factores. Los ANOVAs de dos factores, suponiendo varianzas iguales, fueron aplicados para datos agrupados según: energía-sitio en campos AP sin accesorio, energía-campo AP y campo-accesorio para energía de 6MV. Además, en vista que el tamaño de muestra de los grupos es diferente se realizó una comparación entre medias usando un test F (Distribución F de Fisher) [29, 30] y se planteó un hipótesis nula *H₀*: las medias de las variaciones *var* de dosis son iguales y una hipótesis alternativa *H_a*: al menos dos de las medias de las variaciones *var* son diferentes, para un nivel de confianza de 99.9% ($\alpha=0.001$) con un estadístico de prueba f_{α, n_1, n_2} , donde la región de aceptación estaría dada por $f_{exp} < f_{\alpha, n_1, n_2}$. Los resultados son presentados en una tabla ANOVA de dos

factores, donde el criterio para la aceptación se resume en la columna de decisión. En la cual “Aceptar” significa que el valor del estadístico f_{exp} está en la región de aceptación y se considera la hipótesis nula con un 99.9% de confianza. Caso contrario, “Rechazar” y considerar la hipótesis alternativa como verdadera.

AP sin bandeja		SITIO	
		Pelvis	Abdomen
ENERGÍA	6 MV	40 3.88±1.58	6 1.69±1.04
	18MV	71 1.20±0.92	19 2.11±1.05

Tabla 3.11: Datos agrupados de acuerdo a la energía del haz y sitio de tratamiento.

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	grados de libertad	Media de cuadrados	F de Fisher	Decisión
Energía	148.36	1	148.36	63.91	Rechazar
Sitio	0.49	1	0.49	0.21	Aceptar
Interacción	37.18	1	37.18	16.02	Rechazar
Error	306.44	132	2.32		
Total	492.47	135			

Tabla 3.12: ANOVA de dos factores de datos agrupados de acuerdo a la energía del haz y sitio de tratamiento. El estadístico $f_{0.001,1,132} = 11.33$.

La **energía** y el **sitio** son los primeros factores que se quiere determinar si influyen en la desviación de la dosis. Para lo cual, los datos fueron organizados por energía-sitio para campos de tratamiento AP sin bandeja y con tamaños de muestra diferentes (Tabla 3.11). Al aplicar el análisis de varianza se planteó para el factor **energía** la hipótesis nula H_{01} : *Las medias de las variaciones de dosis para haces de 6MV y 18MV (dos niveles del factor) son iguales*, por tanto la energía no se relaciona con las desviaciones de dosis, y la hipótesis alternativa H_{a1} : *No todas las medias de las desviaciones de dosis son iguales*, al menos una difiere por tanto la energía influye en las variaciones entre las dosis. Para el factor **sitio** la hipótesis nula H_{02} : *Las medias de las variaciones de dosis en los sitios pelvis y abdomen (dos niveles del factor) son iguales*, entonces el sitio de tratamiento no se relaciona con las desviaciones de dosis y como hipótesis alternativa H_{a2} : *No todas las medias son iguales*, al menos una difiere entonces el sitio influye las

		Campo AP	
		AP sin band	AP con band
ENERGÍA	6 MV	57 3.62±1.54	4 1.32±0.86
	18MV	90 1.39±1.01	13 1.94±0.92

Tabla 3.13: Datos agrupados de acuerdo a la energía del haz y campos de tratamiento AP (con y sin bandeja).

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	grados de libertad	Media de cuadrados	F de Fisher	Decisión
Energía	176.62	1	176.62	134.20	Rechazar
AP	4.08	1	4.08	3.10	Aceptar
Interacción	21.69	1	21.69	16.48	Rechazar
Error	210.58	160	1.751		
Total	412.98	163			

Tabla 3.14: ANOVA de dos factores de datos agrupados de acuerdo a la energía del haz y campos de tratamiento AP (con y sin bandeja).

desviaciones de dosis. Además, la interacción entre los factores energía-sitio tiene como hipótesis H_{012} : *La interacción entre la energía y el sitio de tratamiento no afecta a la var* y la hipótesis H_{a12} : *La interacción entre la energía y el sitio afecta a la variación var*. La regla de decisión sugiere aceptar las hipótesis nulas H_{01} , H_{02} y H_{012} si $f_1, f_2, f_{12} < f_{0.001,1,132} = 11.33$. Los resultados (Tabla 3.12) muestran que la energía y la interacción energía-sitio ejercen un efecto sobre las desviaciones entre la dosis *in vivo*- y la dosis de referencia. Al mismo tiempo, estas variaciones no son afectadas por los sitios de tratamiento pelvis y abdomen.

Un análisis similar se realizó para determinar la influencia de la energía y el campo AP (con bandeja y sin bandeja) sobre la *var* (Tabla 3.13). Para este caso las hipótesis para el factor **energía** son mismas del grupo anterior, mientras que para el factor **campo AP** las hipótesis son H_{02} : *El campo AP con y sin bandeja no se relaciona con las desviaciones de dosis* y H_{a2} : *El campo AP influye en las desviaciones de dosis*. Además, la interacción entre la energía-campo AP tiene como hipótesis H_{012} : *La interacción entre la energía-campo AP no afecta a las variaciones* y H_{a12} : *La interacción entre la energía-campo AP afecta las variaciones*. En este

		Presencia de accesorio	
		Sin accesorio	Con accesorio
Campo	AP	6 2.27±1.64	57 3.62±1.54
	SUPRA	22 3.72±2.15	20 2.82±1.09

Tabla 3.15: Datos agrupados de acuerdo al campo de tratamiento (AP, SUPRA) y accesorio usado para haces de energía 6MV.

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	grados de libertad	Media de cuadrados	F de Fisher	Decisión
Campo	0.99	1	0.99	0.38	Aceptar
Accesorio	4.36×10^{-6}	1	4.36×10^{-6}	1.65×10^{-6}	Aceptar
Interacción	18.38	1	18.38	6.97	Aceptar
Error	266.35	101	2.64		
Total	285.72	104			

Tabla 3.16: ANOVA de dos factores de datos agrupados de acuerdo al campo de tratamiento y a la presencia de accesorios para haces de energía de 6MV. El estadístico $f_{0.001,1,101} = 11.49$.

caso la regla de decisión sugiere aceptar las hipótesis nulas si $f_{exp} < f_{0.001,1,160} = 11.24$ (Tabla 3.14), concluyéndose que la energía junto con la interacción entre la energía-campo AP influyen sobre las variaciones entre la dosis medida-dosis esperada y el campo AP (con bandeja y sin bandeja) no afectan las desviaciones de dosis.

Finalmente, las medidas obtenidas en tratamientos con 6MV se agruparon de acuerdo a campo (AP y SUPRA) con accesorios (bandeja, cuña, máscara) (Tabla 3.15), por lo que el ANOVA se realiza considerando cada factor y su interacción aceptándose la hipótesis nula si $f_1 < f_{0.001,1,101} = 11.49$ (Tabla 3.16). Del análisis se concluye que los campos de tratamiento (AP, SUPRA), la presencia de accesorios (bandeja, cuña, máscara) y su interacción no influyen en las desviaciones de dosis para haces de energía de 6MV.

Posteriormente se realizaron ANOVAs de un factor para determinar la dependencia

de la variación *var* con respecto a los factores restantes. En el resumen de ANOVA de las tablas 3.17, 3.18 y 3.19 se observa que el estadístico se encuentra en la región de aceptación ($f_{exp} < f_{\alpha, n_1, n_2}$). Esto quiere decir que las desviaciones entre las dosis son independientes del sitio (pelvis, abdomen, tórax, mama, fosa) y técnica utilizada (isocéntrica, SSD) para haces de fotones de 6MV y son independientes del campo (AP, LI, LD) con haces de fotones 18MV. En resumen, la energía del haz de tratamiento y su interacción (energía-sitio o energía-campo) afectan las medidas de variación entre la dosis medida por el diodo y la dosis suministrada (obtenida del Sistema de Planificación del Tratamiento).

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	grados de libertad	Media de cuadrados	F de Fisher	Decisión
Entre sitios	4	36.59	9.15	$f_{exp} = 3.67$	Aceptar
Dentro de sitios	100	249.13	2.49	$f_{0.001,4,100} = 5.02$	
Total	104	285.72			

Tabla 3.17: ANOVA de un factor (sitio de tratamiento) con niveles (pelvis, abdomen, tórax, mama, fosa) para haces de energía 6MV

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	grados de libertad	Media de cuadrados	F de Fisher	Decisión
Entre técnicas	1	8.67	8.67	$f_{exp} = 3.22$	Aceptar
Dentro de técnicas	103	277.05	2.69	$f_{0.001,1,103} = 11.47$	
Total	104	285.72			

Tabla 3.18: ANOVA de un factor (tipo de técnica de tratamiento) con niveles (isocéntrica, SSD) para haces de energía 6MV

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	grados de libertad	Media de cuadrados	F de Fisher	Decisión
Entre campos	2	4.44	2.22	$f_{exp} = 2.26$	Aceptar
Dentro de campos	155	152.57	0.98	$f_{0.001,2,155} = 7.22$	
Total	157	157.01			

Tabla 3.19: ANOVA de un factor (campo de tratamiento) con niveles (AP, LI, LD) para haces de energía 18MV.

3.3.3. Descripción estadística general

El estudio preliminar permitió adaptar el sistema dosimétrico *in vivo* al uso clínico y establecer tolerancias junto con niveles de acción para las variaciones entre las dosis. El estudio comprende 263 medidas realizadas en pacientes con tratamientos de haces de fotones de 6MV y 18MV. Las variaciones entre la dosis diodo y la dosis referencia fueron estadísticamente menores al 5 % (tolerancia de referencia). Específicamente, las variaciones *var* de dosis de 105 medidas realizadas con haces de 6MV junto con los 158 datos con haces de 18MV se encuentran dentro de la tolerancia de referencia con un 99.9 % de confianza.

Al realizar una reagrupación por sitio se puede apreciar que 170 medidas (variaciones) en pelvis y abdomen son menores al 3 % (tolerancia menor a la de referencia) para un total de 204 tratamientos (166 en pelvis y 38 en abdomen) con energía de 6MV y 18MV (Figura 3.7). Además, para tratamientos en sitios tórax, mama y fosa 14 medidas de las variaciones (23.3 %) exceden la tolerancia (Tabla 3.20 y Figura 3.8). Las principales causas podrían ser la dificultad en el posicionamiento del diodo (medidas fuera del eje) y los errores en la medida del SSD por el uso de accesorios (máscara, cuña, bandeja). Por lo que se sugiere definir una mayor tolerancia para estos sitios.

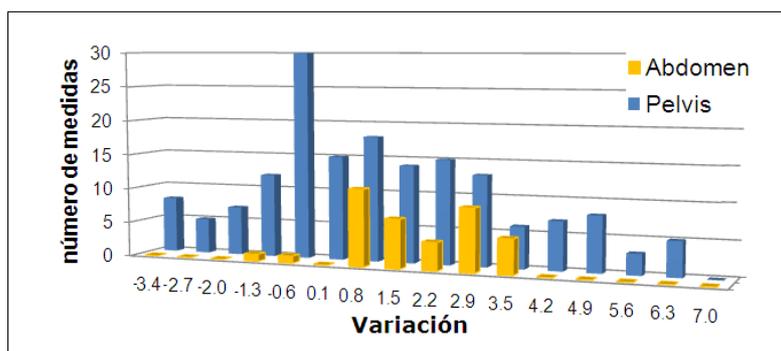


Figura 3.7: Desviaciones de la dosis de entrada (determinada de la lectura del diodo) y la dosis esperada (obtenida del TPS) en pacientes con tratamientos en pelvis y abdomen con haces de energía 6MV y 18MV. Incluye tratamientos con bandeja.

Además, la variación *var* entre las dosis únicamente depende de la energía del haz de fotones. Es decir, el tipo de energía del haz de fotones (6MV y 18MV) influye en estas desviaciones como resultado de los análisis de varianza ANOVAs de uno y dos factores. Conjuntamente, se concluyó que el sitio anatómico, el campo de

tratamiento, la técnica y el accesorio utilizado no influyen en las variaciones var , por lo que bastaría definir una tolerancia para cada tipo de energía.

Adicionalmente, el valor mínimo de la tolerancia para obtener un nivel de confianza de 99.9% ($z_{\alpha=0.001}=-1.71$) es 3.7% para haces de 6MV y es 1.6% para haces de 18MV, incluso la “tolerancia mínima” es de 4.1% para campos AP en tratamientos con haces de 6MV. Además, 134 medidas de variación (84.8%) para haces de 18MV son menores a 3% siendo evidente poder definir una tolerancia menor para tratamientos con esta energía (Figura 3.9 y Tabla 3.21). En cambio, 80 medidas de variación (23.8%) para haces de 6MV exceden 5%, algunas inclusive exceden el 7%. Finalmente, esto nos permitiría sugerir una tolerancia de 3% para haces de fotones de 18MV y un límite máximo de 7% para haces de fotones de 6MV. Además, de preferencia las medidas *in vivo* deberían realizarse en pacientes con sitios de tratamiento pelvis, abdomen y tórax, debido a que estas medidas presentan menor desviación (mayor precisión).

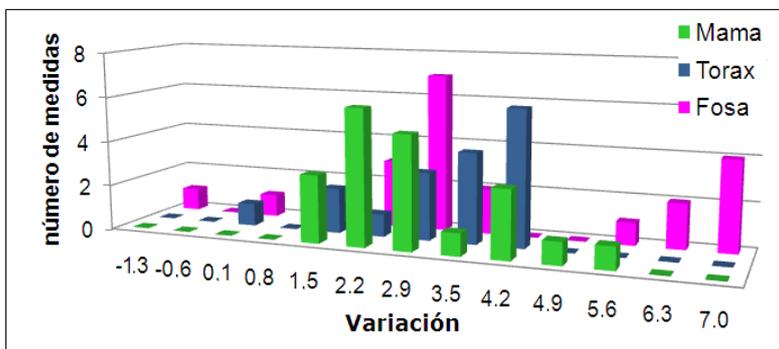


Figura 3.8: Desviaciones de la dosis de entrada (determinada de la lectura del diodo) y la dosis esperada (obtenida del TPS) en pacientes con tratamientos en tórax, mama y fosa con haces de energía 6MV. Incluye tratamientos con bandeja, cuña y máscara.

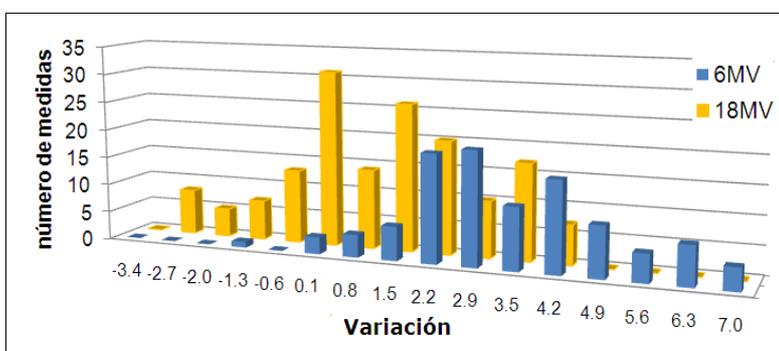


Figura 3.9: Desviaciones de la dosis de entrada (determinada de la lectura del diodo) y la dosis esperada (obtenida del TPS) en pacientes sometidos a tratamientos con haces de 6MV y 18MV.

		Número de medidas <i>n</i>	Porcentaje de variación<2% [%]	Porcentaje de variación<3% [%]	Porcentaje de variación<5% [%]	Tolerancia mínima [%]
Campo	AP	63	28.6	74.6	100.0	4.1
	Supra	42	35.7	78.6	90.5	3.9
Sitio	Pelvis	40	25.0	60.0	100.0	4.7
	Tórax	17	23.5	100.0	100.0	4.4
	Abdomen	6	66.7	100.0	100.0	-
	Mama	20	45.0	90.0	100.0	3.7
	Fosa	22	27.3	68.2	81.8	5.3
Técnica	Isocéntrica	85	45.9	82.4	95.3	3.9
	SSD	20	70.0	95.0	100.0	3.7
Accesorio	Bandeja	4	100.0	100.0	100.0	-
	Mascara	22	59.1	68.2	81.8	5.3
	Cuña	2	51.4	100.0	100.0	2.3
Energía 6MV		105	31.4	76.2	96.2	3.7

Tabla 3.20: Resumen de resultados de la diferencia entre la dosis calculada por el Sistema de Planificación y la dosis de entrada para haces de energía de 6MV.

		Número de medidas <i>n</i>	Porcentaje de variación<2% [%]	Porcentaje de variación<3% [%]	Porcentaje de variación<5% [%]	Tolerancia mínima [%]
Campo	AP	103	70.9	93.2	100	1.6
	LD	28	57.1	78.6	100	2.6
	LI	27	81.5	92.6	100	1.8
Sitio	Pelvis	126	75.4	91.3	100	1.5
	Abdomen	32	50.0	87.5	100	2.7
Accesorio	Bandeja	13	53.8	92.3	100	3.0
	Sin accesorio	145	71.7	90.3	100	1.6
Energía 18MV		158	60.8	84.8	100	1.6

Tabla 3.21: Resumen de resultados de la diferencia entre la dosis calculada por el Sistema de Planificación y la dosis de entrada para haces de energía de 18MV.

