TESIS CARRERA DE MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

DISEÑO DE UN FANTOMA COMPATIBLE CON IMÁGENES PARA VERIFICACIONES EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS TRIDIMENSIONAL

Sofía Solange Dropsi

Maestrando

Mariana Casal

Pablo Menéndez

Directora

Codirector

Miembros del jurado: Mgter. Pablo Cappagli Dr. Darío Sanz Dr. Esteban Cantero

Diciembre 2018

Instituto Oncológico Ángel H. Roffo

Instituto Balseiro Universidad Nacional de Cuyo Comisión Nacional de Energía Atómica Argentina

Índice de abreviaturas

AAPM	American Association of Physical Medic. Asociación Americana de Física Médica	
DGMP	<i>Deutsche gesellschaft fuer medizinische physik.</i> Asociación Alemana de física médica	
HDR	High Dose Rate. Alta tasa de dosis	
IAEA	International Atomic Energy Agency. Agencia internacional de Energía Atómica	
TPS	Treatment Planning System. Sistema de Planificación de Tratamiento	
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements.	
	Comisión Internacional de Unidades Radiológicas	
N _{DW}	Factor de calibración de dosis absorbida en agua para ⁶⁰ Co.	
N _{DW, Q}	Factor de calibración de dosis absorbida en agua para ¹⁹² Ir.	
OR	Órganos en riesgo	
K _R	Tasa de referencia de Kerma en aire.	
K _Q	Factor de calidad del haz.	
LPCD	Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica.	
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.	
TLD	Dosímetro de termoluminiscencia.	

Índice de Contenidos

Índice de abreviaturasii	
Índice de Contenidos1	
Resumen 4	
Abstract	
Introducción	
Objetivos	
Capítulo 1. Marco Teórico9	
1.1 BRAQUITERAPIA INTRACAVITARIA EN CÁNCER DE CUELLO UTERINO	9
1.2 BRAQUITERAPIA 2D 1	0
1.2.1 Puntos de prescripción de dosis1	0
1.2.2 Puntos de referencia para Recto y Vejiga1	1
1.2.3 Dosis de prescripción y límites de dosis para órganos en riesgo 1	2
1.3 BRAQUITERAPIA 3D 1	2
1.3.1 Definición de volúmenes blanco y órganos en riesgo1	3
1.3.2 Dosis de prescripción y límites de dosis para órganos en riesgo 1	4
1.3.4. Transición de braquiterapia 2D a 3D1	6
1.4 CONTROLES DE EXACTITUD EN LA ENTREGA DE DOSIS 1	7
1.4.1 Cálculos Teóricos: Software de planificación de tratamiento 1	8
1.4.2 Fantomas para braquiterapia1	8
1.4.3 Dosímetros empleados1	9
Capítulo 2. Calibración de Fuentes y de Cámaras de Ionización en Braquiterapia 22	
2. 1 FUENTES DE ¹⁹² Ir HDR	2
2.1.1 Especificación de la Intensidad de la Fuente	3
2.2. CALIBRACIÓN DE FUENTES DE ¹⁹² Ir HDR	4
2.2.1 Calibración con cámaras de ionización de pozo2	4
2.2.2 Calibraciones con cámaras de ionización cilíndrica	5
2.3 CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN	1
2.3.1 Calibración de cámaras de pozo	1

DROPSI, Sofia Solange

"Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

2.3.2 Calibración de cámaras cilíndricas	
2.3.3 Factores de calibración para ¹⁹² Ir de cámara de pozo y dedal en Arge	ntina 32
2.3.4 Determinación experimental del factor $N_{Dw,Q}$ de cámara de ioniz- para ¹⁹² Ir	ación cilíndrica 33
Capítulo 3. Determinación de factor de calibración $N_{Dw,Q}$ de una cámara c	ilíndrica para
¹⁹² Ir	35
3.1 EQUIPAMIENTO UTILIZADO	
3.2 GENERALIDADES	
3.3 OBTENCIÓN DEK_R CON CÁMARA DE POZO	
3.4 DETERMINACIÓN DE N _{Dw,Q} MEDIANTE MEDICIONES EN FANT CON CÁMARA CILÍNDRICA	OMA SÓLIDO 41
3.4.1 Determinación del factor de calidad del haz KQ para ¹⁹² Ir	
3.4.2 Obtención de K_R de nueva fuente de ¹⁹² Ir utilizando $N_{Dw,Q}$ obtenido.	
3.5 DETERMINACIÓN DE N _{Dw,Q} MEDIANTE MEDICIONES EN	AIRE CON
CÁMARA CILÍNDRICA	
3.5.1 Montaje Experimental	
3.5.2 Determinación del factor de atenuación de catéter de metal	
3.5.3 Mediciones y Cálculo	
Capítulo 4. Controles dosimétricos en fantoma	
4.1 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE FANTOMA	
4.1.1 Selección del material	
4.1.2 Selección de puntos de medición en fantoma	
4.1.3 Construcción del fantoma	
4.2 APLICACIÓN DEL TRATAMIENTO	
4.2.1 Planificación de tratamiento 3D	
4.2.2 Planificación de tratamiento 2D	
4.2.3 Aplicación del tratamiento	61
4.3 COMPARACIÓN DOSIS CALCULADA vs. DOSIS MEDIDA	
4.3.1. Mediciones con Cámara de Ionización cilíndrica	
4.3.2. Mediciones con TLDs	
4.3.3 Distribución de dosis con films radiocrómicos	
4.3.4 Diferencia entre planificación 2D y 3D	

DROPSI, Sofia Solange

"Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Conclusiones	67
Anexo I: Determinación de las incertezas relativas de las mediciones	. 70
Anexo II. Cálculo de factor <i>f</i>	.74
Referencias Bibliográficas	.76
Agradecimientos	. 80

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Resumen

La braquiterapia de alta tasa de dosis (high dose rate, HDR) constituye el tratamiento de cabecera para el cáncer de cérvix uterino. Los avances en tecnología de imágenes han hecho posible la transición desde tratamientos convencionales basados en imágenes planares a un enfoque más preciso utilizando imágenes tridimensionales, conformando la Braquiterapia 3D. La puesta en marcha de esta técnica requiere de un control de calidad previo a su implementación que asegure que el tratamiento prescripto sea entregado adecuadamente. El presente trabajo tiene por objetivo el diseño y construcción de un fantoma que permita reproducir un tratamiento de Braquiterapia 3D basado en imágenes de Tomografía Computada (TC), para comparar valores de dosis obtenidos experimentalmente en puntos de interés clínico con aquellos calculados por el software de planificación de braquiterapia BrachyVision®.

El fantoma diseñado se construyó a partir de bloques de poliestireno y de un bloque construido con gel de agarosa en una concentración del 3% en peso, en donde fueron insertados los aplicadores ginecológicos.

El control de calidad consistió en realizar mediciones dosimétricas sobre el fantoma utilizando una cámara de ionización Farmer PTW® modelo 30013, TLD 700 LiF:Mg,Ti y films Gafchromics EBT². Para poder llevar a cabo las mediciones con la cámara dedal, fue necesario obtener experimentalmente el factor de calibración de dosis absorbida en agua $N_{Dw,Q}$ de la cámara cilíndrica para la energía del ¹⁹²Ir, siguiendo formalismos dados por la IAEA-TECDOC-1274 y la Sociedad Alemana de Física Medica (*Deutsche gesellschaft fuer medizinische physik*, DGMP).

Los sitios de medición sobre el fantoma fueron seleccionados en base a puntos de relevancia clínica y a aquellos establecidos por el reporte No. 32 de la Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Mediciones (*International Comission on Radiation Units*, ICRU).

Los análisis realizados permitieron concluir que el factor de calibración $N_{Dw,Q}$ hallado tiene la precisión adecuada, pudiendo ser usado como método de verificación para la puesta en marcha de braquiterapia 3D. En cuanto al diseño del fantoma cumplió con los requisitos de diseño, incluyendo material y forma del mismo, para simular un tratamiento de cáncer de cuello de útero. Además, el fantoma permitió una adecuada inserción para los dosímetros utilizados.

Palabras clave: Braquiterapia HDR, fantoma, factor de calibración, cámara de ionización.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Abstract

High-dose rate (HDR) brachytherapy is the main treatment for uterine cervix cancer. Advances in imaging technology allowed the transition from conventional treatments based on planar images to a more precise approach using three-dimensional images, constituting the 3D Brachytherapy. The implementation of this technique requires a quality control prior to its implementation to ensure that the prescribed treatment is delivered properly. The objective of this work is to design and construct a phantom that allows reproducing a 3D Brachytherapy treatment based on Computed Tomography (CT) images, to compare dose values obtained experimentally in points of clinical interest with those calculated by the brachytherapy planning software BrachyVision®.

The designed phantom was constructed with polystyrene blocks and a block made of agarose gel with a mass concentration of 3%, where Gynecological applicators were inserted.

The quality control consisted on dosimetric measurements on the phantom using a Farmer PTW ionization chamber model 30013, TLD 700 LiF: Mg, Ti and Gafchromics EBT2 films. In order to make the measurements with the cylindrical chamber, it was necessary to experimentally obtain the absorbed dose in water calibration factor of the cylindrical chamber for the energy of the ¹⁹²Ir, following formalisms given by the IAEA-TECDOC-1274 and the German Medical Physics Society (Deutsche gesellschaft fuer medizinische physik, DGMP).

The measurement sites on the phantom were selected based on points of clinical relevance and those established by report No. 38 of the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU).

The carried out analyzes allow us to conclude that the found calibration factor has the adequate precision and can be used as a verification method for 3D brachytherapy start-up. Regarding the phantom design, it meets the requirements in terms of material to simulate a cervical cancer treatment; at the same time it allowed an adequate insertion of the used dosimeters.

Keywords: HDR brachytherapy, Phantom, Calibration factor, Ionization Chamber.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Introducción

Las publicaciones realizadas por el Organismo Mundial de Salud (OMS) dejan de manifiesto el impacto que posee el cáncer a nivel mundial, situándolo entre las principales causas de mortalidad. En la mayoría de los países desarrollados, el cáncer es la segunda causa de mortalidad después de enfermedades cardiovasculares. En particular, el cáncer de cuello uterino es el segundo tipo de cáncer en mujeres con mayor frecuencia en el mundo [4]

La braquiterapia intracavitaria de alta tasa de dosis ha sido y es una de las técnicas de radioterapia más exitosas para el tratamiento del cáncer cérvico uterino, ya que las condiciones anatómicas permiten la inserción de fuentes intrauterinas e intravaginales en contacto con el volumen blanco.

Convencionalmente, la dosimetría de la aplicación intracavitaria se realiza mediante radiografías ortogonales en donde las dosis puntuales en estructuras críticas como el recto y la vejiga se calculan de acuerdo con las especificaciones del ICRU No. 38, sin embargo éstas dosis puntuales no necesariamente representan la dosis recibida por el volumen del órgano. [18]

En la actualidad, la dosimetría basada en distribuciones volumétricas puede ser lograda gracias a la disponibilidad de imágenes que aportan información tridimensional y al desarrollo de sistemas informáticos de planeación que permiten importar a sus cálculos los datos volumétricos provenientes de dichas imágenes, estableciendo de esta manera la denominada braquiterapia 3D [9]. Una de las principales ventajas es que el cómputo de la dosis al recto y la vejiga se logra teniendo en cuenta el volumen completo de estos órganos y el reporte de dicha información en forma de histogramas de volumen de dosis.

Es en base a estos enfoques, que el Instituto Oncológico Ángel H. Roffo, que actualmente cuenta con el servicio de Braquiterapia convencional de alta tasa de dosis, se encuentra en el periodo de transición hacia la Braquiterapia 3D para tratamientos de cáncer de cuello de útero; habiendo aplicado esta técnica en algunos casos de tumores superficiales donde no se encuentran órganos en riesgo involucrados, para comenzar a obtener experiencia en el proceso de transferencia e ingreso de imágenes al TPS, así como la metodología de cálculo.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Esta primer etapa de implementación requiere de la realización de una serie de pruebas que garanticen que las dosis calculadas por el algoritmo del sistema de planificación, sean las que realmente estén siendo aplicadas por el equipo de alta tasa. Para tal fin es necesario diseñar un fantoma que permita reproducir el tratamiento, desde la adquisición de la Tomografía Computada hasta la entrega de dosis.

Para obtener los valores de las dosis impartidas al fantoma se deben emplear dosímetros que permitan medir dosis puntuales en la energía correspondiente al ¹⁹²Ir. La dosimetría con cámaras de ionización constituye una de las maneras más fiables de determinación de dosis, además de estar disponible en todos aquellos centros que posean un servicio de radioterapia. Sin embargo, la obtención de un factor de calibración de dosis absorbida en agua $N_{Dw,Q}$ para cámaras de ionización cilíndricas para la energía del ¹⁹²Ir no es tan simple ya que el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) de nuestro país no realiza aún calibraciones en energías menores a la del ⁶⁰Co. Siguiendo estas directrices se plantea como necesario obtener experimentalmente el factor de calibración $N_{Dw,Q}$ para la cámara de ionización tipo Farmer modelo 30013 disponible en el instituto.

El presente trabajo se encuentra dividido en 4 Capítulos. El Capítulo 1 aborda aspectos clínicos e introductorios a los tratamientos de braquiterapia 3D que determinaran los lineamientos a tener en cuenta para realizar los controles sobre el fantoma construido. El Capítulo 2 expone los formalismos existentes en cuanto a calibración de fuentes y de cámaras de ionización, que serán utilizados para determinar el factor de calibración $N_{Dw,Q}$, para luego en el Capítulo 3 detallar el método experimetal que fue llevado a cabo para determinar éste factor. El Capítulo 4 incluye los controles dosimétricos realizados sobre el fantoma, incluyendo los detalles en cuanto al diseño y construcción de este último. Finalmente se expresan las conclusiones del presente trabajo

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Objetivos

- Diseño y construcción de fantoma para pruebas en etapa inicial de implementación de braquiterapia 3D, con adaptación para dosimetría en Puntos ICRU y de relevancia dosimétrica.
- Obtención de un factor de calibración de dosis absorbida en agua $N_{Dw,Q}$ para cámara tipo dedal Farmer 30013para ¹⁹²Ir de alta tasa de dosis.
- Llevar a cabo mediciones dosimétricas en fantoma con detectores disponibles para analizar y comparar resultados con los valores arrojados por el software de planificación de tratamiento.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Capítulo 1. Marco Teórico

1.1 BRAQUITERAPIA INTRACAVITARIA EN CÁNCER DE CUELLO UTERINO.

La braquiterapia intracavitaria es una técnica fundamental en el tratamiento de cuello uterino. Como en otras localizaciones, el éxito del tratamiento de los canceres ginecológicos es dependiente de la dosis, consiguiendo un mayor control local cuanto mayor sea la dosis administrada. Por ello la braquiterapia ha demostrado su eficacia como parte del tratamiento radiante, ya que la dosis biológica equivalente que permite administrar en contacto con el propio tumor, es aproximadamente igual a la dosis que se administra con radioterapia externa sobre la pelvis en cinco o seis semanas. Esto ha posicionado a los tratamientos de braquiterapia como uno de los factores pronósticos para el control tumoral. [14]

Los tratamientos consisten en posicionar las fuentes radioactivas en el interior de cavidades anatómicas del paciente de tal forma que estas se encuentren próximas al volumen a tratar mediante instrumentos denominados aplicadores. Estos aplicadores ginecológicos están formados por un catéter central intrauterino denominado tándem y aplicadores intravaginales cuya forma puede variar entre colpostatos u ovoides, anillo o cilindro. Los aplicadores más comúnmente utilizados en braquiterapia son los de tipo Fletcher-Suit (**Fig. 1.1**). El aplicador estándar consta de 1 tándem y 2 colpostatos. Los colpostatos tienen diferentes diámetros y los tándems presentan angulaciones de 15°, 30° y 45°, de manera de adecuarse a la anatomía de la paciente.



Figura 1.1 Aplicadores Fletcher-Suit intracavitarios [29]

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Tradicionalmente se han empleado fuentes de baja tasa de dosis (*low dose rate*, LDR), sin embargo desde hace años se ha impuesto la braquiterapia HDR, ya que esta última permite una mejora en la optimización de la dosis y en la comodidad del paciente, dado que si bien se administra en más sesiones, el tratamiento se efectúa de forma ambulatoria. [1]

En la actualidad, la braquiterapia HDR emplea comúnmente fuentes selladas de alta actividad del radioisótopo ¹⁹²Ir manipuladas mediante un sistema de carga diferida, lo cual permite reducir los tiempos de tratamiento [9] Además, debido a la ley de la inversa del cuadrado de la distancia, pueden administrarse altas dosis al volumen blanco, y como la dosis decrece rápidamente con la distancia a la fuente, permite reducir la dosis en los órganos en riesgo. En general la Braquiterapia se aplica a volúmenes chicos y se utiliza de manera exclusiva o complementaria a la Radioterapia externa constituyendo actualmente una modalidad terapéutica esencial [1].

1.2 BRAQUITERAPIA 2D

La braquiterapia convencional se planifica utilizando imágenes radiográficas ortogonales: anteroposterior (AP) y lateral. La planeación es llevada a cabo según recomendaciones dadas por el reporte ICRU No. 38 [9].

1.2.1 Puntos de prescripción de dosis

Diferentes sistemas de tratamiento fueron propuestos para las terapias intracavitarias de carcinoma de cérvix. Tres sistemas básicos han sido desarrollados: el sistema de Stockholm, sistema de Paris y sistema Manchester. El sistema Manchester, que deriva del sistema original de Paris, fue diseñado para entregar una tasa constante de dosis a puntos específicos, como los puntos A y B (**Fig. 1.2**).

El punto A se especifica en relación con el aplicador, visto en placas radiográficas ortogonales. Se localiza en el plano frontal oblicuo, que contiene las fuentes intrauterinas, y bisectando las fuentes vaginales [13]. En este plano y de su intersección con el plano que contiene las fuentes vaginales, se toma un punto en la línea media, a 2 cm por encima del contorno superior de las fuentes vaginales. Los puntos A derecho e izquierdo se localizan perpendicularmente a las fuentes intrauterinas, 2 cm a los lados de la línea media. Históricamente, la dosis se

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

prescribe y reporta en el punto de referencia A. La experiencia acumulada con este sistema y la reconocida relevancia clínica, hace que reportar la dosis en este punto se siga recomendando [13].



Figura 1. 2. Sistema Manchester. Ubicación de los puntos A y B [13].

1.2.2 Puntos de referencia para Recto y Vejiga

En los tratamientos de cérvix uterino, los órganos en riesgo (OR) más importantes son la vejiga y el recto debido a su cercanía con las fuentes utilizadas; por ende, es importante la determinación y especificación de la dosis absorbida en puntos que sean representativos de las dosis recibidas por estos órganos.

Para determinar el punto de referencia de vejiga se utiliza un catéter de Foley¹, el cual es llenado con 7 cm³ de un fluido radio-opaco. El catéter es tirado hacia abajo para que el balón quede contra la uretra. En la radiografía lateral, el punto de referencia es obtenido mediante una línea antero-posterior a través del centro del balón. En la radiografía AP, el punto de referencia es tomado al centro del balón (**Fig. 1.3**).

¹ Catéter o sonda de Foley: tubos flexibles que se insertan en la vejiga con el propósito de drenar la orina. Quedan retenidos por medio de un globo en la extremidad del catéter que se llena con algún líquido específico.

DROPSI, Sofia Solange

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

El punto de referencia para la dosis rectal se determina como sigue: en la radiografía lateral, se dibuja una línea anteroposterior desde la mitad de las fuentes intravaginales. El punto es localizado sobre esta línea, 5 mm por detrás de la pared vaginal posterior. La pared posterior de la vagina puede ser determinada a través de un molde intravaginal o por opacificación de la cavidad vaginal con una gasa radiopaca utilizada para el empaque. En la placa AP, el punto rectal se encuentra en el centro de la actividad de los ovoides [13].



Figura 1.3. Determinación de los puntos de referencia de vejiga y recto [13].

1.2.3 Dosis de prescripción y límites de dosis para órganos en riesgo

La dosis por fracción para HDR recomendada se encuentra entre 5 y 7 Gy, utilizando entre 3 y 5 fracciones tras 40-50 Gy de radioterapia externa, y entre 2-3 fracciones tras 60-66 Gy de externa. En cuanto a los puntos de vejiga y recto, la dosis absorbida no puede superar el 80% de la dosis prescripta [13].

1.3 BRAQUITERAPIA 3D

La limitación principal de los métodos convencionales de braquiterapia ginecológica, radica en que las dosis puntuales utilizadas no siempre son representativas de la dosis recibida por el órgano en su totalidad, ya sea que se trate de un volumen blanco tumoral o un órgano a proteger [18].

Esto puede ser notado en estudios en donde la dosis entregada al volumen blanco, vejiga y recto no se correlaciona con las dosis en los puntos de referencia

DROPSI, Sofia Solange

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

dados por ICRU No. 38. La dosis máxima al tejido normal puede ser predictiva de las complicaciones tardías [24], así se demuestra que en el plan convencional se sobreestima la cobertura de dosis a puntos A y subestima la dirigida a los OR, por lo que la cobertura resulta insuficiente al volumen de tratamiento y/o en una sobredosis al tejido normal. Datta *et al.* han demostrado que el porcentaje del tumor cubierto por la dosis prescrita a los puntos A, está en el rango de 68% a 100% en el plan convencional [6].

El moderno plan de tratamiento de braquiterapia 3D, se basa en imágenes tridimensionales tales como la ecografía, tomografía computarizada (TC), resonancia magnética (RM) y tomografía por emisión de positrones (PET). Éstas tecnologías de adquisición de imágenes, permiten pasar de un tratamiento de braquiterapia basado en puntos discretos a un análisis de dosis en volúmenes. Mediante los histogramas de dosis-volumen e índices de calidad se tiene conocimiento del cubrimiento del CTV y de la uniformidad de la dosis con la que se va a lograr la efectividad del tratamiento, además los histogramas en los órganos en riesgo permiten predecir las complicaciones de una forma más adecuada.

En cuanto a la evidencia clínica, Pötter *et al.* [26] analizó un grupo de 156 pacientes con cáncer de cérvix, registrándose un mayor control local, asociado a una reducción de recurrencia pélvica y morbilidad, con la conformación de tratamiento 3D en comparación con las técnicas 2D. [18]

1.3.1 Definición de volúmenes blanco y órganos en riesgo

En 2000, GEC–ESTRO publicó recomendaciones para la práctica y el informe de la braquiterapia tridimensional basada en imágenes volumétricas en el cáncer cervical, proporcionando un enfoque unificado para los usuarios. [11]

Se introdujo un concepto objetivo basado en imágenes de RM y se dieron definiciones de GTV, CTV de alto riesgo (HR-CTV) y CTV de riesgo intermedio (IR-CTV) (**Fig 1.4**) [11].

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 1.4. Diagrama esquemático para cáncer de cérvix. Límites de targets: GTV, HR-CTV y IR-CTV. Izq: Vista axial. Der: Vista coronal [11].

Entre las modalidades de imágenes, la TC es la más utilizada ya que a menudo está disponible en la mayoría de las instalaciones que realizan tratamientos 3D de radioterapia externa [18]. Una desventaja de la TC es que no se puede distinguir el GTV ni la extensión del parametrio, por lo que solo se dibuja el volumen CTV que se considera el mismo que el PTV; por lo tanto: CTV= cérvix, útero y vagina superior. En cuanto a los órganos en riesgo, se deben contornear los volúmenes completos de la vejiga, recto y sigmoides. Además, la GEC-ESTRO recomienda también incluir información de la dosis en los puntos A, rectal y vesical. [11]

1.3.2 Dosis de prescripción y límites de dosis para órganos en riesgo

Se recomiendan histogramas de volumen de dosis acumulativas (DVH) para evaluar la heterogeneidad de dosis complejas.

La dosis es prescripta al HR-CTV en el caso de imágenes de RM y en CTV para imágenes tomográficas.

Como no siempre es posible cubrir el 100% del CTV la dosis que cubre el 90% del target en el CT (D90) es elegida como la dosis prescripta. La D90 es el valor más sólido y representativo de la dosis que recibe el CTV.

En imágenes obtenidas con RM la isodosis del 90-100% debe cubrir el volumen HR-CTV, mientras que la isodosis del 70% debe cubrir el volumen de IR- CTV.

Con respecto a los puntos A clásicos, no debería excederse el 100% de las dosis en los mismos.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Para órganos en riesgo, debido a la heterogeneidad de las dosis absorbidas dentro de las paredes de los órganos, se recomienda informar al menos dos valores de dosis-volumen en la región de alta dosis. La dosis de los valores D0.1cc, D1cc y D2ccc representan las dosis mínimas recibidas en los volúmenes de 0.1cc y 2cc donde los OAR reciben la dosis máxima. Se recomiendan histogramas de volumen de dosis acumulativas (DVH) para evaluar la heterogeneidad de dosis complejas [32].



Figura 1. 5. Corte sagital de pelvis con volúmenes correspondientes a los tejidos más irradiados: 0.1,1 y 2cc para recto, vejiga y sigmoide. Además se presentan los Puntos ICRU No.38 [32].

En 2006 por el Grupo ginecológico GEC-ESTRO recomendó una serie de parámetros de relevancia en la práctica clínica. Particularmente, la D2cc ha demostrado ser un predictor de la toxicidad tardía rectal y vesical, lo que ha llevado al establecimiento de las siguientes restricciones de dosis:

OAR	D2cc(Gy)
Vejiga	<75-85
Recto	<70-75
Sigma	<75

Tabla 1.1. Dosis limitantes en órganos en riesgo	[1]
--	----	---

DROPSI, Sofia Solange

"Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

1.3.4. Transición de braquiterapia 2D a 3D

El reporte No.12 de la IAEA [18], propone una serie de pasos bien establecidos para realizar el proceso de transición de tratamientos de braquiterapia 2D a tratamientos basados en imágenes tridimensionales de alta tasa de dosis. Define tres niveles que se diferencian entre sí de acuerdo a la complejidad del proceso del tratamiento de braquiterapia. El primer nivel de implica la selección de planes de tratamiento basados en bibliotecas para las configuraciones del aplicador y no necesitan involucrar imágenes para la planificación del tratamiento.

La braquiterapia de nivel 2 se basa en un pequeño número de puntos determinados a partir de imágenes planas en 2D del paciente. El nivel 3 requiere de un conjunto completo de datos en 3D, generalmente de TC o RM, en el que el volumen del tumor y los órganos en riesgo se definen de acuerdo al ICRU No. 50.

Teniendo presente estos niveles, se detallan las etapas involucradas en la transición de tratamientos del Nivel 2 al Nivel 3:

Etapa 1. Realizar pruebas en fantomas para evaluar las técnicas de reconstrucción específicas del sitio.

Se debe utilizar un fantoma de geometría conocida, que contenga los aplicadores para obtener de este, tanto imágenes ortogonales como tridimensionales. A partir de las imágenes de TC o RM, se realiza la planificación y entrega del tratamiento según el Nivel 2. Deben utilizarse métodos de dosimetría confiables que permitan comparar las dosis planificadas, con aquellas medidas en fantoma. (Notar que no es necesario utilizar un fantoma disponible comercialmente)

Etapa 2. Imagen clínica paralela y reconstrucción.

Para minimizar el riesgo de un error sistemático con el sistema de adquisición de imágenes y planificación 3D, los primeros pacientes serán tratados realizando la planificación de ambas técnicas, pero se debe tratar con el plan de tratamiento del Nivel 2, es decir, se utilizan placas ortogonales en las cuales se definen los puntos de prescripción A y los puntos de referencia ICRU para vejiga y recto. De esta manera, el proceso puede verificarse de forma cruzada y la metodología de informe de dosis basada en DVH se puede correlacionar con la experiencia basada en los

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

puntos ICRU. El objetivo final de esta etapa es refinar y desarrollar los lineamientos institucionales en lo referente a calidad de imagen.

Etapa 3: Adopción de Procedimientos de imágenes volumétricas.

En este paso, los procedimientos de imágenes del nivel 3 son aplicados, pero el plan de tratamiento y entrega de dosis se mantiene como en el nivel 2. Es decir, se utilizan las imágenes de TC o RM pero la prescripción de dosis se realiza a los puntos A.

Etapa 4: Optimización volumétrica basada en los volúmenes de los órganos en riesgo

Aquí, la prescripción de dosis se realiza como en el nivel 2, pero se entrega un tratamiento del nivel 3. El objetivo de esta etapa es desarrollar habilidades en la optimización clínica.

Etapa 5: Optimización, evaluación y prescripción del Nivel 3

En esta instancia, la optimización está basada en targets y OAR volumétricos. Todo el proceso del nivel 3 es utilizado, y la experiencia obtenida en el paso 4 debe asegurar al equipo que se ha logrado una forma de trabajo óptima para una correcta aplicación del tratamiento radiante.

1.4 CONTROLES DE EXACTITUD EN LA ENTREGA DE DOSIS

La calidad en radioterapia se asocia con la exactitud y consistencia entre la dosis prescripta y la dosis entregada. Los estándares de calidad admitidos internacionalmente para las prácticas de radioterapia requieren de una exactitud en la entrega de la dosis entre \pm 5% y 10% para braquiterapia [12]. En un servicio de radioterapia el nivel de calidad del tratamiento estará determinado por el nivel de cumplimiento de estos estándares de calidad [14].