Capítulo 4

Protocolo de dosimetría *in vivo* con diodos para haces de fotones

4.1. Resultados del estudio preliminar

El sistema de dosimetría *in vivo* fue comisionado usando diodos. El comisionamiento involucró la calibración de los diodos tipo fotón para haces de 6MV y 18MV (sección 2, pag. 18), el diseño de hojas de trabajo, un estudio preliminar en pacientes (sección 3, pag. 39) y el establecimiento de niveles de acción, proceso que se llevó a cabo durante nueve meses. La calibración consiste en la comparación de la lectura del diodo y la lectura de una cámara de ionización, determinándose el factor de calibración y los factores de corrección (sección 3.1.1, pag. 39). Estos factores permitieron adaptar las medidas estándares a las condiciones clínicas de cada paciente (Figura 4.1). Los factores de corrección establecidos para cada diodo fueron por tamaño de campo, por SSD, por distancia fuera del eje, presencia de cuña y bandeja. La calibración de los diodos empleó dos meses (unas 16 horas/diodo), incluyendo el tiempo que se utilizó en desarrollar formularios y procedimientos.

La determinación de los niveles de acción requirió un estudio preliminar que adapte las características particulares del sistema al uso clínico en el Hospital Oncológico de SOLCA-QUITO. El estudio comprende 263 medidas realizadas en pacientes con tratamientos de haces de fotones de 6MV y 18MV, medidas que se efectuaron

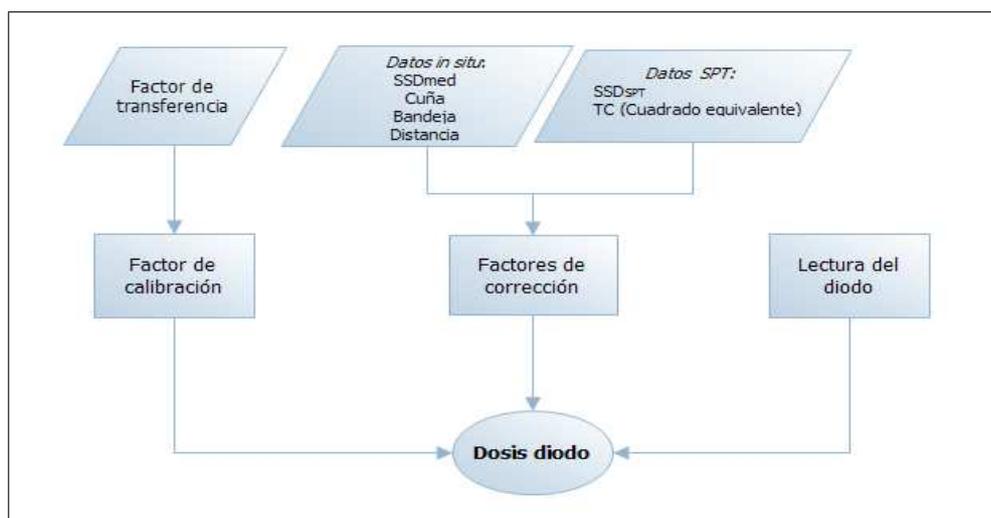


Figura 4.1: Diagrama de flujo que describe los factores necesarios para el cálculo de la dosis *in vivo*. *SPT: Sistema de Planificación del Tratamiento

durante cinco meses (3 horas diarias de lunes a viernes). Las dosis registradas (dosis diodo) fueron comparadas con las dosis del Sistema de Planificación (dosis referencia) para cada campo de tratamiento de los 33 pacientes. Del análisis de resultados se obtuvo que las diferencias entre las dosis son menores al 5% (tolerancia de referencia) y dependientes de la energía del haz de tratamiento (sección 3.3, pag. 49). Lo que significa que estas desviaciones son independientes del campo, sitio, accesorios (bandeja, cuña, máscara) y técnica utilizada, suposición que estaba implícita en la toma de factores [25, 39]. Además, más del 20% de las medidas para haces de 6MV varían en más del 5% y más del 80% de las medidas para haces de fotones de 18MV varían en menos al 3%. Por lo que fue necesario definir una tolerancia junto a dos niveles de acción para cada energía.

Tomando en cuenta los resultados se define una tolerancia (primer nivel de acción) de 3% con un segundo nivel de acción de 5% para haces de fotones de 18MV y una tolerancia (primer nivel) del 5% con un segundo nivel de acción del 7% para haces de fotones de 6MV (Tabla 4.1). En el Departamento de Radioterapia únicamente se utilizará dosimetría *in vivo* en pacientes con sitios de tratamiento pelvis, abdomen, tórax, debido a que en sitios fosa y mama se presentan dificultades en el posicionamiento del diodo y del paciente. Las tolerancias y los niveles de acción estadísticamente serán los mismos.

Energía	Tolerancia y Primer Nivel	Segundo Nivel de acción	Sitio	Campo
6MV	5 %	7 %	pelvis, abdomen, tórax,	AP
18MV	3 %	5 %	pelvis, abdomen	AP, LI, LD

Tabla 4.1: Tolerancias y niveles de acción del sistema de dosimetría *in vivo* establecidas en el Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico Solón Espinosa A. SOLCA-NÚCLEO DE QUITO.

Finalmente, el sistema requerirá la ejecución y evaluación periódica de las medidas en pacientes, para lo cual se ha diseñado un programa que incluye la toma de medidas y una revisión gradual de todo el sistema. Este proceso involucra al personal del Departamento de Radioterapia (Figura 4.2) y se encuentra detallado en un protocolo.

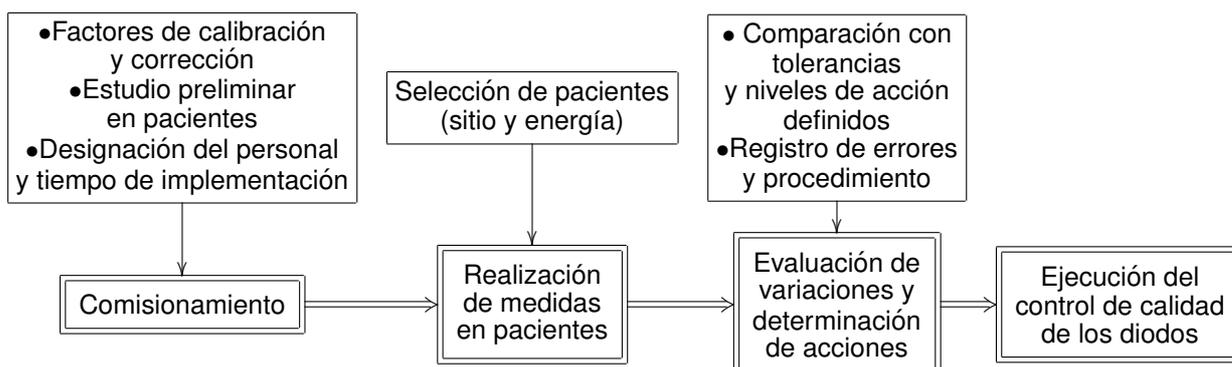


Figura 4.2: Diagrama secuencial para la implementación y puesta en marcha del sistema de dosimetría *in vivo*

4.2. Comisionamiento y puesta en marcha

El comisionamiento tiene como objetivo calibrar los diodos. Este proceso es necesario realizarlo cuando se requiere implementar un nuevo diodo o si se detecta fallas en el dispositivo (previamente calibrado). Estas fallas pueden ocurrir por acumulación de dosis y/o deterioro del detector.

La puesta en marcha de un sistema de dosimetría *in vivo* demanda personal capacitado y tiempo. El físico y el dosimetrista son los responsables de la localización de los diodos, registro de lecturas, análisis de resultados y ejecución de acciones. El físico, esta a cargo de la instalación y desmontaje del sistema (diodo-electrómetro), posicionamiento de los diodos (en centro del campo de tratamiento), documentación del posicionamiento, lectura (Anexo D.1) y determinación de la dosis (Anexo D.2). Además, del posterior chequeo de cálculos, supervisión de resultados, control de calidad, investigación de medidas fuera de la tolerancia, notificación de anomalías en el tratamiento y ejecución de tareas que permitan determinar los posibles errores [12]. Por otra parte, el dosimetrista se encargará de calcular las cantidades (dosis de referencia) para la comparación con las lecturas del diodo y seleccionar a los pacientes para realizar lecturas *in vivo*, recogiendo sus datos en una hoja de trabajo (Anexo D.1). Él deberá ayudar al físico en el análisis cuando las variaciones estén fuera de los niveles, trabajando en conjunto para establecer posibles casos de medida, frecuencia de medición y posibles correcciones. Además, en vista de que la mayor parte de desviaciones de la tolerancia están relacionadas con el posicionamiento del diodo [24, 25, 31, 35], se debe prestar especial atención si existen cambios de fase, sitios anatómicos diferentes y equipo nuevo.

La ejecución requiere un tiempo extra de trabajo del personal. Es decir, para la ejecución permanente del sistema un físico necesitará un tiempo promedio extra de trabajo de 2 horas/semana (suponiendo 10 medidas usando diodos), adicionándose 10 horas/año por control de calidad [10, 12]. Para el dosimetrista el incremento será de hasta 0.5 horas/semanales. Conjuntamente, el tiempo de tratamiento para cada paciente en el cual se emplee dosimetría *in vivo* se incrementa de 1-3 min (posicionamiento de diodos y electrómetro) dependiendo del tipo de campo [35]. Por lo que un programa parcial de dosimetría *in vivo* utilizará aproximadamente 0.07 FTE (*full-time equivalent*¹⁶) por año del tiempo del personal, una vez que este en funcionamiento, pero requirió un esfuerzo inicial de 0.23 FTE/año (436 horas en nueve meses).

4.3. Realización y registro de medidas de dosis de entrada en pacientes

Lo primero es establecer cuales son las características de los pacientes en los que se realizará medidas *in vivo*. Esta selección vincula el sitio y la energía del tratamiento. En ciertas regiones anatómicas (pelvis, mama) es crítico el posicionamiento del diodo produciendo grandes variaciones entre la dosis de entrada con la dosis de referencia. Estas diferencias son ocasionadas por la presencia de vello excesivo, curvatura de la superficie anatómica, accesorios (máscara, bandeja, cuña) y/o respiración [31, 35, 37]. Por lo que, la frecuencia de las medidas dependerá del tipo de tratamiento (de su tolerancia), de los cambios en el tratamiento, el movimiento de parámetros, variaciones en el acelerador y nuevos dispositivos.

En general, se sugiere realizar una medida de dosis de entrada para cada paciente en tratamiento con haces de fotones (energía 6MV y 18MV), omitiendo campos tangenciales y de preferencia en sitios pelvis, abdomen y tórax. Esto debe incluir cada nuevo campo de tratamiento con fotones que se pueda haber añadido en las primeras o en posteriores sesiones. La lectura puede ser tomada durante las primeras sesiones o a la mitad de tratamiento según el programa de medidas (Tabla 4.2). Además, es necesario tomar más de una medida (segunda medida) por campo cuando la desviación sobrepasa el nivel de acción; y una nueva lectura (nueva medida) cuando se producen cambios de fase, por verificación y en medidas en sitios críticos (sitios en donde existen tejidos más sensibles a la radiación: médula ósea, bazo, tejido linfático, paredes del estómago y los intestinos, pulmón, riñones, etc.) [7]. Adicionalmente, se debe prestar especial atención a campos en los que se presentan mayores incertidumbres y/o sitios de tratamiento diferentes a los establecidos y las medidas en estos casos especiales deberá seguir un cronograma extra.

Las lecturas serán recogidas en hojas de datos previamente revisadas por un físico y un dosimetrista de acuerdo al programa de medidas (Tabla 4.2). El físico llena la hoja de datos general para cada paciente (Anexo D.1, izquierda) y registra las medidas en la guía para el control dosimétrico *in vivo* diario (Anexo D.1, derecha). La repetición de la medida estará relacionada con la tolerancia y los niveles de

Frecuencia	Procedimiento	Responsable
Diario	<p><i>Seleccionar pacientes en tratamiento con fotones:</i></p> <p>Pacientes que ingresan a tratamiento con fotones</p> <p>Todos los pacientes en tratamientos con campos no oblicuos</p> <p>Pacientes seleccionados (sitios críticos)</p>	<p>Dosimetrista</p> <p>Físico</p>
Diario	<p><i>Realizar una medida de dosis de entrada:</i></p> <p>Cada nuevo campo de tratamiento y cambios de fase</p> <p>Incluya campos con cambios</p>	Físico
Semanal	<p><i>Repetir la medida en el transcurso del tratamiento:</i></p> <p>Pacientes fuera de la tolerancia</p> <p>Pacientes seleccionados con control de calidad(segundas medidas, nueva medida)</p>	Físico

Tabla 4.2: Programa de medidas en pacientes para el Departamento de Radioterapia del Hospital de SOLCA-QUITO, modificado de las referencias [12, 36].

acción los cuales pueden ser ajustados mediante un monitoreo posterior a la implementación.

4.4. Evaluación de las variaciones encontradas y determinación de acciones

4.4.1. Determinación de tolerancias y niveles de acción

Las desviaciones de la dosis (*var*) son comparadas cuantitativamente con la tolerancia y los niveles de acción definidos. La tolerancia es un valor que representa la incertidumbre de las mediciones de dosis con diodos y es restringida por un nivel de acción. El nivel de acción es un valor límite sobre el cual se ejecutan actividades (acciones) vinculadas a determinar las posibles causas de la variación, definiendo un conjunto de procedimientos que describen las acciones inmediatas a ser tomadas cuando la medida de dosis de entrada *in vivo* este fuera del nivel. Por lo que, la tolerancia es el margen para tomar las precauciones cuando una desviación es inherente al proceso y los niveles se establecen para errores accidentales en el proceso.

El valor del nivel depende de los factores de calibración, factores de corrección, posicionamiento del diodo (el uso de diodos tiene un error intrínseco del 2% [38, 33]), movimientos fisiológicos debido a respiración, posibles movimientos del paciente durante la irradiación, dificultad de fijar el diodo en ciertas regiones de la piel, fluctuaciones del haz del acelerador, uso de accesorios (cuña, bandeja), empleo del SSD medido y la utilización de campos asimétricos. Además, debido a que el valor de dosis esperada es obtenido del Sistema de Planificación del Tratamiento, podría haber errores en los algoritmos usados en el cálculo de dosis y transferencia de datos a la unidad de tratamiento. Por lo general se establecen dos niveles de acción. El primero (nivel moderado) es para realizar una mayor investigación y el segundo (nivel amplio) es para una acción inmediata [12]. El primer nivel de acción es la medida de la tolerancia y el segundo nivel (mas amplio que el primero) se define de los problemas debido a posicionamiento y sitio. El éxito se encuentra en la correlación de las fases del proceso, sus tolerancias y niveles de acción [34, 37].

La tolerancia fue escogida durante la fase de medición en pacientes y, junto con los niveles de acción, definida después del análisis estadístico. Sin embargo, el valor obtenido puede ser redefinido si los resultados durante la fase de ejecución lo requieren [10]. Por ejemplo, si la cantidad de “segundas medidas”(medida repetida por que el resultado excedió la tolerancia) es baja (2-3 %) podría indicar que el nivel es grande (se necesita disminuir el valor de la tolerancia) y una alta cantidad (15-20 %) que el nivel es pequeño [34]. También, la inclusión de nuevos factores, nuevos diodos o nuevos campos de tratamiento pueden alterar este valor.

4.4.2. Registro de errores y procedimiento a seguir

Las diferencias entre la dosis de entrada y la dosis de referencia son ocasionadas por el malfuncionamiento en el proceso de control de calidad o en el proceso de tratamiento. Los primeros errores incluyen fallas en la determinación del factor de calibración, factores de corrección, cálculo de dosis medida por el diodo (errores sistemáticos) y los segundos por lectura del electrómetro, registro de SSD, posición del diodo, posicionamiento del paciente(errores aleatorios) [10, 12, 31, 35]. Además, la comparación entre las dosis de cada campo de tratamiento son revisados por un

físico, de preferencia, antes de que el paciente reciba más de cinco sesiones o el 20 % del tratamiento prescrito [32]. La hoja de datos (Anexo D.1) que contiene estas variaciones es verificada (inspeccionada y firmada) por un físico.

Existen desviaciones que son ineludibles y producto del proceso de medición para las que se definió una tolerancia y dos niveles de acción. Las variaciones entre 5%-7% para haces de 6MV y entre 3%-5% para haces de 18MV son revisadas nuevamente por el físico. Él se asegura del montaje del diodo, registro de parámetros del tratamiento (energía, tamaño de campo, SSD, accesorios) y posicionamiento del paciente (inspección de la alineación de los láseres con los tatuajes en el paciente y uso correcto de accesorios) [32]. Además, se revisa la hoja de datos del paciente (Anexo D.1, izquierda) para investigación adicional y la lectura es repetida (segunda medida) la siguiente sesión (Figura 4.3). Los errores descubiertos en el tratamiento mediante dosimetría *in vivo* son discutidos con el dosimetrista y son manejados como cualquier otro error en la práctica clínica.