Más recientemente, en el documento TG-56 se indica que los cálculos de dosis mediante sistemas de planificación de tratamientos deben tener una precisión numérica de al menos $\pm 2\%$ [16]. Dicha precisión se basa en una definición de las desviaciones en términos de diferencia porcentual entre la dosis calculada y la dosis "real" en estos puntos [8].

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Para prevenir errores en la entrega de dosis en braquiterapia se necesita de una precisa verificación de la distribución de dosis calculada por el TPS. Esto plantea la importancia de tener sistemas dosimétricos que sean capaces de medir la dosis precisamente en un determinado punto o plano de una fuente calibrada dada para confirmar que la dosis prevista sea entrega al paciente. [15]

1.4.1 Cálculos Teóricos: Software de planificación de tratamiento.

Los cálculos de braquiterapia en los TPS se basan frecuentemente en interpolaciones en una tabla de tasa de dosis en agua. (*dose rate table*, DRT).

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda la implementación del formalismo provisto por el Task Group No. 43 (TG-43) en los sistemas de planeación empleados para el cálculo de dosis absorbida en tratamientos de braquiterapia con fuentes de ¹⁹²Ir. El formalismo TG-43 considera como aproximación al cálculo de dosis en tratamientos de braquiterapia simetría cilíndrica para la distribución de dosis depositada alrededor de la fuente y un medio homogéneo de agua como material simulador de los tejidos corporales. [9]

1.4.1.1 Limitaciones del sistema de planificación de dosis

La mayoría de los TPS empleados en la práctica clínica, poseen limitaciones para el cálculo de las dosis de planificación. Entre ellas se enumeran las siguientes:

- No se considera la heterogeneidad del tejido,
- No se tiene en cuenta la dosis de tránsito de la fuente,
- No se considera efecto de blindaje entre fuentes,
- No se aplica corrección por la atenuación del material del aplicador. [8]

1.4.2 Fantomas para braquiterapia

Los fantomas son empleados para validar la incorporación de nuevas técnicas, calibración y puesta en marcha de equipos, pruebas de desempeños periódicas de dispositivos involucrados en la cadena de tratamiento y controlar la precisión de los algoritmos de cálculo utilizados por el TPS, entre otros. [27]

Una de las condiciones fundamentales para su construcción es simular el tejido humano en cuanto a su comportamiento frente a la radiación. Muchos materiales

DROPSI, Sofia Solange

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

son fabricados con ese propósito, como el agua sólida la cual es agua-equivalente; también se emplea poliestireno el cual es utilizado para haces de megavoltaje, pero no es apropiado para fotones de baja energía. Por otro lado el polimetilmetacrilato (PMMA) tiene una composición tejido equivalente, pero con mayor densidad física, por lo que en este caso se necesita aplicar un factor de corrección por atenuación [22]

Existen dos tipos fantomas: geométricos, los cuales simulan propiedades físicas del tejido pero no tienen en cuenta la morfología de la anatomía humana, presentando formas esféricas, cilíndricas, elipsoidales, etc; y antropomórficos, que además de simular características físicas de los tejidos imitan contornos internos y externos de los tejidos humanos [27].

1.4.3 Dosímetros empleados

A continuación se describen en forma general los dosímetros utilizados en las pruebas sobre el fantoma para las verificaciones de dosis.

1.4.3.1 Cámaras de Ionización

Las cámaras de ionización permiten determinar dosis de radiación. Se pueden emplear como dosímetros absolutos o relativos. Consisten en una cavidad de aire rodeada por una pared externa conductora y con un electrodo colector central (**Fig. 1.6**). La pared y el electrodo están separados por medio de un material aislante de alta calidad, que se encarga de reducir la corriente de fuga cuando la cámara es polarizada. Al ser expuesto a la radiación, en el aire de la cavidad se produce una carga Q o corriente I proporcional a la radiación incidente. Estas mediciones permiten determinar la dosis a la que está expuesta la misma [27].

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 1. 6 Diseño básico de una cámara cilíndrica tipo Farmer [25]

Las cámaras de ionización vienen de diferentes formas, tamaños y especificaciones dependiendo de las aplicaciones para las que sean requeridas.

En braquiterapia las cámaras utilizadas son de tipo pozo y se utilizan para realizar calibraciones y estandarizaciones de fuentes. Son diseñadas para trabajar con fuentes de tamaños y formas típicas que son utilizados en la práctica clínica en braquiterapia [25]

1.4.3.2 TLDs

Llamamos dosímetros termoluminiscentes (TLD) a aquellos detectores formados de materiales semiconductores o aislantes que luego de haber sido expuestos a radiaciones ionizantes son capaces de emitir luz cuando son posteriormente estimulados con energía calórica.

Estos presentan varias ventajas, a saber: su pequeño tamaño, que permite emplearlos en lugares muy reducidos; su número atómico, que los hace tejido equivalente, eficiencia a diferentes tasas de dosis, temperatura, humedad y nivel de luz. Para la lectura de los TLD, es necesario realizar una caracterización previa. En este proceso se deben aplicar los factores de corrección individuales para cada dosímetro, ya que estos presentan gran variabilidad dentro de un mismo lote.

Los TLDs más comúnmente utilizados en las aplicaciones médicas son LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P and $Li_2B_4O_7$:Mn, debido a que son tejido-equivalentes.

Las aplicaciones típicas de los TLD en radioterapia son: dosimetría in vivo en pacientes, verificación de técnicas de tratamiento en fantomas, auditorías de dosimetría y comparaciones entre los hospitales.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Las mediciones con TLD en fantomas pueden ser usadas para relacionar cantidades operacionales (tales como la exposición o producto de dosis-área) a dosis absorbida en órganos. [25]

1.4.3.3 Películas Radiocrómicas

Las películas radiocrómicas son películas empleadas para dosimetría en radioterapia. Una de las ventajas que posee es que es tejido-equivalente.

Estos films poseen una tintura especial que se polimeriza al ser irradiada y desarrolla diferentes tonalidades de azul, cuya intensidad de cambio de color depende proporcionalmente a la cantidad de radiación incidente. Este polímero absorbe luz, y luego su transmisión puede medirse con un densitómetro adecuado a fin de determinar la dosis a la que fue expuesto [27]

Tienen alta resolución y pueden ser utilizados en regiones que presenten alto gradiente de dosis, por lo que pueden ser colocados en la vecindad de fuentes de braquiterapia con fines dosimétricos.

Los films radiocrómicos más comúnmente utilizados son los EBT^2 y EBT^3 de Grafchromic, las cuales son sensibles a dosis entre 1 cGy a 50 Gy. El componente activo tiene un número atómico efectivo (Zeff=6,89), que lo hace muy similar al agua (Zeff=7,3) en términos de densidad.

Pueden ser cortados de cualquier forma y tamaño sin afectar la capa activa, otorgándoles maleabilidad para adaptarse a diferentes conformaciones de fantomas [25].

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Capítulo 2. Calibración de Fuentes y de Cámaras de Ionización en Braquiterapia

2. 1 FUENTES DE ¹⁹²Ir HDR

Las fuentes de ¹⁹²Ir de alta tasa son las fuentes más comúnmente utilizadas para braquiterapia en la mayoría de los centros de radioterapia. [23]

La fluencia de radiación útil de estas fuentes consiste de radiación gamma de energía media de 397 keV, que será la componente más importante de la radiación emitida por la fuente, rayos X característicos emitidos incidentalmente a causa de fenómenos de captura electrónica o conversión interna que ocurren en la fuente, y rayos X característicos y radiación de frenado originados en la cápsula de la fuente. [3]

El ¹⁹²Ir es un isótopo radiactivo del iridio, con un período de semidesintegración de 73.831 días [20]. Decae a través de desintegración β -, radiación gamma y captura electrónica. Aproximadamente un 95,13% decae por las dos primeras interacciones a ¹⁹²Pt con una energía promedio de 1,4597MeV. Puede también decaer a ¹⁹²Os por captura electrónica, ya que algunas de las partículas β que se emiten por desintegración β - son capturadas por otro núcleo de ¹⁹²Ir. Esto lo representa el 4,87% restante. Un fotón gamma con una energía promedio de 0.38 MeV se libera en el proceso (**Fig. 2.1**) [3].

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 2. 1. Decaimiento radiactivo de ¹⁹²Ir a ¹⁹²Pt [3].

La fuente radiactiva está encapsulada dentro de una funda metálica de acero inoxidable. La capsula cumple varias funciones: contener al material radiactivo manteniendo su estanqueidad, proporcionar rigidez a la fuente y absorber cualquier radiación beta emitida por el decaimiento de la fuente. El encapsulado cilíndrico es específico para cada máquina de carga diferida [3].

2.1.1 Especificación de la Intensidad de la Fuente

Se recomienda que las cantidades de las fuentes estén especificadas en tasa de referencia de kerma en aire (*reference air kerma rate, K_R*). Esta unidad es definida por los reportes No. 38 y 58 de ICRU como la tasa de referencia de kerma en aire a una distancia de referencia de un metro, corregida por atenuación y dispersión del aire. La unidad del sistema internacional (SI) para tasa de referencia de kerma en aire es $Gy.s^{-1}$, pero es más conveniente especificar las fuentes de HDR en $mGy.h^{-1}$ [8]

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

2.2. CALIBRACIÓN DE FUENTES DE ¹⁹²Ir HDR

Hay dos métodos recomendados para la calibración de fuentes de ¹⁹²Ir, la primera es utilizar cámaras de ionización de pozo y la segunda utilizando medidas en aire o en fantoma con cámaras de ionización cilíndricas [23].

En las secciones siguientes se detallan los formalismos empleados por cada uno de los métodos mencionados anteriormente, para la obtención de la tasa de referencia de kerma en aire, K_R , de la fuente.

2.2.1 Calibración con cámaras de ionización de pozo

Las cámaras tipo pozo deben medir preferentemente tasa de referencia de kerma en aire [8]. La mayoría de las cámaras de pozo utilizadas para calibraciones de fuentes de braquiterapia son abiertas a la atmósfera, por tanto es necesario realizar correcciones por temperatura y presión ya que el factor de calibración de la cámara de pozo está basado en la densidad de aire correspondiente a condiciones ambientales estándar en las que fue calibrada.

Las mediciones son tomadas en el punto de calibración de la cámara, el cual se define como el punto en el que se coloca el centro de la fuente durante el procedimiento de calibración y que corresponde a la posición de la fuente donde la respuesta de la cámara es máxima.

Siguiendo el formalismo expresando en IAEA–TECDOC-1274, la tasa de referencia de kerma en aire de la fuente, utilizando cámaras de ionización de pozo, se determina mediante la siguiente ecuación:

$$K_R = N_{K_R} \cdot M_u \cdot k_{Tp} \cdot k_{recom} \cdot N_{elec}$$
 Ec. 2.1

Donde:

 N_{K_R} es el factor de calibración de tasa de kerma en aire dado en $mGy.m^2.h^{-1}.nA^{-1}$ de la cámara de pozo otorgado por el certificado de calibración de la misma.

 M_u es el promedio de las lecturas medidas en $nC.seg^{-1}$.

 k_{Tp} es el factor de corrección por densidad de aire. <u>S</u>e calcula según:

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Maestría en Física Médica. – Instituto Balseiro. – Universidad Nacional de Cuyo.

$$k_{Tp} = \frac{(273,15+T)}{(273,15+T_0)} \cdot \frac{P_0}{P}$$
 Ec. 2.2

Donde T y P son la temperatura y presión medidas en *Celsius* y kPa respectivamente; T_0 y P_0 constituyen la temperatura y presión de referencia.

 k_{recom} es el factor de corrección por recombinación. Puede determinarse mediante la técnica de dos voltajes:

$$1/k_{recomb} = \frac{4}{3} - \left[\frac{Q1}{3.Q2}\right]$$
 Ec. 2.3

donde Q1 es la carga recolectada con el voltaje más alto y Q2 la recolectada por el voltaje más bajo.

 N_{elec} es el factor de calibración del electrómetro. Si la cámara y el electrómetro están calibrados como un sistema, entonces N_{elec} es considerado la unidad. [20]

2.2.2 Calibraciones con cámaras de ionización cilíndrica

2.2.2.1 Mediciones en Aire

El formalismo empleado para obtener K_R , mediante medidas hechas en aire, dependerá del factor de calibración con el que se cuente:

2.2.2.1.1 Cámara con factor de calibración de kerma en aire N_K

El Documento Técnico del IAEA-1274 propone determinar la tasa de referencia de kerma en aire K_R , a partir de N_k utilizando el siguiente formalismo:

$$K_R = N_{k,Q} \cdot \frac{M_u}{t} \cdot K_{air} \cdot K_{scatt} \cdot K_n \cdot \left(\frac{d}{d_{ref}}\right)^2$$
 Ec. 2.4

 $N_{k,Q}$ es el factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización, para la energía de los fotones de ¹⁹²Ir, siendo la calidad de referencia la correspondiente a la energía del ⁶⁰Co ².

 $^{^2}$ Por convención el subíndice Q_0 es omitido cuando la calidad de referencia corresponde a la radiación gamma del 60 Co.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

 M_u es la carga medida, colectada durante un tiempo t y corregida por temperatura y presión ambiente, perdidas de recombinación y efectos de tránsito durante la transferencia de la fuente.

 K_{air} es el factor de corrección por atenuación de los fotones primarios por el aireentre la fuente y la cámara. En TECDOC-1274 contiene tablas de los factores de corrección para diferentes distancias entre la fuente y la cámara.

 K_{scatt} es la corrección por la radiación dispersa, originada por las paredes, el piso, el arreglo de la medición, el aire, etc.

 K_n es el factor de corrección por no-uniformidad, tomando en cuenta la fluencia electrónica.

d corresponde a la distancia entre el centro de la fuente y el centro de la cámara de ionización y *dref* es la distancia de referencia de 1m. [20]

2.2.2.1.2 Cámara con factor de calibración de dosis absorbida en agua N_{Dw}

La DGMP recomienda calcular la tasa de referencia de kerma en aire de la fuente K_R , a partir del siguiente formalismo [23]:

$$K_R = \left(\frac{1}{1-g_a}\right) \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{a \to w} \cdot N_{Dw} \cdot k_Q \cdot A_w \cdot k_r \cdot f \qquad \text{Ec. 2.5}$$

 g_a es la fracción de energía de los electrones secundarios que es perdida por bremsstrahlung.

 $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{a \to w}$ es la relación entre los coeficientes de absorción másicos del aire y del agua.

 N_{Dw} corresponde al factor de calibración de dosis absorbida en agua de la cámara de ionización para ⁶⁰Co³.

 k_Q es el factor que tiene en cuenta las diferencias en la respuesta de la cámara de ionización para la calidad del haz de referencia del ⁶⁰Co y la calidad de haz del usuario, en este caso ¹⁹²Ir [19]

³ Por razones ya mencionadas, el subíndice Q_0 es omitido..

DROPSI, Sofia Solange

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

 A_w es el factor de corrección por radiación dispersa y atenuación por el espesor de pared de la cámara. Se determina mediante:

$$A_w \approx 1 - \gamma t$$
 Ec. 2.6

Donde γ es la fracción por atenuación y radiación dispersa por espesor de pared ($cm^2. g^{-1}$) tomada como 0,0277 [23] y t es el espesor total ($g. cm^{-2}$) del material de la pared.

 $k_r = \left(\frac{r}{r_0}\right)^2$ donde r_0 es la distancia de referencia a 1 m y r es la distancia de medición entre la fuente y la cámara de ionización.

 $f = (M_d - M_s).(d + c)^2$; donde M_d es la lectura de kerma en aire medida en *nC* a la distancia *d* (*cm*) de la fuente. Esta medida incluye la radiación primaria M_p y la radiación dispersa M_s , es decir, $M_d = M_p + M_s$.

Existen dos métodos para determinar la corrección por dispersión: el método de distancias múltiples [10] y el método de sombra de escudo. Particularmente, para aquellos casos que involucren mediciones a cortas distancias, el método de distancias múltiples es el recomendado.

En este método, las mediciones son realizadas en una serie de distancias, separadas entre sí de forma precisa. Las lecturas realizadas a las diferentes distancias, se relacionan entre sí a través de la ley del inverso del cuadrado, ya que este método asume que la tasa de kerma en aire debida a la radiación dispersa, es constante en todas las distancias. [20]

Un aspecto importante de este método es que las distancias sean precisas para obtener la corrección c que indica la verdadera distancia centro a centro de la fuente a la cámara d':

$$d' = d + c$$

Donde:

d' es la distancia verdadera centro a centro de la fuente a la cámara

d es la distancia aparente centro a centro fuente-cámara.

c es el corrimiento de la distancia, que puede ser negativo o positivo. [2]

DROPSI, Sofia Solange

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Teniendo que la cantidad de radiación dispersa en la habitación que llega a la cámara es independiente de la distancia d (distancia fuente-cámara), una lectura constante M_s debida a la radiación dispersa está presente en cada lectura:

$$M_d = M_p + M_s$$

Donde M_p es la lectura debida solamente a los fotones primarios.

Para cada distancia nominal d y carga medida M_d , una ecuación de la siguiente forma puede ser escrita:

$$f = M_p (d')^2 = (M_d - M_s)(d + c)^2$$
 Ec. 2.7

En donde f es una constante independiente de d. Debido a que las medidas a las diferentes distancias manifiestan redundantemente la contribución por dispersión Ms y el desplazamiento c de la fuente, se deben utilizar entre cinco y siete distancias, por ejemplo 10,15, 20, 25, 30, 35 y 40 cm de medición, con el objetivo de generar múltiples sistemas de ecuaciones de tres incógnitas, que permitan promediar varias soluciones para minimizar el error [10]. [20]

2.2.2.2 Mediciones en Fantoma

2.2.2.2.1 Fantomas utilizados

Existen dos tipos de fantomas comercialmente disponibles para realizar la calibración de las fuentes utilizadas en braquiterapia, fantoma cilíndrico 'Krieger' y de bloques 'Baltas' [26]. Los mismos, están provistos de insertos bien definidos geométricamente para colocar la cámara y la fuente que se desea calibrar. [8].

El DGMP recomienda utilizar fantomas cilíndricos de PMMA (**Fig. 2.2**) como estándar clínico de calibración de fuentes [5]. Estos fantomas cuentan con cuatro orificios a 0,8 cm del adaptador de la cámara, situados a diferentes ángulos: 0° , 90° , 180° y 270° .

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 2. 2. Fantoma 'Krieger' conectado a un sistema de carga diferida remota [8].

El fantoma de Baltas consta de una placa con los adaptadores para la cámara y los aplicadores de las fuentes, separados entre sí a una distancia de 10 cm. (**Fig. 2.3.a**). Para obtener una saturación de radiación dispersa, Baltas *et.al* [5] colocó este fantoma entre diferentes espesores de placas de PMMA de 30x30 cm, alcanzando la saturación de dispersión para un espesor total de 24 cm (**Fig. 2.3.b**).



Figura 2. 3. Fantoma de Baltas (a) Detalles del fantoma con adaptadores para cámara y fuente. (b) fantoma entre placas de PMMA de 30x30 cm. [5]

Las dosis medidas por la fuente de ¹⁹²Ir dentro de los fantomas son luego traducidas en valores de tasa de referencia de kerma en aire mediante los formalismos explicados a continuación.

2.2.2.2 Formalismos empleados

El DGMP, ofrece factores de corrección genéricos para convertir la carga o corriente medida en fantomas, en tasa de referencia de kerma en aire [8].

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Dependiendo del factor de calibración disponible de la cámara de ionización, propone dos formalismos diferentes:

Factor de calibración de dosis absorbida en agua N_w :

$$K_R = \left(\frac{1}{1-g_a}\right) \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{a \to w} \cdot k_{w \to p} \cdot k_{ph} \cdot k_{\tau} \cdot k_p \cdot k_T \cdot k_r \cdot k_Q \cdot N_{Dw} \cdot M \quad \text{Ec. 2. 8}$$

Factor de calibración de kerma en aire N_K :

$$K_R = k_{a \to p} \cdot k_{ph} \cdot k_{\tau} \cdot k_p \cdot k_T \cdot k_r \cdot k_Q \cdot N_K \cdot M$$
 Ec. 2.9

 g_a es la fracción de energía de los electrones secundarios que es perdida por bremsstrahlung.

 $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{a \to w}$ es la relación entre los coeficientes de absorción masicos del aire y del

agua.

 $k_{w \to p}$ es el factor de perturbación por cambiar de agua a fantoma.

 k_{ph} es el factor de corrección que tiene en cuenta la radiación dispersa y los efectos de absorción, relacionados a la presencia del fantoma. Este valor dependerá de si el fantoma empleado es cilíndrico o de placas, siendo de 1,187 en el primer caso y de 1,048 en el segundo.

 $k_{\tau} = 60/\tau$ es el factor para extrapolar la lectura durante un intervalo τ para 60 segundos de duración. τ es siempre 1 minuto.

 k_p es el factor de corrección por presión y temperatura. Al igual que en la calibración con cámara de pozo se determina mediante la **Ec. 2.2.**

 k_T es el factor de corrección por diferencias de temperatura entre el fantoma sólido $(t_{ph} °C)$ y la fuente radioactiva de chequeo $(t_{KV} °C)$, en caso de haberla.

$$k_T = \frac{(273,15 + t_{ph})}{(273,15 + t_{KV})}$$

 $k_r = \left(\frac{r}{r_0}\right)^2$ donde r_0 es la distancia de referencia a 1 m y r es la distancia de medición entre la fuente y la cámara de ionización.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

 k_Q es el factor de calidad que tiene en cuenta las diferencias en el espectro de energía del haz de fotones de referencia (usualmente ⁶⁰ Co)

M es el valor promedio de al menos tres lecturas del sistema dosimétrico (cámara-electrómetro)

 $k_{a \rightarrow p}$ es el factor de perturbación por cambiar de aire a fantoma.

 $N_w y N_K$ son los factores de calibración de dosis absorbida en agua y de kerma en aire respectivamente, de la cámara para la energía de referencia del ⁶⁰ Co [5].

2.3 CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

2.3.1 Calibración de cámaras de pozo

El sistema de cámara de pozo de un hospital es calibrado en un LSCD mediante la fuente de referencia de este último [20]. Para los LSCD, la trazabilidad de las calibraciones de estas fuentes, implica tener la cámara de pozo calibrada contra el estándar primario del LPCD. Alternativamente, pueden ser usadas las calibraciones en Laboratorios Acreditados de Calibración Dosimétrica (ADLC) o en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA, ambos trazables a un LPCD [20].

El LSCD determina un factor de calibración N_{K_R} para el sistema de la cámara de pozo del hospital en términos de tasa de referencia de kerma en aire por unidad de corriente ($mGy.m^2.h^{-1}.nA^{-1}$) [20].

2.3.2 Calibración de cámaras cilíndricas

Actualmente, los LPCD no poseen estándares primarios disponibles para la energía promedio de ¹⁹²Ir de alta tasa. Es así que la trazabilidad a estándares primarios está basada en la técnica de interpolación entre dos calidades de haces. Este procedimiento consiste en la evaluación de toda la función de calibración de la cámara de ionización entre 20KeV y la radiación ⁶⁰Co, y una interpolación subsiguiente para las líneas de emisión de ¹⁹²Ir ponderadas por su probabilidad de emisión [20].

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Sin embargo, existe otro método alternativo más simple para los LSCD desarrollad por Goetsch *et al.* [10]. Este principio consiste en calibrar la cámara para una calidad de rayos X de 250kV ⁴ y en un haz ¹³⁷Cs, o en caso de no contar con este último, utilizar Co60. Finalmente, el factor de calibración de kerma en aire para ¹⁹²Ir se obtiene mediante la interpolación de los factores de calibración de estas dos energías.

2.3.3 Factores de calibración para ¹⁹²Ir de cámara de pozo y dedal en Argentina

El laboratorio secundario de nuestro país está constituido por el Centro Regional de Referencia de Dosimetría (CRRD) de la Comisión Atómica Nacional de Energía (CNEA). El CRRD no realiza actualmente calibraciones certificadas de cámaras de ionización de pozo y dedal para la energía del ¹⁹²Ir.

Esto ha llevado a que las instituciones deban buscar métodos alternativos que velen por la fiabilidad de los factores de calibración empleados.

El Instituto Ángel H. Roffo, que cuenta con una cámara de Pozo Standard Imaging HDR 1000 Plus, utiliza el factor de calibración dado por el certificado del fabricante. También cuenta con un informe de calibración otorgado por el CRRD de fecha 9 de Noviembre de 2011, que si bien no es un certificado, fué útil para constatar la estabilidad del conjunto cámara-electrómetro.

Dado que en la actualidad estos informes no siguen siendo proporcionados por el CRRD, y con el objetivo de verificar la estabilidad de la señal de la cámara de pozo se realiza una intercomparación cruzada de forma periódica con una cámara de pozo perteneciente al Hospital Municipal de Oncología Marie Curie. Esta intercomparación consiste en medir con los conjuntos dosimétricos de ambas instituciones las fuentes de los equipos de ambas instituciones y comparar los resultados obtenidos entre sí, además de compararlo con el certificado de calibración de la fuente provisto por el fabricante de la misma.

⁴ Este valor se considera el más apropiado teniendo que la energía promedio del ¹⁹²Ir es de 397 KeV [20]

DROPSI, Sofia Solange

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Por otro lado, los fabricantes suelen incluir en las especificaciones de las cámaras cilíndricas, información sobre la dependencia de la respuesta de la cámara con la energía de la radiación. [5].

En otros casos, puede calcularse el factor de calidad del haz k_Q , mediante simulaciones por el método de monte Carlo, mediante las especificaciones de la cámara que se desea utilizar. Este es el caso de Tourinho Campos *et.al* [28] quienes determinaron que el factor de calidad del haz de ⁶⁰Co a ¹⁹²Ir para la cámara PTW 30013 es igual a 1,002 \pm 0,004.

Particularmente, en cuanto a la determinación empírica de $N_{Dw,Q}$ no se encontró evidencia bibliográfica, por lo que en este trabajo se propone su determinación experimental.

2.3.4 Determinación experimental del factor $N_{Dw,Q}$ de cámara de ionización cilíndrica para ¹⁹²Ir

Para realizar las mediciones dosimétricas en el fantoma con la cámara de ionización dedal, se necesita de un factor de calibración de dosis absorbida en agua $N_{Dw,Q}$ de la cámara para ¹⁹²Ir, que permita convertir la carga colectada por la cámara en *nC* a dosis en *mGy*.

Como se mencionó anteriormente, no existen estándares nacionales que permitan al laboratorio secundario proporcionar este factor, por lo que en este capítulo se propone un experimental para su obtención.

Para esto, el Instituto de Oncología Ángel H. Roffo, cuenta con una cámara de ionización de pozo calibrada en ¹⁹²Ir y una cámara dedal calibrada en ⁶⁰Co.

El método utilizado para la obtención del factor de calibración $N_{Dw,Q}$, se basa en el dato conocido con precisión de tasa de referencia de kerma en aire K_R de la fuente (obtenido con mediciones con la cámara de pozo y utilizando la **Ec. 2.1**) y luego realizar mediciones con la cámara cilíndrica de acuerdo a las metodologías descriptas anteriormente, para así calcular el factor $N_{Dw,Q}$.

Si las mediciones con la cámara dedal se realizan en aire, el factor de calibración $N_{Dw,Q}$ del ¹⁹²Ir, se obtiene de despejar de la **Ec. 2.5** los factores N_{Dw} . K_Q , resultando en la siguiente ecuación:

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Maestría en Física Médica. - Instituto Balseiro. - Universidad Nacional de Cuyo.

$$N_{DW}. K_Q = \frac{K_R}{\left(\frac{1}{1-g_a}\right) \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{a \to w} \cdot A_w \cdot K_r. f}$$
 Ec.2.10

Si en cambio, las mediciones son realizadas en un fantoma sólido, del formalismo dado en la **Ec. 2.8** se despeja $N_{Dw.}k_Q$, para determinar el $N_{Dw,Q}$ del ¹⁹²Ir, mediante:

$$N_{Dw}.k_Q = \frac{K_R}{\left(\frac{1}{1-g_a}\right) \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{a \to w} \cdot k_{w \to p} \cdot k_{ph} \cdot k_{\tau} \cdot k_p \cdot k_T \cdot k_r \cdot M} \qquad \text{Ec.2.11}$$

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"
Capítulo 3. Determinación de factor de calibración $N_{Dw,Q}$ de una cámara cilíndrica para ¹⁹²Ir

3.1 EQUIPAMIENTO UTILIZADO

El trabajo fue realizado en su totalidad en el servicio de Braquiterapia del Instituto Ángel H. Roffo. El mismo cuenta con un equipo de carga diferida remota de alta tasa de dosis (HDR) Gammamed Plus (Varian Medical Systems) (**Fig. 3.1**)



Figura 3.1 Equipo HDR Gammamed Plus de carga diferida [21].

Este equipo utiliza una fuente GM+ HDR de 192 Ir que posee un núcleo activo de 0,6mm de diámetro y una longitud activa de 3,5mm. La cápsula de la fuente tiene un diámetro de 0,9 mm y una longitud de 4,52 mm. (**Fig. 3.2**) En el certificado de calibración, la fuente esta especificada en tasa de Referencia de kerma en aire.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 3. 2. Diseño geométrico de fuente Gammamed Plus de ¹⁹²Ir [3].