Las variaciones que exceden el 7% para haces de 6MV y el 5% para haces de 18MV son revisadas inmediatamente. El físico designado chequea el posicionamiento del diodo y localización del paciente durante el tratamiento. Si no se observa error debido al montaje, revisa la hoja de tratamiento del paciente y la hoja del control dosimétrico *in vivo* (Anexo D.1). El físico comparará los datos planificados y los registrados en la máquina de tratamiento, verificará los cálculos de: las unidades monitor, la dosis de referencia, el tamaño de campo y el SSD dado por el sistema, para cada campo cuyas medidas estén fuera de la tolerancia (Figura 4.3). Los errores existentes en la transferencia de datos o en los cálculos serán discutidos y se realizará los cambios pertinentes (modificación en las hojas de datos o en el plan de tratamiento del paciente). Luego, el físico realiza una “nueva medida”.

Las medidas se realizan en un fantoma si la “nueva medida” no se encuentra dentro de la tolerancia, las lecturas utilizarán el diodo y la cámara de ionización para cada campo de tratamiento, SSD, accesorios y unidades monitor específicas para el paciente. El diodo se localiza en la superficie del fantoma en el centro del campo a un SSD determinado por el Sistema de Planificación y la cámara de ionización a la profundidad de dosis máxima (SSD=100cm para técnica isocéntrica) en el fantoma.

La lectura de la cámara es comparada con la lectura del diodo, esta relación debe ser semejante al factor de calibración para la energía suministrada en el tratamiento. Si la desviación es mayor al 2 % el tratamiento es erróneo [36, 40] y los factores de calibración, factores de corrección, cálculos de la dosis de entrada son chequeados, los errores son corregidos (posible re-calibración de los diodos) y es necesario registrar una nueva medida. En caso de no identificarse una razón válida para la desviación con el chequeo inmediato y posterior, todos los físicos encargados de la dosimetría *in vivo* deben discutir las acciones a tomar (parar el tratamiento, un nuevo estudio o un posible chequeo del todo el equipo de irradiación).

La minimización de errores puede ser factible al simplificar la rutina de implementación y uso de los diodos, lo que evitaría segundas medidas, nuevas medidas, simulaciones en fantoma y re-calibraciones en corto tiempo. Las sugerencias son utilizar “buildup” adecuados, usar factores de corrección genéricos, un mejor registro y transferencia de datos, correcto montaje-manejo de diodos y un control de calidad [25, 36, 20]. Por ejemplo, los diodos son fabricados con un “buildup” específico para cada tipo de energía, sin embargo se puede usar el mismo diodo para altas y bajas energías [39], siempre que tenga un alto “buildup”(30mm [20]). Además, la forma hemiesférica y el uso de un cable conector diodo-dosímetro facilita el manejo e instalación de los diodos. Por otro parte, el registro manual de los datos, el uso de hojas guía y la rápida verificación de la lectura dentro de un rango es un proceso simple de efectuar. No obstante, requiere un control exhaustivo de varias personas lo que podría ser reducido con un interface directo entre las lecturas y un computador. Actualmente, incluso existen tablas de factores de corrección ‘généricos’ para diodos estándares que se utilizan sin necesidad de medirlos [10]. Estos factores son utilizados y recomendados por algunos centros debido al ahorro de tiempo, sin embargo, se debe tomar en cuenta que estos factores deberán ser los primeros a verificar cuando existan desviaciones de la tolerancia, lo que podría requerir, a largo plazo, un gasto mayor de tiempo. Además se puede efectuar un control de calidad que incluya chequeos de los diodos en forma programada, reduciendo medidas fuera de la tolerancia que impliquen re-calibración.

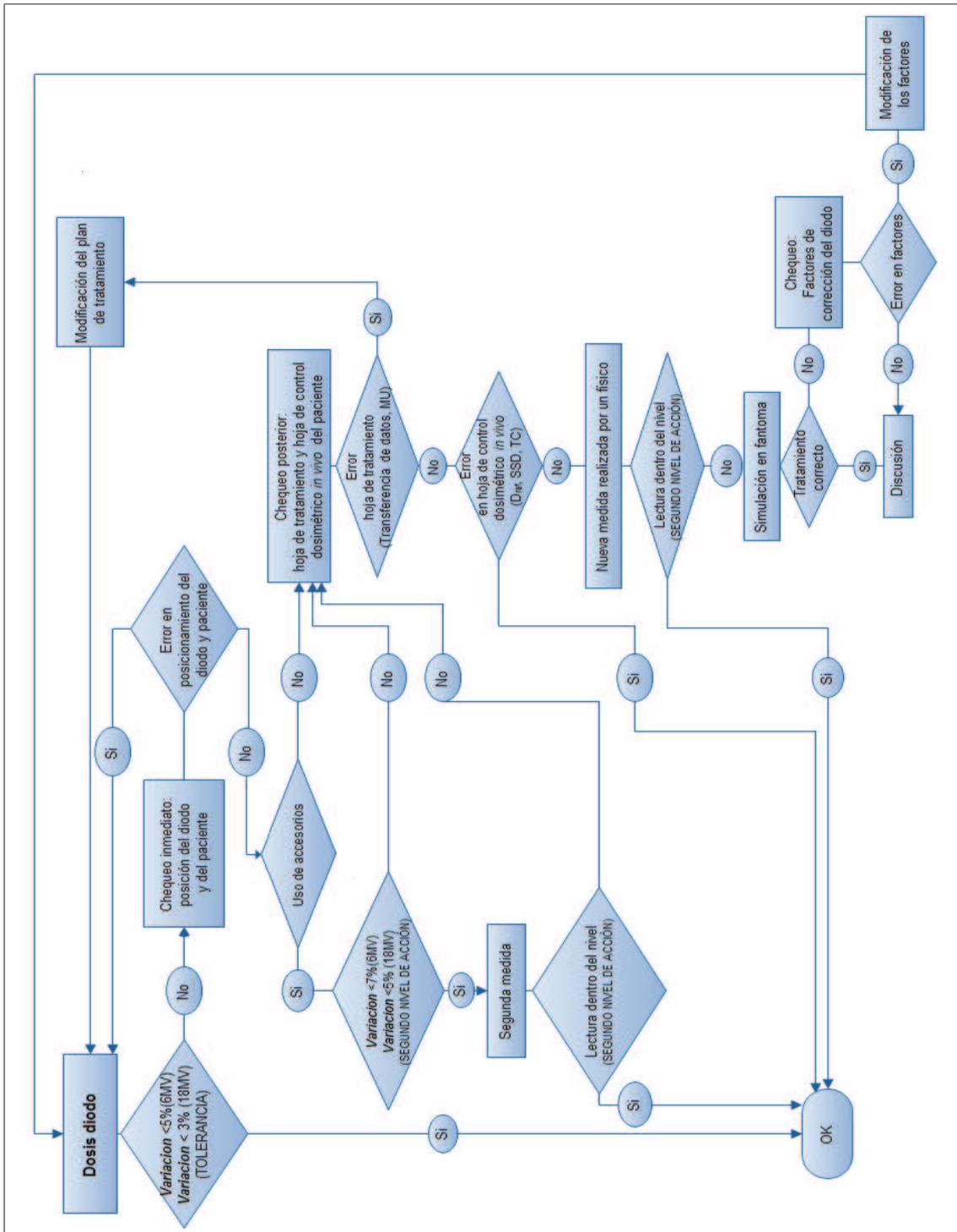


Figura 4.3: Diagrama de flujo de las acciones que deben emprenderse después de una medida de dosis de entrada *in vivo*, adaptado de los diagramas del Hospital de Santa Creu in Barcelona y University Hospitals in Leuven [10, 20, 21].

4.5. Ejecución del control de calidad de los diodos

El factor de calibración y los factores de corrección deben ser revisados cada cierto tiempo incluso si se posee un amplio nivel de acción (nivel mayor a 10%) [24, 25, 31]. La verificación de estos factores y el estado físico del equipo forman parte de un programa de control de calidad para los diodos (Tabla 4.3) que incluye: reportes del deterioro, variación de su sensibilidad por dosis acumulada, uso de nuevos dispositivos y re-calibración de factores. La frecuencia de las revisiones depende de la acumulación de dosis.

La integridad mecánica de los detectores y del cableado es revisado semanalmente. Un físico es el encargado de chequear visualmente posibles lesiones en el diodo por caídas, ruptura de los cables, desgaste por uso, documentar y reportar lo observado (Anexo D.1). Estudios muestran que esta inspección debería ser parte del control de calidad del acelerador lineal. Sin embargo, en el comisionamiento de los diodos la dosimetría *in vivo* fue manejada independientemente en el Departamento de Radioterapia.

Además, la respuesta en los diodos MasTeK decrece un 2% después de 5000 exposiciones de 2Gy [19]. Si suponemos 10 campos de tratamiento de 2Gy, la dosis acumulada por cada diodo sería de aproximadamente 20 Gy/semana. Sin embargo, algunos fabricantes estiman que decrece menos de 1% cada 250Gy para fotones de altas energías (12-15MV)[31]. Por lo que es necesario llevar un registro de las dosis para el un cálculo de la acumulación [36, 41].

Los factores de corrección por SSD FC_{SSD} y por cuña $FC_{cuña}$ dependen de la acumulación de dosis en los diodos (sección 2.1.4, pag. 21). Por lo cual es recomendable medirlos cada seis meses para haces de fotones de 6MV y cada tres meses para haces de fotones de 18MV. El físico es el encargado de la revisión periódica de estos factores [10]. En la revisión, el factor de calibración es determinado del control de calidad mensual al acelerador (Anexo E.1) y los factores de corrección se determinan comparando la respuesta diodo-cámara de ionización. Los factores se miden para un SSD aleatorio (por ejemplo 90cm) y usando una cuña diferente cada vez [12]. El diodo se localiza en la superficie del fantoma en el centro del campo de irradiación y la cámara se incerta en el fantoma a la profundidad de

dosis máxima para condiciones:SSD=100cm (en el $FC_{cuña}$), tamaño de campo de 10cmx10cm, 100 unidades monitor, para energías de 6MV y 18MV. Los cambios mayores al 2 % requieren una re-calibración de los factores (Anexo B.2, Anexo B.3) y los cambios superiores a 10 % requerirán que el diodo sea remplazado [12].

El TG-62 [12] recomienda anualmente repetir las pruebas de aceptación, chequeos de los factores de calibración y factores de corrección para el uso clínico. Los factores de calibración son calculados de la comparación lectura del diodo-cámara de ionización en condiciones de referencia para cada energía del haz (Anexo A.4 y Anexo E.2). Los factores de corrección por tamaño de campo, SSD, cuña, bandeja, distancia son obtenidos para un parámetro aleatorio (por ejemplo el factor de corrección por tamaño de campo es medido solo para TC=15cmx15cm) y en condiciones de referencia (Anexo E.2). Si las variaciones son mayores al 2 %, los factores anteriores son reemplazados por los recién calculados. Lo que requiere una re-calibración de cada factor fuera de esta tolerancia (Anexo B). Además, si se presentan alteraciones en el haz de tratamiento por daño en el acelerador lineal, uso de nuevos accesorios (cuñas dinámicas, bloques), cambio de diodos (nuevos diodos no calibrados) es necesaria una inmediata re-calibración y revisión del sistema de dosimetría *in vivo* (posible implementación de nuevos factores).

Frecuencia	Procedimiento	Tolerancia	Responsable
Semanal	<i>Inspección visual:</i> Sistema de cableado Integridad mecánica del diodo	funcional funcional	Físico
Mensual o Semestral	<i>Confirmación o restablecimiento:</i> Factor de calibración del diodo <i>Verificación:</i> Factor de corrección por SSD Factor de corrección por cuña	cambio < 2 % cambio < 2 %	Físico Físico
Anual	<i>Confirmación o restablecimiento:</i> Factor de calibración Factores de corrección de cada diodo	cambio < 2 %	Físico

Tabla 4.3: Programa de control de calidad para un sistema establecido de diodos en uso poco frecuente, modificado de las referencias [10, 12, 40]

Capítulo 5

Conclusiones

La implementación del sistema de dosimetría *in vivo*, utilizando diodos, se efectuó exitosamente en el Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico Solón Espinosa A. SOLCA-NÚCLEO DE QUITO. Esto requirió: el comisionamiento del sistema, un estudio preliminar en pacientes y el diseño del protocolo. En el comisionamiento fue necesario la revisión de reportes [9, 10] y la calibración de los diodos. En el estudio preliminar se efectuaron medidas en pacientes y se determinó un valor límite (tolerancia) que valide la lectura junto con un valor máximo (nivel de acción) sobre el cual se ejecuten tareas encaminadas a determinar los posibles errores. Finalmente, se realizó un protocolo que guiará la ejecución diaria del sistema.

La lectura del diodo se relaciona con la dosis de entrada mediante los factores de calibración y corrección. La calibración de los diodos se realizó conforme el reporte 5 de ESTRO [10], utilizando como complemento el protocolo TG-51 [9] y el reporte 87 de AAPM [12]. El factor de calibración se midió y se utilizó para convertir la lectura del diodo (medida en la superficie) en un dosis determinada a la profundidad de máxima dosis (Tabla 3.1), resultando una dosis en grays. Conjuntamente, las condiciones clínicas específicas para cada campo de tratamiento fueron consideradas utilizando factores de corrección por tamaño de campo (Tabla B.1 y Tabla B.2), SSD (Tabla B.3 y Tabla B.4), distancia fuera del eje (Tabla B.5) y presencia de cuña (Tabla 3.3 y Tabla 3.4) o bandeja (Tabla 3.5). No obstante, cabe resaltar, que algunos factores de corrección fueron ignorados

(no fueron medidos) debido a que son variables que no están presentes en la mayoría de tratamientos en el Departamento de Radioterapia. Las principales correcciones omitidas son por ángulos del haz (para campos oblicuos), tamaños de campos grandes ($35 \times 35 \text{cm}^2$ y $40 \times 40 \text{cm}^2$) y la corrección por temperatura que no fue necesaria debido al corto tiempo que permaneció el detector sobre la piel del paciente [23].

Las medidas en pacientes demostraron que la dosis suministrada (dosis medida) es comparable con la dosis calculada por el Sistema de Planificación (dosis de referencia) dentro de una tolerancia recomendada [10], validando la dosimetría *in vivo* como método de verificación de la dosis del tratamiento. La dosis fue medida en una muestra seleccionada de pacientes según el sitio (pelvis, abdomen, tórax, mama, cabeza-cuello) y campo de tratamiento (AP, LI, LD, SUPRA), y fue comparada con las dosis de referencia. El análisis estadístico de esta comparación determinó que el factor influyente en la lectura del diodo es la energía. Por lo que se determinó una tolerancia de 5 % para haces de fotones de 6MV y una tolerancia de 3 % para haces de fotones de 18MV (Tabla 4.1), junto con dos niveles de acción para cada energía. El segundo nivel de acción 7 % para energía de 6MV y 5 % para energía de 18MV abarca todas las medidas consideradas (sitios: pelvis, abdomen, tórax; campos de tratamiento: AP, LI, LD y uso de accesorios: cuña, bandeja) con una confianza del 99.9%. El mayor valor de tolerancia se definió en haces de 6MV debido a la dificultad en el posicionamiento del diodo y del paciente. La mayor parte de medidas fueron realizadas en pacientes con difícil posicionamiento en la camilla debido a su anatomía (presencia de grasa) y variaciones en el posicionamiento del diodo por presencia de vello púbico, uso de bandeja, cambios fisiológicos, respiración.

El protocolo de dosimetría *in vivo* muestra la adaptabilidad de este sistema como parte del programa de control de calidad en el Hospital Oncológico de SOLCA-QUITO. Este describe una serie de actividades y procedimientos necesarios para la ejecución del sistema, que incluyen un programa de medidas en pacientes (Tabla 4.2), un revisión regular del equipo para mantener el rendimiento del sistema (Tabla 4.3) y un diagrama de acciones a efectuar cuando la variación *var* en un campo de tratamiento sobrepase el valor de la tolerancia (Figura 4.3). También delega a un físico y a un dosimetrista el compromiso de impulsar el sistema *in vivo* en

el Departamento de Radioterapia, aunque los reportes [10, 12, 24, 41] sugieren capacitar al resto del personal.

El personal propuesto como necesario para la instalación y mantenimiento del sistema estaría conformado por un físico, un dosimetrista, tecnólogos y médicos. En este caso el dosimetrista se encargaría de calcular las dosis de referencia y seleccionar a los pacientes para realizar lecturas *in vivo*, recogiendo sus datos en una hoja de trabajo. Él debería ayudar al físico en el análisis cuando las variaciones estén fuera de los niveles. El tecnólogo médico sería capacitado en la localización de los diodos, registro de lecturas y en la fácil determinación de los resultados (Anexo D.2), informando al físico si los resultados exceden la tolerancia. La instrucción debería realizarse para cada tecnólogo, enfatizando en el sitio de tratamiento, equipo nuevo (si se requiere implementar nuevos diodos), niveles de tolerancia y acciones inmediatas (que hacer y a quien llamar) cuando los resultados están fuera del rango. Finalmente, el médico trabajaría en conjunto con el físico para establecer posibles casos de medida y correcciones en los tratamientos.