En cuanto al equipamiento dosimétrico utilizado, las características de las cámaras se detallan en la **Tabla 3.1**.

Parámetro	Cámara de Pozo	Cámara Cilíndrica
Fabricante	Standard Imaging	PTW
Modelo	HDR 1000Plus	Farmer 30013
Tipo	Abierta a la atmósfera	Abierta a la atmósfera
Volumen Activo (cc)	245	0.6
Altura/Longitud	15.6 cm	2,3 mm
Diámetro	10,2 cm	0,305 mm
Material de Pared		PMMA y grafito
Espesor de pared (g/cm2)		56,5
Tensión de polarización	300	270
Factor de Calibración para ¹⁹² Ir	0,4688 [mGy.m ² .h ⁻¹ .nA ⁻¹]	

Tabla 3. 1: Especificaciones técnicas de las cámaras de ionización utilizadas.

El electrómetro calibrado con la cámara cilíndrica es NE 2570/1B y con la cámara de pozo se un Standard Imaging CDX-2000B.

DROPSI, Sofia Solange

"Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

3.2. GENERALIDADES

Debido a las cortas distancias utilizadas en braquiterapia, las medidas de kerma en aire son extremadamente sensibles a la radiación dispersa. Para que la contribución de esta radiación sea mínima, se recomienda que la fuente y la cámara de ionización, ya sea de pozo o cilíndrica, sea colocada en el centro de la habitación, distanciada al menos 1m del piso y de cualquier pared.

Las lecturas obtenidas con las cámaras de ionización son tomadas en modo carga en nC. Todas las mediciones deben ser corregidas por presión y temperatura, para ello se utilizaron un termómetro de agua y un presurómetro VAISALA modelo PTB220BAA2A1.

Las mediciones fueron tomadas en régimen (con la fuente estable en una posición) por lo que no fue necesario corregirlas por efectos de transito de la fuente. No se detectaron corrientes de fuga con el instrumental utilizado.

El detalle del cálculo de todas las incertezas reportadas se encuentra en el **Anexo I**. La evaluación de la incertidumbre típica de medida ha sido calculada de acuerdo a la Nota Técnica NIST 1297 "Guidelines for Evaluating and Expressing the Uncertainty of NIST Measurements Results" [17].

3.3 OBTENCIÓN DE K_R CON CÁMARA DE POZO

En primer lugar se obtuvo la curva de sensibilidad para determinar el punto de calibración en el interior de la cámara, que corresponde a la posición de máxima respuesta del detector. Las medidas fueron obtenidas tomando puntos cada 2mm a lo largo del eje de la cámara. Se utilizó un voltaje de 302 V y se tomaron las medidas de corriente nA para diferentes posiciones de la fuente (**Fig 3.3**).

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 3. 3. Curva de sensibilidad. Lectura de cámara de pozo versus posición de la fuente.

El punto de calibración encontrado, que se corresponde con el establecido por el fabricante de la cámara, está ubicado a 5 cm del fondo de la cámara de pozo.

Una vez determinado este punto, en esa posición se tomaron lecturas en modo carga (nC), integrando durante 60 seg cada una. Un voltaje de 302 V fue utilizado en cada medición. A fin de hallar el factor de corrección por recombinación, este procedimiento fue repetido para un voltaje más bajo de 151 V.

Para el cálculo de K_R se utilizó la Ec. 2.1, la cual expresa que:

$$K_R = N_{K_R} \cdot M_u \cdot k_{Tp} \cdot k_{recom} \cdot N_{elec}$$

El factor de calibración de la cámara de pozo utilizada, N_{K_R} , es de $0,4688[\frac{mGy.m2}{h.nA}]$, con temperatura de referencia de 22°C y presión de referencia de 101,325 kPa.

 M_u es el promedio de las lecturas obtenidas a 302 V.

 k_{Tp} , factor de corrección por presión y temperatura, se calculó mediante la **Ec.2.2**, (T= 19°C y P= 101,7 kPa al momento de la medición)

En la siguiente Tabla 3.2 se muestran los valores utilizados para el cálculo de K_R

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

$[.nA^{-1}]$

Tabla 3. 2 Elementos para cálculo de tasa de referencia de kerma en aire, según formalismo TECDOC

Finalmente, se obtuvo un valor de tasa de referencia de kerma en aire de la fuente de:

Tabla 3. 3 Valor de K_R con incertidumbre porcentual expandida.

$K_R[\mathrm{mGy.m^2.h^{-1}}]$	Incertidumbre	Porcentual
	expandida U con k=2 *	
20,812	2.8	

*La incertidumbre expandida de la medición se ha obtenido multiplicando la incertidumbre estándar de medición por el factor de cobertura k=2 que, para una distribución normal corresponde a una probabilidad de cobertura de aproximadamente 95%. (Detalle de cálculo en Anexo I)

Como método de control, se realizó una intercomparación con un conjunto de medidas en cámara de pozo y electrómetro pertenecientes a tres entidades diferentes: Instituto Marie Curie, Centro Regional de Referencia con Patrones Secundarios para Dosimetría (CRRD) y Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) (**Fig. 3.4**).

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 3. 4: Cámaras de Ionización de pozo para intercomparación.

Tanto el Instituto Marie Curie, como el CRRD cuentan con una cámara de pozo abierta a la atmósfera de Standard Imaging, modelo HDR1000 Plus.

Las mediciones en los tres sistemas (cámara y electrómetro), fueron realizadas el mismo día y siguiendo el mismo procedimiento detallado en la sección anterior. El valor reportado por el Inst. Marie Curie fue de 20,83[mGy. m^2 . h^{-1}] y el del CRRD fue de 20,85[mGy. m^2 . h^{-1}].

Los valores obtenidos con el sistema dosimétrico del agente de la IAEA no fueron reportadas. Sin embargo, se debe destacar la importancia de que el procedimiento de medición haya sido supervisado por un experto de un Organismo Internacional en conjunto con personal del CRRD.

Los valores obtenidos por cada institución fueron comparados con aquel dado según el certificado de calibración de la fuente $K_{R,certif} = 20,878 \,[\text{mGy}.m^2.h^{-1}].$

En la **Tabla 3.4** se resumen los K_R de cada institución y su desviación porcentual con respecto al $K_{R,certif}$:

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

	Inst. Ángel H. Roffo	Inst. Marie Curie	CRRD
$K_R [\mathrm{mGy} \cdot \mathrm{m}^2.\mathrm{h}^{-1}]$	20,812	20,835	20,853
Diferencia con certificado de calibración [%]	0,3	0,2	0,1

Tabla 3. 4. Valor de K_R obtenido por mediciones con sistemas dosimétricos de tres instituciones, y desviación porcentual con respecto al valor dado por el certificado de calibración de la fuente.

A través de estos resultados, podemos observar que el valor obtenido con la cámara del Instituto Roffo se encuentra dentro de las tolerancias establecidas ± 2 % [8], y por lo tanto el K_R medido puede ser utilizado para el cálculo del $N_{Dw,Q}$ de la cámara de ionización cilíndrica.

3.4. DETERMINACIÓN DE $N_{Dw,Q}$ MEDIANTE MEDICIONES EN FANTOMA SÓLIDO CON CÁMARA CILÍNDRICA.

Se utilizó un fantoma solido de placas PTW® de RW3⁵ de 30x30cm. El catéter para la circulación de la fuente se ubicó a 8 cm de distancia de la cámara de ionización tipo Farmer. La altura del fantoma fue de 24 cm con el propósito de alcanzar saturación de dispersión (**Fig. 3.5**) [5].

⁵ Material: poliestireno agua-equivalente (*Water-equivalent white polystyrene*)

DROPSI, Sofia Solange

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 3. 5. Disposición de cámara cilíndrica y fuente en fantoma sólido.

Se realizó un barrido con la fuente para obtener la curva de respuesta de la cámara versus la posición de la fuente. Se establecieron los puntos de parada cada 2mm desde la punta del catéter, registrándose la carga colectada en cada posición para determinar el punto donde la medición fue mayor, que correspondería al centro de la longitud activa de la cámara cilíndrica (**Fig. 3.6**).



Figura 3.6. Curva de Sensibilidad de medición en fantoma sólido. Lectura de cámara dedal versus posición de la fuente en catéter.

El punto de medición fue tomado en el punto medio de la meseta donde se registró la mayor colección de cargas. Con la fuente en esta posición, se tomaron cinco mediciones a un voltaje de 270 V y luego se repitió el procedimiento para 135

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

V. Las mediciones fueron realizadas en modo carga, con una duración de 120 seg cada una.

Para el cálculo de $N_{Dw,Q}$ se utilizó la **Ec. 2.11**. Los valores de los componentes utilizados se resumen en la **Tabla 3.5**.

Tabla 3.5. Valores de componentes para cálculo de $N_{Dw,Q}$ de cámara cilíndrica para medición en
fantoma.

DATO	VALOR	FUENTE
K _R	14,843 [mGy.m ² .h ⁻¹]	Determinado con cámara de pozo
g _a	0,001	DGMP Task Group on Afterloading Dosimetry [5]
$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{a-w}$	0,899	[5]
$k_{w o p}$	1,000	Valor considerado en este informe por tratarse de fantoma de agua-equivalente
k _{ph}	1,048	Siendo altura total del fantoma de 24cm [5]
$k_{ au}$	3600 [seg]	(Depende del tiempo de lectura)
k_p	1,004	Calculado. P=100,922 kPa; T=20°C; T_0 =20°C P ₀ =101,325 kPa.
k _T	1,000	No se cuenta con fuente de chequeo
k _r	0,006	Calculado. Distancia fuente-cámara: 8cm
М	0,013 [nC/seg]	Medido

Se obtuvo un valor del factor de calibración de dosis absorbida en agua para cámara cilíndrica Farmer de:

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

	$N_{Dw,Q}$ [mGy. m ² /nC]	Incertidumbre Porcentual expandida U con k=2*
Medición en Fantoma Solido	53,89	2.8

Tabla 3.6. Factor de calibración $N_{Dw,O}$ con incertidumbre expandida de cámara cilindrica para ¹⁹²Ir.

*La incertidumbre expandida de la medición se ha obtenido multiplicando la incertidumbre estándar de medición por el factor de cobertura k=2 que, para una distribución normal corresponde a una probabilidad de cobertura de aproximadamente 95%. (Detalle de cálculo en **Anexo I**)

El factor de calibración de ⁶⁰Co de la cámara de ionización cilíndrica Farmer es de $N_{Dw} = 53,3 \text{ mGy/nC}$ con una incertidumbre de 1,2 % para k=2. En el manual del fabricante de la cámara se especifica que la variación de la respuesta con la energía de los fotones es menor al ± 4% para energías entre 200kV y la energía del ⁶⁰Co.

La diferencia porcentual entre el valor de $N_{Dw,Q}$ para la energía del ¹⁹²Ir y N_{Dw} para la del ⁶⁰Co, es de 1,1%, encontrándose dentro del rango establecido por el fabricante.

3.4.1 Determinación del factor de calidad del haz K_0 para ¹⁹²Ir

Otro análisis se puede realizar a través del factor de calidad del haz K_Q , que teniendo en cuenta el valor hallado $N_{Dw,Q}$ del ¹⁹²Ir y el N_{Dw} del ⁶⁰Co, tenemos:

$$N_{Dw}. K_Q = N_{Dw,Q}$$

$$\rightarrow K_Q = \frac{N_{Dw,Q}}{N_{Dw}} = 1,01 \pm 0.02$$

Comparando este valor con el factor de conversión $K_Q = 1.002 \pm 0.004$ hallado por simulación Monte Carlo [28] y teniendo en cuenta los errores experimentales incluidos en el valor de $N_{Dw,Q}$, se considera que el valor obtenido presenta una buena correlación con el valor de la simulación.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

3.4.2 Obtención de K_R de nueva fuente de ¹⁹²Ir utilizando $N_{Dw,Q}$ obtenido

Durante el transcurso del presente proyecto, se realizó un cambio de fuente de 192 Ir en equipo de HDR. A fines de corroborar la exactitud del factor de calibración $N_{Dw,Q}$ calculado través de mediciones en fantoma, se procedió a realizar el mismo montaje y procedimiento que el detallado anteriormente, pero con la diferencia de que en este caso se calculó la tasa de referencia de kerma en aire de la nueva fuente a través de la **Ec. 2.8**.

El valor promedio de las medidas fue de M = 1,645 [nC/min]. Utilizando el factor de calibración $N_{Dw,Q}$ y los factores de la **Tabla 3.4**, se obtuvo el siguiente valor de K_R de la nueva fuente:

$$K_R = 32,21 \ [mGy.m^2.h^{-1}]$$

Comparando este valor, con el valor del certificado de calibración para el día de medición $K_{R,cert} = 32,2 \ [mGy.m^2.h^{-1}]$ se registra una diferencia de 0,37 %.

Este procedimiento fue realizado en conjunto con la calibración realizada habitualmente en los cambios de fuente con cámara de pozo, el cual constituye el procedimiento establecido en el Instituto Roffo. Es así que el resultado obtenido con la cámara cilíndrica también se comparó con el obtenido por mediciones con la cámara de pozo, registrando una diferencia de 0,42%.

Finalmente, se destaca que todos los parámetros analizados sobre el factor de calibración $N_{Dw,Q}$ indicaron que el valor determinado es correcto.

3.5 DETERMINACIÓN DE $N_{Dw,Q}$ MEDIANTE MEDICIONES EN AIRE CON CÁMARA CILÍNDRICA

3.5.1 Montaje Experimental

Se utilizó un fantoma de acrílico vacío de 30x30x30 cm³ para sostener y ubicar de forma precisa la cámara PTW® tipo Farmer y los aplicadores por los cuales se hizo circular la fuente. (**Fig. 3.7**).

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 3. 7. Montaje experimental para mediciones en aire.

Para la determinación del factor de dispersión se empleó el método de distancias múltiples, por lo que una vez determinada la ubicación de la primer aguja se procedió a ubicar los siguientes aplicadores con una separación de 5 cm entre cada uno. Los aplicadores fueron ubicados a 6 distancias diferentes de la cámara: 11, 16, 21, 26, 31 y 36 cm. Debido a la necesidad de que los aplicadores presentasen una estructura rígida que permita ubicarlos lo más alejado posible de cualquier medio dispersor y que al mismo tiempo se disminuyan las incertidumbres de posición, fue necesario utilizar agujas metálicas (utilizadas para implantes intersticiales en próstata) .La atenuación producida por el metal de las agujas se debió determinar experimentalmente y se usó para corregir las lecturas ya que las calibraciones se realizan con catéteres plásticos muy delgados que producen una atenuación despreciable.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

3.5.2 Determinación del factor de atenuación de catéter de metal

Se utilizó el fantoma⁶ de placas PTW® de RW3 de 30x30cm con una altura total de 24 cm. Se dispuso la cámara de ionización de forma tal que la ubicación de la fuente quede a 8 cm de distancia. Se realizaron dos baterías de tres mediciones de 60 seg cada una en dos configuraciones: utilizando un catéter convencional de plástico y luego utilizando una aguja de metal. El factor de atenuación encontrado fue de $k_{at-aguja} = 0,993$.

3.5.3 Mediciones y Cálculo

Para hallar el punto de medición, se hizo circular la fuente por el catéter ubicado a 11 cm, registrándose las corrientes en las diferentes posiciones.

El punto de medición fue tomado en la posición central de la región de plateau de la curva de respuesta, correspondiente a las lecturas máximas. Esta posición de la fuente fue reproducida en el resto de los aplicadores, y correspondería a la fuente ubicada a la distancia mínima del centro del volumen activo de la cámara dedal.

Las mediciones de referencia se tomaron en el catéter ubicado a 11 cm de la cámara. Se determinó el factor de recombinación con el método de los dos voltajes, como en el resto de las calibraciones.

Para la determinación del factor de radiación dispersa, utilizando el punto de medición obtenido de la curva de sensibilidad, se midió la carga recolectada durante 60 segundos en cada uno de los aplicadores. Se tomaron cinco mediciones en cada distancia, controlando en cada una los valores de presión y temperatura. Durante la medición se registró una temperatura de 20°C y una presión de 101,7 kPa.

El factor de calibración $N_{Dw,Q}$ se calculó en base a la **Ec. 2.10**, utilizando los valores dados en la siguiente tabla:

⁶ El fantoma utilizado corresponde al mismo que fue utilizado para la determinación del $N_{Dw,Q}$ detallado en la siguiente sección anterior.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

DATO	VALOR	FUENTE
K _R	12,0740 [mGy.m ² .h ⁻¹]	Medido con cámara de pozo
g_a	0,0010	DGMP [5]
$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{a-w}$	0,8990	[5]
		$A_w = 1 - \gamma t$; donde $\gamma = 0.0277$
Aw	0,9980	[7]; $t = 0,0565 \frac{g}{cm^2}$ (espesor de
		pared de cámara)
f	45,7173 [nC.cm ² .min ⁻¹]	Cálculo en Anexo II
K _r	$0,0001 \text{ (cm}^2)^{-1}$	[5]

Tabla 3.7. Valores de componentes para cálculo de $N_{Dw,Q}$ de cámara cilíndrica para medición en aire.

Se obtuvo un valor del factor de calibración de dosis absorbida en agua para cámara cilíndrica Farmer de:

Tabla 3.8. Factor de calibración $N_{Dw,Q}$ con incertidumbre expandida de cámara cilíndrica para ¹⁹²Ir.

		Incertidumbre		
	$N_{Dw,Q}$ [mGy. m ² /nC]	Porcentual	expandida	U
		con k=2*		
Medición en aire	49,006	3		

*La incertidumbre expandida de la medición se ha obtenido multiplicando la incertidumbre estándar de medición por el factor de cobertura k=2 que, para una distribución normal corresponde a una probabilidad de cobertura de aproximadamente 95%. (Detalle de cálculo en Anexo I)

Comparando este valor con el N_{Dw} del ⁶⁰Co se obtuvo una diferencia porcentual de un 8%, valor que se encuentra fuera del rango establecido por el fabricante (±4%).

Esta comparación indica que el factor de calibración obtenido por mediciones en aire es erróneo, mientras que el obtenido a partir de mediciones en fantoma es

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

correcto, por lo que este último fue el elegido para calcular los valores de dosis experimentales en el resto del trabajo.

En cuanto a las mediciones realizadas en aire, se analizaron los valores medidos a las diferentes distancias y estos respetan la relación del inverso cuadrado, lo que indicaría que hubo un error sistemático que fue repetido en todas las mediciones.

Esto puede deberse a múltiples causas como:

- Efectos de dispersión por montaje: las mediciones en aire inevitablemente requieren de un dispositivo de montaje que le otorgue rigidez mecánica y sostén, comprometiendo la necesidad de minimizar la dispersión.
- Error sistemático en la posición de todos los catéteres respecto de la cámara. La utilización de puntos que no estén determinados correctamente lleva a que se produzcan errores de posicionamiento sistemáticos en cada uno de los catéteres.

Sin embargo, a pesar de las diferencias, no se descarta este método ya que detectando las causas de error, estas podrán ser corregidas en pruebas futuras. Debería refinarse el sistema de posicionamiento y montaje para asegurar mejor precisión y repetir estas mediciones.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Capítulo 4. Controles dosimétricos en fantoma

4.1 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE FANTOMA

Para realizar las verificaciones dosimétricas entre las dosis calculadas por el TPS y aquellas realmente entregadas por el equipo, fue necesario construir un fantoma con el propósito de simular un tratamiento de cáncer de cuello uterino. Por ende el material seleccionado para su construcción debió tener una consistencia tal que permita la inserción de los aplicadores ginecológicos, además de presentar versatilidad para colocar diferentes tipos de detectores.

4.1.1 Selección del material

La selección del material se centró en dos aspectos principales: ser tejido equivalente, y en poseer una consistencia rígida pero que a la vez sea maleable para la inserción de los aplicadores ginecológicos y dispositivos dosimétricos (TLDs)

Se decidió construir el fantoma a partir del polisacárido agarosa en una concentración del 3% en peso. Este material posee las ventajas de presentar una consistencia solida a temperatura ambiente (soluble a temperaturas superiores a 65°), además de poseer una adecuada docilidad para la inserción de los aplicadores.

Para confirmar que la densidad del material sea tejido equivalente, se tomó una imagen de TC a un bloque de agarosa de 24x24x2 cm con un equipo Toshiba *Aquilion*. La imagen obtenida en formato DICOM se ingresó en el sistema Eclipse, donde está ingresada la curva de calibración de Unidades Hounsfield versus densidad para el tomógrafo utilizado. Una vez ingresada la imagen, se marcaron 8 puntos (**Fig. 4.1**) y se halló un valor promedio de la densidad de 1,007 g/cm³.



Figura 4. 1 Tomografía computada de bloque de agarosa de 24x24x2 cm. Corte Axial con puntos de HU.

DROPSI, Sofia Solange

"Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Además, para corroborar este resultado, se probó medir la atenuación producida por una placa de agarosa. Para esto se usaron dos configuraciones rectangulares de 24 cm de altura, la primera se realizó íntegramente con placas del fantoma sólido RW3® de 30x30 cm. Se utilizó una placa con adaptador para la cámara de ionización y se alineo un catéter con el eje de la cámara, ubicado a una distancia de 4 cm. (**Fig. 4.2a**). En la segunda configuración se reemplazaron 4 placas de fantoma sólido por un bloque de agarosa de 4 cm de espesor. (**Fig. 4.2b**)



Figura 4. 2 Fantomas para obtención de factor de atenuación de agarosa al 3% (A) Fantoma tejido equivalente de 30x30x24 cm (B) Fantoma con bloque de agarosa de 24x24x4 cm entre cámara y aplicador de fuente.

Las medidas obtenidas en las dos configuraciones fueron idénticas, por lo que se corrobora que el factor de atenuación de la agarosa es 1,000.

4.1.2 Selección de puntos de medición en fantoma.

Debido a que este trabajo es desarrollado en el marco de los controles involucrados en la primer etapa de implementación de Braquiterapia 3D, las mediciones sobre el fantoma fueron puntuales y no volumétricas. Se usó además una placa de film radiocrómico Gafchromic® para evaluar su posible utilización en el fantoma para obtener distribuciones de dosis bidimensionales en un plano.

Se determinaron 7 puntos de control sobre el fantoma para comparar con los valores dados por el TPS. Cinco de ellos fueron medidos con TLDs y los dos

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

restantes, considerados los más relevantes por su localización precisa en el fantoma, correspondieron a puntos medidos con la cámara de ionización cilíndrica.

La cámara se ubicó en una placa que posee un inserto especialmente diseñado para albergarla, y fueron realizadas en dos puntos: 'Camara Sup' y 'Camara Inf', que resultaron de colocar la placa con el adaptador por encima del fantoma de agarosa y por debajo respectivamente.



Figura 4. 3 Esquemas de configuración del fantoma para medición con cámara de ionización. Adaptador de cámara de cámara de ionización ubicado por encima (a) y por debajo (b) del bloque de agarosa.

El resto de los puntos, que corresponde a aquellos donde se colocaron los TLDs, fueron seleccionados según su relevancia clínica. Basándonos en los puntos ICRU, se determinaron los siguientes puntos de medición: Puntos A (derecho e izquierdo), dos puntos de recto situados según ICRU 'Recto 1' y en el mismo plano pero a altura del plano de los puntos A se determinó un segundo punto de control 'Recto 2'.

En cuanto al punto de vejiga, si bien es un punto ICRU, su posición respecto del implante varía de paciente en paciente. Por lo tanto se evaluaron 8 radiografías ortogonales correspondientes a tratamientos de braquiterapia de cérvix uterino con aplicadores Fletcher-Suit para obtener una localización promedio de este punto, que permita ubicarlo luego en el fantoma, (**Fig. 4.4**)

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 4. 4 Esquema de mediciones para determinar el punto en vejiga.

Se obtuvieron los siguientes valores teniendo en cuenta el factor de magnificación en cada placa:

	VEJIGA	
PACIENTE	X [cm]	Y [cm]
1	2,35	-1,21
2	1,81	0,681
3	2,43	0,358
4	2,53	0,298
5	2,35	2,285
6	2,39	-0,56
7	3,64	-0,28
8	3,17	-2,97
PROMEDIO	2,58	

Tabla 4. 1: Distancias horizontales y verticales desde punto

Por lo tanto el punto de 'Vejiga Central' seleccionado estará a una distancia horizontal de 2,5 cm con respecto al tándem, ubicado sobre el plano horizontal según se muestra en la **Fig 4.4**.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

4.1.3 Construcción del fantoma

El bloque de agarosa fue construido de 24x24 cm, con una altura total de 6,5 cm y constaba de bloques de diferentes espesores a fin de poder ubicar los detectores correctamente. El último bloque fue colocado para asegurar que el punto del recto se encuentre a 0,5 cm del plano donde terminan los ovoides.

El aplicador utilizado fue de tipo Fletcher-Suit con un tándem uterino de 45° y dos ovoides vaginales de 15 mm de diámetro, que son los más usados en la práctica clínica en el Instituto. Los ovoides fueron dispuestos con una separación de 4cm entre ellos (**Fig. 4.5**).



Figura 4. 5. Aplicadores Tipo Flecher-Suit

Para estos aplicadores se debieron diseñar y construir las caperuzas para los ovoides ya que las originales estaban en uso en el servicio. Se empleó tecnología de modelado por deposición fundida (FDM) de impresión 3D, donde el material seleccionado fue el PETG (PolyEthylen Terephthalato de Glicol) debido a que posee una densidad similar a los ovoides originales, además de poseer una alta resistencia física y química, ya que pensando en una futura posible aplicación, estos deben ser resistentes a la esterilización química.

Se tomaron las medidas de las caperuzas originales, y mediante un software de diseño se generó el archivo del sólido (**Fig. 4.6a**). La impresión propiamente dicha de las caperuzas (**Fig. 4.6b**) estuvo a cargo de CMD-Lab el cual es un laboratorio de impresión digital abierto a la comunidad y que pertenece a la dirección general de Ciencia y Tecnología.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 4. 6. Caperuza de 1,5 cm para ovoides vaginales (a) Diseño tridimensional (b) Caperuza impresa en 3D.

Luego se procedió a colocar el aplicador, junto con las caperuzas, en el bloque de agarosa:



Figura 4. 7 Bloque de agarosa de 24x24x6,5 cm, con inserción de aplicadores Fletcher-Suit

El bloque de agarosa se ubicó por encima de la placa con el adaptador para la cámara de ionización y luego se colocaron placas de poliestireno por encima y por debajo del fantoma para lograr una altura total de 18,5 cm (**Fig. 4.8**), que constituye el diámetro típico de una pelvis.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 4.8 Fantoma para control de Braquiterapia.

4.2 APLICACIÓN DEL TRATAMIENTO

Con el fantoma armado, se procedió a simular un tratamiento completo del mismo. Se realizó una planificación 2D-ortogonal y 3D-CT. Las imágenes adquiridas se importaron al sistema BrachyVision ®, que es el módulo de cálculo para braquiterapia de alta tasa de dosis del sistema Aria-Eclipse de Varian®, en donde se realizó la reconstrucción y determinación de la posición del aplicador y de los puntos anatómicos de interés. El plan de tratamiento se realizó mediante estas imágenes y en ambos casos se prescribió una dosis de 600cGy a los puntos A.

Los valores evaluados incluyeron la dosis absoluta en los puntos de medición (establecidos en la sección anterior) y un análisis cualitativo de perfiles de dosis 2D. Para esto se utilizó una cámara de ionización PTW® Farmer 30013, TLD 700 LiF:Mg,Ti y placas Gafchromic ETB². Para la comparación de las placas radiocrómicas se usó el software Verisoft de PTW®.

4.2.1 Planificación de tratamiento 3D

La imagen tomográfíca del fantoma se obtuvo con un equipo Toshiba Aquilion. Se colocó un marcador radio-opaco centrado en la parte superior y central del fantoma de agarosa, para establecer un punto de referencia.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

La bibliografía recomienda un espesor de corte de entre 1 y 3 mm para minimizar la distorsión es caso de utilizar aplicadores metálicos [31], por lo tanto la adquisición de imágenes se realizó cada 3mm (**Fig. 4.9**).



Figura 4.9. Tomografía Computada de Fantoma. Vista (a) Axial y (b) Sagital.

En la **Fig. 4.9** se observan las imágenes tomográficas del fantoma. Se pueden distinguir los aplicadores y el orificio para adaptación de la cámara de ionización. Para insertar los aplicadores, el bloque de agarosa debió ser calado y luego rellenar los huecos que quedaban.

El archivo DICOM fue ingresado al software de planificación. Para la reconstrucción del implante, el software cuenta con una librería de aplicadores sólidos, por lo que se seleccionaron los aplicadores Flétcher-Suit y se procedió a ubicar el Tándem y los dos ovoides vaginales en las imágenes (**Fig. 4.10**). Las paradas de las fuentes se establecieron cada 5mm, estableciéndose 4 paradas en cada ovoide y 6 en el tándem, suponiéndose que el cuello uterino se encuentra en el plano en donde terminan los ovoides.





[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

4.2.1.1 Ubicación de los Puntos de Medición en TPS

Para una correcta correlación de dosis obtenidas en la planificación de tratamiento y aquellas medidas en el fantoma, se debe asegurar que los puntos que se están comparando estén ubicados en la misma posición con respecto a los aplicadores (fuentes). Ya que debido a los altos gradientes de dosis que se producen en braquiterapia, una diferencia de 1 mm puede llevar a una apreciable diferencia en dosis.