Las incertidumbres del proceso involucraron la dosimetría del diodo (factor de calibración y factores de corrección) y las medidas del diodo (posicionamiento). Los errores mas frecuentes encontrados fueron por cálculo del cuadrado equivalente, aproximaciones a curvas estadísticas de los valores de los factores de corrección, posicionamiento del diodo y cableado, posicionamiento sobre el paciente, medidas usando dispositivos de inmovilización (máscaras) y variaciones en el posicionamiento del diodo bajo cuñas o bandejas. En vista que el Departamento de Radioterapia cuenta con un control de calidad diario del acelerador lineal y un control al Sistema de Planificación del Tratamiento no se encontraron variaciones en la dosis entregada debido al rendimiento de la máquina de tratamiento, a la adquisición de datos del paciente, tampoco existieron errores en las hojas de tratamiento y en el uso de dispositivos (cuenta con detección automática de la cuña o bandeja a usar y si el accesorio no esta colocado correctamente impide la irradiación). Además, posee un control interno (supervisión manual por varias personas) que minimiza los discrepancias en transferencia de datos.

El protocolo desarrollado es específico para los diodos MasTeK y para el Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico de SOLCA-NÚCLEO DE

QUITO. Este será usado por el personal seleccionado en el Departamento de Radioterapia para la puesta en marcha del sistema dosimétrico *in vivo* en pacientes tratados con fotones. Sin embargo, las medidas con diodos no podrán realizarse en todos los tratamientos debido a la gran cantidad de pacientes que maneja este centro médico y a que no se consideró algunos factores dependientes de la dosimetría. Este Hospital Oncológico trata a más de cien pacientes diarios con un tiempo límite de diez minutos por paciente. El sistema *in vivo* adicionará de 1-3min a este tiempo, ocasionando un desfase en la programación habitual. También, existen regiones anatómicas (mama, fosa) donde es difícil el posicionamiento del diodo (medidas fuera del eje) incrementando el tiempo mínimo requerido. Además, en ciertos tratamientos se emplean *cuñas dinámicas*¹⁷ las cuales causan una disminución progresiva de la intensidad del haz de radiación impidiendo una correcta lectura del diodo en el punto de medida. Adicionalmente, la respuesta de los diodos utilizados para las medidas varía con la dosis acumulada, tasa de dosis y efectos de la temperatura, por lo que este tipo de detectores deben ser revisados periódicamente. No obstante, esta técnica permitirá determinar la dosis durante el tratamiento de pacientes con haces de fotones en pelvis, abdomen y tórax, proporcionando información adicional y complementando el control de calidad en el Departamento de Radioterapia.

Referencias

- [1] Attix, F. 1986. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. John Wiley and Sons Inc. United States of America.

- [2] Khan, F. 2003. The Physics of Radiation Therapy. 3ra ed. Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia.

- [3] International Atomic Energy Agency (IAEA). 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and Students. IAEA Library Cataloguing in Publication Data. Vienna.

- [4] Powsner, RA. and Powsner, ER. 2006. Essential Nuclear Medicine Physics. 2da ed. Blackwell Publishing. Massachusetts.

- [5] Mayles, P., Nahum, A. and Rosenwald, J. 2007. Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practice. Taylor and Francis Group. New York-London.

- [6] Trujillo, G. 1998. Control Dosimétrico IN VIVO en Radioterapia Externa usando Diodos Semiconductores. *Rev. Cubana Oncol.* 14(2):129-35.

- [7] Goitein, M. 2002. Radiation Oncology: A Physicist's-Eye View. Springer.

- [8] ICRU Internacional Commission on Radiation Units and Measurements. 1980. Radiation quantities and units. Report N° 33. Washington, DC.

- [9] Almond, P., Biggs, P., Coursey, B., Hanson, W., Saiful, M. y Nath, R. 1999. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 26:1847-1870.
- [10] Huyskens, D.P. Bogaerts, R. Verstraete, J. Lööf, M. Nyström, H. Fiorino, C. Broggi, S. Jornet, N. Ribas, M. Thwaites, D I. and ESTRO (EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY). 2001. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose). BOOKLET NO 5. 1era ed. Mounierlaan Brussels (Belgium).
- [11] Jornet i Sala, N. 2001. Memoria. Detectores de semiconductor: Calibración y aplicaciones a la Dosimetría in vivo en pacientes sometidos a tratamientos con radioterapia externa. Universitat Autònoma de Barcelona. España.
- [12] American Association of Physicists in Medicine by Medical Physics Publishing (AAPM), TG-62 Radiation Therapy Committee. 2005. Diode in vivo Dosimetry for Patients Receiving External Beam Radiation Therapy. Report No 87. *Medical Physics Publishing*.
- [13] Metcalfe, P., Kron, T. and Hoban, P. 1997 . The Physics of Radiotherapy X-Rays from Linear Accelerators. Medical Physics Pub. Madison.
- [14] Meiler, R. and Podgorsak, M. 1997. Characterization of the response of commercial diode detectors used for *in vivo* dosimetry. *Medical Dosimetry*. American Association of Medical Dosimetrists. 22:31-37.
- [15] International Atomic Energy Agency (IAEA). 2001. Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in Panama, Report of a Team of Experts. Report 1. Vienna.

- [16] ICRU Internacional Commission on Radiation Units and Measurements. 1979. Average energy required to produce an ion pair. Report N° 31. Washington,DC.
- [17] Karzmark, C. and Morton, R. 1998. A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy. 2da ed. Medical Physics Pub. Madison.
- [18] CNM COMPANY, INC. 1995. Model 22D Dual Diode Dosimeter Use's Manual. Nashville.
- [19] MasTeK DEM, INC. 1998. Thechnical information manual. Equidose solid state radiation detectors for photons and electrons. Florida.
- [20] Georg, F., De Ost, B., Hoornaert, M., Pilette, P., Van Dam, J., Van Dycke, M. and Huyskens, D. 1999. Build-up modification of commercial diodes for entrance dose measurements in 'higher energy' photon beams. *Radiotherapy and Oncology*. 51:249-256.
- [21] Jornet, N., Ribas, M. and Eudaldo, T. 2000. In vivo dosimetry: intercomparison between p-type based and n-type based diodes for the 16-25 MV energy range. *Medical Physics*. 27:1287-1293.
- [22] PTW- Freiburg. Physikalisch-Technische Werkstätten. 1997. Introduction Manual Solid Phantom Type 29672. Freiburg.
- [23] Welsh, K. and Reinstein, L. 2001. The thermal characteristics of different diodes on in vivo patient dosimetry. *Medical Physics*. 28:844-849.
- [24] Van Dam, J. and Marinello, G. 2006. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. Physics for clinical radiotherapy. BOOKLET NO 1. ESTRO(EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY). 2da ed. Mounierlaan Brussels (Belgium).

- [25] Colussi, V., Sam Beddar A., Kinsella T. and Sibata, C. 2001. In vivo dosimetry using a single diode for megavoltage photon beam radiotherapy: Implementation and response characterization. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*.4:210-218.
- [26] Sterling, T., Perry, H. and Katz, I. 1964. Automation of radiation treatment planning. *British Journal of Radiology*. 37:544.
- [27] Vadash, P. and Bjärngard, B. 1993. An equivalent-square formula for head-scatter factors. *Medical Physics*. 37:544.
- [28] ICRU Internacional Commission on Radiation Units and Measurements. 1976. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X and Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. Report N° 24. Washington, DC.
- [29] Galindo, E. 2006. Estadística: Métodos y Aplicaciones. ProCiencia. 1era ed. Quito (Ecuador).
- [30] Walpole, R., Myers, R., Myers, S. and Ye, K. 2007. Probability and Statistics for Engineers and Scientists. Pearson Education Inc. 8va ed. New Jersey. United States of America.
- [31] Appleyard, R., Ball K., Hughes, F.E., Kilby W., Lassen S., Nicholls, R., Rabett, V., Sage, J., Smith, M. and Thomson, E. 2003. Systematic in vivo dosimetry for quality assurance using diodes. Part 1: Experiences and results of the implementation of entrance dose measurements. *Journal of Radiotherapy in Practice*. 3:185-196.
- [32] Alecu, R., Loomis, T., Alecu, J. and Ochrán T. 1999. Guidelines on the implementation of diode in vivo dosimetry programs for photon and electron external beam therapy. *Medical Dosimetry*. 24:5-12.

- [33] Essers, M. and Mijnheer B. 1999. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int. Journal Radiation Oncology Biological Physics*. 43:245-259.
- [34] Lanson, J., Essers, M., Meijer, G., Minken, A., Uiterwaal, G. and Mijnheer, B. 1999. In vivo dosimetry during conformal radiotherapy Requirements for and findings of a routine procedure. *Radiotherapy and Oncology*. 52:51-59.
- [35] Voordeckers, M., Goossensa, H., Ruttena, J., and Van den Bogaertb, W. 1998. The implementation of in vivo dosimetry in a small radiotherapy department. *Radiotherapy and Oncology*. 47: 45-48.
- [36] Millwater, C., MaCleod A. and Thwaites, D. 1998. In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance. *The British Journal of Radiology*. 71:661-668.
- [37] Nickfarjam, A., Shokrani, P., Emami, H., Monadi, S. and Ganjalikhan Hakemi, E. 1993. A simple protocol for in vivo dosimetry in radiotherapy of head and neck tumor using portal imaging. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 12: 63-69.
- [38] Morton, J. 2006. Memoria. Clinical implementation of MOSFET for entrance dose in-vivo dosimetry with high energy photons for external beam radiation therapy. University of Adelaide. Scholl of Chemistry and Phisics. Australia.
- [39] Cozzi, L. and Fogliata-Cozzi, A. 1998. Quality assurance in radiation oncology. A study of feasibility and impact on action levels of an in vivo dosimetry program during breast cancer irradiation. *Radiotherapy and Oncology*. 47: 29-36.
- [40] Li, C., Lamel, L. and Tom, D. 1995. A patient dose verification program using diode detectors. *Medical Dosimetry*. 20:209-214.

- [41] Noel, A., Aletti, P., Bey, P. and Malissard, L. 1995. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry. *Radiotherapy and Oncology*. 34:144-151.

Glosario

1. **Dosis absorbida** (D) es la cantidad de energía media impartida en un punto a la materia por unidad de masa. Se expresa en unidades de erg/g, rad, J/Kg o gray [Gy] que se encuentran relacionadas por $1\text{Gy} = 1 \text{ J/kg} = 10^2 \text{ rad} = 10^4 \text{ erg/g}$.

2. **Kerma** (K) es la suma de la energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas (electrones) liberadas por partículas no-cargadas (fotones) en un material de masa dm , excluyendo la energía transferida desde una partícula cargada a otra. Se expresa en unidades de erg/g, rad, J/Kg o gray [Gy].

3. **Fluencia** (Φ) es el número de fotones por unidad de área que atraviesan una esfera finita imaginaria alrededor del un punto P , la cual posee un área transversal da .

4. **Poder de frenado**(S) es la energía perdida por las partículas cargadas por unidad de camino recorrido en un material. Se expresa en unidades Jm^{-1}

5. **Fluencia de Energía** (Ψ) es la energía por unidad de masa de todos los fotones dR que atraviesan una esfera finita de sección de área transversal da . Se expresa en unidades Jm^{-2} o ergcm^{-2} .

6. **Exposición** (X) es la cantidad de energía trasferida a las partículas cargadas, por fotones, disipada por ionización o excitación en aire. Se relaciona con el kerma de colisión por un factor de conversión \bar{W} que representa la energía media disipada en un gas por par ion formado (eV/por par iónico) . Se expresa en unidades roentgen ($1\text{R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$).

7. **Volumen Objetivo** es el volumen a irradiar que define la enfermedad, su posible extensión y un margen de seguridad por órgano, movimiento del paciente e incertidumbre en la técnica.
8. **Unidad monitor** MU (Monitor Unit) es la corriente asociada a 1 cGy en condiciones estándar.
9. **Tamaño de campo** es la longitud del área cuyos bordes son los límites del haz de fotones en un plano perpendicular al eje central del haz.
10. **Recombinación indirecta** es cuando el electrón que se recombina hace su primera transición desde la banda de conducción a un centro de recombinación y posteriormente una segunda transición desde el centro de recombinación a la banda de valencia en la que está el hueco.
11. **Centro de recombinación** es un nivel de energía permitido en la banda prohibida, similar a los niveles donador y aceptor situado hacia la mitad de la banda.
12. **Dosimetría clínica de referencia** es la determinación de dosis absorbida en agua por unidad monitor MU (Monitor Unit) bajo condiciones de referencia en la clínica.
13. **Dosis de entrada** es la dosis medida en la superficie del paciente que corresponde a la dosis en el tejido a la profundidad de dosis máxima de un haz para una geometría particular.
14. **Isocentro** es un punto dentro del tumor en el cual, la mayor parte de veces, se entrega la dosis prescrita. El isocentro mecánico es el punto de intersección del eje de rotación del gantry y el eje del colimador.

15. **Campo cuadrado equivalente** es un cuadrado cuya área tiene las mismas propiedades dosimétricas que el área de una zona irregular planificada para el tratamiento.

16. **Equivalencia de tiempo completo FTE** (Full-time equivalent) es la relación entre el número de horas que trabaja para el número de horas que puede trabajar. Este permite medir el trabajo que envuelve un proyecto. 1 FTE equivale a trabajar tiempo completo (8horas/día).

17. **Cuñas dinámicas** proveen el mismo efecto que una cuña física, mediante un movimiento de cierre de la quijada (bloque colimador en el interior de la cabeza del linac) durante la irradiación.

Anexos

Anexo A

Mediciones para la calibración de diodos en condiciones de referencia

M_{raw}^- [nC] $V_{pol}=300V$	M_{raw} [nC] $V_{pol}=150V$	M_{raw}^+ [nC] $V_{pol}=300V$
9.02	9.02	9.03
9.02	9.02	9.03
9.02	9.03	9.05
9.02	9.02	9.04
9.03	9.03	9.05

Tabla A.1: Lecturas del electrómetro para diferentes voltajes de polarización con fotones de 6MV. M_{raw}^- , M_{raw} y M_{raw}^+ son las lecturas en polaridad negativa y positiva, respectivamente.

M_{raw}^- [nC] $V_{pol}=300V$	M_{raw} [nC] $V_{pol}=150V$	M_{raw}^+ [nC] $V_{pol}=300V$
11.07	11.05	11.17
11.07	11.05	11.15
11.07	11.05	11.15
11.07	11.05	11.14
11.07	11.05	11.14

Tabla A.2: Lecturas del electrómetro para diferentes voltajes de polarización con fotones de 18MV. M_{raw}^- , M_{raw} y M_{raw}^+ son las lecturas en polaridad negativa y positiva, respectivamente.