Por lo tanto, para que los puntos ubicados en la simulación sean los mismos que aquellos ubicados en el fantoma, se utilizó un punto de referencia en común mediante el marcador radio-opaco para obtener luego las coordenadas de los puntos en donde se colocaron los TLDs.

Se procedió a ubicar, en base a la posición del implante, los puntos de interés seleccionados en la sección anterior.



El punto de 'Vejiga Central' se muestra en la Fig. 4.11

Figura 4. 11. Ubicación de punto 'Vejiga Central' (a) Corte coronal y (b) sagital del fantoma.

En cuanto al recto, se marcaron dos puntos en diferentes posiciones. 'Recto1' fue es el punto ICRU correspondiente al recto (**Fig. 4.12**).

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 4. 12 Ubicación de punto 'Recto 1'. (a) Corte coronal y (b) sagital del fantoma.

El punto 'Recto 2' fue ubicado sobre el mismo corte que el anterior pero en el plano horizontal dado por la ubicación de los Puntos A. (**Fig. 4.13**)



Figura 4. 13 Ubicación de punto 'Recto 2'a distancia de 2,4 cm de 'Recto 1'. (a) Corte coronal y (b) sagital del fantoma

La ubicación de los puntos A según el ICRU No. 38, dependen de la posición de los aplicadores. Debido a que en la planificación estos puntos quedaron ubicados en medio de un bloque de la agarosa, a fines prácticos se tomaron puntos en una posición un poco más posterior respecto a estos, coincidente a uno de los bloques de agarosa. (**Fig.4.14**)

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 4. 14 Ubicación de Puntos A' derecho e izquierdo de medición (no corresponden a los puntos de prescripción)

Finalmente, se marcaron los puntos que fueron medidos con la cámara de ionización. Para esto se utilizó la cavidad que se observa en la imagen, considerando que el centro activo de la cámara se encuentra a 1,3 cm de la punta de la inserción de la misma. Como ya fue explicado, se marcaron dos puntos de medición de la cámara 'Camara Sup' y 'Camara Inf'.



Figura 4. 15 Puntos de medición de cámara de ionización cilíndrica 'Cámara Sup' y 'Cámara Inf'

4.2.2 Planificación de tratamiento 2D

Se tomaron dos placas ortogonales del fantoma utilizando un equipo de rayos X portátil (**Fig. 4.16**). Las placas fueron realizadas a una distancia fuente placa de 105 cm, y para la placa anterior se utilizaron 55 kV, 14 mAs, mientras que la lateral se utilizaron 65 kV y 14 mAs.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 4. 16 Placas ortogonales del Fantoma en Visualizador BrachyVision.

Estas imágenes fueron importadas al sistema de planificación, donde se reconstruyeron los catéteres. Una vez delimitados los mismos, se especificaron las posiciones de las fuentes dentro de los mismos y se procedió a la planificación como en los casos clínicos de rutina. Los puntos marcados fueron los puntos A de prescripción y el de Vejiga Central y Recto 1 y 2.

4.2.3 Aplicación del tratamiento

El tratamiento planificado 3D fue exportado al equipo HDR, en base a las posiciones de las fuentes y los tiempos de permanencia en cada una de ellas, y se realizó el tratamiento.



Figura 4. 17 Montaje para Medición en Fantoma para medición de carga en punto 'Cámara Inf'.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

4.3 COMPARACIÓN DOSIS CALCULADA vs. DOSIS MEDIDA

4.3.1. Mediciones con Cámara de Ionización cilíndrica

Las mediciones con la cámara de ionización cilíndrica se realizaron en primer lugar con la cámara ubicada por debajo del fantoma de agarosa para obtener la dosis en el punto "Cámara Inf". Se utilizó un voltaje de 270 V y se recolecto la carga en nC durante 60 segundos. Las medidas fueron tomadas en régimen por lo que no fue necesario corregir por carga de tránsito. Se tomaron 5 mediciones y los valores se corrigieron por presión y temperatura.

Luego se repitió el procedimiento para medir la dosis en el punto "Cámara Sup" ubicando la plancha con el adaptador para la cámara por encima del fantoma.

Las medidas M obtenidas por la cámara de ionización en [nC/seg], fueron llevadas a dosis mediante la siguiente formula:

$$D = M.k_{tp}.N_{Dw,Q}$$

Donde:

 k_{tp} es el factor de corrección por presión y temperatura.

 $N_{Dw,Q}$ es el factor de calibración de la cámara de ionización cilindrica PTW Farmer para ¹⁹²Ir, siendo $N_{Dw,Q} = 53,89345 \ [mGy. \frac{m^2}{nC}]$

En la siguiente tabla se muestran los valores medidos por la cámara de ionización sobre el fantoma, los calculados por el TPS y la diferencia porcentual entre ellos:

PUNTO	Medición con cámara [cGy]	Valor calculado por TPS [cGy]	Diferencia [%]
'Cámara Inf'	219,8	222,2	1,08
'Cámara Sup'	185,3	186,5	-0,64

Tabla 4. 2.Diferencias entre valores calculados y medidos para los puntos 'Camara Sup' y 'Camara Inf'

DROPSI, Sofia Solange

"Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Los valores se encuentran dentro de las tolerancias especificadas por organismos internacionales, los cuales aceptan hasta un 5% de diferencia entre los valores de dosis calculados por el TPS y los administrados en el tratamiento.

Debido a que las diferencias entre los valores medidos y los calculados por el TPS poseen una magnitud similar a la incerteza relativa de la cámara de ionización (1,4% con k=1), estas diferencias podrían atribuirse a la incerteza asociada a la medición sobre el fantoma por la cámara de ionización.

4.3.2. Mediciones con TLDs

Los TLDs fueron ubicados según las coordenadas dadas por el planificador en base a la ubicación del fiducial (**Fig. 4.10**).



Figura 4. 18 Ubicación de TLDs sobre el bloque de agarosa.

Los dosímetros fueron leídos en una lectora manual de TLD Harshaw 3500, a cargo de la gerencia de seguridad radiológica y nuclear de la División de Monitoreo de la radiación externa de la CNEA.

En la siguiente tabla se detallan los valores reportados y las diferencias con respecto a los calculados por el planificador.

PUNTO	Dosis Medida TLD[cGy]	$\Delta\%$ con TPS
Punto A' Der	500	-21,94
Punto A' Izq	400	37,10

Tabla 4. 3. Dosis reportadas en TLDs y diferencia con valores calculador por TPS.

DROPSI, Sofia Solange

"Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Maestría en Física Médica. - Instituto Balseiro. - Universidad Nacional de Cuyo.

Vejiga Central	350	-4,4
Recto 1	300	30,34
Recto 2	250	30,22

La incerteza relacionada a la medición fue reportada de 10%, sin embargo la mayoría de los valores excede ampliamente este valor. Para colocar los TLDs en la agarosa fue necesario colocarlos en una capsula de un tamaño de 2x2x0,5 cm mientras que el cristal del TLD es de 3,2x3,2x0,8 mm, pudiendo desplazarse ± 2 mm de su posición en la dirección de mayor gradiente de dosis y considerando que las dosis alrededor de las fuentes de HDR presentan grandes variaciones de dosis en pocos mm, esta podría ser una de las causas de las elevadas diferencias presentadas.

Sin embargo, más allá de que los valores no hayan sido los esperados, los TLDs se presentan como una buena opción para realizar verificaciones dosimétricas en el fantoma diseñado, debido a su tamaño y fácil colocación en el mismo.

En pruebas a futuro se tendrían que utilizar TLDs con incertezas menores que sean más adecuadas para controles dosimétricos terapéuticos.

4.3.3 Distribución de dosis con films radiocrómicos

A efectos de estudiar el comportamiento de este tipo de detectores en el fantoma diseñado, se insertó un film en medio de dos de las planchas de agarosa utilizadas.

El film fue digitalizado en un escáner EPSON Expression 100XL (**Fig. 4.19**), el cual constituye uno de los dos escáneres recomendados por el fabricante de los films. Por otro lado también se exporto de la planificación 3D la distribución de dosis correspondiente al tratamiento simulado.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura 4. 19. Imagen escaneada de film Radiocrómico post-irradiación.

Estos dos archivos fueron importados al software PTW VeriSoft® para analizar sus diferencias.

El análisis fue de carácter cualitativo, debido a que no se contaba con una calibración que permita realizar la conversión de Densidad Óptica a Dosis para las energías del ¹⁹²Ir. Es así que se utilizó una calibración para la energía del ⁶⁰Co con el objetivo de evaluar la calidad de las curvas que proporciona el film en el fantoma diseñado.

A las dos distribuciones de dosis (proveniente de film y de TPS) se les fue aplicada la calibración y se superpusieron sus curvas. Se analizaron los perfiles horizontal y vertical.



Figura 4. 20. Distribución de dosis de TPS (línea celeste) y Film (línea naranja). (A) Perfil Horizontal. (B) Perfil Vertical

En la **Fig.4.20** se muestran las curvas correspondientes a la intersección del plano del film con un corte axial, y con un corte sagital.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Puede observarse claramente el efecto de saturación en el film, debido a que en una zona quedaba a menos de 5 mm de la punta del tándem, además de que la curva de calibración llega sólo a 2000 cGy.

Sin embargo, las distribuciones para dosis cercanas a las de planificación son similares en ambos planos.

4.3.4 Diferencia entre planificación 2D y 3D

Se analizaron las diferencias de dosis calculadas en la planificación 2D y 3D.

PUNTO	Planif. 2D [cGy]	Planif. 3D [cGy]
Vejiga central	260,8	335,1
Recto 1	362	430,7
Recto 2	317	358,3

Tabla 4. 4 Diferencia entre valores obtenidos en planificación 2D y 3D

Como se puede ver en la **Tabla 4.5** en la planificación 2D se tiende a sub-estimar las dosis en los órganos en riesgo, lo cual es consistente con la bibliografía [6].

Sin embargo, se realiza una autocrítica ya que este resultado surge de un análisis precario, debido a que solo se comparan tres dosis puntuales; por lo tanto un análisis significativo y representativo seria, en el marco de la etapa 2 de transición de tratamientos 2D a 3D, realizar la planificación de un tratamiento de forma convencional y en 3D, y determinar si la dosis en el órgano en riesgo representada en la planificación 2D corresponde realmente con la dosis impartida al volumen completo del órgano.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Conclusiones

El objetivo de este trabajo fue el diseño de un fantoma que sea compatible con imágenes para verificación de dosis en braquiterapia de alta tasa de dosis.

El fantoma fue construido de agarosa al 3% del peso combinado con placas de fantoma sólido. Las pruebas realizadas sobre este material en cuanto a su composición y respuesta a la radiación, posicionan a la agarosa como un material tejido-equivalente.

La ventaja que posee con respecto a otros materiales es su versatilidad, ya que su manipulación no requiere de instalaciones específicas, pudiendo ser inclusive fundido en microondas y adaptarse a la forma del recipiente en el que solidifique. Esto da la posibilidad de que se puedan crear fantomas de diferentes tamaños y espesores y ,con técnicas algo más específicas, crear fantomas antropomórficos. En particular, el fantoma diseñado en este trabajo se pudo construir en capas de espesores variables, permitiendo así la inserción de diferentes elementos en posiciones bien definidas. Además, permite introducir con facilidad aplicadores de braquiterapia ginecológica, ya que se le pueden realizar cavidades de formas arbitrarias.

Un aspecto importante a considerar es que la calidad de la agarosa debe ser de alta pureza, por lo que no es posible utilizar las marcas alternativas más económicas. Si bien siempre gelifica, los bloques realizados con agarosa de baja calidad se parten con mucha facilidad. Otra de las limitaciones que posee la agarosa, es el espesor con el que pueden ser fabricadas las capas, debido que a espesores menores de 5mm, el bloque de gel expresa una estructura frágil que se parte fácilmente. Finalmente, al ser un material orgánico, tiende a juntar hongos. Este último inconveniente, aunque desagradable, no es crítico, ya que al formarse en superficie pueden ser removidos fácilmente, y el material vuelto a fundir y ser reutilizado.

Por otro lado, el fantoma resultó ser útil para realizar medidas con diferentes tipos de dosímetros; fundamentalmente, fue diseñado para poder albergar una cámara de ionización en una posición bien definida respecto del aplicador de

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

braquiterapia utilizado, mediante la utilización de una de las placas de fantoma sólido que tiene el inserto para dicha cámara.

También permitió realizar mediciones con dosímetros termoluminiscentes ya que estos se pudieron ubicar fácilmente en cualquier posición dentro del mismo, debido a la posibilidad de armarlo en capas. A su vez, ésta construcción basada en capas permite obtener mapas de dosis 2D mediante la ubicación de films radiocrómicos en diferentes planos coronales.

Como trabajo a futuro, y como continuidad a un trabajo que se viene realizando en colaboración con el laboratorio de dispositivos físicos de Microelectrónica de la Facultad de Ingeniería de la UBA, se está planeando realizar la caracterización de unos dosímetros MOSFET en la energía del ¹⁹²Ir, y usarlos en el fantoma diseñado en este trabajo para explorar la posibilidad de su uso en dosimetría de fuentes de braquiterapia de alta tasa, y también para dosimetría in-vivo en estos tratamientos. [30]

En el trabajo también se determinó un factor de calibración de dosis absorbida en agua para una cámara cilíndrica tipo Farmer en la energía del ¹⁹²Ir, a través de mediciones en aire y en fantoma solido agua-equivalente.

Los mejores resultados se obtuvieron a partir de las mediciones realizadas en el fantoma, esto es atribuible a que este método presenta una estructura robusta y las mediciones son simples de realizar ya que permite una mayor precisión y estabilidad en la ubicación de los catéteres y de la cámara cilíndrica. Los valores obtenidos de $N_{Dw,Q}$ en fantoma solido fueron similares a aquellos obtenidos mediante simulaciones de Monte Carlo [28], lo que permite asegurar que el resultado obtenido es confiable.

Debido a esto es posible proponer a la medición en fantoma como un método redundante para la determinación de la tasa de referencia de kerma en aire de fuentes de ¹⁹²Ir o como una opción para aquellos centros que no cuenten con una cámara de pozo. Este factor hallado se propone como un logro muy importante en la dosimetría de fuentes de ¹⁹²Ir que hasta el momento no había sido posible ya que no existen calibraciones a nivel del laboratorio secundario para esta calidad de haz.

La determinación del factor de calibración a partir de mediciones en aire, sin embargo, no produjo resultados satisfactorios. Analizando los cálculos se atribuye

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

el valor erróneo a errores sistemáticos producidos durante las mediciones. El montaje de medición en este método suele ser tedioso a la hora de colocar los catéteres en ubicaciones bien precisas, a fin de disminuir errores de posicionamiento, sumado al hecho de que debido a que las mediciones en aire son muy sensibles a la radiación dispersa, un montaje de medición complejo está limitado según este último. Teniendo en cuenta esto, se deberían pensar en estrategias de montajes que permitan depuran los errores causados por errores de posicionamiento y radiación dispersa.

Por otro lado, si bien la impresión 3D de las caperuzas para los ovoides no constituía un objetivo de este trabajo, permitió realizar una evaluación preliminar de materiales que pueden ser utilizados en braquiterapia o para dosimetría dependiendo de criterios que van desde su comportamiento frente a la radiación, hasta sus características químicas para su esterilización. Es en base a la construcción de estas caperuzas es que se está analizando a la impresión 3D como una alternativa viable para la fabricación de aplicadores personalizados para ser utilizados en pacientes que presenten anatomías atípicas.

Para finalizar, podemos afirmar que el presente trabajo proveyó los medios necesarios para que el Instituto de Oncología Ángel H. Roffo, pueda continuar con las evaluaciones necesarias para avanzar a la etapa 2 de transición hacia la braquiterapia 3D.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Anexo I: Determinación de las incertezas relativas de las mediciones

Se tuvieron en cuenta las incertidumbres aportadas por los instrumentos de medición incluida en las medidas y en los resultados experimentales. Las incertidumbres de medida asociada a las estimaciones de entrada se evaluaron utilizando los métodos de evaluación Tipo A y tipo B. Con la evaluación tipo A se evaluó la incertidumbre mediante el análisis estadístico de una serie de observaciones, que corresponden a las medidas obtenidas con las cámaras de ionización. La evaluación tipo B incluye la evaluación de las incertezas dadas por la densidad del aire (presión y temperatura), errores de posicionamiento y especificaciones de fabricantes. [23]

Las fuentes de incertezas en las mediciones provienen de la cámara de ionización, electrómetro, termómetro y presurómetro, valores de mediciones, set-up de medición y factores de calibración dados por las cámaras.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"
1. Evaluación de incertezas para el valor de K_R calculado con cámara de pozo

 Tabla A. 5: Incertezas de la medición de tasa de referencia de kerma en aire para cámara de pozo de Instituto Ángel H. Roffo.

DATO	Incertidumbre relativa porcentual
N_{K_R} *	1,30
Presión y Temperatura	0,32
Mu	0,01
k _{recom}	0,02
N _{elec}	0,10
Incerteza combinada (factor de cobertura k=1)	1,4
Incerteza expandida (factor de cobertura k=2)	2,8

* $N_{K_R} = 0,4688 \left[\frac{mGy.m2}{h.nA} \right]$. *Factor de calibración de cámara de pozo con una incerteza de 2,6% (k=2).*

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

2. Evaluación de incertezas para el valor de $N_{Dw,Q}$ calculado con cámara de ionización cilíndrica en fantoma solido

Componente	Incertidumbre relativa porcentual [%]
K _R	1,4
Presión y temperatura	0,3
Incerteza combinada (factor de cobertura k=1)	1,4
Incerteza expandida (factor de cobertura k=2)	2,8

Tabla A. 2. Evaluación de las Incertezas de medidas en fantoma.

^{*} El diámetro interno del catéter es de 1,67 mm y el diámetro externo de la fuente es de 0,9 mm. Esto indica que la fuente puede desplazarse un máximo de 0,385 mm del centro del aplicador. Esto llevo a una distancia entre la fuente y la cámara de 7,884 \pm 0,0039 cm.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

3. Evaluación de incertezas para el valor de $N_{Dw,Q}$ calculado con cámara de ionización cilíndrica mediante mediciones en aire.

	Incertidumbre
Componente	Relativa porcentual
K _R	1,4
Medidas	0,4
Presión y temperatura	0,3
Incerteza combinada (factor de cobertura k=1)	1,5
Incerteza expandida (factor de cobertura k=2)*	3,0

Tabla A. 3: Evaluación de las Incertezas de medidas en aire para determinación de Nw

*Este factor corresponde al mínimo ya que no fueron evaluadas incertezas por posicionamiento de catéteres, cuya determinación requiere de procedimientos experimentales.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Anexo II. Cálculo de factor f

El factor f fue calculado través de la **Ec 2.7**: $f = (M_d - M_s)(d + c)^2$. Donde M_d es el promedio la cargas colectada de cinco mediciones realizadas en el catéter ubicado a 11cm de la cámara de ionización.

Las medidas debieron ser corregidas por temperatura y presión ambiente, perdida por recombinación y por el factor de atenuación debido a las agujas metálicas empleadas.

DISTANCIA	Medición Promedio [nC/min]
10	0,381136777
15	0,179593246
20	0,104762727
25	0,067846337
30	0,049887013
35	0,034920909

Tabla II. 1 Valores promedios de mediciones en aire a diferentes distancias.

Para la determinación del componente de dispersión M_s y del valor c que determina el corrimiento de la fuente dentro del aplicador, se utilizaron las mediciones obtenidas a las 5 distancias (**Tabla II.1**) asumiendo a f como una constante independiente de d.

Las incógnitas Ms, c y f, fueron obtenidas a partir de ajustar una curva dada por la ecuación:

$$M_d = \frac{f}{(d+c)^2} + Ms$$
 Ec. II.1

en los puntos $(d_1, M_{d1}), (d_2, M_{d2}), ..., (d_5, M_{d5})$ correspondientes a los valores medidos M_d en cada distancia d. Para esto se utilizó una herramienta de software matemático, obteniéndose lo siguiente:

DROPSI, Sofia Solange

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"



Figura II. 1 Curva de Ajuste de valores de Md y d, según Ec. II.1

Se obtuvieron valores promedios de c = -0,07356 [cm] y Ms = 0,0008535[nC/min], los cuales fueron utilizados para calcular el factor f a través de la ecuación 2.7, obteniéndose un valor de 45,717 [nC.cm²/min].

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Referencias Bibliográficas

[1] Alvarado Pérez N., Castillo Rauda P., Ochoa Perez K. *La braquiterapia de alta tasa de dosis como nueva técnica en el tratamiento de pacientes diagnosticadas con cáncer cérvicouterino, en el hospital médico quirúrgico y oncológico del instituto salvadoreño del seguro social de febrero a julio del 2017*. Tesis (Licenciatura en radiología e imágenes). El Salvador, Universidad de El Salvador, Facultad de medicina, Escuela de tecnología medica, 2018. 133 p

[2] Andrássy M., Niatsetski Y., Pérez-Calatayud J. Co-60 frente a Ir-192 en braquiterapia de alta tasa de dosis: comparación científica y técnica. Medical Physics, 13, 125 – 130, 2012.

[3] Argoty Eraso O. Comparación de dosimetría clínica en braquiterapia HDR convencional y 3D para cáncer de cuello uterino. Tesis (Magister en Física Médica). Bogotá D. C., Universidad Nacional de Colombia, Facultad de ciencias, Departamento de Física, 2018. 100 p.

[4] Arrossi S., Paolino M. Proyecto para el mejoramiento del Programa Nacional de Prevención de Cáncer de Cuello Uterino en Argentina-informe final: diagnóstico de situación del Programa Nacional y Programas Provinciales. Organización Panamericana de la Salud (OPS), **64**, 160 p. 2008.

[5] Baltas D., Geramani K., Ioannidis G. T., Hierholz K., Rogge B., Kolotas C., et al. *Comparison of calibration procedures for* ¹⁹²*ir high-dose rate brachytherapy sources*. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, **43**, 653 – 661, 1999

[6] Bautista-Hernández Y., Villavicencio-Queijeiro M. A., Portillo-Reyes J., Luján-Castilla P. J., Montoya-Monterrubio J., Daniel Raymundo Ruesga-Vázquez D. R., et al. Braquiterapia de alta tasa de dosis en cáncer cérvico-uterino; experiencia en el Servicio de Radio-Oncología del Hospital General de México. GAMO, 10, 201 – 209, 2011.

[7] Bondel S., Ravikumar M., Sudhakar Supe S., Rekha Reddy B. Calibration of 192Ir high dose rate brachytherapy source using different calibration procedures. Reports of practical oncology and radiotherapy, 19, 151 - 156, 2014. Disponible en: www.sciencedirect.com

[8] European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. 1° edición. Bruselas (Bélgica): Venselaar, Calatayud, 2004.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

[9] García Contreras O. J. Cálculo de Dosis en Braquiterapia Ginecológica HDR-3D mediante simulación Monte Carlo para tratamiento Intracavitario de Cáncer de Cuello Uterino. Tesis (Magister en Física Médica). Bogotá D. C., Universidad Nacional de Colombia, Facultad de ciencias, Departamento de Física, 2011. 111 p.

[10] Goetsch S., Attix F. H., Pearson D. W., Thomadsen B. R., Calibration of 1921r highdose-rate afterloading systems. Medical Physics, 18, 462 – 467, 1991.

[11] Haie-Meder C. et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV. Radiotherapy and Oncology, **74**, 235 – 245, 2005. Disponible en: www.elsevier.com/locate/radonline

[12] IAEA-TECDOC-1151. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad, IAEA (2000).

[13]International Commission on Radiation Units and Measurements. *Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology*. ICRU REPORT 38. USA, 1991. 30 p.

[14]Jaén González B. *Diseño y puesta en marcha de un programa de garantía de calidad en braquiterapia de alta tasa de dosis*. Tesis (Maestría en Física Medica). Bariloche, Universidad Nacional de Cuyo, Instituto Balseiro, 2006. 79 p.

[15] Mohamed Yoosuf A. B. et al. *Verification of high-dose-rate brachytherapy treatment planning dose distribution using liquid-filled ionization chamber array.* Journal of Contemporary Brachytherapy, **10**, 143 – 154, 2018.

[16] Nath R. et al. Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. Medical Physics, 24, 1557 – 1598, 1997.

[17] NIST. "Guidelines for Evaluating and Expressing the Uncertainty of NIST Measurement Results". Nota técnica 1297. 1994.

[18] Organismo Internacional de Energía Atómica. The transition from 2-d brachytherapy to 3-d high dose rate brachytherapy. IAEA Human Health Reports No. 12. Vienna, Austria, 2015. 47 p. Disponible en: <u>http://www.iaea.org/Publications/index.html</u>

[19] Organismo Internacional de Energía Atómica. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. IAEA TRS-398. 2006. Vienna, Austria, 2006. 183 p.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

[20] Organismo Internacional de Energía Atómica. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. Guía de procedimientos estandarizados en Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD) y en hospitales. IAEA-TECDOC-1274/S.
2004. Viena, Austria, 2004. 60 p. Disponible en: http://www-naweb.iaea.org/nahu/external/e3/publications.asp

[21] Organismo Internacional de Energía Atómica. Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry. IAEA-CN-96. 2003. Vienna, Austria, 2003. 511 p.

[22]Organismo Internacional de Energía Atómica. Protección radiológica en radioterapia. Parte 2: Física de las Radiaciones. Conferencia 2: Dosimetría y Equipos. Material de Entrenamiento en Protección Radiológica en Radioterapia. 75 p.

[23] Patel Narayan P., Majumdar B., Vijiyan V., Hota Pradeep K. *In–air calibration of an HDR 192Ir brachytherapy source using therapy ion chambers*. Journal of cancer research and therapeutics, **1**, 213 - 220. 2005. Disponible en: www.cancerjournal.net

[24]Petereit D, Potter D. *High-dose- rate brachytherapy in the treatment of cervical cancer: analysis of the late complications*. I. J. Radiat. Oncol. Biol. Physics. 2004; 50: 528-34.

[25]Podgorsak, E. B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. 2° Ed. Vienna: IAEA, 2005. 5, 7, 8, 9, 10, 59.

[26]Pötter R. et al. *Clinical outcome of protocol based image (MRI) guided adaptive brachytherapy combined with 3D conformal radiotherapy with or without chemotherapy in patients with locally advanced cervical cancer*. Radiotherapy and Oncology, **100**, 116 – 123, 2011. Disponible en: www.thegreenjournal.com

[26] Ramos Ribeiro, T. N. *Estudo e implementação de dosimetría com mosfet em braquiterapia de alta taxa de dose*. Tesis (Magister en Ingeniería Física). Lisboa, UNIVERSIDAD DE LISBOA, Facultad de Ciencias, Departamento de Física, 2010. 76 p.

[27] Sierra N. M. *Construcción de un fantoma antropomórfico de pelvis para el control de calidad en los tratamientos de IMRT con compensadores*. Tesis (Maestría en Física Médica). Bariloche, Universidad Nacional de Cuyo, Instituto Balseiro, 2016. 91 p.

[28] Tourinho Campos L., Gonçalves Magalhaes L. A., Veloso de Almeida C. E. *Determination of a beam quality conversion factor from 60Co to 1921r*. Journal of Radiation Research and Applied Sciences, **30**, 1–6, 2018. Disponible en: http://www.elsevier.com/locate/jrras

[29] Varian Medical Systems[®]. Catálogo de aplicadores intracavitarios. 2018, 150 p.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

[**30**] García, M. Cassani, M., Carbonetto, S., Casal, M. *et al. 6MV LINAC characterization of a MOSFET dosimeter fabricated in a CMOS.* Journal of Radiation Research and Applied Science, **117**,63-69, 2018.

[31] Muñoz Migueláñez, M. *Braquiterapia en Cáncer Ginecológico*.[diapositivas de Power Point]. Recuperado de: https://es.slideshare.net/tmm50/braquiterapia-en-cncer-ginecolgico.

[32] Richard Potter et al. *Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO* working group (II): Concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy—3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology. Radiotherapy and Oncology, **78**, 67 – 77, 2006.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"

Agradecimientos

A mis padres, especialmente a mi madre por confiar siempre en mí y apoyarme siempre.

A mi novio por siempre estar ahí apoyándome y conteniéndome.

A mis amigos de la maestría Sofia, Franco, Ana y Daniela por su apoyo incondicional y por hacer de esta maestría una experiencia inolvidable.

A mi directora Mariana Casal por guiarme, compartir sus conocimientos y siempre estar predispuesta a responder mis consultas y dudas.

A mi codirector Pablo Menéndez por sus aportes y conocimientos desde el punto de vista médico.

Al personal del servicio de Física del Instituto Roffo: Ale, Diana, Federico, Gastón, Gabriela, Guido, Guille, Judith y Pablo; por su amabilidad y por su predisposición siempre a ayudarme.

A la Dirección del área de Investigaciones del Instituto Roffo por proveernos de la agarosa y de sus conocimientos para manipular la misma.

Finalmente, agradecer al Comité académico de Física Médica, por brindarme esta oportunidad y permitir que me desempeñe en lo que me apasiona.

Gracias al Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo y Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA) por la posibilidad de formarme como magíster y de brindarme el financiamiento para lograrlo. Estaré eternamente agradecida.

[&]quot;Diseño de un fantoma compatible con imágenes para verificaciones en Braquiterapia de alta tasa de dosis tridimensional"