A.1. Mediciones para la calibración del equipo para haces de fotones de 6MV. Siguiendo el Protocolo TG-51 [9]

TG-51 Worksheet A: Photon Beams

1. Site data
 Institution: SOLCA-NÚCLEO DE QUITO
 Physicist: W. Espinoza y L.Villagas
 Date: 12 de septiembre 2009
 Accel or ⁶⁰Co Mfr: Clinac 2-Varian
 Model & serial number: 21 Ex-1578
 Nominal photon energy/beam identifier: 6 MV

2. Instrumentation
 a. Chamber model: PTW-TN 30006
 Serial number: 339
 cavity inner radius (r_{cap}, Table III): 0.305 cm
 Waterproof: yes no
 If no, is waterproofing ≤ 1 mm PMMA or thin latex?: yes no
 b. Electrometer model: PTW- Unidos
 Serial number: 50162
 i. P_{elec}, electrom. corr factor (Sec.VIII.B): 0.997 C/C or C/rdg.
 c. Calibration Factor N_{D,w}^{60Co} (Sec.V): 5.278 x 10⁷ Gy/C (or Gy/rdg)
 Date of report (not to exceed 2 years): 21-abril-2009

3. Measurement Conditions (10×10cm², point of measurement at 10 cm depth (water equivalent))
 a. Distance (SSD or SAD): 100.0 cm SAD or SSD
 b. Field size: 10x10 cm²
 on surface(SSD setup):
 at detector(SAD setup):
 c. Number of monitor units: 100 MU (min for ⁶⁰Co)

4. Beam Quality (Sec.VIII.B –not needed for ⁶⁰Co)
 If energy < 10 MV, use no lead foil.
 Measure %dd(10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cap}]
 Field size 10×10cm² on surface.SSD=100 cm: yes no
 a. %dd(10)_x = %dd(10) 66.28
 If energy ≥ 10 MV
 Distance of 1 mm lead foil from phantom surface 50±5cm 30±1cm
 Measure %dd(10)_{Pb} [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cap}]
 Field size 10×10cm² on surface.SSD=100 cm: yes no
 %dd(10)_{Pb} (includes e⁻ contamination): _____
 50 cm: %dd(10)_x = [0.8905 + 0.00150%dd(10)_{Pb}] %dd(10)_{Pb} [%dd(10)_{Pb} ≥ 73%] Eq.(13)
 30 cm: %dd(10)_x = [0.8116 + 0.00264%dd(10)_{Pb}] %dd(10)_{Pb} [%dd(10)_{Pb} ≥ 71%] Eq.(14)
 If %dd(10)_{Pb} < 71% (30cm) or 73%(50cm): %dd(10)_x = %dd(10)_{Pb}
 b. %dd(10)_x = %dd(10)_x = %dd(10)_{Pb}
 Has lead foil been removed? yes no

Worksheet A: Photon Beams (cont)

4.(cont): Interim alternative for energy > 10 MV & with ≥45 cm clearance: using no lead foil
 Measure %dd(10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cap}]
 %dd(10): _____
 c. %dd(10)_x = _____ [for 75% < %dd(10) ≤ 80%]
 PTW 31002(31003)
 66.28
 0.9915

5. Determination of k_Q (Sec.IX.B)
 Chamber model used to get k_Q:
 a. %dd(10)_x (from 4. above):
 b. k_Q [Table I or Fig 4]:

6. Temperature/Pressure Correction (Sec.VII.C)
 a. Temperature: 22.5 °C
 b. Pressure: 72.994 kPa [$=(\text{mmHg} \cdot \frac{101.325}{101.325})$]
 c. P_{TP}: 1.391 [Eq.(10) = $(\frac{273.15 + T}{273.15}) (\frac{101.325}{101.325})$]
 7. Polarity Correction (Sec.VII.A)
 M_{TP}⁺: 9.04 x 10⁻⁹ C or rdg
 M_{TP}^{raw}: 9.02 x 10⁻⁹ C or rdg
 a. M_{TP}^{raw} (for polarity of calibration): 9.02 x 10⁻⁹ C or rdg
 b. P_{pol}: 1.00 [Eq.(9) = $(\frac{M_{TP}^+ - M_{TP}^{raw}}{2M_{TP}^{raw}})$]
 8. P_{ion} measurements (Sec.VII.D.2)
 Operating voltage = V₀: 300 V
 Lower voltage V_L: 150 V
 M_{TP}⁺: 9.02 x 10⁻⁹ C or rdg
 M_{TP}^{raw}: 9.02 x 10⁻⁹ C or rdg
⁶⁰Co treated as general recombination
 a. P_{ion}(V₀) [Eq.(11)]: _____
 Pulsed/swept beams
 b. P_{ion}(V₀) [Eq.(12)]: 0.99 [$(1 - \frac{V_0}{V_{0c}}) / (\frac{M_{TP}^+}{M_{TP}^{raw}} - \frac{V_0}{V_{0c}})$]
 If P_{ion} > 1.05, another ion chamber should be used.

9. Corrected ion. ch. rdg. M (Sec.VII) at 10 cm depth, water equivalent
 $M = P_{TP} P_{TP} P_{elec} P_{pol} M_{TP}^{raw} = [8(\alpha \text{ or } \beta) \cdot 0c \cdot 20 \cdot 70 \cdot 70]$
 Fully corrected M(Eq.(8)): 12.52 x 10⁻⁹ C or rdg

10. Dose to water at 10 cm depth: D_w⁰ = M k_Q N_{D,w}^{60Co} = [9 · 50 · 2c] Eq.(3)
 a. Dose to water at 10 cm depth: 65.49 x 10⁻² Gy
 b. Dose / MU (or min.⁶⁰Co) at 10 cm depth: 0.66 x 10⁻² Gy/MU (or min) [10c/3c]

11. Dose to water/MU (or min.⁶⁰Co) at d_{max} (if relevant locally)
 a. Clinical %dd(10) for SSD setup / 100: 0.6648
 or Clinical TMR(10×10) for SAD setup:
 b. Dose / MU (or min.⁶⁰Co) at d_{max}: 0.99 x 10⁻² Gy/MU (or min) [10c/11c]

Medical Physics, Vol. 26, No. 9, September 1999

A.2. Mediciones para la calibración del equipo para haces de fotones de 18MV. Siguiendo el Protocolo TG-51[9]

TG-51 Worksheet A: Photon Beams

1. Site data
 Institution: SOLCA-NÚCLEO DE QUITO
 Physicist: W. Espinoza y L.Villegas
 Date: 22 de diciembre 2009
 Accel or ⁶⁰Co Mfr: Clinac 2-Varian
 Model & serial number: 21 Ex-1578
 Nominal photon energy/beam identifier: 18 MV

2. Instrumentation
 a. Chamber model: PTW-TN 3006
 Serial number: 339
 cavity inner radius (r_{cas}, Table III): 0.305 cm
 Waterproof: yes no
 If no, is waterproofing ≤ 1 mm PMMA or thin latex?: yes no
 b. Electrometer model: PTW- Unidos
 Serial number: 50162
 i. P_{elec}, electrom. corr factor (Sec.VIII.B): 0.997 C/C or C/rdg.
 c. Calibration Factor N_{D,w}^{60Co} (Sec.V): 5.278 x 10⁷ Gy/C (or Gy/rdg)
 Date of report (not to exceed 2 years): 21-abril-2009

3. Measurement Conditions (10×10cm², point of measurement at 10 cm depth (water equivalent))
 a. Distance (SSD or SAD): 100.0 cm SAD or SSD
 b. Field size: 10x10 cm²
 c. Number of monitor units: 100 MU (min for ⁶⁰Co)

4. Beam Quality (Sec.VIII.B –not needed for ⁶⁰Co)
 If energy < 10 MV, use no lead foil.
 Measure %dd(10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cas}]
 Field size 10×10cm² on surface.SSD=100 cm: yes no
 a. %dd(10)_x = %dd(10) _____
 If energy ≥ 10 MV
 Distance of 1 mm lead foil from phantom surface 50±5cm 30±1cm
 Measure %dd(10)_{pb} [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cas}]
 Field size 10×10cm² on surface.SSD=100 cm: yes no
 %dd(10)_{pb} (includes e⁻ contamination): 79.91
 50 cm: %dd(10)_x = [0.8905 + 0.00150%dd(10)_{pb}] %dd(10)_{pb} [%dd(10)_{pb} ≥ 79%] Eq.(13)
 30 cm: %dd(10)_x = [0.8116 + 0.00264%dd(10)_{pb}] %dd(10)_{pb} [%dd(10)_{pb} ≥ 71%] Eq.(14)
 If %dd(10)_{pb} < 71% (30cm) or 73%(50cm): %dd(10)_x = %dd(10)_{pb}
 b. %dd(10)_x (for open beam): 81.713
 Has lead foil been removed? yes no

Worksheet A: Photon Beams (cont)

4.(cont): Interim alternative for energy > 10 MV & with ≥45 cm clearance: using no lead foil
 Measure %dd(10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cas}]
 %dd(10): _____
 c. %dd(10)_x = _____ [for 75% < %dd(10) ≤ 89%]
 PTW 31002(31003)
 a. %dd(10)_x: 81.713
 b. k_Q [Table I or Fig 4]: 0.965

5. Determination of k_Q (Sec.IX.B)
 Chamber model used to get k_Q:
 a. %dd(10)_x (from 4. above):
 b. k_Q [Table I or Fig 4]:

6. Temperature/Pressure Correction (Sec.VII.C)
 a. Temperature: 22.6 °C
 b. Pressure: 73.040 kPa (=mmHg $\frac{101.325}{1013.25}$)
 c. P_{TP}: 1.390 [Eq.(10)] = $\left(\frac{101.325}{2985.2} \right) \left(\frac{101.325}{1013.25} \right)$

7. Polarity Correction (Sec.VII.A)
 M_{TP}⁺: _____ C or rdg
 M_{TP}⁻: 11.07 x 10⁻⁹ C or rdg
 a. M_{TP}⁺ (for polarity of calibration): 11.03 x 10⁻⁹ C or rdg
 b. P_{pol}: 1.01 [Eq.(9)] = $\left[\frac{M_{TP}^+ - M_{TP}^-}{2M_{TP}^+} \right]$

8. P_{ion} measurements (Sec.VII.D.2)
 Operating voltage = V₀: 300 V
 Lower voltage V_L: 150 V
 M_{TP}⁺: 11.07 x 10⁻⁹ C or rdg
 M_{TP}⁻: 11.03 x 10⁻⁹ C or rdg
⁶⁰Co treated as general recombination
 a. P_{ion}(V₀) [Eq.(11)]: _____
 b. P_{ion}(V_L) [Eq.(12)]: 1.00
 If P_{ion} > 1.05, another ion chamber should be used.
 Fully corrected M [Eq.(8)]: 15.45 x 10⁻⁹ C or rdg

9. Corrected ion. ch. rdg, M (Sec.VII) at 10 cm depth, water equivalent
 $M = P_{ion} P_{TP} P_{elec} P_{pol} M_{TP} = [8(a \text{ or } b) \cdot 6c \cdot 2d \cdot 7b \cdot 7d]$
 D₀^{Co} = M k_Q N_{D,w}^{60Co} = [9 · 5b · 2c] Eq.(3)
 Fully corrected M [Eq.(8)]: 15.45 x 10⁻⁹ C or rdg

10. Dose to water at 10 cm depth: D₀^{Co} = M k_Q N_{D,w}^{60Co} = [9 · 5b · 2c] Eq.(3)
 a. Dose to water at 10 cm depth = 78.70 x 10⁻² Gy
 b. Dose / MU (or min.⁶⁰Co) at 10 cm depth 0.79 x 10⁻² Gy/MU (or min) [10a/3c]

11. Dose to water/MU (or min.⁶⁰Co) at d_{max} (if relevant locally)
 a. Clinical %dd(10) for SSD setup / 100.: 0.7936
 or Clinical TMR(10,10×10) for SAD setup:
 b. Dose / MU (or min.⁶⁰Co) at d_{max}: 0.99 x 10⁻² Gy/MU (or min) [10b/(11a)]

Medical Physics, Vol. 26, No. 9, September 1999

A.3. Mediciones para el cálculo del factor de transferencia para haces de fotones de 6MV y de 18MV.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLO N ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO

Factor de Transferencia: Haces de Fotones

- Datos Generales:**

Físico: W. Espinoza y L. Villegas

Fecha: 12 de septiembre 2009

Acelerador: Clinac 2.Varian

Energía de fotones: 6 MV
- Instrumentación**

a. Modelo cámara: PTW- TN 30006

Número serial: 339

b. Modelo electrómetro: PTWUnidades

Número serial: 50162
- Medida de condiciones**

a. Distancia SSD: 100.0 cm

b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²

c. Número de unidades monitor: 100 MU
- Corrección por temperatura y presión:**

a. Temperatura: 24.0 °C

b. Presión: 72.962 kPa

c. $P_{TP} = \left[\frac{E_q(1)}{295.2} \left(\frac{101.33}{3b} \right) \right]$
- Carga (Fantoma sólido):**
 $M_{aw} =$ 13.33 nC
- Cálculo del factor de Transferencia**

a. Dosis/MU a d_{max} (ProtocoloAAPM TG-51) : $\frac{0.99}{18.64} \text{ cGy/MU}$

b. $M_{solid} =$ $C \left[\frac{E_q(2)}{M_{Taw} \cdot P_{TP}} \right]$

c. $T_1 =$ $5.28 \text{ cGy/nC} \left[\frac{E_q(3)}{D_w^{100} / MU_{M_{solid}}} \right]$

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLO N ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO

Factor de Transferencia: Haces de Fotones

- Datos Generales:**

Físico: W. Espinoza y L. Villegas

Fecha: 22 de diciembre 2009

Acelerador: Clinac 2.Varian

Energía de fotones: 18 MV
- Instrumentación**

a. Modelo cámara: PTW- TN 30006

Número serial: 339

b. Modelo electrómetro: PTWUnidades

Número serial: 50162
- Medida de condiciones**

a. Distancia SSD: 100.0 cm

b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²

c. Número de unidades monitor: 100 MU
- Corrección por temperatura y presión:**

a. Temperatura: 22.6 °C

b. Presión: 73.040 kPa

c. $P_{TP} = \left[\frac{E_q(1)}{295.2} \left(\frac{101.33}{3b} \right) \right]$
- Carga (Fantoma sólido):**
 $M_{aw} =$ 13.58 nC
- Cálculo del factor de Transferencia**

a. Dosis/MU a d_{max} (ProtocoloAAPM TG-51) : $\frac{0.99}{18.88} \text{ cGy/MU}$

b. $M_{solid} =$ $C \left[\frac{E_q(2)}{M_{Taw} \cdot P_{TP}} \right]$

c. $T_1 =$ $5.25 \text{ cGy/nC} \left[\frac{E_q(3)}{D_w^{100} / MU_{M_{solid}}} \right]$

A.4. Mediciones para el cálculo del factor de calibración para haces de fotones de 6MV y de 18MV.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLOIN ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO

Factor de Calibración: Haces de Fotones

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 21 de noviembre 2009
 Acelerador: Clinac 2 Varian
 Energía de fotones: 6 MV

2. Instrumentación
 a. Diodos: P/N 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV
 P/N 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 b. Modelo de electrómetro(diodo): CMC 22D
 Número serial 5471
 c. Modelo cámara: PTW: TN 30006
 Número serial 339
 d. Modelo electrómetro(cámara): PTW: Unidos
 Número serial 50162

3. Medida de condiciones
 a. Distancia SSD: 100.0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. dnax (cámara): 1.5 cm

4. Corrección por temperatura y presión: (Fantoma sólido)
 a. Temperatura: 23.5 °C
 b. Presión: 72.750 kPa
 c. P_{TP}: 1.399 $E_{q(1)} = \left(\frac{273.2+3a}{295.2} \right) \left(\frac{101.33}{3b} \right)$

5. Cálculo del factor de calibración
 a. L_{cañera}: 19.03 nC(Corregida por P_{TP})
 b. L_{diodo}: 104 uia
 c. F_{cal}: 0.97 cGy/uia $E_{q(2)} = Tr \cdot \left(\frac{L_{cañera}}{L_{diodo}} \right)_{cond.ref.}$

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLOIN ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO

Factor de Calibración: Haces de Fotones

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 22 de diciembre 2009
 Acelerador: Clinac 2 Varian
 Energía de fotones: 18 MV

2. Instrumentación
 a. Diodos: P/N 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV
 P/N 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 b. Modelo de electrómetro(diodo): CMC 22D
 Número serial 5471
 c. Modelo cámara: PTW: TN 30006
 Número serial 339
 d. Modelo electrómetro(cámara): PTW: Unidos
 Número serial 50162

3. Medida de condiciones
 a. Distancia SSD: 100.0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. dnax (cámara): 3.5 cm

4. Corrección por temperatura y presión: (Fantoma sólido)
 a. Temperatura: 22.5 °C
 b. Presión: 72.775 kPa
 c. P_{TP}: 1.395 $E_{q(1)} = \left(\frac{273.2+3a}{295.2} \right) \left(\frac{101.33}{3b} \right)$

5. Cálculo del factor de calibración
 a. L_{cañera}: 18.94 nC(Corregida por P_{TP})
 b. L_{diodo}: 124 uia
 c. F_{cal}: 0.80 cGy/uia $E_{q(2)} = Tr \cdot \left(\frac{L_{cañera}}{L_{diodo}} \right)_{cond.ref.}$

Fotones 6MV	Fotones de 18MV
M_{raw}^- [nC]	M_{raw}^- [nC]
13.33	13.63
13.32	13.58
13.34	13.58
13.35	13.56
13.32	13.55
$d_{max}=1.5\text{cm}$	$d_{max}=3.5\text{cm}$

Tabla A.3: Lecturas del electrómetro para el cálculo del factor de transferencia en haces de fotones de 6MV y 18MV. M_{raw}^- es la lectura para voltaje de 300 V en polaridad negativa.

Fotones de 6MV		Fotones de 18MV	
M_{raw}^- [nC]	L_{diodo} [u.a.]	M_{raw}^- [nC]	L_{diodo} [u.a.]
13.60	104	13.63	125
13.59	104	13.58	124
13.60	104	13.58	124
		13.56	124
		13.55	124

Tabla A.4: Lecturas de los electrómetros para determinar el factor de calibración en haces de rayos-X de 6MV y 18MV. M_{raw}^- es la lectura del electrómetro medida por la cámara de ionización y L_{diodo} es la lectura del electrómetro medida por el diodo.

Anexo B

Mediciones para la calibración de diodos en condiciones clínicas

B.1. Mediciones para el cálculo del factor de corrección por tamaño de campo para haces de fotones de 6MV y 18MV.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLOIN ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
Factor de Corrección: Tamaño de Campo

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 21 de noviembre 2009
 Acelerador: Clinac 2Varian
 Energía de fotones: 6 MV

2. Instrumentación
 Diodos: PN 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV PN 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electrómetro (diodo): CMC Z2D
 Número serial: 5471
 Modelo cámara: PTW-TN 30006
 Número serial: 339
 Modelo electrómetro (cámara): PTW Unidos
 Número serial: 50162

3. Condiciones de referencia:
 a. Distancia SSD: 100,0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. Distancia d_{max} (cámara): 1,5 cm

4. Corrección por temperatura y presión:
 Temperatura: 23,5 °C
 Presión: 72,750 kPa
 $P_{TP} = 1,389 \left[\frac{273,2 - 34}{295,2} \left(\frac{101,33}{38} \right) \right]$

5. Medidas a diferentes tamaños de campo

Tamaño de Campo [cm ²]	L _{cámara} [nC] (Corregida por P _{TP})	L _{diodo} [ua]	F _{CTC} = $\frac{L_{cámara}}{L_{diodo}} \cdot \frac{L_{cámara, control}}{L_{diodo, control}}$
4x4	17,55	96	1,00
5x5	17,82	98	1,00
7,5x7,5	18,38	102	1,00
10x10	19,03	104	1,00
12,5x12,5	19,46	106	1,00
15x15	19,75	107	1,01
17,5x17,5	19,97	108	1,01
20x20	20,17	109	1,01
22,5x22,5	20,32	110	1,01
25x25	20,46	111	1,01
27,5x27,5	20,58	112	1,01
30x30	20,67	112	1,01

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLOIN ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
Factor de Corrección: Tamaño de Campo

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 21 de noviembre 2009
 Acelerador: Clinac 2Varian
 Energía de fotones: 18 MV

2. Instrumentación
 Diodos: PN 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV PN 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electrómetro (diodo): CMC Z2D
 Número serial: 5471
 Modelo cámara: PTW-TN 30006
 Número serial: 339
 Modelo electrómetro (cámara): PTW Unidos
 Número serial: 50162

3. Condiciones de referencia:
 a. Distancia SSD: 100,0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. Distancia d_{max} (cámara): 3,5 cm

4. Corrección por temperatura y presión:
 Temperatura: 23,5 °C
 Presión: 72,673 kPa
 $P_{TP} = 1,401 \left[\frac{273,2 - 34}{295,2} \left(\frac{101,33}{38} \right) \right]$

5. Medidas a diferentes tamaños de campo

Tamaño de Campo [cm ²]	L _{cámara} [nC] (Corregida por P _{TP})	L _{diodo} [ua]	F _{CTC} = $\frac{L_{cámara}}{L_{diodo}} \cdot \frac{L_{cámara, control}}{L_{diodo, control}}$
4x4	16,91	113	0,98
5x5	17,46	115	0,99
7,5x7,5	18,33	120	1,00
10x10	18,92	124	1,00
12,5x12,5	19,34	127	1,00
15x15	19,65	129	1,00
17,5x17,5	19,87	130	1,00
20x20	20,06	132	1,00
22,5x22,5	20,20	133	1,00
25x25	20,32	133	1,00
27,5x27,5	20,43	134	1,00
30x30	20,53	135	1,00

Tamaño de campo [cm ²]	$L_{camara}=M_{raw}^- \cdot P_{TP}$ [nC]			L_{diodo} [u.a.]			FC_{TC}
4.0x4.0	17.56	17.53	17.56	96	96	96	1.00
5.0x5.0	17.93	17.92	17.92	98	98	98	1.00
7.5x7.5	18.58	18.58	18.58	102	102	102	1.00
10.0x10.0	19.04	19.03	19.04	104	104	104	1.00
12.5x12.5	19.46	19.46	19.46	106	106	106	1.00
15.0x15.0	19.75	19.75	19.75	107	107	107	1.01
17.5x17.5	19.98	19.96	19.96	108	108	108	1.01
20.0x20.0	20.19	20.17	20.16	109	109	109	1.01
22.5x22.5	20.33	20.33	20.31	110	110	110	1.01
25.0x25.0	20.47	20.45	20.45	111	111	111	1.01
27.5x27.5	20.58	20.58	20.58	112	112	112	1.01
30.0x30.0	20.68	20.68	20.66	112	112	112	1.01

Tabla B.1: Factor de corrección por tamaño de campo con haces de rayos-X de 6MV. L_{camara} es la lectura medida por la cámara de ionización corregida por presión y temperatura. L_{diodo} es la lectura del electrómetro medida por el diodo.

Tamaño de campo [cm ²]	$L_{camara}=M_{raw}^- \cdot P_{TP}$ [nC]			L_{diodo} [u.a.]			FC_{TC}
4.0x4.0	16.93	16.91	16.90	113	113	113	0.98
5.0x5.0	17.46	17.46	17.46	115	115	115	0.99
7.5x7.5	18.33	18.33	18.33	120	120	120	1.00
10.0x10.0	18.93	18.92	18.92	124	124	124	1.00
12.5x12.5	19.35	19.34	19.34	127	127	127	1.00
15.0x15.0	19.66	19.65	19.65	129	129	129	1.00
17.5x17.5	19.87	19.87	19.87	130	130	130	1.00
20.0x20.0	20.07	20.05	20.05	132	132	132	1.00
22.5x22.5	20.21	20.19	20.19	133	133	133	1.00
25.0x25.0	20.32	20.32	20.32	133	133	133	1.00
27.5x27.5	20.45	20.43	20.42	134	134	134	1.00
30.0x30.0	20.53	20.52	20.53	135	135	135	1.00

Tabla B.2: Factores de corrección por tamaño de campo con haces de rayos-X de 18MV. L_{camara} es la lectura medida por la cámara de ionización corregida por presión y temperatura. L_{diodo} es la lectura del electrómetro medida por el diodo.

B.2. Mediciones para el cálculo del factor de corrección por SSD para haces de fotones de 6MV y 18MV.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLON ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
Factor de Corrección: SSD

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 21 de noviembre 2009
 Acelerador: Clinac 2 Varian
 Energía de fotones: 6 MV

2. Instrumentación
 Diodos: P/N 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV
 P/N 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electrómetro (diodo):
 Modelo cámara: 5471
 Número serial: 339
 Modelo electrómetro (cámara):
 Número serial: 50162

3. Condiciones de referencia:
 a. Distancia SSD: 100.0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. Distancia d_{max} (cámara): 1.5 cm

4. Corrección por temperatura y presión:
 Temperatura: 22.7 °C
 Presión: 72.732 kPa
 $P_{TP} = 1.396 \left[\frac{273.2 - 34}{295.2} \left(\frac{101.33}{36} \right) \right]$

5. Medidas a diferentes SSD

Tamaño de Campo [cm ²]	L _{cámara} [nC] (Corregida por P _{TP})	L _{diodo} [uA]	FC _{SSD} = $\frac{L_{cámara} / \text{centrif}}{L_{diodo} / \text{centrif}}$
76	32.43	186	0.97
80	29.34	167	0.97
85	26.01	147	0.98
90	23.28	130	0.99
95	20.93	117	0.99
100	18.93	105	1.00
105	17.18	94	1.01
110	15.66	85	1.02
115	14.35	78	1.02
120	13.14	71	1.03

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLON ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
Factor de Corrección: SSD

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 21 de noviembre 2009
 Acelerador: Clinac 2 Varian
 Energía de fotones: 18 MV

2. Instrumentación
 Diodos: P/N 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV
 P/N 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electrómetro (diodo):
 Modelo cámara: 5471
 Número serial: 339
 Modelo electrómetro (cámara):
 Número serial: 50162

3. Condiciones de referencia:
 a. Distancia SSD: 100.0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. Distancia d_{max} (cámara): 3.5 cm

4. Corrección por temperatura y presión:
 Temperatura: 22.5 °C
 Presión: 72.630 kPa
 $P_{TP} = 1.398 \left[\frac{273.2 - 34}{295.2} \left(\frac{101.33}{36} \right) \right]$

5. Medidas a diferentes SSD

Tamaño de Campo [cm ²]	L _{cámara} [nC] (Corregida por P _{TP})	L _{diodo} [uA]	FC _{SSD} = $\frac{L_{cámara} / \text{centrif}}{L_{diodo} / \text{centrif}}$
76	32.07	224	0.94
80	29.02	200	0.95
85	25.83	175	0.97
90	23.12	155	0.98
95	20.81	137	0.99
100	18.84	123	1.00
105	17.11	111	1.01
110	15.60	100	1.02
115	14.29	90	1.04
120	13.10	82	1.05

SSD [cm]	$L_{camara}=M_{raw}^- \cdot P_{TP}$ [nC]			L_{diodo} [u.a.]			FC_{SSD}
	76	32.44	32.41	32.43	186	186	
80	29.34	29.33	29.35	167	167	167	0.97
85	26.00	26.03	25.99	147	147	147	0.98
90	23.28	23.28	23.27	130	130	130	0.99
95	20.93	20.93	20.92	117	117	117	0.99
100	18.92	18.94	18.94	105	105	105	1.00
105	17.18	17.18	17.19	94	94	94	1.01
110	15.67	15.65	15.65	85	85	85	1.02
115	14.36	14.33	14.36	78	78	78	1.02
120	13.15	13.14	13.15	71	71	71	1.03

Tabla B.3: Factor de corrección por SSD con haces de rayos-X de 6MV. L_{camara} es la lectura medida por la cámara de ionización corregida por presión y temperatura. L_{diodo} es la lectura del electrómetro medida por el diodo.

SSD [cm]	$L_{camara}=M_{raw}^- \cdot P_{TP}$ [nC]			L_{diodo} [u.a.]			FC_{SSD}
	76	32.13	32.06	32.03	224	224	
80	29.05	29.00	29.00	200	200	200	0.95
85	25.85	25.81	25.81	175	175	175	0.97
90	23.14	23.10	23.10	155	155	155	0.98
95	20.84	20.80	20.80	138	137	137	0.99
100	18.87	18.82	18.84	124	123	123	1.00
105	17.12	17.11	17.11	111	111	111	1.01
110	15.62	15.60	15.58	100	100	100	1.02
115	14.31	14.28	14.27	91	90	90	1.04
120	13.12	13.09	13.09	82	82	82	1.05

Tabla B.4: Factor de corrección por SSD con haces de rayos-X de 18MV. L_{camara} es la lectura medida por la cámara de ionización corregida por presión y temperatura. L_{diodo} es la lectura del electrómetro medida por el diodo.

B.3. Mediciones para el cálculo del factor de corrección por presencia de cuñas para haces de fotones de 6MV y 18MV.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLON ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
 Factor de Corrección: Cuña

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 21 de noviembre 2009
 Acelerador: Clinac 2Varian
 Energía de fotones: 6 MV

2. Instrumentación
 Diodos: PN 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV PN 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electro metro (diodo): CMC Z2D
 Número serial: 5471
 Modelo cámara: PTW-TN 30006
 Número serial: 339
 Modelo electro metro (cámara): PTW Unidos
 Número serial: 50162

3. Condiciones de referencia:
 a. Distancia SSD: 100.0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. Distancia d_{max} (cámara): 1.5 cm

4. Corrección por temperatura y presión:
 Temperatura: 22.7 °C
 Presión: 72.732 kPa
 P_{TP}: $1.396 \left[\frac{E_{p,T}}{E_{p,1}} = \left(\frac{273.2 - 38}{295.2} \right) \left(\frac{101.33}{38} \right) \right]$

5. Medidas a diferentes cuñas

Angulo de cuña [°]	L _{cámara} [nC] (Corregida por PTP)	L _{diodo} [ua]	F _{Cuña} = $\frac{L_{camara} \cdot \text{const. ef.}}{L_{diodo} \cdot \text{const. ef.}}$
Sin cuña	12.46	77	1.00
15° Right	9.58	59	1.05
30° Right	7.70	44	1.10
45° Right	6.10	33	1.17
60° Right	4.99	27	1.28

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLON ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
 Factor de Corrección: Cuña

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 21 de noviembre 2009
 Acelerador: Clinac 2Varian
 Energía de fotones: 18 MV

2. Instrumentación
 Diodos: PN 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV PN 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electro metro (diodo): CMC Z2D
 Número serial: 5471
 Modelo cámara: PTW-TN 30006
 Número serial: 339
 Modelo electro metro (cámara): PTW Unidos
 Número serial: 50162

3. Condiciones de referencia:
 a. Distancia SSD: 100.0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. Distancia d_{max} (cámara): 3.5 cm

4. Corrección por temperatura y presión:
 Temperatura: 23.5 °C
 Presión: 72.692 kPa
 P_{TP}: $1.401 \left[\frac{E_{p,T}}{E_{p,1}} = \left(\frac{273.2 - 38}{295.2} \right) \left(\frac{101.33}{38} \right) \right]$

5. Medidas a diferentes cuñas

Angulo de cuña [°]	L _{cámara} [nC] (Corregida por PTP)	L _{diodo} [ua]	F _{Cuña} = $\frac{L_{camara} \cdot \text{const. ef.}}{L_{diodo} \cdot \text{const. ef.}}$
Sin cuña	15.00	125	1.00
15° Right	12.31	98	1.05
30° Right	10.39	80	1.08
45° Right	7.71	56	1.15
60° Right	6.32	42	1.25

B.4. Mediciones para el cálculo del factor de corrección por presencia de bandeja para haces de fotones de 6MV y 18MV.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLON ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
Factor de Corrección: Bandeja

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 21 de noviembre 2009
 Acelerador: Clinac 2Varian
 Energía de fotones: 6 MV

2. Instrumentación
 Diodos: PN 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV
 PN 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electrómetro (diodo): CMC Z2D
 Número serial 5471
 Modelo cámara: PTW-TN 30006
 Número serial 339
 Modelo electrómetro (cámara): PTW Unidos
 Número serial 50162

3. Condiciones de referencia:
 a. Distancia SSD: 100.0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. Distancia d_{max} (cámara): 1.5 cm

4. Corrección por temperatura y presión:
 Temperatura: 23.0 °C
 Presión: 72.700 kPa
 $P_{TP} = 1.398 \left[\frac{273.2 - 34}{295.2} \left(\frac{101.33}{38} \right) \right]$

5. Medidas con y sin bandeja

Bandeja	L _{cámara} [nC] (Corregida por P _{TP})	L _{diodo} [ua]	F _{C bandeja} = $\frac{L_{cámara, bandeja}}{L_{diodo, bandeja}}$
Sin bandeja	12.46	105	1.00
Con bandeja	12.09	101	1.01

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLON ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
Factor de Corrección: Bandeja

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 21 de noviembre 2009
 Acelerador: Clinac 2Varian
 Energía de fotones: 18 MV

2. Instrumentación
 Diodos: PN 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV
 PN 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electrómetro (diodo): CMC Z2D
 Número serial 5471
 Modelo cámara: PTW-TN 30006
 Número serial 339
 Modelo electrómetro (cámara): PTW Unidos
 Número serial 50162

3. Condiciones de referencia:
 a. Distancia SSD: 100.0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 10x10 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. Distancia d_{max} (cámara): 3.5 cm

4. Corrección por temperatura y presión:
 Temperatura: 23.5 °C
 Presión: 72.692 kPa
 $P_{TP} = 1.401 \left[\frac{273.2 - 34}{295.2} \left(\frac{101.33}{38} \right) \right]$

5. Medidas con y sin bandeja

Bandeja	L _{cámara} [nC] (Corregida por P _{TP})	L _{diodo} [ua]	F _{C bandeja} = $\frac{L_{cámara, bandeja}}{L_{diodo, bandeja}}$
Sin bandeja	15.00	125	1.00
Con bandeja	14.70	123	0.99

B.5. Mediciones para el cálculo del factor por distancia fuera del eje para haces de fotones de 6MV.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLO N ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
 Factor de Corrección: Distancia

1. Datos Generales:
 Físico: W. Espinoza y L. Villegas
 Fecha: 24 de febrero 2010
 Acelerador: Clinac Z Varian
 Energía de fotones: 6 MV

2. Instrumentación
 Diodos: PN 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV
 PN 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electrómetro (diodo): CMC 22D
 Número serial 5471
 Modelo cámara: PTW TH 30006
 Número serial 339
 Modelo electrómetro (cámara): PTW Unidos
 Número serial 50162

3. Condiciones de referencia:
 a. Distancia SSD: 100.0 cm
 b. Tamaño de campo en la superficie: 25x25 cm²
 c. Número de unidades monitor: 100 MU
 d. Distancia d_{max} (cámara): 1.5 cm

4. Corrección por temperatura y presión:
 Temperatura: 23.0 °C
 Presión: 72.968 kPa
 PTP: $1.393 \left[\frac{Eg(A)}{295.2} \left(\frac{101.33}{30} \right) \right]$

5. Medidas a diferentes distancias a lo largo del eje transversal

distancia fuera del centro (cm)	L _{cámara} [nC] (Corregido por PTP)	L _{diodo} [ua]	F _{Corrección} = $\frac{L_{cámara} / L_{ref.}}{L_{diodo} / L_{ref.}}$
0.0	20.28	112	1.00
2.0	20.45	113	1.00
4.0	20.56	114	1.00
6.0	20.71	115	0.99

distancia fuera centro [cm]	$L_{camara}=M_{raw}^- \cdot P_{TP}$ [nC]			L_{diodo} [u.a.]			$FC_{distancia}$
0.0	20.26	20.32	20.26	112	112	112	1.000
2.0	20.44	20.46	20.46	113	113	113	0.999
4.0	20.59	20.55	20.54	114	114	114	0.996
6.0	20.69	20.72	20.71	115	115	115	0.994

Tabla B.5: Factor de corrección por distancias fuera del centro con haces de rayos-X de 6MV. L_{camara} es la lectura medida por la cámara de ionización corregida por presión y temperatura. L_{diodo} es la lectura del electrómetro medida por el diodo.

Anexo C

Medidas en pacientes

C.1. Medidas en campos de tratamiento AP con haces de fotones 6MV.

Paciente	162030	162030	162030	162030	162030	162030
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	90.0	90.0	90.0	90.0	90.0	90.0
Tamaño de campo [cm]	20.3	20.3	20.3	20.3	20.3	20.3
Dosis ref [cGy]	133.6	133.6	133.6	133.6	133.6	133.6
Lectura diodo [u.a.]	144.0	143.0	145.0	145.0	143.0	143.0
Variación [%]	2.7	2.0	3.5	3.5	2.0	2.0
Paciente	163012	163012	163012	163012	163012	163012
Sitio	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen
SSD_{med} [cm]	90.5	90.5	90.5	90	90.5	91
Tamaño de campo [cm]	15.7	15.7	15.7	15.6	15.7	15.8
Dosis ref [cGy]	116.2	116.2	116.2	116.2	116.2	116.2
Lectura diodo [u.a.]	125	123	126	123	124	123
Variación [%]	2.5	0.9	3.3	0.7	1.7	1.0
Paciente	166252	166252	166252	166252		
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis		
SSD_{med} [cm]	91.0	91.0	91.5	91.0		
Tamaño de campo [cm]	18.1	18.1	18.2	18.1		
Dosis ref [cGy]	129.3	129.3	129.3	129.3		
Lectura diodo [u.a.]	141.0	138.0	140.0	141.0		
Variación [%]	4.2	2.0	3.6	4.2		

Paciente	165670	165670	165670	165670	165670	165670
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	91.0	91.0	91.0	91.0	91.0	91.0
Tamaño de campo [cm]	19.3	19.3	19.3	19.3	19.3	19.3
Dosis ref [cGy]	128.5	128.5	128.5	128.5	128.5	128.5
Lectura diodo [u.a.]	138.0	137.0	138.0	137.0	137.0	138.0
Variación [%]	2.6	1.9	2.6	1.9	1.9	2.6
Paciente	165670	165670	165670	165670	165670	
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	
SSD_{med} [cm]	91.5	91.5	92.0	91.0	91.0	
Tamaño de campo [cm]	19.4	19.4	19.6	19.3	19.3	
Dosis ref [cGy]	128.5	128.5	128.5	128.5	128.5	
Lectura diodo [u.a.]	137.0	137.0	134.0	141.0	140.0	
Variación [%]	2.0	2.0	0.1	4.9	4.1	
Paciente	167576	167576	167576	167576	167576	167576
Sitio	Tórax	Tórax	Tórax	Tórax	Tórax	Tórax
SSD_{med} [cm]	89.0	89.5	89.5	90.0	89.6	90.0
Tamaño de campo [cm]	14.9	15.0	15.0	15.1	15.0	15.1
Dosis ref [cGy]	146.3	146.3	146.3	146.3	146.3	146.3
Lectura diodo [u.a.]	161.0	160.0	158.0	158.0	158.0	160.0
Variación [%]	4.4	3.9	2.6	2.7	2.6	4.0
Paciente	167576	167576	167576	167576	167576	
Sitio	Tórax	Tórax	Tórax	Tórax	Tórax	
SSD_{med} [cm]	89.5	89.5	89.5	90.0	89.5	
Tamaño de campo [cm]	15.0	15.0	15.0	15.1	15.0	
Dosis ref [cGy]	146.3	146.3	146.3	146.3	146.3	
Lectura diodo [u.a.]	160.0	161.0	161.0	160.0	160.0	
Variación [%]	3.9	4.5	4.5	4.0	3.9	

Paciente	166934	166934	166934	166934	166934	166934
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	89.5	89.0	90.0	90.0	89.5	90.0
Tamaño de campo [cm]	18.6	18.5	18.7	18.7	18.6	18.7
Dosis ref [cGy]	134.5	134.5	134.5	134.5	134.5	134.5
Lectura diodo [u.a.]	147.0	150.0	147.0	148.0	150.0	148.0
Variación [%]	4.1	6.1	4.2	4.9	6.2	4.9
Paciente	166934	166934	166934	166934	166934	166934
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	89.5	90.0	90.0	90.0	89.5	89.0
Tamaño de campo [cm]	18.6	18.7	18.7	18.7	18.6	18.5
Dosis ref [cGy]	134.5	134.5	134.5	134.5	134.5	134.5
Lectura diodo [u.a.]	149.0	150.0	148.0	148.0	147.0	149.0
Variación [%]	5.5	6.3	4.9	4.9	4.1	5.4
Paciente	166934	166934	166934	166934		
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis		
SSD_{med} [cm]	89.0	89.5	90.0	90.0		
Tamaño de campo [cm]	18.5	18.6	18.7	18.7		
Dosis ref [cGy]	134.5	134.5	134.5	134.5		
Lectura diodo [u.a.]	150.0	149.0	148.0	150.0		
Variación [%]	6.1	5.5	4.9	6.3		
Paciente	167048	167048	167048			
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis			
SSD_{med} [cm]	91.0	91.5	90.0			
Tamaño de campo [cm]	18.2	18.3	18.0			
Dosis ref [cGy]	116.7	116.7	116.7			
Lectura diodo [u.a.]	128.0	128.0	128.0			
Variación [%]	4.8	5.0	4.6			

C.2. Medidas en campos de tratamiento SUPRA con haces de fotones 6MV.

Paciente	161764	161764	161764	161764	161764	161764
Sitio	Mama izq					
SSD_{med} [cm]	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
Tamaño de campo [cm]	11.4	11.4	11.4	11.4	11.4	11.4
Dosis ref [cGy]	210.0	210.0	210.0	210.0	210.0	210.0
Lectura diodo [u.a.]	222.0	222.0	221.0	220.0	223.0	223.0
Variación [%]	2.1	2.0	1.7	1.3	2.7	2.5
Paciente	161764	161764	161764	161764	161764	
Sitio	Mama izq					
SSD_{med} [cm]	99.5	100.0	100.0	100.0	100.0	
Tamaño de campo [cm]	11.3	11.4	11.4	11.4	11.4	
Dosis ref [cGy]	210.0	210.0	210.0	210.0	210.0	
Lectura diodo [u.a.]	223.0	222.0	222.0	222.0	223.0	
Variación [%]	2.5	2.2	2.2	2.2	2.6	
Paciente	161903	161903	161903	161903	161903	161903
Sitio	Mama der					
SSD_{med} [cm]	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
Tamaño de campo [cm]	12.8	12.8	12.8	12.8	12.8	12.8
Dosis ref [cGy]	220.0	220.0	220.0	220.0	220.0	220.0
Lectura diodo [u.a.]	235.0	236.0	233.0	236.0	230.0	234.0
Variación [%]	3.5	3.9	2.6	4.0	1.3	3.1

Paciente	161903	161903	161903	146408		
Sitio	Mama der	Mama der	Mama der			
SSD_{med} [cm]	100.0	99.0	99.0			
Tamaño de campo [cm]	12.8	12.6	12.6			
Dosis ref [cGy]	220.0	220.0	220.0			
Lectura diodo [u.a.]	239.0	238.0	237.0			
Variación [%]	5.3	4.6	4.1			
Paciente	146408	146408	146408	146408	146408	146408
Sitio	cabeza-cuello	cabeza-cuello	cabeza-cuello	cabeza-cuello	cabeza-cuello	cabeza-cuello
SSD_{med} [cm]	96.5	96.0	96.0	95.5	94.0	94.0
Tamaño de campo [cm]	10.9	10.9	10.9	10.8	10.6	10.6
Dosis ref [cGy]	130.732	130.732	130.732	130.732	130.732	130.732
Lectura diodo [u.a.]	140	141	140	138	137	135
Variación [%]	2.7	3.3	2.6	1.0	0.2	1.6
Sitio	cabeza-cuello					
SSD_{med} [cm]	96.0					
Tamaño de campo [cm]	10.9					
Dosis ref [cGy]	130.732					
Lectura diodo [u.a.]	139					
Variación [%]	1.8					

C.3. Medidas usando máscara, bandeja o cuña en tratamientos con haces de fotones 6MV.

Paciente	166459	166459	163235			
Sitio: Con máscara	Tórax-cuello	Tórax-cuello	Fosa			
SSD_{med} [cm]	91.5	94	94.5			
Tamaño de campo [cm]	15.4	15.8	11.6			
Dosis ref [cGy]	105.2	105.2	199.4			
Lectura diodo [u.a.]	116	116	223			
Variación [%]	5.3	6.0	6.9			
Paciente	163235	163235	163235	163235	163235	163235
Sitio: Con máscara	Fosa	Fosa	Fosa	Fosa	Fosa	Fosa
SSD_{med} [cm]	94.5	94	94	93.5	94.5	94.5
Tamaño de campo [cm]	11.6	11.5	11.5	11.5	11.6	11.6
Dosis ref [cGy]	199.8	199.8	199.8	199.8	199.8	199.8
Lectura diodo [u.a.]	216	216	216	225	215	215
Variación [%]	3.3	3.2	3.2	7.3	2.8	2.8
Paciente	163235	163235	163235	163235	163235	163235
Sitio: Con bandeja	Fosa	Fosa	Fosa	Fosa	Fosa	Fosa
SSD_{med} [cm]	94.5	94.5	95	94	95	94.5
Tamaño de campo [cm]	11.6	11.6	11.6	11.5	11.6	11.6
Dosis ref [cGy]	199.4	199.4	199.4	199.4	199.4	199.6
Lectura diodo [u.a.]	222	223	223	214	215	213
Variación [%]	6.4	6.9	7.0	2.4	3.2	2.0

Paciente	162422	162422	162422	162422
Sitio:Con bandeja	Tórax-Manto	Tórax-Manto	Tórax-Manto	Tórax-Manto
SSD_{med} [cm]	91	91	91	92
Tamaño de campo [cm]	22.5	22.5	22.5	22.8
Dosis ref [cGy]	127.2	127.2	127.2	127.2
Lectura diodo [u.a.]	135	134	132	134
Variación [%]	2.2	1.4	0.1	1.6
Paciente	167576	167576		
Sitio:Con cuña	Tórax	Tórax		
SSD_{med} [cm]	89.5	89.5		
Tamaño de campo [cm]	9.7	9.7		
Dosis ref [cGy]	125.3	125.3		
Lectura diodo [u.a.]	133	134		
Variación [%]	3.8	4.6		

C.4. Medidas en campos de tratamiento AP con bandeja y sin bandeja para haces de fotones 18MV.

Paciente	156925	162899	157536	163646	164760	165249
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	91.5	92.0	91.5	88.0	92.0	90.0
Tamaño de campo [cm]	15.5	7.4	14.1	14.5	15.3	15.4
Dosis ref [cGy]	60.5	34.2	55.0	69.3	60.8	61.3
Lectura diodo [u.a.]	76.0	44.0	70.0	89.0	75.0	77.0
Variación [%]	1.7	0.9	0.3	0.3	3.4	2.1
Paciente	163569	163569	163569	163569	163569	163569
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	91.0	91.0	92.0	91.0	91.5	91.5
Tamaño de campo [cm]	15.3	15.3	15.5	15.3	15.4	15.4
Dosis ref [cGy]	123.6	123.6	123.6	123.6	123.6	123.6
Lectura diodo [u.a.]	156.0	161.0	160.0	163.0	161.0	160.0
Variación [%]	1.4	1.8	1.4	3.0	1.9	1.3
Paciente	163569	160214	160214			
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis			
SSD_{med} [cm]	91.5	89.0	93.0			
Tamaño de campo [cm]	15.4	14.7	15.4			
Dosis ref [cGy]	123.6	117.5	117.5			
Lectura diodo [u.a.]	162.0	151.0	150.0			
Variación [%]	2.5	0.0	0.2			

Paciente	165322	165322	165322	165322	165322	165322
Sitio	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen
SSD_{med} [cm]	92.0	92.0	91.5	92.0	92.0	91.0
Tamaño de campo [cm]	15.3	15.3	15.2	15.3	15.3	15.1
Dosis ref [cGy]	111.8	111.8	111.8	111.8	111.8	111.8
Lectura diodo [u.a.]	143.0	144.0	147.0	144.0	144.0	145.0
Variación [%]	0.2	0.9	2.9	0.9	0.9	1.4
Paciente	165322	153329	153329	153329	153329	
Sitio	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	
SSD_{med} [cm]	92.0	89.5	89.5	89.5	89.0	
Tamaño de campo [cm]	15.3	14.0	14.0	14.0	13.9	
Dosis ref [cGy]	111.8	118.8	118.8	118.8	118.8	
Lectura diodo [u.a.]	146.0	155.0	154.0	156.0	157.0	
Variación [%]	2.3	1.7	1.0	2.3	2.9	
Paciente	163804	163804	163804	163804	163804	163804
Sitio	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen
SSD_{med} [cm]	100.0	100.0	100.0	100.0	99.5	100.0
Tamaño de campo [cm]	16.7	16.7	16.7	16.7	16.6	16.7
Dosis ref [cGy]	118.4	118.4	118.4	118.4	118.4	118.4
Lectura diodo [u.a.]	152.0	151.0	152.0	153.0	154.0	154.0
Variación [%]	2.4	1.7	2.4	3.1	3.6	3.8
Paciente	163804	163171				
Sitio	Abdomen	Abdomen				
SSD_{med} [cm]	99.0	87.5				
Tamaño de campo [cm]	16.5	16.0				
Dosis ref [cGy]	118.4	128.8				
Lectura diodo [u.a.]	154.0	170.0				
Variación [%]	3.5	2.2				

Paciente	164188	164188	164188	164188	164188	164188
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	90.0	90.0	89.0	89.0	89.0	89.0
Tamaño de campo [cm]	14.7	14.7	14.6	14.6	14.6	14.6
Dosis ref [cGy]	67.5	67.5	67.5	67.5	67.5	67.5
Lectura diodo [u.a.]	85.0	86.0	87.0	87.0	87.0	87.0
Variación [%]	1.8	0.6	0.3	0.3	0.3	0.3
Paciente	164188	163547	163547	163547		
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis		
SSD_{med} [cm]	91.0	92.0	92.0	92.0		
Tamaño de campo [cm]	14.9	16.0	16.0	16.0		
Dosis ref [cGy]	67.5	106.2	106.2	106.2		
Lectura diodo [u.a.]	84.0	133.0	137.0	135.0		
Variación [%]	2.7	2.0	1.0	0.5		
Paciente	163692	163692	163692	163692	163692	163692
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	91.0	91.0	91.0	91.0	91.0	91.0
Tamaño de campo [cm]	15.3	15.3	15.3	15.3	15.3	15.3
Dosis ref [cGy]	54.4	54.4	54.4	54.4	54.4	54.4
Lectura diodo [u.a.]	69.0	68.0	69.0	69.0	69.0	69.0
Variación [%]	0.9	2.3	0.9	0.9	0.9	0.9
Paciente	163692	162833	164188	164188		
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis		
SSD_{med} [cm]	91.0	90.5	91.0	92.0		
Tamaño de campo [cm]	15.3	14.5	14.9	15.1		
Dosis ref [cGy]	54.4	66.6	67.5	67.5		
Lectura diodo [u.a.]	69.0	85.0	84.0	83.0		
Variación [%]	0.9	0.3	2.7	3.7		

Paciente	162833	162833	162833	162833	162833	162833
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	90.0	90.0	90.0	90.0	90.0	90.0
Tamaño de campo [cm]	14.5	14.5	14.5	14.5	14.5	14.5
Dosis ref [cGy]	66.6	66.6	66.6	66.6	66.6	66.6
Lectura diodo [u.a.]	86.0	83.0	85.0	86.0	85.0	86.0
Variación [%]	0.7	2.8	0.4	0.7	0.4	0.7
Paciente	163614	163614	163614	163614	163614	163614
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	89.0	91.0	89.0	89.0	89.0	89.5
Tamaño de campo [cm]	14.4	14.7	14.4	14.4	14.4	14.5
Dosis ref [cGy]	127.7	127.7	127.7	127.7	127.7	127.7
Lectura diodo [u.a.]	162.0	162.0	162.0	164.0	163.0	160.0
Variación [%]	1.3	0.8	1.3	0.1	0.7	2.4
Paciente	163193	163193	163193	163193	163193	163193
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	91.0	91.0	91.0	91.0	91.0	91.0
Tamaño de campo [cm]	15.6	15.6	15.6	15.6	15.6	15.6
Dosis ref [cGy]	113.8	113.8	113.8	113.8	113.8	113.8
Lectura diodo [u.a.]	145.0	145.0	145.0	144.0	145.0	145.0
Variación [%]	0.5	0.5	0.5	1.2	0.5	0.5
Paciente	163193	163193				
Sitio	Pelvis	Pelvis				
SSD_{med} [cm]	91.5	91.5				
Tamaño de campo [cm]	15.6	15.6				
Dosis ref [cGy]	113.8	113.8				
Lectura diodo [u.a.]	145.0	146.0				
Variación [%]	0.3	0.3				

Paciente	164645	164645	164645	164645	164645	164645
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	89.0	89.0	89.0	89.0	89.0	89.0
Tamaño de campo [cm]	15.2	15.2	15.2	15.2	15.2	15.2
Dosis ref [cGy]	74.2	74.2	74.2	74.2	74.2	74.2
Lectura diodo [u.a.]	97.0	95.0	96.0	96.0	95.0	95.0
Variación [%]	1.6	0.4	0.6	0.6	0.4	0.4
Paciente	163905	163905	163905			
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis			
SSD_{med} [cm]	91.0	91.5	91.0			
Tamaño de campo [cm]	14.9	14.9	14.9			
Dosis ref [cGy]	110.6	110.6	110.6			
Lectura diodo [u.a.]	145.0	145.0	144.0			
Variación [%]	2.5	2.6	1.8			
Paciente	56274	56274	56274	56274	56274	56274
Sitio	Hemipelvis	Hemipelvis	Hemipelvis	Hemipelvis	Hemipelvis	Hemipelvis
SSD_{med} [cm]	91.5	91.5	91.5	91.0	91.0	91.0
Tamaño de campo [cm]	18.1	18.1	18.1	18.0	18.0	18.0
Dosis ref [cGy]	194.1	194.1	194.1	194.1	194.1	194.1
Lectura diodo [u.a.]	245.0	248.0	243.0	247.0	241.0	244.0
Variación [%]	1.4	0.2	2.2	0.7	3.1	1.9
Paciente	56274					
Sitio	Hemipelvis					
SSD_{med} [cm]	91.0					
Tamaño de campo [cm]	18.0					
Dosis ref [cGy]	194.1					
Lectura diodo [u.a.]	246.0					
Variación [%]	1.1					

Paciente	165661	165661	165661	165661	165661	165661
Sitio: Con bandeja	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen
SSD_{med} [cm]	88	88	88	88	88	87.5
Tamaño de campo [cm]	17.5	17.5	17.5	17.5	17.5	17.4
Dosis ref [cGy]	127.1	127.1	127.1	127.1	127.1	127.1
Lectura diodo [u.a.]	166	167	169	167	169	167
Variación [%]	1.0	1.7	2.9	1.7	2.9	1.5
Paciente	165661	165661	165661	165661	165661	
Sitio: Con bandeja	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	Abdomen	
SSD_{med} [cm]	88	88	88	89	89	
Tamaño de campo [cm]	17.5	17.5	17.5	17.7	17.7	
Dosis ref [cGy]	127.1	127.1	127.1	127.1	127.1	
Lectura diodo [u.a.]	165	166	170	168	168	
Variación [%]	0.4	1.0	3.5	2.5	2.5	
Paciente	165661	165661				
Sitio: Con bandeja	Abdomen	Abdomen				
SSD_{med} [cm]	89	88				
Tamaño de campo [cm]	17.7	17.5				
Dosis ref [cGy]	127.1	127.1				
Lectura diodo [u.a.]	168	166				
Variación [%]	2.5	1.0				

C.5. Medidas en campos de tratamiento LI con haces de fotones 18MV.

Paciente	156925	156925	156925	162899	162899
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	84.4	84.4	84.4	83.3	83.3
Tamaño de campo [cm]	12.0	12.0	12.0	6.3	6.3
Dosis ref [cGy]	80.3	80.3	80.3	56.1	56.1
Lectura diodo [u.a.]	103	101	101	73	74
Variación [%]	1.1	3.0	3.0	0.4	1.0
Paciente	157536	157536			
Sitio	Pelvis	Pelvis			
SSD_{med} [cm]	83.1	83.1			
Tamaño de campo [cm]	12.2	12.2			
Dosis ref [cGy]	80.9	80.9			
Lectura diodo [u.a.]	103	104			
Variación [%]	2.2	1.2			
Paciente	164760	164760	165249	164244	
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	
SSD_{med} [cm]	83.3	83.3	82.7	83.2	
Tamaño de campo [cm]	11.7	11.7	12.3	12.8	
Dosis ref [cGy]	83.3	83.3	85.3	84	
Lectura diodo [u.a.]	109	110	112	110	
Variación [%]	0.6	1.6	0.8	0.6	

Paciente	162833	162833	162833	162833	162833
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	82	83	83	83	83
Tamaño de campo [cm]	11.5	11.7	11.7	11.7	11.7
Dosis ref [cGy]	94.4	94.4	94.4	94.4	94.4
Lectura diodo [u.a.]	122	123	124	123	124
Variación [%]	0.9	0.1	0.9	0.1	0.9
Paciente	162833	162833	162833	162833	
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	
SSD_{med} [cm]	83	83	83	83	
Tamaño de campo [cm]	11.7	11.7	11.7	11.7	
Dosis ref [cGy]	94.4	94.4	94.4	94.4	
Lectura diodo [u.a.]	125	124	124	125	
Variación [%]	1.8	0.9	0.9	1.8	
Paciente	163692	163692	163692	163692	
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	
SSD_{med} [cm]	84	84	84	84	
Tamaño de campo [cm]	12.3	12.3	12.3	12.3	
Dosis ref [cGy]	76.9	76.9	76.9	76.9	
Lectura diodo [u.a.]	101	101	102	102	
Variación [%]	1.1	1.1	2.1	2.1	
Paciente	163692	163692	163692		
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis		
SSD_{med} [cm]	84	84	84		
Tamaño de campo [cm]	12.3	12.3	12.3		
Dosis ref [cGy]	76.9	76.9	76.9		
Lectura diodo [u.a.]	102	101	101		
Variación [%]	2.1	1.1	1.1		

C.6. Medidas en campos de tratamiento LD con haces de fotones 18MV.

Paciente	156925	162899	162899		
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis		
SSD_{med} [cm]	84.1	83.3	83.3		
Tamaño de campo [cm]	12.0	6.2	6.2		
Dosis ref [cGy]	81.1	55.6	55.6		
Lectura diodo [u.a.]	102	75	75		
Variación [%]	3.1	3.2	3.2		
Paciente	157536	157536	165249	164244	
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	
SSD_{med} [cm]	82.2	82.2	82.8	83	
Tamaño de campo [cm]	12.1	12.1	12.3	12.0	
Dosis ref [cGy]	83.6	83.6	84.8	85.8	
Lectura diodo [u.a.]	105	105	109	110	
Variación [%]	3.7	3.7	1.3	1.5	
Paciente	163692	163692	163692	163692	163692
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	83.9	83.9	83.9	83.9	83.9
Tamaño de campo [cm]	12.2	12.2	12.2	12.2	12.2
Dosis ref [cGy]	75.1	75.1	75.1	75.1	75.1
Lectura diodo [u.a.]	99	99	100	100	100
Variación [%]	1.5	1.5	2.5	2.5	2.5

Paciente	163692	163692	163692	163692	
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	
SSD_{med} [cm]	83.9	83.9	83.9	83.9	
Tamaño de campo [cm]	12.2	12.2	12.2	12.2	
Dosis ref [cGy]	75.1	75.1	75.1	75.1	
Lectura diodo [u.a.]	100	100	100	101	
Variación [%]	2.5	2.5	2.5	3.5	
Paciente	164760	164760	164760		
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis		
SSD_{med} [cm]	82.8	82.8	82.8		
Tamaño de campo [cm]	11.6	11.6	11.6		
Dosis ref [cGy]	85.9	85.9	85.9		
Lectura diodo [u.a.]	111	112	111		
Variación [%]	0.7	0.2	0.7		
Paciente	162833	162833	162833	162833	162833
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis
SSD_{med} [cm]	82.2	82.2	82.2	82.2	82.2
Tamaño de campo [cm]	11.6	11.6	11.6	11.6	11.6
Dosis ref [cGy]	98.7	98.7	98.7	98.7	98.7
Lectura diodo [u.a.]	127	127	127	128	129
Variación [%]	1.3	1.3	1.3	0.5	0.2
Paciente	162833	162833	162833	162833	
Sitio	Pelvis	Pelvis	Pelvis	Pelvis	
SSD_{med} [cm]	82.2	82.2	82.2	82.2	
Tamaño de campo [cm]	11.6	11.6	11.6	11.6	
Dosis ref [cGy]	98.7	98.7	98.7	98.7	
Lectura diodo [u.a.]	130	130	128	130	
Variación [%]	1.0	1.0	0.5	1.0	

Anexo D

Formularios para medidas en pacientes

D.1. Guía para el control dosimétrico *in vivo* para pacientes.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLOIN ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
 Medidas en pacientes

1. Datos Generales:
 Físico: _____
 Fecha: _____
 Acelerador: _____

2. Datos del paciente:

Historia clínica:	
Sexo:	Edad:
Diagnóstico:	Sitio:
Dosis por fracción:	Dosis Total:

3. Datos del tratamiento:

Campo	Energía	Tamaño de campo	Cuía	Bandeja	Distancia [cm]	SSD _{ref} [cm]	SSD _{diodo} [cm]	Unidades Monitor	Dosis de ref. [cGy]

4. Instrumentación:
 Diodos: P/N 00-30-2120 para rango de 6 a 12 MV
 P/N 00-30-3020 para rango de 15 a 25 MV
 Modelo de electrómetro (diodo): GMMC 22D _____
 Número serial _____

5. Lectura del diodo:

Campo	L _{diodo} [uA]

Observaciones: _____

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLOIN ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL DOSIMETRICO IN VIVO
 Medidas en pacientes
 Control Diario

Unidad de Tratamiento	Fecha	Energía [MV]	Dosis acumulada < 100Gy
Dosimetrista:	Historia Clínica		
	Dosis referencia [Gy]		
Físico:	Campo		
	SSD (cm)		
	Lectura diodo [uA]		
	Variación %		
Chequeo visual:	Integridad física		
	Cableado		
Dosimetrista:	Historia Clínica		
	Dosis referencia [Gy]		
Físico:	Campo		
	SSD (cm)		
	Lectura diodo [uA]		
	Variación %		
Chequeo visual:	Integridad física		
	Cableado		
Dosimetrista:	Historia Clínica		
	Dosis referencia [Gy]		
Físico:	Campo		
	SSD (cm)		
	Lectura diodo [uA]		
	Variación %		
Chequeo visual:	Integridad física		
	Cableado		
Revisión			Tota dosis acumulada [Gy]
Físico:			

D.2. Tabla de dosis del diodo para haces de energía de 6MV y 18MV.

	Energía:6MV		Energía:18MV			Energía:6MV		Energía:18MV	
Lectura diodo [u.a]	Dosis diodo[cGy]		Dosis diodo[cGy]		Lectura diodo [u.a]	Dosis diodo[cGy]		Dosis diodo[cGy]	
50	43.7	48.3	37.14	39.44	112	101.1	111.7	84.33	89.55
55	48.3	53.4	40.95	43.48	114	102.9	113.8	85.85	91.16
60	52.9	58.5	44.76	47.52	116	104.8	115.8	87.37	92.78
65	57.5	63.6	48.56	51.56	118	106.6	117.8	88.90	94.40
66	58.5	64.6	49.32	52.37	120	108.5	119.9	90.42	96.01
68	60.3	66.7	50.84	53.99	122	110.3	121.9	91.94	97.63
70	62.2	68.7	52.37	55.60	124	112.2	124.0	93.46	99.24
72	64.0	70.8	53.89	57.22	126	114.0	126.0	94.99	100.86
74	65.9	72.8	55.41	58.84	128	115.9	128.1	96.51	102.48
76	67.7	74.9	56.93	60.45	130	117.7	130.1	98.03	104.09
78	69.6	76.9	58.45	62.07	132	119.6	132.2	99.55	105.71
80	71.4	79.0	59.98	63.69	134	121.4	134.2	101.07	107.33
82	73.3	81.0	61.50	65.30	136	123.3	136.3	102.60	108.94
84	75.1	83.1	63.02	66.92	138	125.1	138.3	104.12	110.56
86	77.0	85.1	64.54	68.54	140	127.0	140.4	105.64	112.17
88	78.8	87.1	66.06	70.15	145	131.6	145.5	109.45	116.22
90	80.7	89.2	67.59	71.77	150	136.3	150.6	113.25	120.26
92	82.5	91.2	69.11	73.38	160	145.5	160.8	120.86	128.34
94	84.4	93.3	70.63	75.00	170	154.8	171.1	128.47	136.42
96	86.3	95.3	72.15	76.62	180	164.0	181.3	136.08	144.50
98	88.1	97.4	73.68	78.23	190	173.3	191.5	143.69	152.58
100	90.0	99.4	75.20	79.85	200	182.6	201.8	151.30	160.66
102	91.8	101.5	76.72	81.47	210	191.8	212.0	158.91	168.74
104	93.7	103.5	78.24	83.08	220	201.1	222.2	166.53	176.83
106	95.5	105.6	79.76	84.70	230	210.3	232.5	174.14	184.91
108	97.4	107.6	81.29	86.31	240	219.6	242.7	181.75	192.99
110	99.2	109.7	82.81	87.93	250	228.9	252.9	189.36	201.07

Anexo E

Formularios para el control de calidad de los diodos

E.1. Guía para el control de calidad mensual/trimestral/semestral de los diodos.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLON ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL MENSUAL/TRIMESTRAL/SEMESTRAL DE LOS DIODOS

CONTROL DE CALIDAD

1. Instrumentación:

Accelerador Diodos	6MV (PN 00-30-2120)
Electrónmetro Modelo: CNM.22D	18MV (PN 00-30-3020)
Cámara	Serial: 3470
Electrónmetro	Serial: 3471
	Modelo:
	Serial:
	Modelo: PTW- Unidos
	Serial:

Dosis acumulada [Gy] _____

2. Cálculo del factor de calibración:

Fecha	
Fisico responsable	
Condiciones referencia	SSD=100cm, TC=10cmx10cm, 10xMU
Temperatura [°C]	
Presión [kPa]	
P_{TP}	
Dosis MU a d_{max} [cGy/MU] (Petrosole AAPM TG51)	
$L_{camara} = M_{cond} = M_{exp}$ [nC], P_{TP} (Pantema sólido)	
$T_r = \frac{2k \cdot 100 \mu U}{30 \text{ mVola}}$ [cGy/nC]	
L_{diodo} [u.a.]	
$F_{cal} = T_r \cdot \left(\frac{L_{camara}}{L_{diodo}} \right)_{cond.ref.}$	
TOLERANCIA < 2%	

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLON ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL MENSUAL/TRIMESTRAL/SEMESTRAL DE LOS DIODOS

3. Cálculo del factor de corrección por SSD :

Fecha										
Fisico responsable										
SSD [cm]	76	80	85	90	95	100	105	110	115	
L_{camara} [nC] (Corregida por P_{TP})										
L_{diodo} [u.a.]										
$F_{C_{SSD}} = \frac{L_{camara}}{\left(\frac{L_{camara}}{L_{diodo}} \right)_{cond.ref.}}$										
TOLERANCIA < 2%										

4. Cálculo del factor de corrección por presencia de cuña:

Fecha										
Fisico responsable										
Cuña	Sin cuña	15° Right	30° Right	45° Right	60° Right					
	SSD=100cm									
L_{camara} [nC] (Corregida por P_{TP})										
L_{diodo} [u.a.]										
$F_{C_{cuña}} = \frac{L_{camara}}{\left(\frac{L_{camara}}{L_{diodo}} \right)_{cond.ref.}}$										
TOLERANCIA < 2%										

5. Observaciones:

E.2. Guía para el control de calidad anual de los diodos.

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLOIN ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL ANUAL DE LOS DIODOS
CONTROL DE CALIDAD

1. Instrumentación:

Acelerador	6MV. (P.N 00-30-2120)
Diodos	18MV. (P.N 00-30-3020)
Electrónmetro	Serial: 5470
Modelo: CNM.22D	Serial: 5471
Cámara	Modelo:
Electrónmetro	Serial:
Modelo: PTW- Unidos	Serial:

Dosis acumulada [Gy] _____

2. Cálculo del factor de calibración:

Fecha	
Físico responsable	
Condiciones referencia	SSD=100cm , TC=10cmx10cm, 10MU
Temperatura [°C]	
Presión [RPa]	
P _{TP}	
Dosis MU a <i>chmax</i> [cGy/MU]	
(Protocolo AAPM TG-51)	
$L_{camara} = M_{diodo} = M_{ref} \cdot [uC] \cdot P_{TP}$	
(Fantom 200D)	
$T_r = \frac{D_{ref}}{D_{diodo}}$ [cGy/nC]	
300 Masitas	
L _{diodo} [u.a.]	
$F_{cal} = T_r \cdot \left(\frac{L_{camara}}{L_{diodo}} \right)_{cond.ref.}$	
TOLERANCIA < 2%	

HOSPITAL ONCOLOGICO "SOLOIN ESPINOSA AYALA"
SOLCA-NUCLEO DE QUITO
CONTROL ANUAL DE LOS DIODOS

3. Cálculo de los factores de corrección:

Fecha	
Físico responsable	
Parámetros	SSD [cm] TC [cm ⁻¹] Cuña [°] Bandeja Distancia [cm]
$L_{cam} [nC]$	
(Corregida por P _{TP})	
$L_{diodo} [u.a.]$	
L_{camara}	
$\left(\frac{L_{camara}}{L_{diodo}} \right)_{cond.ref.}$	
$F_C = \left(\frac{L_{camara}}{L_{diodo}} \right)_{cond.ref.}$	
TOLERANCIA < 2%	

4. Observaciones:
