

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

EFEECTO DEL MATERIAL DE CONTRASTE EN LAS  
DISTRIBUCIONES DE DOSIS ASOCIADAS A LA BRAQUITERAPIA  
DE ALTA TASA CON IRIDIO-192 PARA TRATAMIENTOS DEL  
CÁNCER CÉRVICO-UTERINO

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE  
MAGÍSTER EN FÍSICA MÉDICA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN Y DESARROLLO

MAYRA ALEJANDRA PALLAROSO YELA  
pallaroso@yahoo.com

Director: MARCO VINICIO BAYAS REA  
marco.bayas@epn.edu.ec.com

QUITO, MAYO 2018

## DECLARACIÓN

Yo MAYRA ALEJANDRA PALLAROSO YELA, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual, correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su reglamento y por la normatividad institucional vigente.

---

Mayra Alejandra Pallaroso Yela

## **CERTIFICACIÓN**

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por MAYRA ALEJANDRA PALLAROSO YELA, bajo mi supervisión

---

Marco Vinicio Bayas Rea  
Director del Proyecto

## AGRADECIMIENTOS

A Dios por llenarme de bendiciones, ser mi fortaleza en los momentos difíciles, brindarme una vida llena de aprendizajes, experiencias y superación.

Al Hospital Oncológico Solón Espinosa Ayala SOLCA Núcleo de Quito por haberme permitido la realización de esta maestría mediante la otorgación de la beca de estudios y por permitir el uso de sus equipos para las medidas y cálculos involucrados en este trabajo.

A Yoli por haberme dado la oportunidad de seguir mis sueños en esta área, brindarme su amistad, por apoyarme con su experiencia y por su motivación.

A mi director de tesis por su paciencia y por todas sus sugerencias.

A todas las personas que han colaborado con el desarrollo de este trabajo.

A todos mis familiares y amigos que siempre me han brindado su apoyo. Gracias por formar parte de mi vida.

## **DEDICATORIA**

A la memoria de mis padres Rosa y Remigio

A la memoria de mi abuelita Aura  
nunca olvidaré sus enseñanzas y consejos  
siempre estarán en mi corazón.

A mi hijo Alejandro eres el motor de mi vida.

A los pacientes oncológicos  
nuestros esfuerzos es garantizar  
que sus tratamientos sean de calidad.

**Mayra Alejandra Pallaroso Yela**

# Índice de contenido

Índice de figuras	viii
Resumen	1
Abstract	2
<b>1 Braquiterapia Ginecológica</b>	<b>1</b>
1.1 Introducción . . . . .	1
1.2 Planificación del tratamiento en Braquiterapia . . . . .	2
1.2.1 Prescripción de la Dosis . . . . .	3
1.2.2 Tomografía Computarizada y Unidades Hounsfield . . . . .	6
<b>2 Dosimetría en Braquiterapia</b>	<b>7</b>
2.1 Fuente de Iridio-192 . . . . .	7
2.2 Caracterización de fuentes de rayos gamma . . . . .	8
2.2.1 Tasa de Kerma en aire a una distancia de referencia . . . . .	8
2.2.2 Intensidad de Kerma en Aire . . . . .	9
2.2.3 Actividad . . . . .	9
2.3 Cálculo de la Dosis . . . . .	9
2.3.1 Cálculo de la dosis a partir de la Tasa de Kerma en Aire . . . . .	9
2.3.2 Cálculo de la dosis con el algoritmo Acuros . . . . .	11
<b>3 Metodología</b>	<b>15</b>
3.1 Equipos . . . . .	15
3.1.1 Sistema de carga remota GammaMed Plus iX . . . . .	15
3.1.2 Sistema de Planificación . . . . .	17
3.1.3 Aplicadores . . . . .	17
3.1.4 Insertos . . . . .	18
3.2 Validación del Algoritmo Acuros BV . . . . .	18
3.2.1 Sistema experimental . . . . .	19
3.2.2 Experimento . . . . .	20

3.2.3	Cálculo de dosis en el sistema de planificación . . . . .	22
3.2.4	Factor heterogeneidad . . . . .	22
3.3	Determinación de la relación entre la proporción contraste/agua y calidad de imagen . . . . .	23
3.3.1	Sistema Experimental . . . . .	24
3.3.2	Experimento . . . . .	25
3.4	Determinación de las Unidades Hounsfield asociadas al contraste en pacientes . . . . .	25
3.5	Cuantificación del efecto del contraste en las distribuciones de dosis . .	26
3.5.1	Evaluación del cambio en las distribuciones de dosis . . . . .	26
3.6	Cuantificación de la dosis absorbida en la pared de la vejiga . . . . .	28
3.6.1	Evaluación de la dosis . . . . .	29
<b>4</b>	<b>Resultados y Discusión</b>	<b>30</b>
4.1	Validación del Algoritmo Acuros BV . . . . .	30
4.1.1	Dosis en los Insertos . . . . .	30
4.1.2	Factores de Heterogeneidad . . . . .	33
4.2	Relación entre calidad de imagen y la cantidad del contraste . . . . .	34
4.2.1	Relación Contraste Ruido . . . . .	34
4.2.2	Determinación de las Unidades Hounsfield asociadas al material de contraste . . . . .	36
4.3	Efecto del contraste en las distribuciones de dosis . . . . .	37
4.3.1	Evaluación transversal . . . . .	39
4.3.2	Evaluación longitudinal . . . . .	41
4.4	Dosis absorbida en la pared de la vejiga para diferentes concentraciones del material de contraste . . . . .	46
4.4.1	Incertidumbre asociada al posicionamiento de los aplicadores . .	48
<b>5</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>49</b>
	<b>Referencias</b>	<b>51</b>
	<b>Apéndices</b>	<b>56</b>
<b>A</b>	<b>Espectro de radiación gamma del Iridio-192</b>	<b>56</b>
<b>B</b>	<b>Medidas de dosis con cámara de ionización</b>	<b>57</b>
B.1	Medidas con el inserto agua . . . . .	57
B.2	Medidas con el inserto hueso . . . . .	58
B.3	Medidas con el inserto aire . . . . .	58

<b>C Factores de heterogeneidad FH</b>	<b>59</b>
C.1 Factores heterogenidad para los insertos hueso y aire . . . . .	59



# Índice de figuras

1.1	Anatomía ginecológica vista en un corte tomográfico sagital . . . . .	2
1.2	Prescripción de la dosis mediante los lineamientos del reporte ICRU No38	3
1.3	Planificación del tratamiento de la braquiterapia cervico-uterina sobre la tomografía computarizada . . . . .	5
1.4	Definición de pixel y voxel. . . . .	6
2.1	Esquema reducido del decaimiento del Iridio-192. . . . .	7
2.2	Espectro de radiación gamma del Iridio-192. . . . .	8
2.3	Geometría para la definición de la Intensidad de Kerma en Aire. . . . .	8
3.1	Sistema de carga remota GammaMed Plus iX . . . . .	16
3.2	Geometría de la fuente de Iridio-192 contenida en el GammaMed Plus iX.	16
3.3	Geometría de los aplicadores para el ingreso de la fuente. . . . .	17
3.4	Insertos y cámara de ionización para la validación del algoritmo. . . . .	18
3.5	Arreglo geométrico de las tres planchas de acrílico donde se ubican los insertos, la cámara de ionización y el aplicador de la fuente. . . . .	19
3.6	Montaje experimental para realizar las medidas de tasa de kerma en un fantoma adaptado. . . . .	21
3.7	Esquema de medida para encontrar el punto efectivo de la cámara de ionización. . . . .	21
3.8	Medidas para la determinación del punto efectivo de la cámara de ionización . . . . .	21
3.9	Esquema de la posición de la cámara ionización en cada uno de los tres insertos. . . . .	23
3.10	Ilustración de la relación contraste ruido . . . . .	24
3.11	Fantoma para la determinación de la relación contraste/agua en la vejiga	25
3.12	Esquema de cuantificación del efecto del contraste mediante una línea transversal al aplicador . . . . .	27
3.13	Esquema de cuantificación del efecto del contraste mediante líneas paralelas al aplicador . . . . .	28
3.14	Esquema de los Histogramas Dosis Volumen Acumulativos. . . . .	29

4.1	Dosis relativa experimental para los insertos agua, hueso y aire a diferentes distancias de la fuente. . . . .	31
4.2	Dosis relativa calculada con el algoritmo Acuros para los insertos agua, hueso y aire a diferentes distancias de la fuente. . . . .	31
4.3	Dosis relativa experimental y calculada a diferentes distancias a la fuente para el inserto agua. . . . .	31
4.4	Dosis relativa experimental y calculada a diferentes distancias a la fuente para el inserto aire. . . . .	32
4.5	Dosis relativa experimental y calculada a diferentes distancias a la fuente para el inserto hueso. . . . .	32
4.6	Desviaciones de las dosis calculadas respecto a las experimentales para los 3 insertos. . . . .	32
4.7	Factores de heterogeneidad experimentales y calculados para los insertos hueso y aire. . . . .	33
4.8	Desviaciones de los factores de heterogeneidad calculados respecto a los experimentales para los insertos hueso y aire. . . . .	34
4.9	Imágenes tomográficas transversales del fantoma con diferentes concentraciones del material de contraste en la sonda vesical. . . . .	35
4.10	Variaciones de las unidades Hounsfield en la vejiga debido a la presencia del contraste. . . . .	36
4.11	Imágenes tomográficas transversales a) vejiga con 10% de contraste y b) vejiga con 8% de contraste . . . . .	37
4.12	Efecto del contraste en las curvas de isodosis. . . . .	38
4.13	Esquema de los puntos de evaluación $P_i$ y $Q_i$ en una vista sagital. . . . .	39
4.14	Dosis relativa a distancia para la evaluación transversal. . . . .	39
4.15	Desviaciones para la línea $Q_i$ , lado opuesto a la vejiga . . . . .	40
4.16	Desviaciones para la línea $P_i$ , pasa por la vejiga . . . . .	40
4.17	Esquema de las líneas $M_i$ y $L_i$ . . . . .	41
4.18	Dosis relativa a distancia para la evaluación longitudinal. . . . .	41
4.19	Desviaciones para la línea M1. . . . .	42
4.20	Desviaciones para la línea M2. . . . .	42
4.21	Desviaciones para la línea M3. . . . .	42
4.22	Desviaciones para la línea M4. . . . .	43
4.23	Desviaciones para la línea M5. . . . .	43
4.24	Desviaciones para la línea M6. . . . .	43
4.25	Desviaciones para la línea M7. . . . .	44
4.26	Desviaciones para la línea L1 . . . . .	44
4.27	Desviaciones para la línea L2 . . . . .	45

4.28	Desviaciones para la línea L3 . . . . .	45
4.29	Desviaciones para la línea L4. . . . .	45
4.30	Desviaciones para la línea L5. . . . .	46
4.31	Desviaciones para la línea L6. . . . .	46
4.32	Desviaciones para la línea L7. . . . .	46
4.33	Esquema de la evaluación de la dosis en 0 .1 $cm^3$ , 1 $cm^3$ y 2 $cm^3$ de la vejiga. . . . .	47
4.34	Dosis relativa en volúmenes de 0 .1 $cm^3$ , 1 $cm^3$ y 2 $cm^3$ de la vejiga debido a la presencia de contraste. . . . .	47
4.35	Desviación de la dosis entregada a 0.1 $cm^3$ , 1 $cm^3$ y 2 $cm^3$ de la vejiga debido a la presencia del contraste. . . . .	48
4.36	Errores en el cálculo de dosis a la vejiga debido al posicionamiento de los aplicadores desde la biblioteca del sistema de planificación. . . . .	48

# Índice de cuadros

4.1	Cálculo de la Relación Contraste-Ruido para diferentes concentraciones del material de contraste. . . . .	35
4.2	Unidades Hounsfield en la vejiga asociadas a la presencia del material de contraste en las tomografías de pacientes. . . . .	36
A.1	Espectro de radiación gamma del Iridio-192 . . . . .	56
B.1	Medidas con el inserto agua . . . . .	57
B.2	Medidas con el inserto hueso . . . . .	58
B.3	Medidas con el inserto aire . . . . .	58
C.1	Resultados del cálculo del factor de heterogeneidad para el inserto hueso y para el inserto aire. . . . .	59

# Resumen

En este trabajo se cuantificó el efecto que produce el material de contraste en las distribuciones de dosis asociadas a tratamientos del cáncer cérvico-uterino con braquiterapia de alta tasa de dosis, con Iridio-192. El efecto se evidenció mediante el cálculo de dosis, con el algoritmo Acuros implementado en el sistema de planificación Brachyvision. Los cálculos se realizaron con la información de la densidad electrónica del tejido contenida en imágenes tomográficas correspondientes a la vejiga con seis valores diferentes de números CT (unidades Hounsfield), siendo uno de ellos 0 HU, equivalente a la presencia de agua. Previamente se determinó la relación entre la concentración de contraste en la vejiga de pacientes ginecológicas y el número CT en la tomografía correspondiente. Para la máxima concentración de contraste utilizada, 10%, el número CT fue de  $316.18 \pm 94$  HU. En estas condiciones la cuantificación del efecto se realizó utilizando 236 puntos alrededor del implante, de los cuales 41 estuvieron dentro de la vejiga, para cada punto se calculó la desviación de la dosis en presencia de contraste en la vejiga respecto a la dosis en presencia de agua. Para 500 HU, los puntos fuera de la vejiga recibieron dosis hasta 0.10% mayores que las dosis en presencia de agua, mientras que en los puntos dentro de la vejiga éstas fueron hasta 2.21% mayores. Para la concentración de contraste del 8%, concentración óptima para la imagen, la entrega de dosis, en un volumen de  $2 \text{ cm}^3$  de la vejiga, sería hasta 0.44% mayor. Para las concentraciones de contraste, utilizadas en este trabajo, el aumento de dosis correspondiente está dentro de las tolerancias establecidas en radioterapia.

# Abstract

The effect in the doses distributions associated to cervical-uterine cancer treatments with high dose rate brachytherapy with Iridium-192 produced by the contrast material was quantified. This was done by the calculation of doses with the Acuros algorithm implemented in the Brachyvision planning system. These calculations were made with the information of the electronic density of the tissue contained in tomographic images corresponding to the bladder with six different values of CT numbers (Hounsfield Units) assigned to it. One of the assigned value was 0 HU which correspond to the bladder filled with water. Previously the relationship between the contrast concentration in the bladder of gynecological patients and the CT number in the corresponding tomography was determined. For the highest contrast concentration used (10%) the CT number was  $316.18 \pm 94$  HU. With these conditions the quantification of the effect was done using 236 points around the implant, 41 of which were inside the bladder. For each of these points the deviation of the dose in the presence of contrast was calculated relative to the corresponding dose in the presence of water. For 500 HU, the points outside the bladder the doses were up to 0.10% higher than the doses in the present of water whereas in the points inside the bladder they were up to 2.21% higher. For the contrast concentration of 8%, optimum concentration for imaging, absorbed dose in a volume of  $2 \text{ cm}^3$  of the bladder, could be up to 0.44% higher than the dose for water. For the contrast concentrations used in this study, the corresponding increment in absorbed dose lies within the tolerances established in radiotherapy.

# Capítulo 1

## Braquiterapia Ginecológica

### 1.1 Introducción

La braquiterapia es una modalidad de tratamiento para el cáncer donde se emplean fuentes radioactivas selladas. Las fuentes pueden ubicarse dentro o en contacto con el tejido a tratarse para entregar la mayor cantidad de radiación [1]. En la braquiterapia ginecológica generalmente se utiliza una fuente radiactiva de Iridio-192 de alta tasa de dosis, la cual ingresa al útero y al cérvix mediante los llamados aplicadores. La permanencia y el movimiento de la fuente dentro de los aplicadores produce la distribución de dosis requerida en un tratamiento [2], [3].

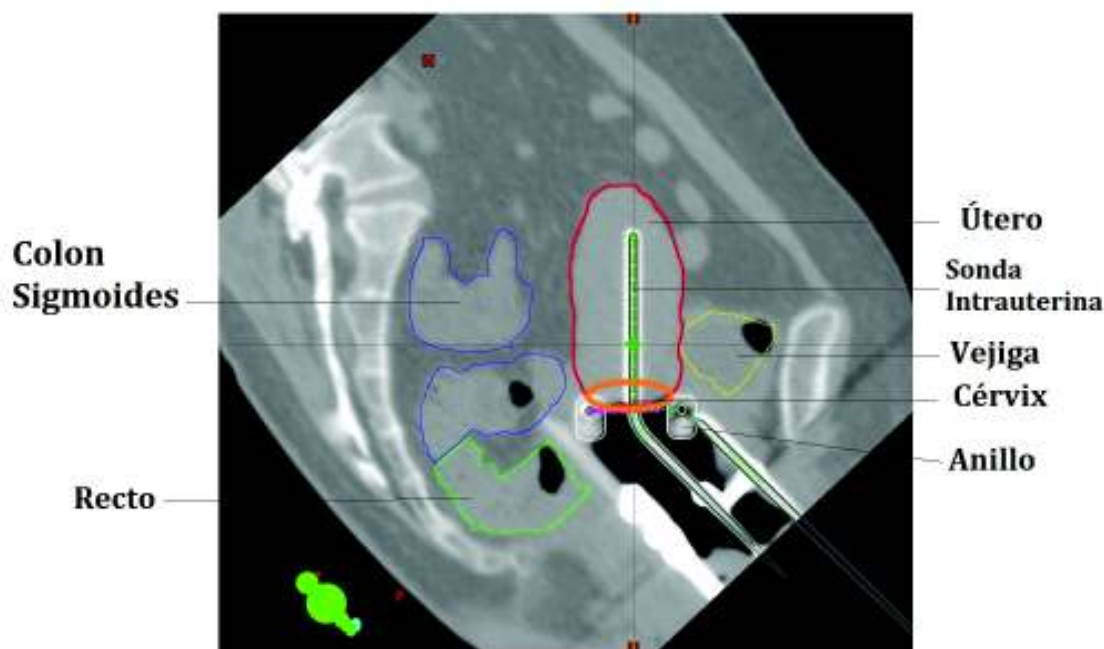
Comúnmente, el cálculo de la distribución de dosis alrededor de la fuente se realiza mediante las recomendaciones del reporte TG-43 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) [4] y la prescripción de la dosis mediante los lineamientos del reporte No. 38 de la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) [5]. Las estructuras anatómicas y los puntos de cálculo se identifican en dos imágenes ortogonales, con las cuales el sistema de planificación realiza una reconstrucción tridimensional y calcula la distribución asumiendo que todo el medio es agua.

Actualmente existen algoritmos implementados en los sistemas de planificación que permiten realizar el cálculo de las distribuciones de dosis sobre las imágenes tomográficas de las pacientes con el implante ginecológico, considerando la densidad electrónica del medio [6]. En este caso la definición de volúmenes y prescripción de dosis se realiza según los lineamientos de la ICRU en el reporte No. 89 [7]. En este reporte se recomienda contornear o delimitar el volumen del tumor o tejido maligno y los volúmenes de los órganos de riesgo. La distribución de dosis se calcula considerando las dimensiones reales del tumor y límites de dosis para los órganos de riesgo cercanos, como: el recto, la vejiga y el colon sigmoides.

En el contorneo de los volúmenes existe la dificultad de diferenciar el límite del útero y la vejiga, debido a que ambas estructuras presentan similar densidad electrónica, por lo que se requiere del uso de material de contraste diluido con agua en la vejiga. El propósito general de este trabajo es estudiar el efecto en las distribuciones de dosis que produce el material de contraste presente en la vejiga, durante los tratamientos de braquiterapia.

## 1.2 Planificación del tratamiento en Braquiterapia

La braquiterapia ginecológica consiste en entregar la mayor cantidad de dosis al útero y al cérvix mediante la utilización de aplicadores que albergarán la fuente radiactiva. La fuente permanecerá en distintas posiciones dentro de los aplicadores el tiempo previamente calculado, para conseguir que la curva de isodosis del 100 % abarque gran parte volumen tumoral, pero a la vez no se entregue altas dosis a los órganos de riesgo (el recto, la vejiga y el colon sigmoides). En la figura 1.1 se muestra la disposición anatómica del útero, cérvix, los órganos de riesgo y los aplicadores.

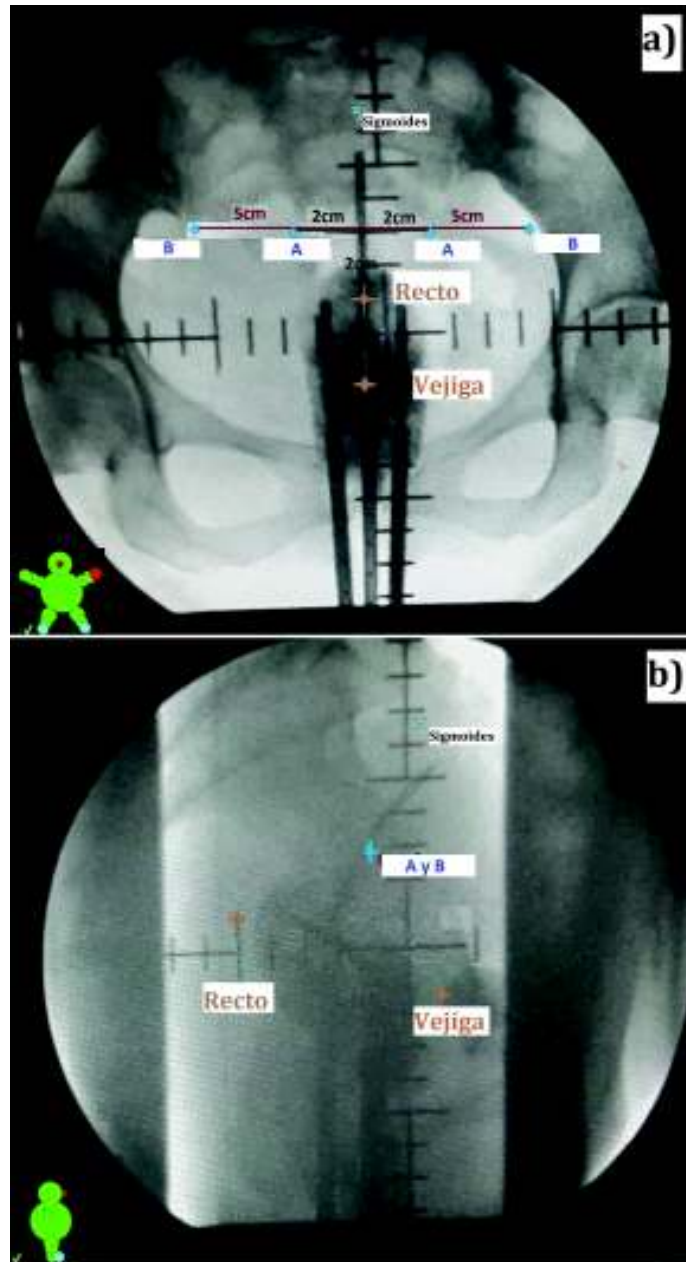


**Figura 1.1:** Anatomía Ginecológica vista en un corte tomográfico sagital, se muestra la disposición del útero, el cérvix y los órganos de riesgo y los aplicadores (una sonda intrauterina y un anillo). Imagen obtenida con el sistema de planificación BrachyVision versión 13.0, SOLCA Nucleo-Quito.



### 1.2.1 Prescripción de la Dosis

Según los lineamientos del reporte No.38 de la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) [5], el método de prescripción, consiste en entregar el 100% de la dosis a los puntos denominados A y evaluar la dosis entregada en los puntos denominados B (fig. 1.2) y a los órganos de riesgo. Los puntos de prescripción y evaluación están en el plano que contiene el aplicador y son identificados en imágenes ortogonales de la paciente.



**Figura 1.2:** Prescripción de la dosis mediante los lineamientos del ICRU reporte No. 38. Placas fluoroscópicas a) Antero - posterior y b) Lateral. Imagen obtenida con el sistema de planificación BrachyVision versión 13.0, SOLCA Nucleo-Quito.

Los puntos A están clínicamente definidos como los puntos ubicados a 2 *cm* por encima del fondo del cérvix y a 2 *cm* lateral de la sonda intrauterina. Los puntos B se ubican a 2 *cm* por encima del fondo del cérvix y a 5 *cm* lateral de la línea media<sup>1</sup>. El punto para la evaluación de la dosis en la vejiga es el punto mas posterior cercano al aplicador, sobre la superficie de la sonda vesical que contiene 7 *cm*<sup>3</sup> de material de contraste, en la imagen lateral (fig. 1.2 b) y en el centro de la sonda en la imagen antero-posterior (fig. 1.2 a). Con un enfoque bidimensional, el punto A, el punto B y los puntos ubicados en los órganos de riesgo forman parte del reporte de dosis del tratamiento y el análisis de este reporte define el resultado terapéutico y posibles complicaciones.

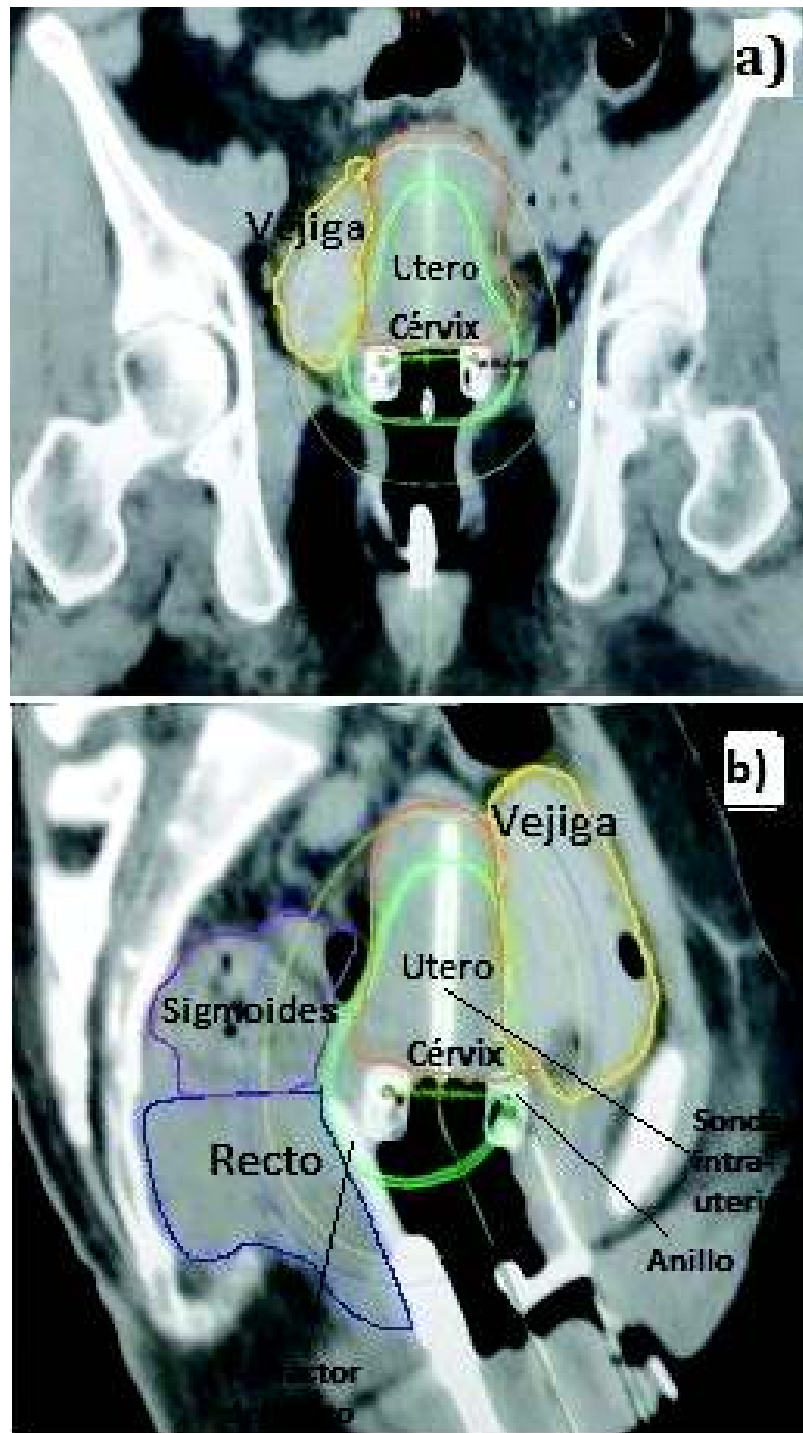
El Organismo Internacional de Energía Atómica en las publicaciones Human Health Series No.12 [9] proporciona recomendaciones a seguirse para el paso de la planificación bidimensional a la planificación tridimensional, las cuales se deben considerar a la hora de su ejecución en la clínica. Así mismo el Grupo Europeo de Curioterapia y la Sociedad Europea de Radiología Terapéutica y Oncológica (GEC-ESTRO) [10], [11] norman los conceptos y términos a utilizarse para contornear los volúmenes a irradiarse, así como su evaluación. La Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS) [12], [13] por su parte sugiere los valores de dosis mínimas para el control tumoral y las dosis máximas a los órganos de riesgo con la finalidad de evitar posibles complicaciones y la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) en el reporte No.89 [7] reúne todos estos elementos y da los lineamientos para la prescripción, registro y reporte para los tratamientos de braquiterapia para el cáncer cérvico-uterino en base a imágenes tridimensionales.

La prescripción de la dosis tridimensional se realiza mediante un enfoque adaptivo, por lo que requiere de una técnica de imagen tridimensional de la paciente a nivel pélvico con el aplicador. Entre las técnicas de imagen actualmente utilizadas está la tomografía computarizada. Las imágenes tomográficas muestran información tridimensional de la anatomía ginecológica, la posición real de los órganos de riesgo, el tamaño del tumor y la posición de los aplicadores. En estas imágenes el médico debe identificar el volumen tumoral de alto riesgo y prescribir el 100 % de la dosis en el 90 % del volumen contorneado para conseguir un control de la enfermedad. También se deben contornear los órganos de riesgo cercanos al aplicador como la vejiga, la cual normalmente se llena con 50 *cm*<sup>3</sup> de una mezcla de agua y material de contraste para diferenciar el límite de este órgano con el útero, debido a que las dos estructuras tienen similar densidad

---

<sup>1</sup>**La Línea Media** corresponde a una línea imaginaria que atraviesa al cuerpo justo en la mitad si este es mirado de frente [8]

electrónica. En la figura 1.3 se muestra la posición de los aplicadores, el útero y la vejiga con contraste.

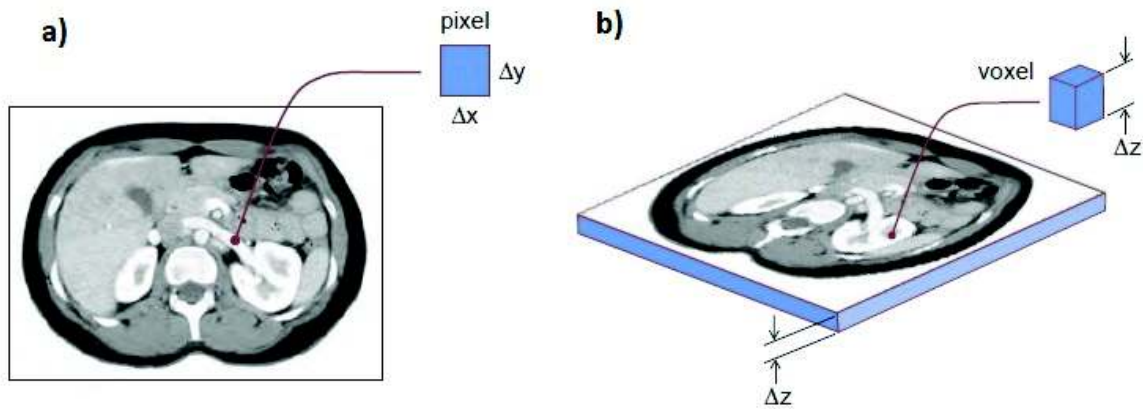


**Figura 1.3:** Planificación del tratamiento de la braquiterapia cervico-uterina sobre la tomografía computarizada a) Vista antero - posterior de un corte coronal y b) Vista de un corte sagital. Se muestra la posición de los aplicadores (una sonda intrauterina y un anillo), el útero y la vejiga con contraste. Imagen obtenida del sistema de planificación BrachyVision versión 13.0, SOLCA Nucleo-Quito.

## 1.2.2 Tomografía Computarizada y Unidades Hounsfield

La tomografía computarizada provee imágenes tridimensionales de las estructuras anatómicas de las pacientes mediante la utilización de una fuente de rayos X que atraviesa el tejido. La intensidad de radiación transmitida se registra en un gran número de proyecciones. De esta forma la atenuación o coeficiente de atenuación  $\mu$  que produce el tejido se relaciona con los valores de píxel que se asignan en las imágenes tomográficas. Los coeficientes de atenuación lineal son valores variables debido a la presencia de diferentes tejidos del paciente atravesados por el haz de rayos X [8].

El algoritmo de reconstrucción divide cada plano axial en  $512 \times 512$  píxeles y en voxeles, los cuales tienen la longitud del tamaño del corte ( $\Delta Z$ ). Ver la figura 1.4.



**Figura 1.4:** Definición de a) píxel y b) voxel en una imagen tomográfica axial. Imagen adaptada de [8].

Los coeficientes de atenuación para cada voxel se asocian a los llamados números CT, definidos por la expresión (1.1). Los números CT definidos de esta manera se expresan en unidades Hounsfield (HU):

$$\text{Numero } CT_{\text{tejido}} = \frac{\mu_{\text{tejido}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 1000 \quad [HU] \quad (1.1)$$

De esta forma, al aire se le asocia un número CT de -1000, mientras que el número CT del agua es 0 y el CT hueso compacto puede ser superior a 1000.

Como parte de este trabajo se analizó la calidad de imagen en presencia del material de contraste en la vejiga de pacientes con cáncer cérvico-uterino tratados con braquiterapia de alta tasa de dosis.

# Capítulo 2

## Dosimetría en Braquiterapia

### 2.1 Fuente de Iridio-192

Uno de los principales radioisótopos que se utilizan en braquiterapia de alta tasa de dosis es el Iridio-192 ( $^{192}_{77}\text{Ir}$ ), el cual tiene un tiempo de vida media de  $T_{1/2} = 73.83$  días y una densidad de  $\rho_{\text{Ir}192} = 22.42\text{g/cm}^3$  [14]. Este radioisótopo decae principalmente por emisión beta  $\beta^-$  (95.24 %) y captura electrónica (EC) (4.76 %) a estados excitados del Platino-192 ( $^{192}_{78}\text{Pt}$ ) y del Osmio-192 ( $^{192}_{76}\text{Os}$ ) respectivamente; luego estos decaen a sus estados fundamentales mediante la emisión de rayos gamma. En la figura 2.1 se muestra un esquema del decaimiento del ( $^{192}_{77}\text{Ir}$ ).

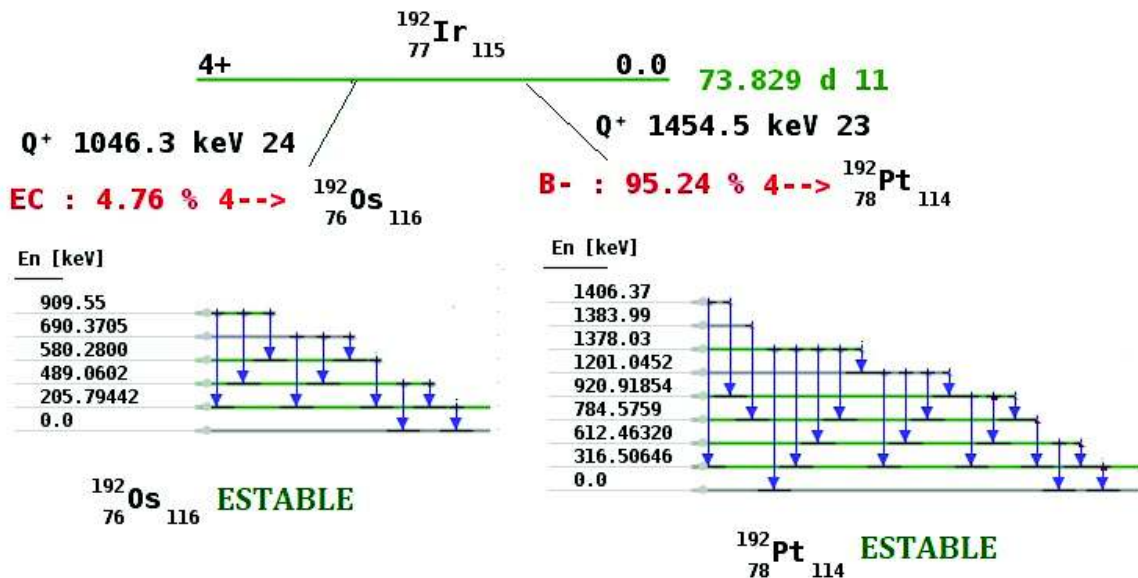
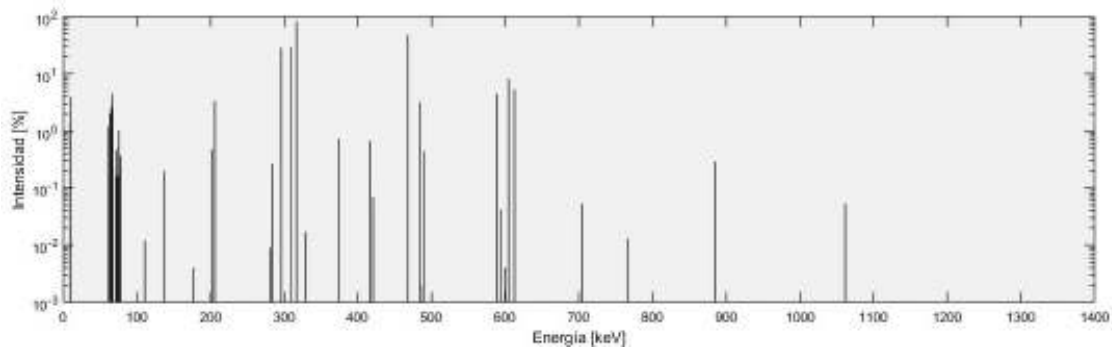


Figura 2.1: Esquema reducido del decaimiento del Iridio-192 a Platino-192 y Osmio-192. Imagen adaptada de "Nuclear Data Services"[15].

Los rayos gamma emitidos por decaimiento del Iridio-192 consisten de 41 energías discretas que van desde 8.91 keV a 1378.2 keV. En la tabla A.1 se muestran los valores

de energía de cada rayo gamma con su intensidad, a partir de estos valores se puede calcular la energía promedio del espectro, la cual tiene un valor de 397 keV [15]. En la figura 2.2 se muestra el espectro de radiación gamma.



**Figura 2.2:** Espectro de radiación gamma del Iridio-192. Imagen obtenida con los datos proporcionados de "Nuclear Data Services"[15].

## 2.2 Caracterización de fuentes de rayos gamma

La Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) en los reportes No. 38 y 58 [5], [16] y la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) en el reporte TG-43 [4] recomiendan especificar la intensidad de las fuentes de rayos gamma en términos de la magnitud Kerma (kinetic energy released to matter), la cual se define como la energía cinética de partículas cargadas que son liberadas por partículas sin carga. Esta magnitud no considera la energía de enlace de las partículas cargadas, debido a que esta componente es pequeña [17].

### 2.2.1 Tasa de Kerma en aire a una distancia de referencia

La tasa de kerma en aire ( $\dot{K}_{ref}$ ) para fuentes lineales, se define en un punto sobre el eje transversal que pasa por el centro de la fuente y a una distancia de referencia de 1 metro, esta magnitud está corregida por los efectos de atenuación y dispersión. La unidad de medida en el Sistema Internacional SI es  $mGy/s$  (1 Gray (Gy) = J/Kg) [4]. Para una fuente rígida la distancia de referencia está en el plano perpendicular que biseca la fuente, como se muestra en la figura 2.3.



**Figura 2.3:** Geometría para la definición de la Intensidad de Kerma en Aire.

## 2.2.2 Intensidad de Kerma en Aire

La intensidad de Kerma en Aire ( $S_k$ ) se define como el producto de ( $\dot{K}_{ref}$ ) y el cuadrado de la distancia de referencia ( $d_{ref}^2$ ). Así:

$$S_K = \dot{K}_{ref} \cdot d_{ref}^2 \quad (2.1)$$

la unidad recomendada para  $S_K$  es  $\mu Gy \cdot m^2/h$  [4].

## 2.2.3 Actividad

La actividad ( $A$ ) se define como el número de núcleos radiactivos que se desintegran por unidad de tiempo, así:

$$A(t) = A_0 \exp\left(-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t\right) \quad (2.2)$$

donde la ecuación 2.2 representa la ley del decaimiento con  $A_0$  la actividad inicial y  $T_{1/2}$  es el tiempo de vida media, en el cual la sustancia radiactiva decae al 50 % de la cantidad inicial [17] .

La unidad de la actividad en el SI es el Becquerel (Bq), la cual equivale a una desintegración por segundo ( $des/s$ ). Adicionalmente, el Curio ( $Ci$ ) es una unidad ampliamente usada, equivale a  $1 Ci = 3,7 \times 10^{10} Bq$  [18].

## 2.3 Cálculo de la Dosis

### 2.3.1 Cálculo de la dosis a partir de la Tasa de Kerma en Aire

Las medidas de kerma aire se pueden realizar directamente en aire o en un fantoma de calibración con una cámara de ionización [19], [20], [21]. En la norma DIN 6809 [22] recomiendan utilizar una cámara de ionización cilíndrica con un volumen mayor a  $0.1 cm^3$  para calibraciones en aire. La cámara de ionización debe estar calibrada en términos de dosis absorbida en agua para un haz de cobalto-60 [23], [24]. Una de las desventajas de realizar las medidas directamente en aire es la falta de reproducibilidad en el posicionamiento del aplicador para la salida de fuente y la posición de la cámara, por lo que la Sociedad Alemana de Física Médica DGMP (Deutsche Gesellschaft fuer Medizinische Physik) recomienda el uso del fantoma sólido [25].

La tasa de kerma aire ( $\dot{K}_a$ )<sub>a</sub> se puede determinar mediante la la ecuación (2.3) [25]:

$$(\dot{K}_a)_a = (1 - g_w)^{-1} \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{water}} k_\lambda N_w k_r K_{at-ap} k_{pt} k_\tau \bar{M} \quad (mGy/h) \quad (2.3)$$

donde:

- $g_w$  es el factor que considera las pérdidas en radiación de frenado producida por los electrones secundarios en agua; para el Ir-192 ( $0.001 \approx 0$ ),
- $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}$  es el coeficiente de atenuación másico de absorción en aire para la energía promedio del espectro del iridio-192, (397 keV) [15],
- $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{water}$  es el coeficiente de atenuación másico de absorción en agua para la energía promedio del espectro del iridio-192, (397 keV) [15],
- $k_\lambda$  es el factor de calibración en otras calidades de radiación diferentes al Cobalto-60, reportado en el certificado del fabricante. Para cámaras compactas modernas la dependencia de la calidad de radiación es tan pequeña que se puede considerar 1 [24].
- $N_w$  es el factor de calibración de la cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua para radiación de Cobalto-60 entregado por el laboratorio de patrones secundarios.
- $K_{at-ap}$  es el factor que considera el uso del aplicador metálico 1.0045,
- $k_r$  Corrección por la distancia de acuerdo con la ley del inverso al cuadrado  $k_r = (r/100)^2$ ,
- $k_{pt}$  es el factor de corrección por presión y temperatura,

$$k_{pt} = \left(\frac{273 + T}{273 + T_0}\right) \left(\frac{P_0}{P}\right) \quad (2.4)$$

donde  $T_0$  y  $P_0$  son la temperatura y la presión de calibración de la cámara de ionización.  $T$  y  $P$  son la temperatura y presión de la sala de tratamiento en el momento de la medida. La humedad relativa se encuentra en el rango del 30 % al 80 %,

- $k_\tau$  es el factor de corrección del tiempo de medición de minutos a hora, esta dado por:  $k_\tau = 60/\tau$ ; con  $\tau =$  tiempo de medición en minutos,



- $\bar{M}$  es el promedio de las medidas realizadas por la cámara de ionización en un punto  $r$ .

Para el cálculo de la tasa de dosis absorbida en agua por definición se tiene [25]:

$$\dot{D}_w = (1 - g_w) \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{water}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}} \frac{1}{k_r} (\dot{K}_a)_a \quad (mGy/h) \quad (2.5)$$

de la ecuación 2.3 y 2.5 se obtiene:

$$\dot{D}_w = k_\lambda N_w K_{at-ap} k_{pt} k_\tau \bar{M} \quad (mGy/h) \quad (2.6)$$

### 2.3.2 Cálculo de la dosis con el algoritmo Acuros

El algoritmo Acuros contiene métodos de solución explícita de la Ecuación Lineal de Transporte de Boltzmann (LBTE). Esta ecuación describe el comportamiento macroscópico de partículas como neutrones, rayos gamma, electrones etc, que son producto de un radioisótopo y su paso a través de la materia. La LBTE no tiene una solución analítica, por lo que, para hacer el problema computacionalmente accesible, el algoritmo Acuros BV discretiza las variables de energía, de ángulo y de posición [26].

El algoritmo Acuros implementado en el sistema de planificación Brachyvision distribuido por la empresa varian, mediante comparaciones con simulaciones Monte Carlo tiene una precisión del 1%, en regiones donde la tolerancia es  $\leq 2\%$  y a distancias de la fuente  $\leq 5 \text{ mm}$  o cambios rápidos de densidad, las tolerancias son hasta del 10% [27], [28], [29].

El algoritmo Acuros resuelve la forma estacionaria o independiente del tiempo de la LBTE para un volumen dado  $V$ , así:

$$\frac{d}{ds} \Psi(\vec{r}, E, \hat{\Omega}) + \sigma_t(\vec{r}, E) \Psi(\vec{r}, E, \hat{\Omega}) = Q_s(\vec{r}, E, \hat{\Omega}) + q(\vec{r}, E, \hat{\Omega}), \quad (2.7)$$

donde:

$$Q_s(\vec{r}, E, \hat{\Omega}) = \int_0^\infty \int_{4\pi} \sigma_s(\vec{r}, E' \rightarrow E, \hat{\Omega} \cdot \hat{\Omega}') \times \Psi(\vec{r}, E', \hat{\Omega}') d\hat{\Omega}' dE' \quad (2.8)$$

donde:

- $d/ds$  es la derivada direccional a lo largo del recorrido de la partícula,

- $\Psi$  es la distribución en ángulo  $\hat{\Omega} = (\mu, \eta, \zeta)$  y en energía  $E$  de la tasa de fluencia de fotones en la posición  $\vec{r} = (x, y, z)$  (partículas  $\text{cm}^{-2} \text{sr}^{-1} \text{s}^{-1} \text{MeV}^{-1}$ ),
- $\sigma_t$  es la sección transversal de interacción macroscópica total ( $\text{cm}^{-1}$ ),
- $q$  representa a una fuente fija de partículas (partículas  $\text{cm}^{-2} \text{sr}^{-1} \text{s}^{-1} \text{MeV}^{-1}$ )
- $Q_s$  representa el término fuente de partículas que teniendo diferentes energías y direcciones se dispersan y terminan dentro del intervalo de energía y dirección de las partículas que se están considerando (partículas  $\cdot \text{cm}^{-3} \text{sr}^{-1} \text{s}^{-1} \text{MeV}^{-1}$ ),
- $\sigma_s =$  sección transversal de dispersión de las partículas que teniendo diferentes energías y direcciones se dispersan y terminan dentro del intervalo de energía y dirección de las partículas que se están considerando ( $\text{cm}^{-1} \text{sr}^{-1} \text{MeV}^{-1}$ ).

La ecuación integro-diferencial (2.7) contiene seis variables, la cual el algoritmo Acuros BV la resuelve mediante discretización de una variable en Energía, dos variables angulares  $(\mu, \eta, \zeta) = \sqrt{1 - \mu^2 - \eta^2}$  y tres variables espaciales (x, y, z). Luego calcula la fluencia de fotones que dependen del ángulo y de la energía en cada grado de libertad en el dominio de cálculo. El Algoritmo realiza la discretización de la siguiente manera:

### *Discretización de Energía*

La discretización de energía se realiza mediante el método de multigrupos [30]. En este método el dominio de energía  $(0, E_0)$  es particionado en  $G$  intervalos de ancho  $\Delta E_g = E_g - E_{g+1}$ , para  $g = 1, \dots, G$ . Por convención la energía disminuye al aumentar el número de grupo. Así,  $E_1 = E_0$  es la máxima energía de fotones emitidos por las fuentes y  $E_{G+1} = 0$ . En el grupo  $g$  se toman los fotones con energía entre  $E_g$  y  $E_{g+1}$ . Se promedian todas las cantidades que caracterizan el problema (como flujo de partículas y secciones de interacción transversal) sobre cada grupo de energía, así se obtienen funciones de índice de grupo  $g$  y no de energía  $E$ . Para fuentes de Iridio-192 se emplean secciones transversales de 37 grupos  $G = 37$ , para la componente de partículas no dispersadas se utilizan los 37 grupos y para la componente de partículas dispersadas se colapsa la estructura del grupo mediante una función de peso.

### *Discretización Angular*

La discretización angular se realiza mediante el método de ordenadas discretas [31], el cual consiste en exigir que la ecuación mantenga un número finito de direcciones

que son elegidas desde un conjunto de cuadratura angular. Se utiliza el conjunto Triangular-Tchebyshev de cuadratura intervalos desde  $N = 4$  ( 24 ángulos discretos) a  $N = 36$  (1368 ángulos discretos). La cuadratura angular varía entre grupos, así si el camino libre medio del fotón se incrementa con la energía, se aplica la cuadratura angular mayor a los grupos de energía mayores.

### *Discretización Espacial*

La discretización espacial sigue el método lineal discontinuo de elemento-finito Galerkin (DFEM) [32]. En este método el volumen  $V$  es subdividido en elementos cartesianos variables, dentro de los cuales, las componentes correspondientes a las propiedades del material son constantes. El método calcula una solución espacial lineal dentro de cada elemento, a la vez que resuelve múltiples grados de libertad espaciales.

### *Cálculo de la Dosis considerando la heterogeneidad del medio*

Para el iridio-192 el algoritmo considera que la energía promedio es de 350 keV y debido a las bajas energías que contiene el espectro se asume que existe el equilibrio electrónico por lo que se emplea el kerma y se elimina la necesidad de transporte de electrones secundarios [33]. Así la dosis puede ser calculada de la siguiente manera:

$$D(\vec{r}) = \frac{1}{\rho_{medium}(\vec{r})} \sum_{g=1}^G \sigma_{KERMA,g}^{medium}(\vec{r}) \left\{ \sum_{p=1}^P \phi_{p,g}^{unc}(\vec{r}) + \phi_g^{coll}(\vec{r}) \right\} \quad (2.9)$$

donde:

- $D(\vec{r})$  es la dosis en la posición  $(\vec{r})$ ,
- $\rho_{medium}$  es la densidad electrónica en el voxel,
- $\sigma_{KERMA,g}^{medium}(\vec{r})$  es la sección transversal macroscópica kerma,
- $\sum_{p=1}^P \phi_{p,g}^{unc}(\vec{r}) + \phi_g^{coll}(\vec{r})$  es la fluencia escalar total de fotones, incluye componentes de partículas no dispersadas y dispersadas en la posición  $(\vec{r})$ .

El algoritmo Acuros considera las propiedades del material mediante las secciones transversales macroscópicas  $\sigma$ , las cuales representan la probabilidad de que un mecanismo de interacción de la radiación con la materia ocurra por unidad de camino recorrido por la partícula viajera. Así:

$$\sigma = \frac{N_a \rho \tilde{\sigma}}{M} \quad (2.10)$$

donde:

- $N_a$  es el número de Avogadro,
- $\tilde{\sigma}$  es la sección transversal microscópica para un mecanismo de interacción dado,
- $\rho$  es la densidad electrónica del material,
- $M$  es la masa atómica, en unidades de masa atómica (UMA).

La sección transversal macroscópica considera cuatro mecanismos de interacción de los fotones con la materia, Dispersión Rayleigh, Efecto Fotoeléctrico, Efecto Compton y Producción de Pares. El algoritmo Acuros toma las densidades asociadas de la tomografía computarizada (CT) para obtener la sección transversal macroscópica en cada voxel de la imagen. Si se solapan las estructuras se utiliza la estructura con mayor valor CT en la región de solapamiento [33].

En este trabajo se realizaron medidas de tasa de Kerma con cámara de ionización en un fantoma adaptado. Se reprodujeron las geometrías de medida y se obtuvieron imágenes tomográficas, en las cuales se realizaron cálculos de las distribuciones de dosis en el sistema de planificación considerando la heterogeneidad del medio con el algoritmo Acuros y se calcularon las desviaciones de los cálculos respecto a las medidas.

# Capítulo 3

## Metodología

El efecto que produce el material de contraste fue evaluado mediante cálculos de las distribuciones de dosis con el algoritmo Acuros. El material de contraste fue considerado en el cálculo de dosis mediante la asignación de las unidades Hounsfield a la vejiga en imágenes tomográficas de prueba. El rango de las unidades Hounsfield se determinó a partir del análisis de la calidad de imagen y de imágenes tomográficas de pacientes con diferentes concentraciones de contraste en la vejiga; con estos valores se determinó las desviaciones de dosis entregada en la pared de la vejiga respecto a la ausencia de contraste.

### 3.1 Equipos

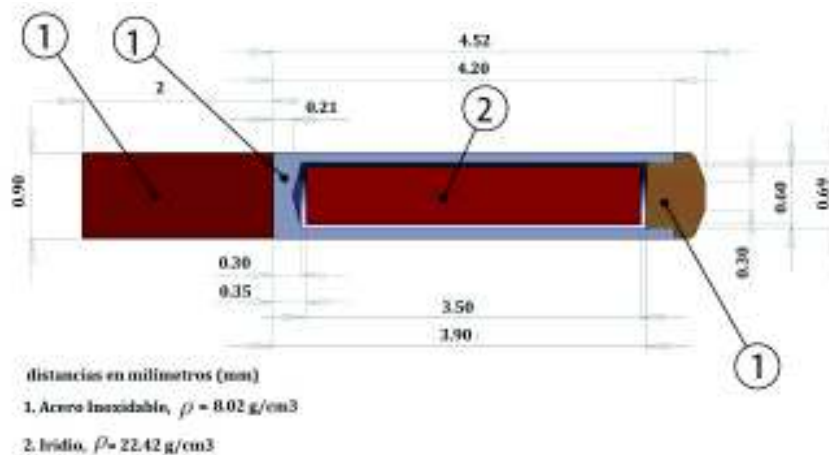
#### 3.1.1 Sistema de carga remota GammaMed Plus iX

El sistema GammaMed Plus iX (Varian, Palo Alto, USA) recientemente adquirido por el hospital SOLCA Núcleo de Quito es la quinta generación de los equipos de carga diferida GammaMed comercializado por la empresa Varian Medical Systems (Palo Alto, USA). Este equipo puede almacenar una fuente hasta de 15  $Ci$ , con la fuente almacenada produce una tasa máxima de Kerma en aire de  $3 \mu Gy/h$  a 1  $m$  del equipo y cuenta con un detector Geiger Muller incorporado que da aviso cuando la fuente esta afuera del contenedor. Tiene 20 canales para la salida de la fuente y cuenta con un sistema electrónico - mecánico de precisión que conserva la integridad de los cables y la exactitud del posicionamiento luego de cada tratamiento. La distancia máxima a la que llega la fuente es de 130  $cm$ . El GammaMed Plus iX posee un software propio, en el cual se puede configurar directamente los tiempos y las posiciones de salida de la fuente y es compatible con el sistema de planificación [34].



**Figura 3.1:** Sistema de carga remota GammaMed Plus iX comercializado por Varian Medical Systems (Palo Alto, USA). SOLCA Nucleo-Quito

**Fuente de Iridio-192.** La fuente contenida en el GammaMed Plus iX tiene una configuración cilíndrica de  $0.6 \text{ mm}$  de diámetro y de  $3.5 \text{ mm}$  de longitud activa, y está soldada a una cápsula de  $0.9 \text{ mm}$  de diámetro y de  $4.52 \text{ mm}$  de longitud. La cápsula a su vez, está soldada a un cable de acero inoxidable de  $100 \text{ mm}$  de longitud, el cual tiene una sección final trenzada flexible de  $20 \text{ mm}$  de longitud que permite atravesar las curvas cerradas de los aplicadores [33]. Ver figura 3.2



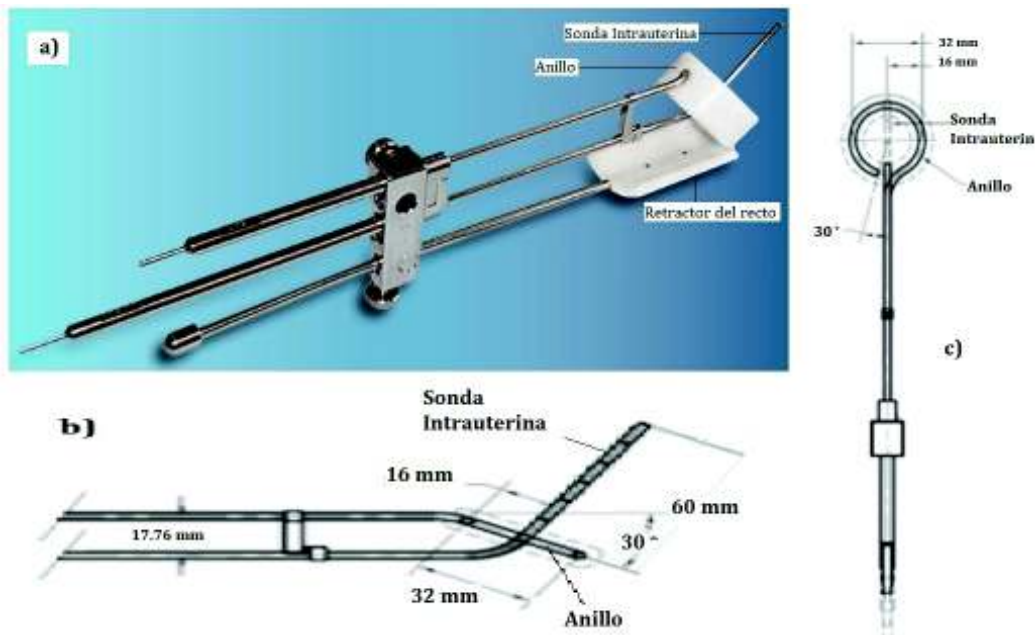
**Figura 3.2:** Geometría de la fuente de Iridio-192 contenida en el GammaMed Plus iX. Imagen obtenida de la "Guía de referencia de los algoritmos del sistema de planificación Brachyvision"[33].

### 3.1.2 Sistema de Planificación

El sistema de planificación en braquiterapia es una herramienta informática que permite realizar los cálculos de la distribución de dosis considerando las características geométricas y actividad del radioisótopo utilizado en la práctica clínica (Ir-192). El sistema de planificación Brachyvision versión 13.0 con el algoritmo Acuros BV versión 13.1 (Varian, Palo Alto, USA) recientemente adquirido en SOLCA Núcleo de Quito tiene configurados dos algoritmos de cálculo: el primero sigue los lineamientos del protocolo TG-43 [4] y en la distribución de dosis asume que todo el medio es agua y el segundo algoritmo Acuros BV, el cual sigue las directrices del protocolo TG-186 [35] y considera la heterogeneidad del medio mediante la utilización de imágenes tomográficas.

### 3.1.3 Aplicadores

Los aplicadores son accesorios que ingresan en el útero y envuelven al cérvix para lograr una distribución de dosis mediante la permanencia de la fuente dentro de estos. En este trabajo se utilizó el conjunto de aplicadores que se muestran en la figura 3.3, los cuales son de titanio con una densidad de  $4.42 \text{ g/cm}^3$  y compatibles con tomografía computarizada, es decir no distorsionan la imagen cuando los rayos X los atraviesan



**Figura 3.3:** Geometría de los aplicadores para el ingreso de la fuente a) conjunto de aplicadores compuesto de sonda intrauterina, un anillo y un retractor del recto. b) configuración de los aplicadores en una vista lateral y c) geometría del anillo.

### 3.1.4 Insertos

Los insertos son accesorios que se utilizan en radioterapia para simular la densidad electrónica de los tejidos y realizar medidas con cámaras de ionización en su interior. En este trabajo se utilizaron los insertos con densidad equivalente al agua, al hueso y al aire de la marca CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology (Norfolk-Virginia, USA). Los insertos tienen una geometría cilíndrica de 16 cm de largo, 2.6 cm de diámetro con una cavidad en el centro de 0.6 cm de diámetro y 14.2 cm de largo que permiten insertar una cámara de ionización. Ver imagen 3.4. El inserto agua tiene una densidad electrónica de  $3.34 \times 10^{23}$ , densidad física de  $1 \text{ g/cm}^3$  y una densidad electrónica relativa a agua 1. El inserto hueso tiene una densidad electrónica de  $4.86 \times 10^{23}$ , densidad física de  $1.53 \text{ g/cm}^3$  y una densidad electrónica relativa a agua 1.46. El inserto aire tiene una densidad electrónica de  $6.34 \times 10^{22}$ , densidad física  $0.20 \text{ g/cm}^3$  y una densidad electrónica relativa a agua 0.19 [36].



**Figura 3.4:** Insertos y cámara de ionización para la validación del algoritmo.

## 3.2 Validación del Algoritmo Acuros BV

El algoritmo se validó mediante medidas con cámara de ionización en insertos con densidades equivalentes al agua, al aire y al hueso y cálculo de las distribuciones de dosis con Acuros considerando la heterogeneidad del medio. Las medidas se realizaron en agua a diferentes distancias de la fuente en un fantoma adaptado y los cálculos se realizaron sobre imágenes tomográficas del fantoma con las mismas geometrías de medida. Posteriormente se calcularon las desviaciones y los factores de heterogeneidad.



### 3.2.1 Sistema experimental

#### Fantoma

El fantoma utilizado para las medidas consistió de una cubeta de plástico (Tereftalato de polietileno, densidad =  $1,455 \text{ g/cm}^3$ ) de  $40 \times 30 \times 22 \text{ cm}^3$ , en la cual se introdujo un arreglo geométrico compuesto de tres planchas de acrílico (Polimetilmetacrilato PMMA, densidad  $1,18 \text{ g/cm}^3$ ) separadas  $3 \text{ cm}$  y  $2 \text{ cm}$ . Las dos primeras planchas con un agujero central del diámetro de los insertos y lateralmente con 10 agujeros de  $0.3 \text{ cm}$  de diámetro separados  $0.6 \text{ cm}$  en donde se introduce el aplicador (sonda intrauterina) de la fuente y la tercera plancha completamente lisa para detener el paso del aplicador. En la figura 3.5 se muestra la geometría de las tres planchas de acrílico.

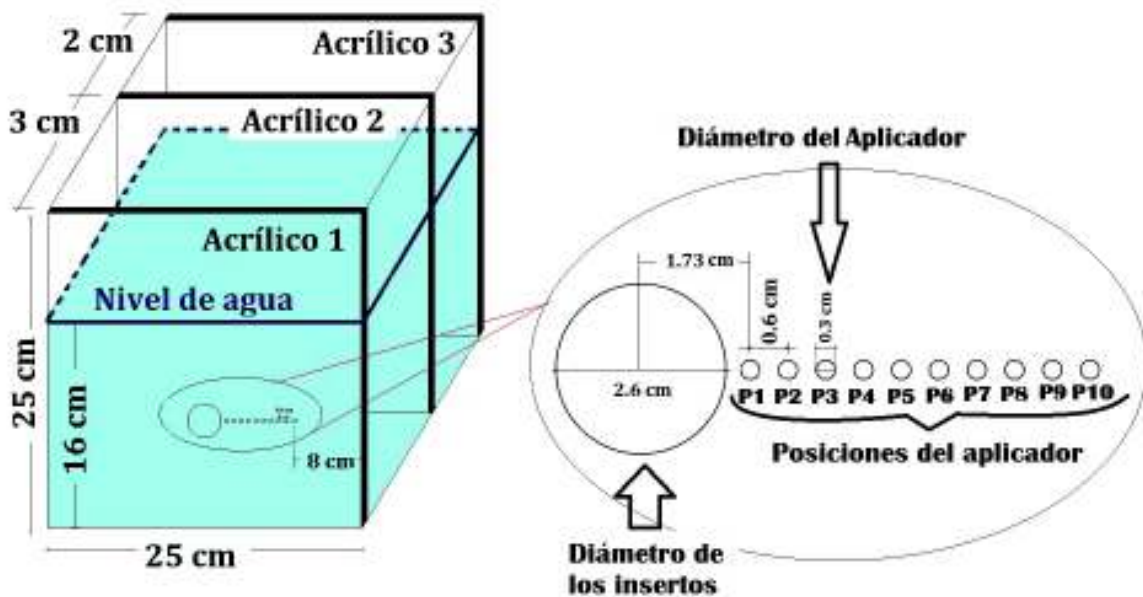


Figura 3.5: Arreglo geométrico de las tres planchas de acrílico donde se ubican los insertos, la cámara de ionización y el aplicador de la fuente.

#### Cámara de ionización y electrómetro

La cámara de ionización que se utilizó fue una semiflex cilíndrica, modelo TN 31010-6737 del fabricante PTW con un volumen de medida de  $0.125 \text{ cm}^3$  (ver fig. 3.4) (certificado de calibración No 1604199, instituto PTW-Freiburg, 19-10-2016) y electrómetro, modelo UNIDOS E T100010-1256 del fabricante PTW (certificado de calibración No 1420148, instituto PTW-Freiburg 10-01-2014).

## Poliestireno expandido (EPS)

Para alejar el fantoma del piso se utilizaron 9 bloques de poliestireno expandido (espumaflex) de  $30 \times 30 \times 7,8 \text{ cm}^3$  con una densidad de  $15 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$ , ver figura 3.6.

### 3.2.2 Experimento

Para realizar las medidas en agua de la tasa de Kerma se adaptó el procedimiento de calibración de la fuente de Iridio-192 con cámara de ionización recomendado por el Instituto Alemán de Normalización (DIN) [25]. Para lo cual se armó el arreglo experimental que se muestra en la figura 3.6, se colocó el fantoma en una posición distante al menos a  $1 \text{ m}$  de las paredes y a  $70 \text{ cm}$  del piso sobre los bloques de espuma flex, para evitar que los efectos de retrodispersión aporten a las medidas [14].

Una vez ubicado el fantoma, se le colocó el inserto agua, con la cámara de ionización en su interior, y el aplicador en la posición  $P1$  (figura 3.5). Luego se determinó el punto efectivo de medida de la cámara ionización. Este punto es la posición de la fuente, en la cual la respuesta de la cámara es máxima. En la figura 3.7 se muestra un esquema de la medición. Para esto se programó 15 posiciones de salida de la fuente hasta la posición extrema, considerando la posición y dimensiones de la cámara, luego se la hizo retroceder en pasos de  $1 \text{ mm}$  quedándose 15 segundos en cada posición. En la figura 3.8 se muestran los resultados para los tres insertos y el correspondiente punto efectivo de medida de la cámara.

Para cada inserto, luego de haberse determinado el punto efectivo de medida de la cámara, se tomaron tres medidas de carga, de  $5 \text{ min}$  cada una, en cada una de las posiciones desde  $P1$  a  $P10$  del aplicador.

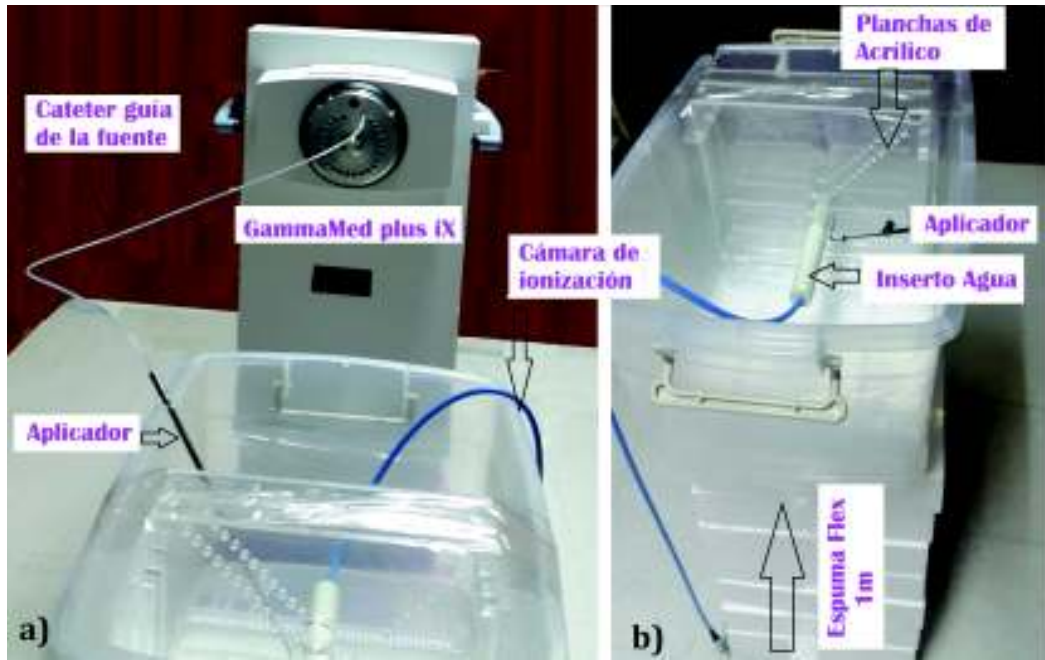


Figura 3.6: Montaje experimental para realizar las medidas de tasa de kerma en un fantoma adaptado.

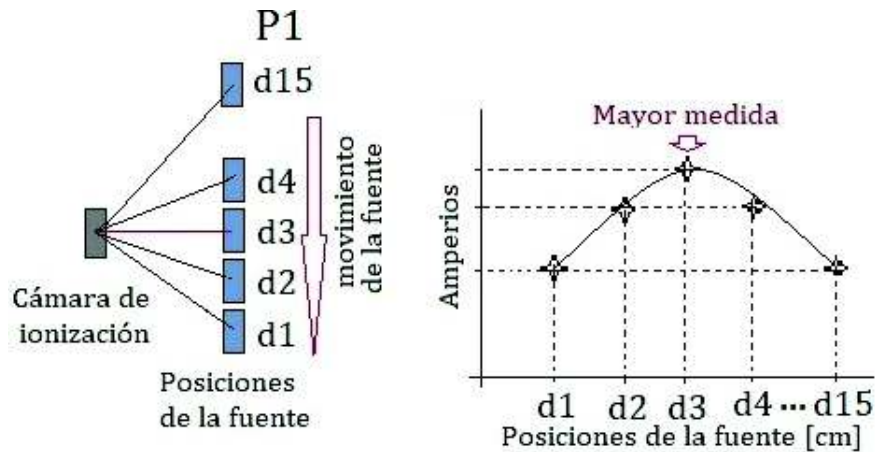


Figura 3.7: Esquema de medida para encontrar el punto efectivo de la cámara de ionización con la posición del aplicador en P1. d15 es la distancia más alejada en la que puede ubicarse la fuente, dentro del aplicador.

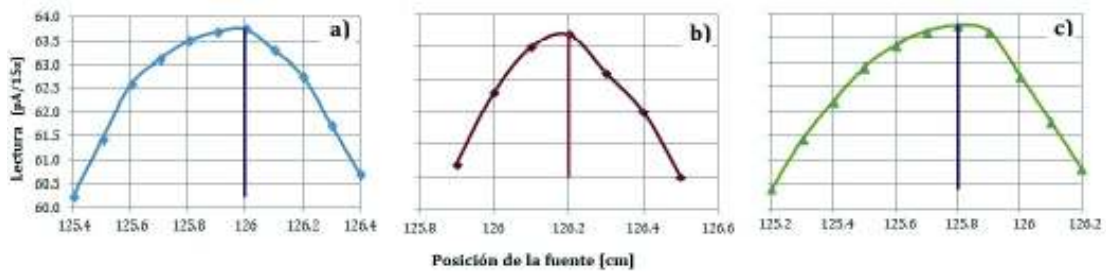


Figura 3.8: Medidas para la determinación del punto efectivo de la cámara de ionización a) inserto agua b) inserto hueso y c) inserto aire. Para cada inserto se presenta unicamente la parte de los datos que permite visualizar la posición de la fuente que produce la máxima respuesta en la cámara.

## Tratamiento de datos

Se determinó el promedio de las tres medidas y se cálculo la tasa de kerma mediante la ecuación (2.3) considerando la atenuación producida por el uso de los insertos mediante el término  $K_{at-Q}$ , así:

$$(\dot{K}_a)_a = (1 - g_w)^{-1} \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{water}} k_\lambda N_w k_r K_{at-ap} k_{pt} k_\tau \bar{M}(K_{at-Q}) \quad (3.1)$$

donde:

- $K_{at-Q} = e^{-\mu d}$ ,  $\mu$  es el coeficiente de atenuación lineal,  $d$  = radio del inserto - (el diámetro de la cámara de ionización)/2 [17].

$$\text{Inserto hueso: } K_{at-Q} = K_{at-ins-hueso} = e^{-\mu d} = e^{-(0,0315 \times 1,53 \times 0,95)} = 0,9552$$

$$\text{Inserto aire: } K_{at-Q} = K_{at-ins-aire} = e^{-\mu d} = e^{-(0,0295 \times 0,20 \times 0,82)} = 0,9952$$

Con la tasa de kerma se calcula la tasa dosis absorbida en agua mediante la ecuación (2.5) y se obtiene la dosis medida mediante la siguiente ecuación:

$$D = \dot{D} \times t \quad (3.2)$$

donde t es el tiempo calculado para dar 700 cGy desde la posición P1 hasta el centro de la cámara de ionización dentro del inserto, ver figura 3.5.

### 3.2.3 Cálculo de dosis en el sistema de planificación

Se obtuvieron imágenes tomográficas del fantoma con agua hasta el nivel que se muestra en la figura 3.5, el inserto agua, la cámara de ionización y el aplicador de la fuente en las posiciones P1 hasta P10. Las 10 tomografías fueron exportadas al sistema de planificación y en cada una se realizó una dosimetría o cálculo de la distribución de la dosis considerando la geometría, el aplicador, el radioisótopo, distancias de evaluación, el tiempo utilizado en la ecuación 3.2 y la heterogeneidad del medio con el algoritmo Acuros. Se registraron las dosis calculadas por el sistema de planificación a la cámara de ionización. Para los insertos hueso y aire se realizó el mismo procedimiento.

### 3.2.4 Factor heterogeneidad

El factor de heterogeneidad es un parámetro que evalúa el cambio de dosis por presencia de una heterogeneidad con una densidad y un número atómico diferente

del agua. Por lo que para el calcular el factor de heterogeneidad es necesario que los puntos de medida P1 a P10 (Fig. 3.5) tengan las mismas posiciones para todos los insertos, pero en las imágenes tomográficas se encontró diferencias geométricas en cuanto a la ubicación del diámetro interno para cada inserto, lo que conlleva a que la cámara de ionización tenga diferentes coordenadas para la medidas (fig. 3.9).



**Figura 3.9:** Esquema de la posición de la cámara ionización en cada uno de los tres insertos.

Para determinar la dosis a la cámara de ionización con las mismas coordenadas en los tres insertos, se calculó la línea de tendencia para los valores medidos en función de la distancia para cada inserto. Con esta función se determinó la dosis a distancias de 1.5 *cm* hasta 7.5 *cm* con intervalos de 0.5 *cm* y se calcularon los factores de heterogeneidad  $F_H$  mediante:

$$F_H = \frac{\text{Dosis con la heterogeneidad}}{\text{Dosis con el inserto agua en el mismo punto}} \quad (3.3)$$

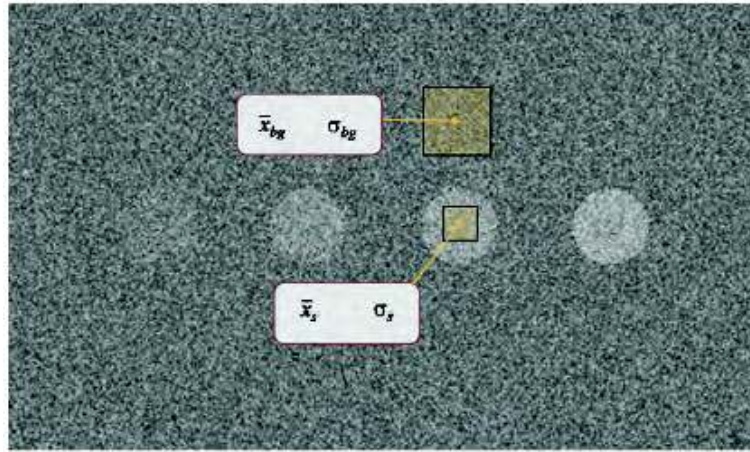
Se replicó el mismo procedimiento para los cálculos realizados por el sistema de planificación y se calcularon las desviaciones de los factores de heterogeneidad calculados con el sistema de planificación respecto a los factores de heterogeneidad calculados con las medidas.

### 3.3 Determinación de la relación entre la proporción contraste/agua y calidad de imagen

Como se mencionó anteriormente, para tratamientos del cáncer cérvico-uterino con braquiterapia se utiliza material de contraste para aumentar la densidad de la vejiga y poderla diferenciar del útero. En este trabajo se determinó la concentración de material de contraste que produzca una buena calidad de imagen sin introducir demasiado ruido y facilite el contorneo de la vejiga, esto se lo realizó mediante análisis de imágenes tomográficas de un fantoma con diferentes concentraciones de contraste.

Se analizó el parámetro Relación Contraste Ruido (CNR), el cual es una medida de la señal en presencia del ruido independiente del tamaño del objeto. El CNR es la diferencia entre el promedio de las escalas de grises ( $\bar{x}_s$ ) en la región de interés y en el fondo de la imagen ( $\bar{x}_{bg}$ ), dividido para el ruido del fondo  $\sigma_{bg}$  [8], así:

$$CNR = \frac{(\bar{x}_s - \bar{x}_{bg})}{\sigma_{bg}} \quad (3.4)$$



**Figura 3.10:** Ilustración de la relación contraste ruido, imagen adaptada de [8].

### 3.3.1 Sistema Experimental

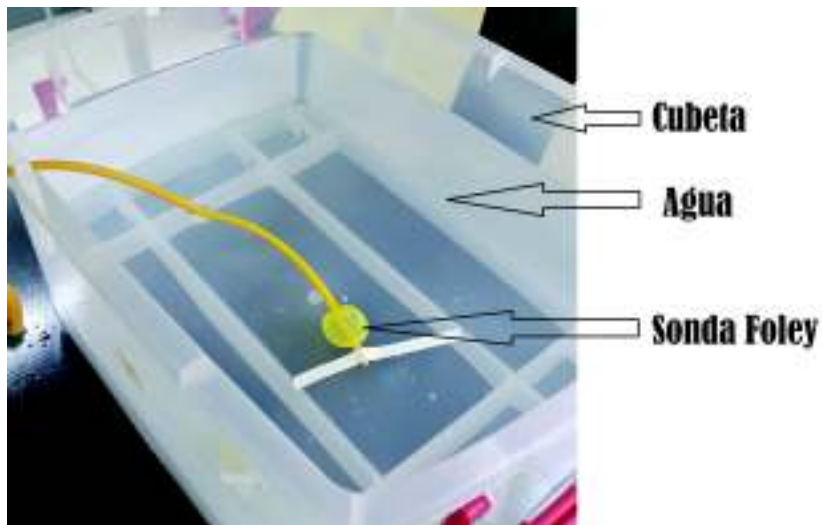
- Material de contraste. El material de contraste que se utiliza para los procedimientos de braquiterapia en el hospital SOLCA Nucleo-Quito es el OPTIRAY tm 300 (Optiray Ultraject 350 *mg/ml*), el cual tiene una composición de 350 *mg* de yodo ( $z=53$ ) y masa atómica de 127 por cada 1 *ml* de solución, 1 *ml* contiene aproximadamente 24,5 micro gramos de sodio [37]
- Tomógrafo Brillance Big Bore Philips (Varian, Palo Alto, CA).
- Software de análisis de imagen Image J (National Institutes of Health, USA) [38].
- Fantoma, el cual consistió de una cubeta de plástico (Tereftalato de polietileno, densidad = 1.455 *g/cm*<sup>3</sup>) de 30 × 30 × 35 *cm*<sup>3</sup> con agua.
- Sonda Foley de 10 *cm*<sup>3</sup> de volumen.
- Jeringa de 10 *cm*<sup>3</sup>.



### 3.3.2 Experimento

Se realizó tomografías computarizadas del fantoma con diferentes concentraciones del material de contraste, para lo cual se procedió de la siguiente manera:

1. Se inmovilizó la sonda vesical dentro del fantoma como se muestra en la figura 3.11 y se procedió llenar el fantoma con agua.
2. Con una jeringa se introdujo en la sonda vesical  $10\text{ cm}^3$  (100 % de concentración) de contraste y se realizó una tomografía computarizada.
3. Luego se extrajo de la sonda  $1\text{ cm}^3$  de contraste y se introdujo  $1\text{ cm}^3$  de agua (90 % de concentración de contraste) y se realizó otra tomografía computarizada.
4. Posteriormente se extrajo todo el contenido y se introdujo  $8\text{ cm}^3$  (80 % de concentración) de contraste y  $2\text{ cm}^3$  de agua y se realizó otra tomografía.
5. Se continuó con el procedimiento anterior con variaciones del 10 % hasta llegar a tener el 10 % de contraste, luego se realizaron variaciones del 8 %, 4 % y 0 %.



**Figura 3.11:** Fantoma para la determinación de la relación contraste/agua en la vejiga.

### 3.4 Determinación de las Unidades Hounsfield asociadas al contraste en pacientes

Con la finalidad de identificar las Unidades Hounsfield (HU) asociadas al uso del material de contraste utilizado en las pacientes ginecológicas tratadas con braquiterapia de alta tasa de dosis; se seleccionaron 28 tomografías de pacientes con diferentes

concentraciones en la vejiga y se clasificaron de acuerdo al 10 %, 8 %, 6 %, 4 % y 0 % de concentración de contraste, no se analizó para concentraciones  $> 10\%$  debido al artefacto o distorsión que presentaron las imágenes de la prueba anterior. Se midieron las HU en la región de la vejiga próxima al aplicador y se determinó el promedio y la desviación estándar para cada concentración. Estos valores de HU se utilizaron para las simulaciones en el sistema de planificación en imágenes tomográficas de prueba.

## **3.5 Cuantificación del efecto del contraste en las distribuciones de dosis**

El material de contraste produce un aumento en las densidades electrónicas asociadas a los tejidos, por lo que durante la tomografía el equipo detecta mayor atenuación y consecuentemente el sistema de planificación asigna mayor un número de unidades Hounfield al órgano. El sistema de planificación puede considerar la nueva densidad electrónica asociada al contraste mediante el cálculo de las distribuciones de dosis con el algoritmo Acuros BV.

Las imágenes tomográficas seleccionadas para este estudio corresponden a pacientes con un implante ginecológico constituido de una sonda intrauterina y un anillo (fig. 3.3), con la disposición anatómica de la vejiga justo en frente de la sonda intrauterina a lado del útero, como se muestra en la figura 1.1 en la sección 1.2.

### **3.5.1 Evaluación del cambio en las distribuciones de dosis**

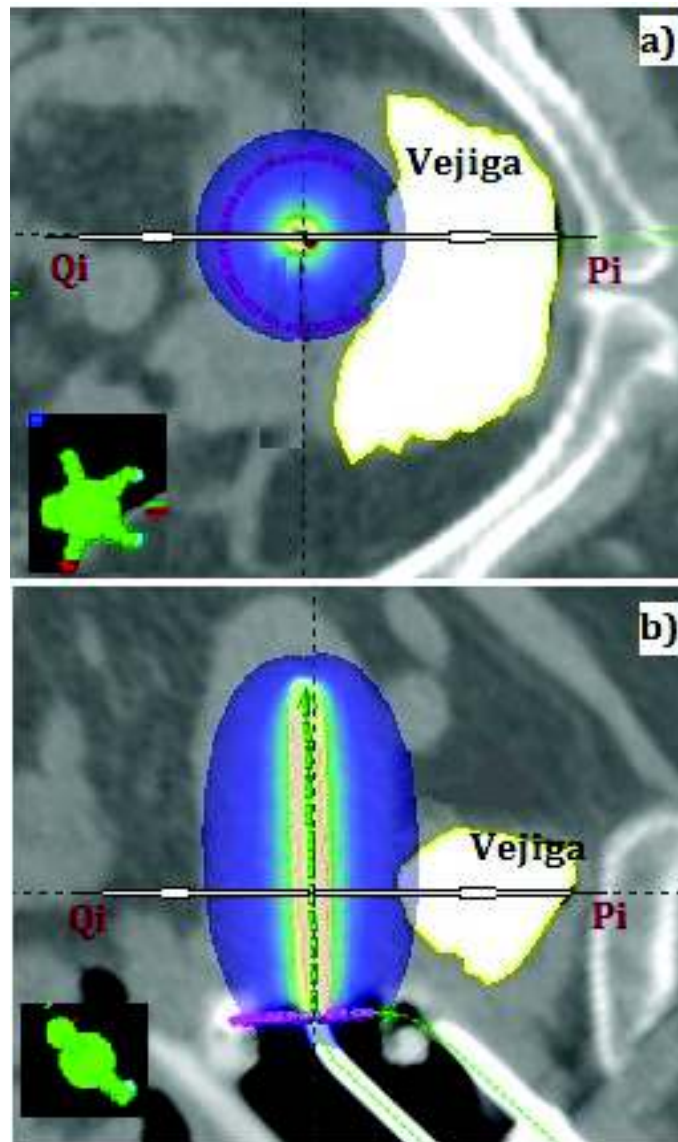
El efecto se cuantificó con la ayuda del algoritmo Acuros BV implementado en el sistema de planificación Brachyvision, para esto se realizó una copia del conjunto de imágenes de la paciente ginecológica seleccionada conservando las estructuras anatómicas contorneadas por el médico. Con las copias de las imágenes se preparó el sistema para el cálculo dosimétrico de las distribuciones de dosis.

Para el cálculo se consideró 12 posiciones de la fuente en la sonda intrauterina con tiempos iguales de permanencia en cada posición y no se consideró tiempo de irradiación en el anillo. En la distribución global de la dosis se consideró el límite tolerable de la vejiga y se conservó ese tiempo. Se realizaron 6 cálculos considerando la heterogeneidad del medio, en cada cálculo se asignó un valor diferente de las unidades Hounsfield (HU) a la vejiga. Las HU consideradas fueron: 0 (valor del agua), 100, 200, 400 (10% de contraste) y 500. La cuantificación del efecto del contraste se realizó mediante la evaluación de la dosis a lo largo de la dirección transversal y longitudinal



con respecto a la sonda intrauterina.

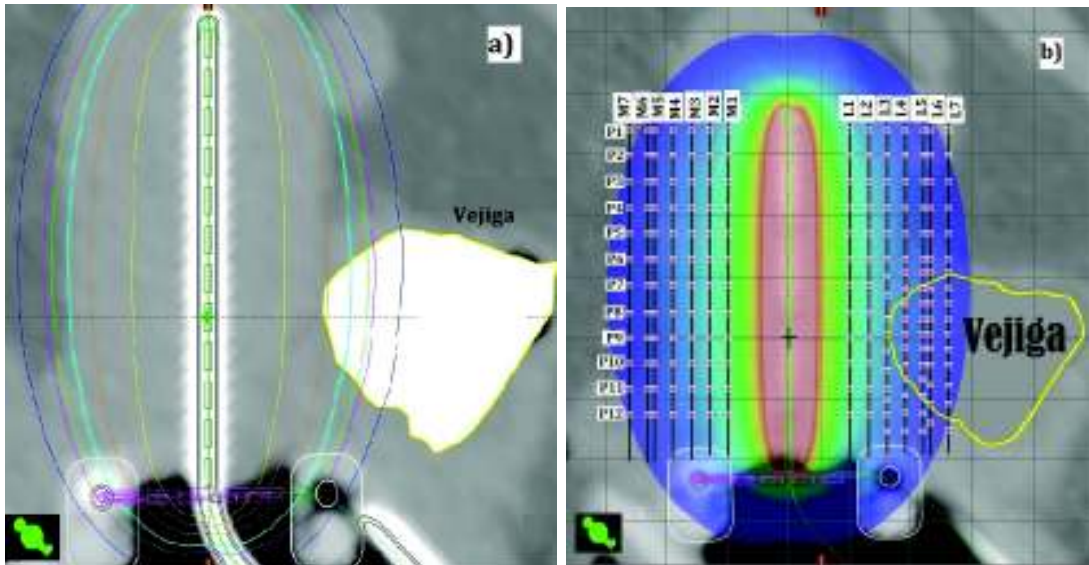
**Variación Transversal:** Se consideró una línea transversal a la sonda intrauterina compuesta de 46 puntos, de los cuales 23 pasaron por la vejiga y 23 se ubicaron simétricamente en el lado opuesto. Los puntos de evaluación se distribuyeron desde el centro de la fuente a  $1.41\text{ cm}$ , luego en pasos de  $0.14\text{ cm}$  hasta  $4.5\text{ cm}$ . En la figura 3.12 se muestra la disposición de los puntos en la línea transversal. En cada punto se registró el valor de dosis debido al cambio de las HU y se calcularon las desviaciones respecto a la ausencia del contraste (HU = 0).



**Figura 3.12:** Esquema de cuantificación del efecto del contraste mediante una línea transversal al aplicador a) vista de un corte tomográfico transversal y b) vista de un corte tomográfico sagital. Imagen obtenida del sistema de planificación BrachyVision versión 13.0, SOLCA Nucleo-Quito.

**Variación Longitudinal:** Se consideraron 14 líneas paralelas a la sonda

intrauterina compuestas de 2 líneas de 12 puntos, 3 líneas de 16 puntos y 2 líneas de 17 puntos en el lado de la vejiga y 7 líneas de 12 puntos en el lado opuesto como se muestra en la figura 3.13 b.). En cada punto se registró el valor de dosis debido al cambio de las HU y se calcularon las desviaciones respecto a la ausencia del contraste.



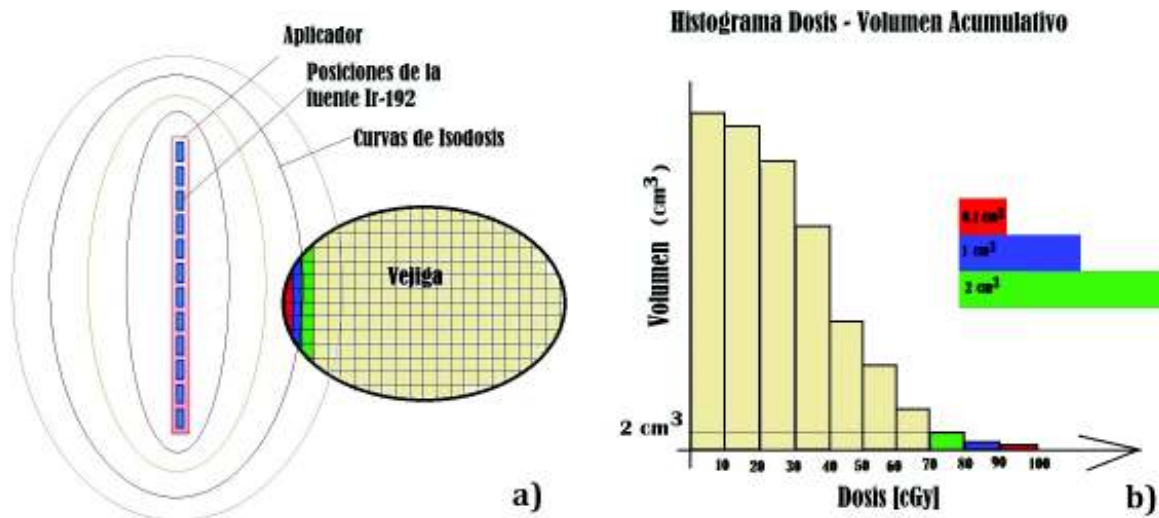
**Figura 3.13:** Vista de un corte tomográfico sagital de un implante ginecológico con sonda intrauterina y anillo a) curvas de isodosis y b) evaluación del efecto del contraste mediante líneas paralelas al aplicador. Imagen adaptada del sistema de planificación BrachyVision versión 13.0, SOLCA Nucleo-Quito.

### 3.6 Cuantificación de la dosis absorbida en la pared de la vejiga

Los efectos clínicos en los órganos de riesgo que están formados por una pared que rodea una cavidad, como la vejiga, están relacionados con la irradiación a las paredes del órgano y no con el órgano entero. Las alteraciones patológicas observadas como consecuencia de altas dosis entregadas a la pared del órgano son: ulceración, fibrosis, necrosis, fistulas, estenosis, pérdida del funcionamiento del órgano, etc. [39], [40]. En braquiterapia ginecológica debido a la geometría del implante y a la forma de las distribuciones de dosis, es posible conocer la dosis a la pared de la vejiga mediante la evaluación de dosis en volúmenes de  $0.1 \text{ cm}^3$ ,  $1 \text{ cm}^3$  y  $2 \text{ cm}^3$  con suficiente precisión basados en el contorno del órgano completo [7].

### 3.6.1 Evaluación de la dosis

La evaluación de la dosis en órganos de riesgo como la vejiga, se realiza en base a imágenes tomográficas que pueden caracterizar las estructuras anatómicas en una forma tridimensional [7]. En las imágenes tomográficas el médico debe contornear las estructuras, para que posteriormente, el sistema de planificación procese las imágenes y reconstruya la anatomía en cualquier plano. Cada órgano contorneado ocupará una cantidad de voxeles y pixeles (ver fig. 1.4) [8]. Con esta información el sistema de planificación realiza un registro de la dosis calculada en cada voxel y pixel del órgano y presenta la información cuantitativa, respecto a cuanta dosis es absorbida en que cantidad de volumen, mediante los histogramas dosis - volumen acumulativos [18]. En la figura 3.14 se muestra un esquema de los Histogramas dosis volumen acumulativos.



**Figura 3.14:** Esquema de los Histogramas Dosis Volumen Acumulativos a) Volumen irradiado de la vejiga debido a la cercanía con el aplicador y b) Histogramas Dosis Volumen Acumulativos.

Se cuantificó la dosis absorbida en la pared de la vejiga, mediante la evaluación de la dosis en volúmenes de  $0.1 \text{ cm}^3$ ,  $1 \text{ cm}^3$  y  $2 \text{ cm}^3$ . Estos valores se obtuvieron de los histogramas dosis - volumen acumulativos, asociados a las imágenes tomográficas de prueba, definidas en la sección 3.5. Las evaluaciones de dosis fueron para diferentes concentraciones del material de contraste mediante la asignación de unidades Hounsfield y se calcularon las desviaciones respecto a la ausencia de contraste.

# Capítulo 4

## Resultados y Discusión

### 4.1 Validación del Algoritmo Acuros BV

#### 4.1.1 Dosis en los Insertos

La dosis que llega a la cámara de ionización dentro de los insertos se obtuvo mediante el procedimiento descrito en la sección 3.2.2 y la dosis calculada con el algoritmo Acuros BV se obtuvo mediante el procedimiento descrito en la sección 3.2.3. Los resultados obtenidos se muestran en las tablas B.1, B.3 y B.2. La dosis relativa experimental y calculada para los tres insertos se muestran en las figuras 4.1 y 4.2, respectivamente. Tanto en los resultados experimentales y calculados se observa el desplazamiento del punto de medida (fig. 3.9) y diferencia de dosis para los tres insertos.

En las figuras 4.3, 4.4 y 4.5 se muestra la dosis relativa para cada inserto y en la figura 4.6 se muestran las desviaciones de la dosis para los tres insertos. Las desviaciones relativas tuvieron una media y desviación estándar para las medidas realizadas en las 10 posiciones (fig. 3.5) de  $-0,10 \pm 0,38\%$  para el inserto agua,  $2,76 \pm 0,82\%$  para el inserto hueso y  $-3,18 \pm 0,38\%$  para el inserto aire. Se puede observar que las desviaciones están dentro del 4% y dependen del inserto, la menor desviación fue con el inserto agua  $< 1\%$ , con el inserto hueso el algoritmo calculó hasta el 3.58% mayor dosis y con el inserto aire hasta el 3.56% menor dosis respecto a las medidas.

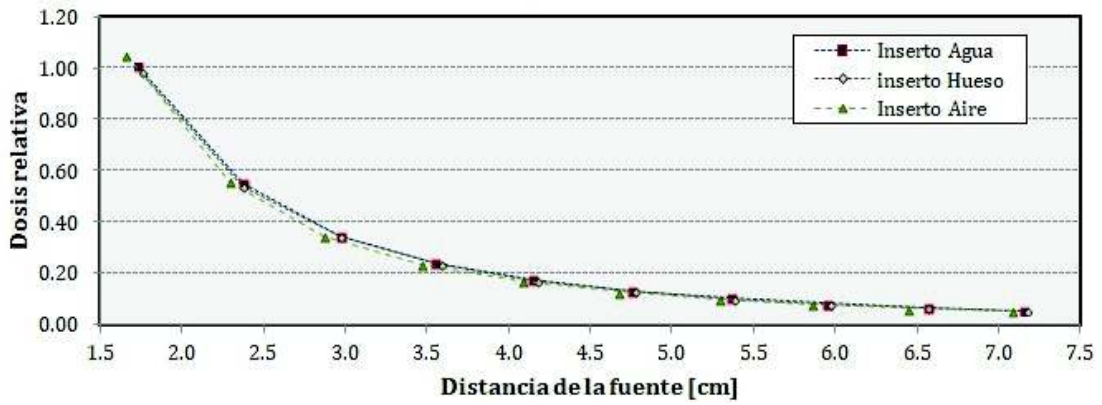


Figura 4.1: Dosis relativa experimental para los insertos agua, hueso y aire a diferentes distancias de la fuente.

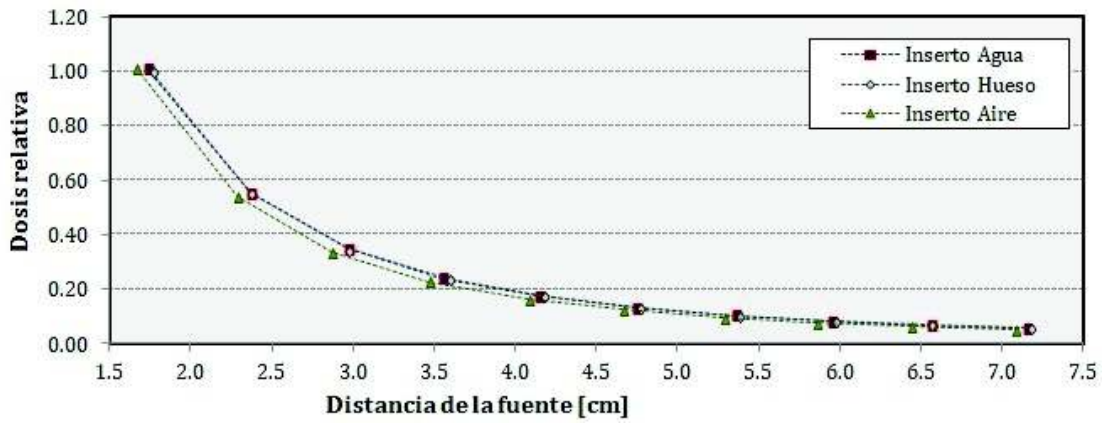


Figura 4.2: Dosis relativa calculada con el algoritmo Acuros para los insertos agua, hueso y aire a diferentes distancias de la fuente.

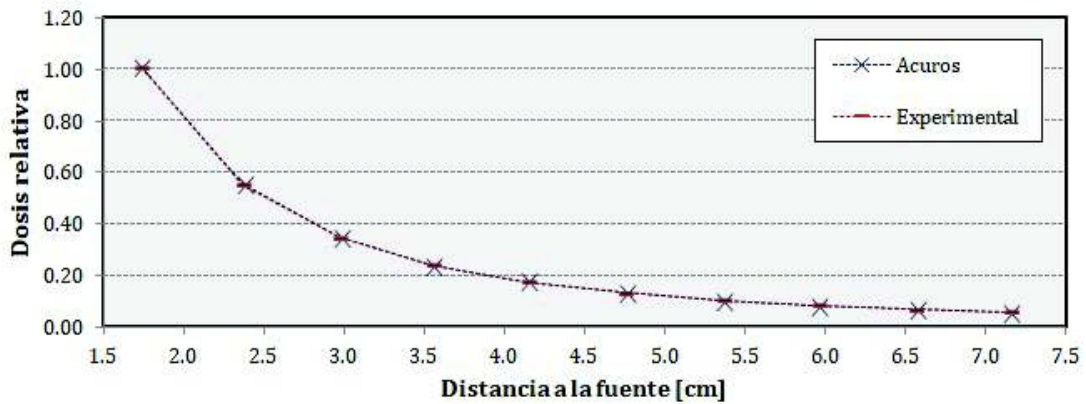


Figura 4.3: Dosis relativa experimental y calculada a diferentes distancias a la fuente para el inserto agua.

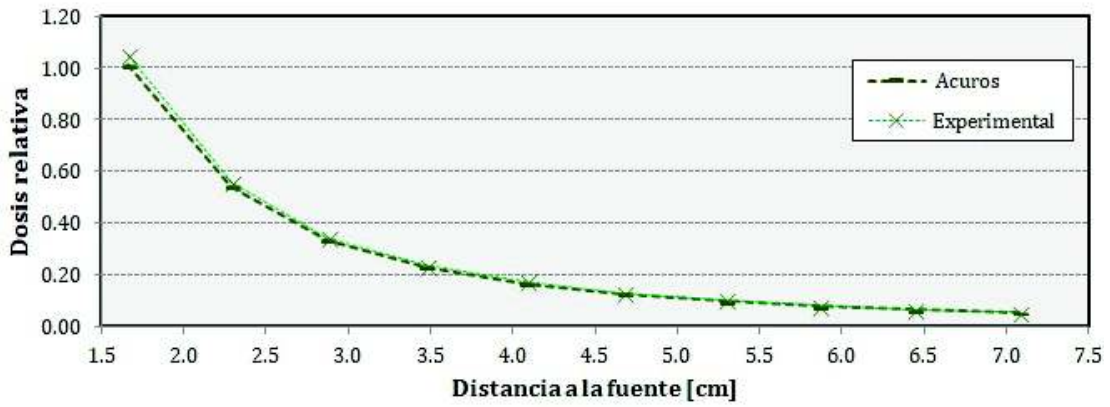


Figura 4.4: Dosis relativa experimental y calculada a diferentes distancias a la fuente para el inserto aire.

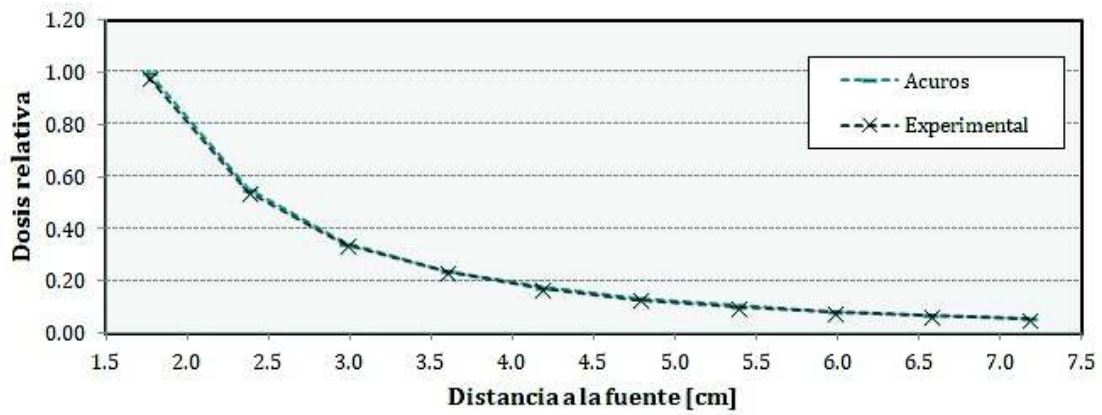


Figura 4.5: Dosis relativa experimental y calculada a diferentes distancias a la fuente para el inserto hueso.

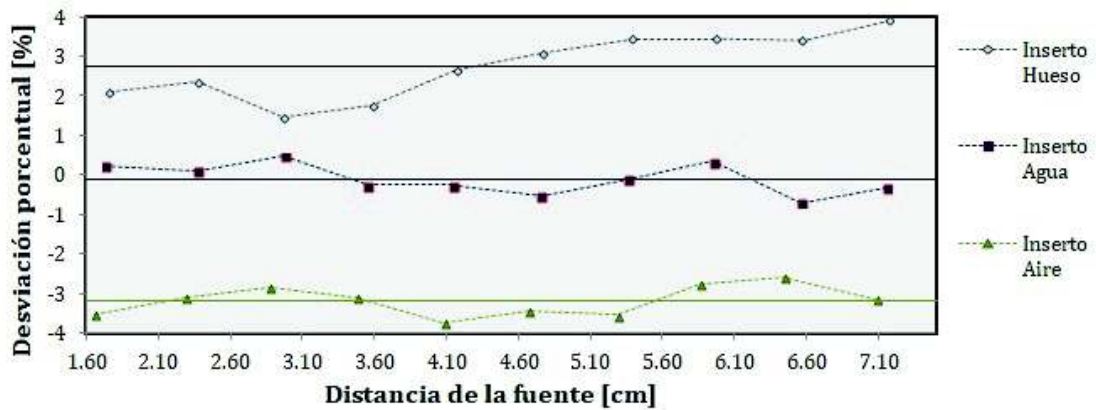
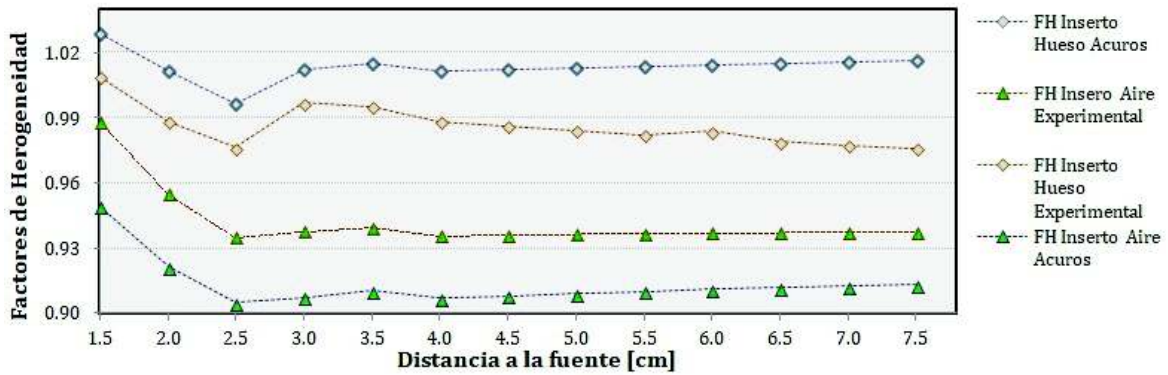


Figura 4.6: Desviaciones de las dosis calculadas respecto a las experimentales para los tres insertos.



### 4.1.2 Factores de Heterogeneidad

Los factores de heterogeneidad ( $F_H$ ) se obtuvieron mediante el procedimiento descrito en la sección 3.2.4. En la figura 4.7 se muestran los  $F_H$  experimentales y calculados para los insertos hueso y aire, se observa que los  $F_H$  determinaron mayor dosis relativa al agua para el inserto hueso que para el inserto aire. Considerando que el promedio de energía para el Iridio -192 es de 397 keV [14], el efecto predominante es el Compton<sup>2</sup>, pero debido a que la densidad del inserto hueso ( $1.53 \text{ g/cm}^3$ ) es mayor que la densidad del inserto aire ( $0.20 \text{ g/cm}^3$ ), se aumenta la probabilidad del efecto fotoeléctrico<sup>3</sup> lo que provoca una mayor entrega de dosis. En la figura 4.7 también se puede apreciar que existe un error sistemático desde  $1.5 \text{ cm}$  a  $2.5 \text{ cm}$ , el cual se lo puede relacionar a las aproximaciones que se realizaron para obtener las mismas coordenadas de medida en los tres insertos (sección 3.2.4).

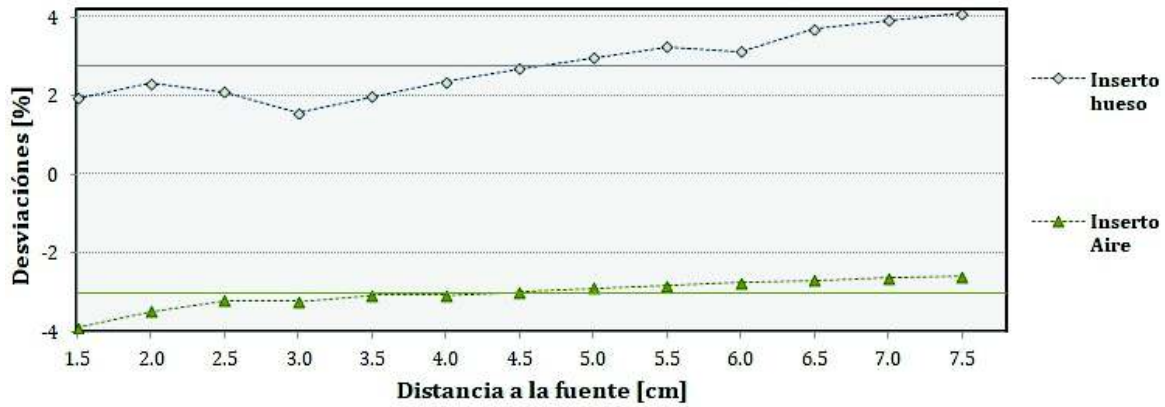


**Figura 4.7:** Factores de heterogeneidad experimentales y calculados para los insertos hueso y aire.

En la figura 4.8 se muestran las desviaciones relativas de los factores de heterogeneidad calculados con el algoritmo respecto a los experimentales. Las desviaciones relativas tuvieron una media y una desviación estándar de  $2,77 \pm 0,81$  para el inserto hueso y de  $-3,03 \pm 0,37$  para el inserto aire. Para el inserto hueso se observa que las desviaciones tienen mayor dispersión y presentan una tendencia divergente, en cambio para el inserto aire se observa una menor dispersión y una leve tendencia convergente. Sin embargo en este análisis los factores de heterogeneidad estuvieron dentro del  $\pm 4\%$ .

<sup>2</sup>Probabilidad del efecto Compton  $\propto 1/E$  y no depende del número atómico del material ( $Z$ ).

<sup>3</sup>Probabilidad de efecto fotoeléctrico  $\propto 1/E^3$  y  $\propto Z^3$ .



**Figura 4.8:** Desviaciones de los factores de heterogeneidad calculados respecto a los experimentales para los insertos hueso y aire.

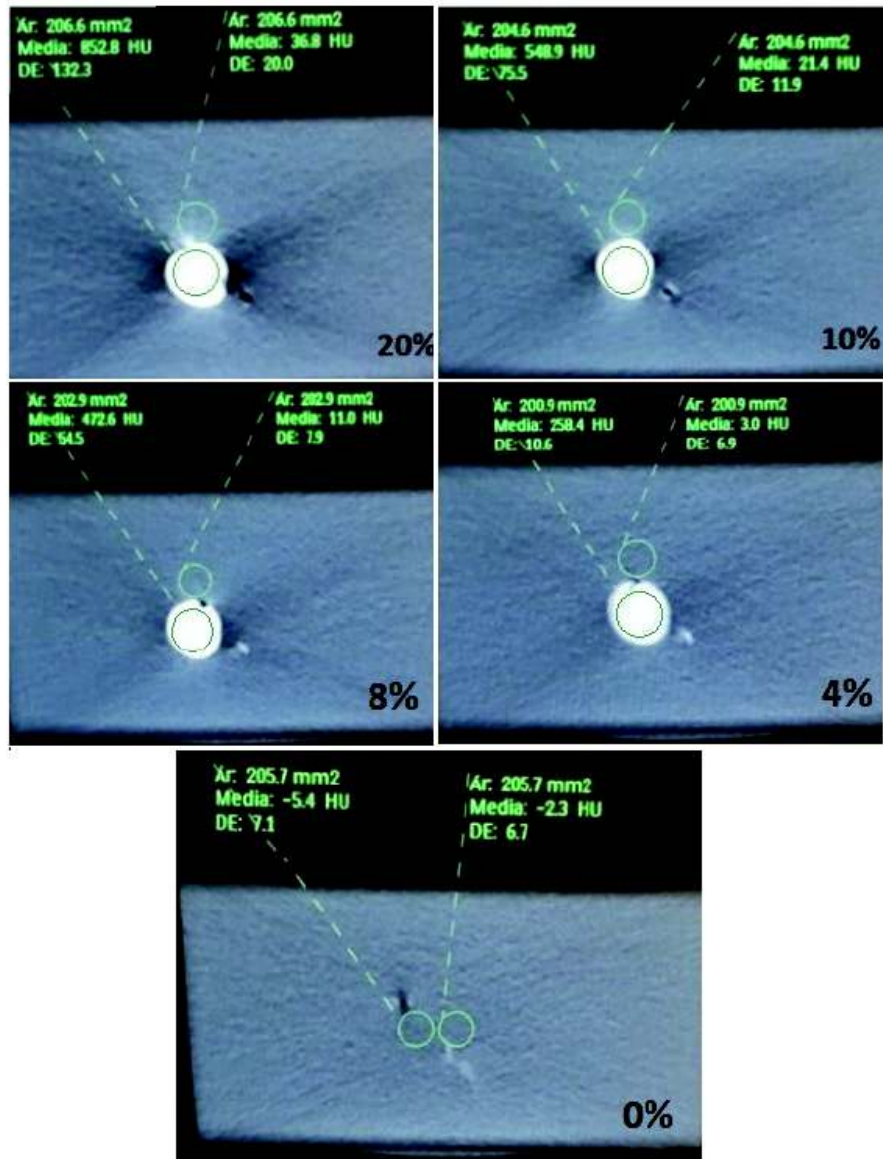
## 4.2 Relación entre calidad de imagen y la cantidad del contraste

### 4.2.1 Relación Contraste Ruido

La relación contraste ruido (CNR) se analizó mediante el procedimiento descrito en la sección 3.3.2, de donde se obtuvieron las imágenes que se muestran en la figura 4.9. Se calculó la relación contraste ruido (CNR) con la ecuación (3.4), el criterio de aceptación para los valores de la relación contraste ruido es  $CNR \geq 1$  [41]. En la tabla 4.1 se muestran los resultados y se puede observar que la cantidad de contraste que presenta mayor valor para la CNR es la concentración del 8%. También se observó en el experimento que las concentraciones mayores del 10% presentan artefacto<sup>4</sup> que distorsionan la imagen, por lo que esas cantidades fueron desechadas y no se consideraron para el cálculo de la CNR. En la figura 4.9 se muestra el 20% de contraste y se observa el artefacto en torno a la sonda vesical, el cual produce una zona oscura simulando la presencia de aire, por lo que concentraciones  $\geq 20\%$  no son recomendables para las pacientes.

<sup>4</sup>Artefacto: una distorsión, adición o error en una imagen que no tiene correlación con la región anatómica estudiada o que no se encuentra en la imagen original.





**Figura 4.9:** Imágenes tomográficas transversales del fantoma con diferentes concentraciones del material de contraste en la sonda vesical.

Relación Contraste-Ruido (CNR)				
Concentración	$\bar{x}_s$	$\bar{x}_{bg}$	$\sigma_{bg}$	$CNR$
10 %	548.9	21.4	11.9	44.33
8 %	472.6	11.0	7.9	<b>58.43</b>
4 %	258.4	3.0	6.9	37.01
0 %	-5.4	-2.3	6.7	-0.46

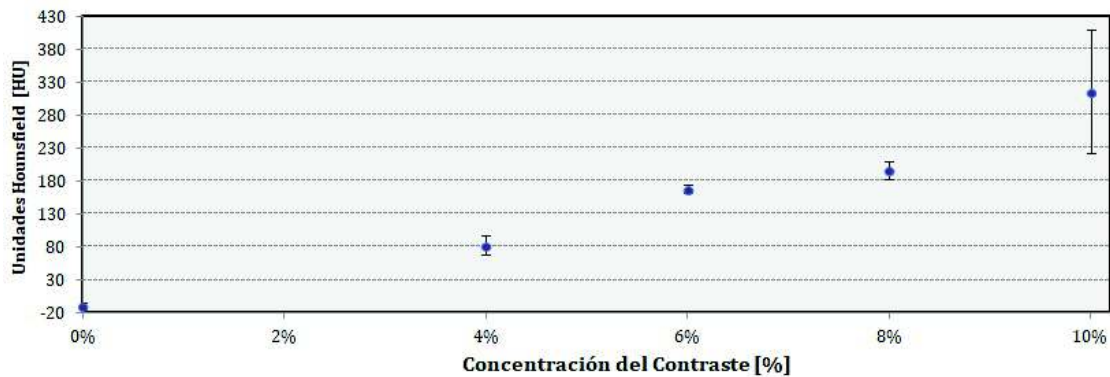
**Tabla 4.1:** Cálculo de la Relación Contraste-Ruido para diferentes concentraciones del material de contraste.

## 4.2.2 Determinación de las Unidades Hounsfield asociadas al material de contraste

Las Unidades Hounsfield (HU) asociadas al material de contraste utilizado en la vejiga se determinó mediante el procedimiento descrito en la sección 3.4. En la tabla 4.2 y en la figura 4.10 se muestran los valores encontrados para cada concentración con su respectiva desviación estándar.

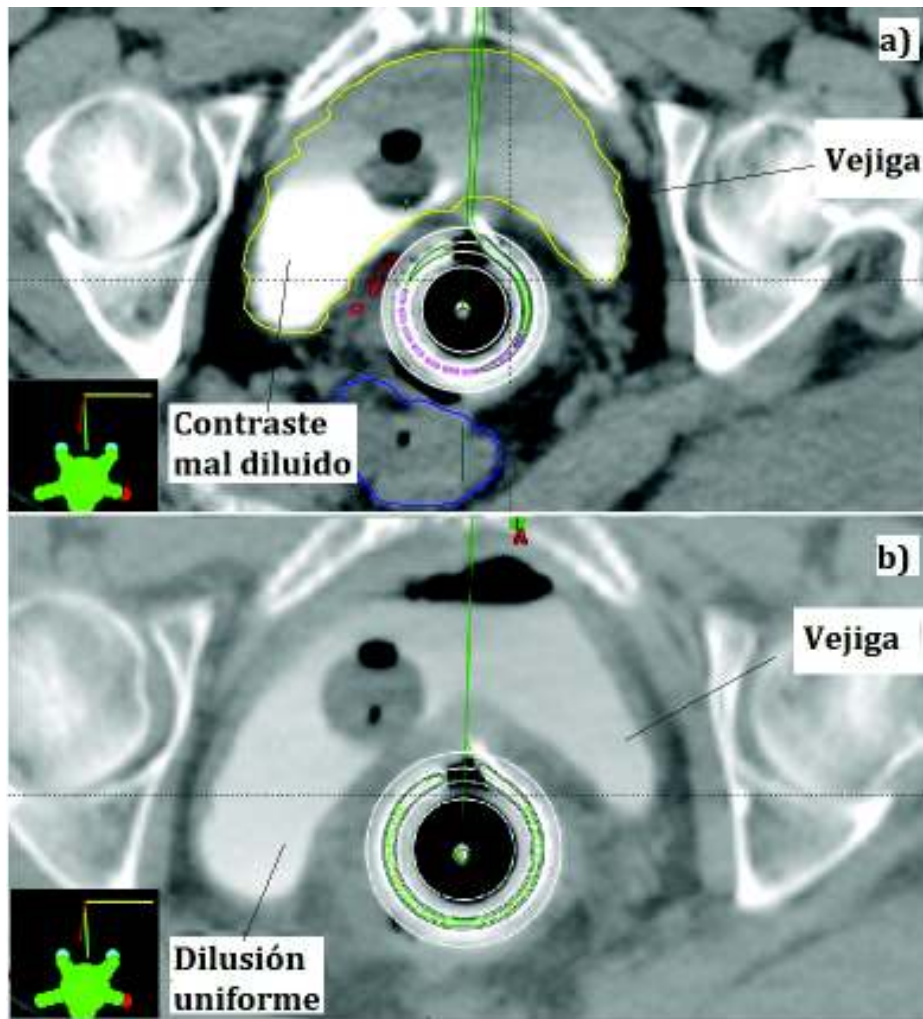
Concentración	Nro. Pacientes	Nro. Puntos	Unidades Hounsfield [HU]
10 %	6	42	316.18±94.00
<b>8 %</b>	6	37	<b>196.79±13.57</b>
6 %	6	38	168.03±7.14
4 %	5	30	82.83±15.41
0 %	5	35	-9.51±4.83

**Tabla 4.2:** Unidades Hounsfield en la vejiga asociadas a la presencia del material de contraste en las tomografías de pacientes.



**Figura 4.10:** Variaciones de las unidades Hounsfield en la vejiga debido a la presencia del contraste.

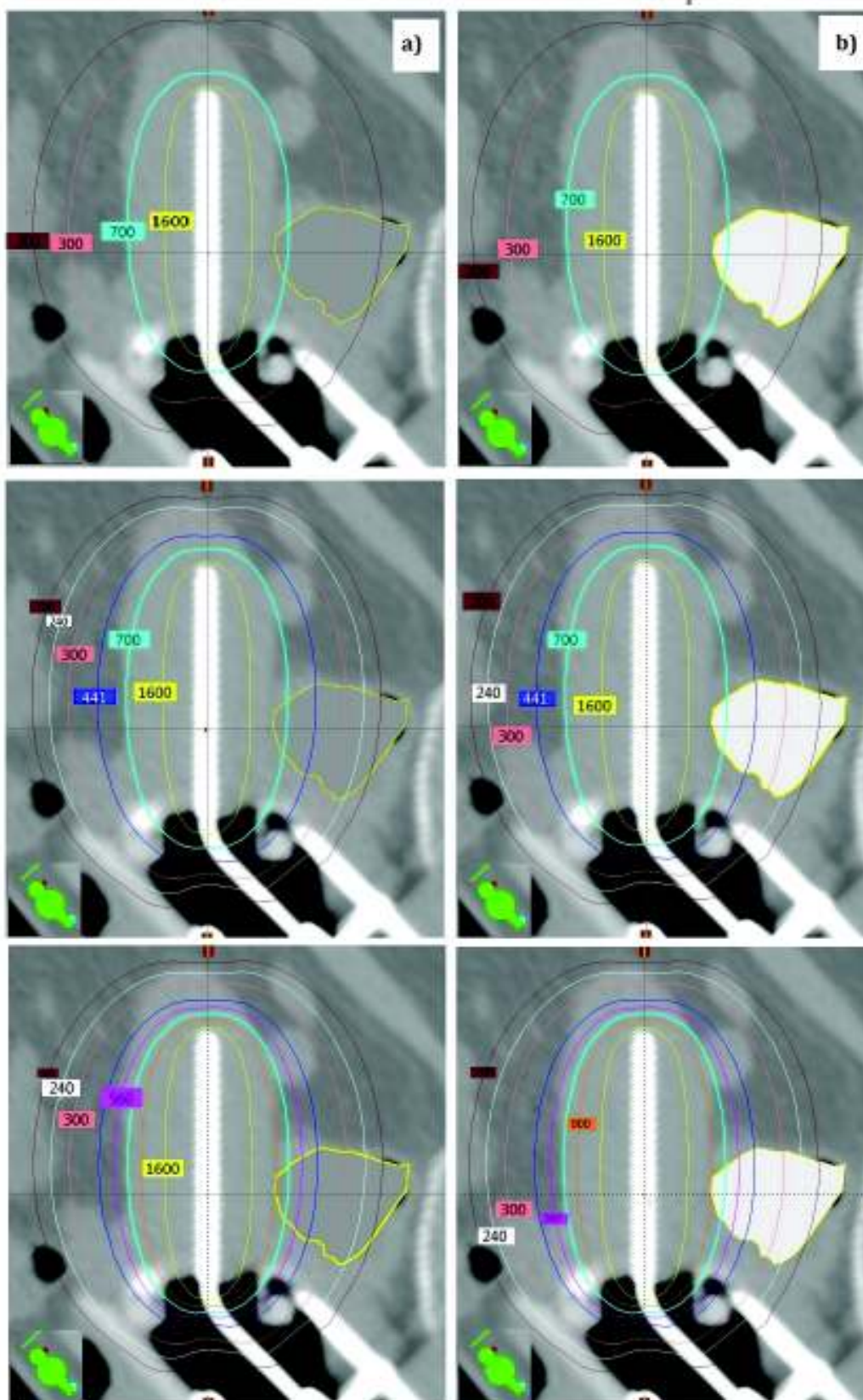
Las concentraciones del 10 % de contraste presentaron mayor desviación estándar, debido a que se observó que no existía uniformidad en la mezcla de contraste-agua. En la figura 4.11 a) se muestra un corte tomográfico transversal de un implante ginecológico, en el cual la vejiga tiene el 10 % de contraste, se puede observar que no existe una buena dilución y en la figura 4.11 b) el 8 % de contraste presenta una mejor dilución.



**Figura 4.11:** Imágenes tomográficas transversales a) vejiga con 10% de contraste (mala dilución) y b) vejiga con 8% de contraste (dilución uniforme). Imagen tomográfica del sistema de planificación BrachyVision versión 13.0, SOLCA Nucleo-Quito.

### 4.3 Efecto del contraste en las distribuciones de dosis

El efecto del contraste en las distribuciones de dosis fue cuantificado mediante el procedimiento descrito en la sección 3.5.1. En la figura 4.12 en el lado izquierdo se muestran las curvas de isodosis para la vejiga sin contraste  $HU = 0$  y en el lado derecho para la vejiga con contraste  $HU = 500$  (valor máximo de evaluación). Aunque el efecto en esta representación de no es tan evidente, se puede apreciar que existe una leve distorsión en las curvas de isodosis cuando pasan por la vejiga contrastada, lo que provoca que las curvas abarquen mayor volumen del órgano. Esta distorsión se evaluó mediante un estudio del cambio en las distribuciones de dosis longitudinal y transversal como se muestran en las figuras 3.12 y 3.13, respectivamente.



**Figura 4.12:** Efecto del contraste en las curvas de isodosis a) Vejiga sin contraste y b) vejiga con contraste, HU = 500. Los valores representados están en cGy. Imagen obtenida del sistema de planificación BrachyVision versión 13.0, SOLCA Nucleo-Quito.



### 4.3.1 Evaluación transversal

La evaluación transversal se realizó mediante el procedimiento descrito en la sección 3.5.1. Se calcularon las desviaciones de la dosis respecto a  $HU = 0$  (agua) para los 46 puntos. En la figura 4.13 se muestra un esquema de la ubicación de los puntos de evaluación respecto al aplicador de la fuente, en el lado izquierdo los puntos  $Q_i$  en el lado opuesto a la vejiga y en lado derecho los puntos  $P_1$  y  $P_2$  fuera de la vejiga y los puntos  $P_3 - P_{23}$  dentro de la vejiga. En la figura 4.14 se muestra la dosis relativa en función de los puntos de evaluación, el 100 % de la dosis prescrita esta en el P5.

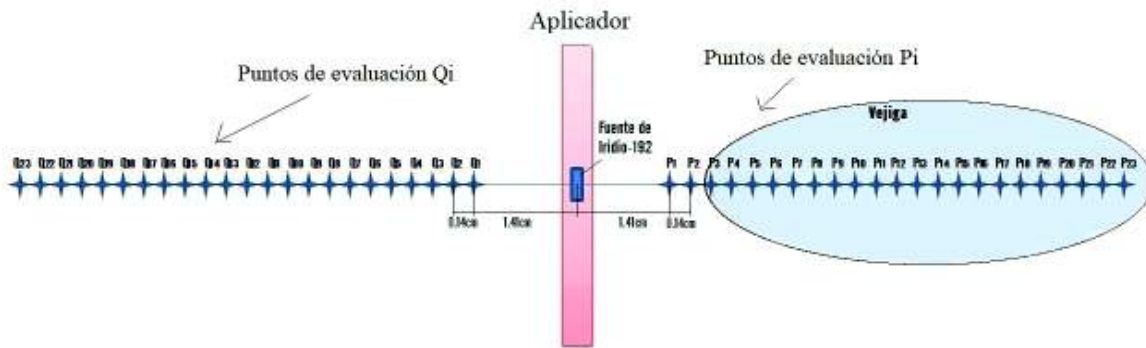


Figura 4.13: Esquema de los puntos de evaluación  $P_i$  y  $Q_i$  en una vista sagital.

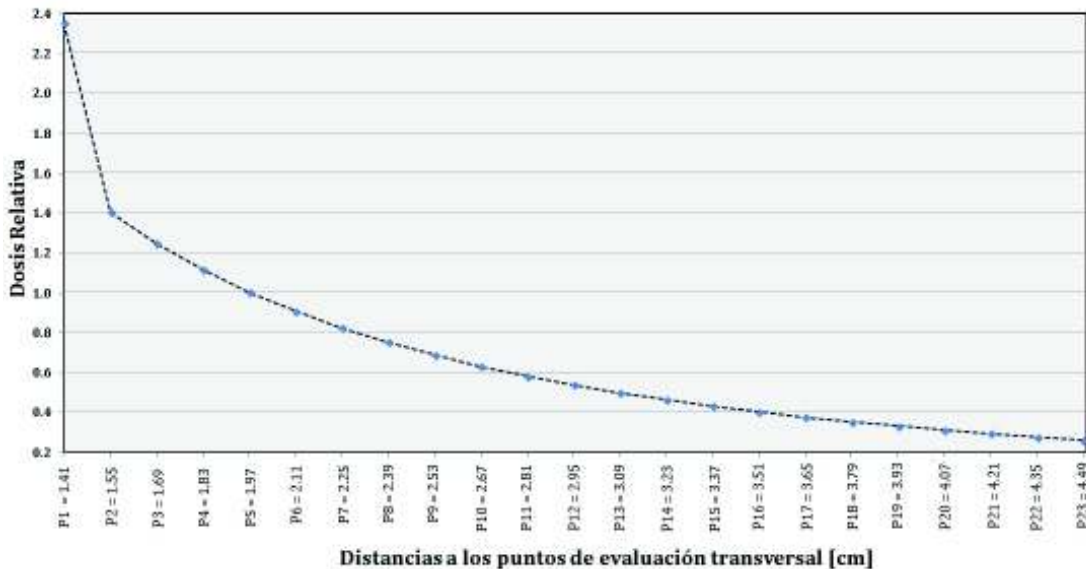
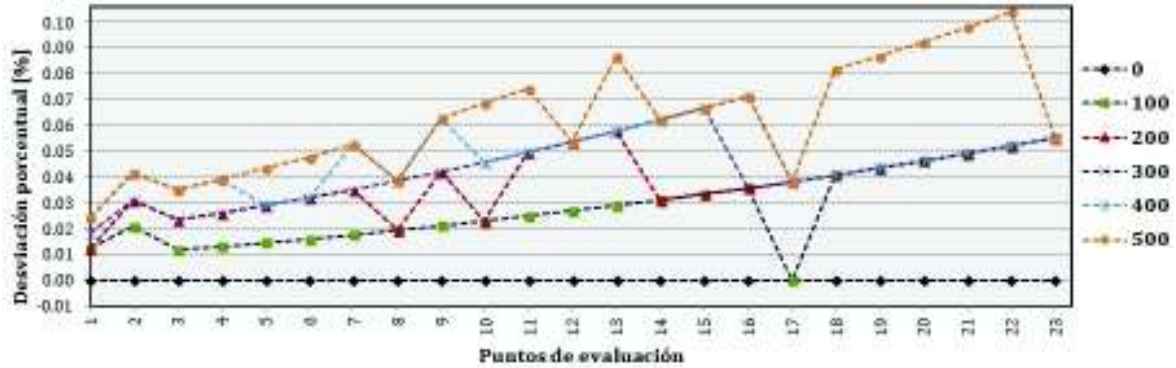


Figura 4.14: Dosis relativa a distancia para la evaluación transversal.

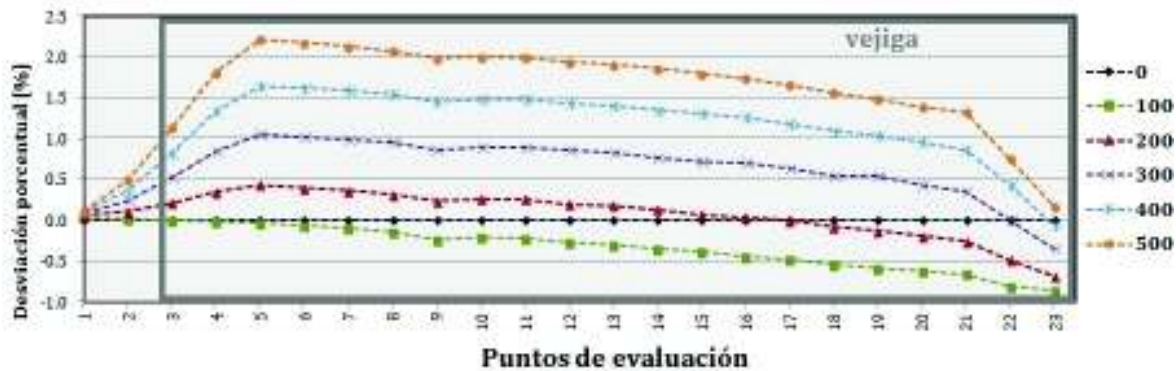
En la figura 4.15 se muestran las desviaciones encontradas para los puntos de evaluación en el lado opuesto de la vejiga. Las desviaciones hasta el punto  $Q_9$  (2.53 cm) alcanzaron un máximo valor de 0.063 % y hasta el punto  $Q_{22}$  (4.35 cm) un máximo valor de

0.104 %, ambos para  $HU = 500$ . Las desviaciones muestran una tendencia creciente de mayor entrega de dosis para los puntos más distantes, siendo evidente para el mayor valor de  $HU = 500$ , lo que sugiere que existe retrodispersión asociada al aumento de la densidad electrónica de la vejiga.



**Figura 4.15:** Desviaciones de la dosis para línea transversal que pasa por el lado opuesto a la vejiga  $Q_i$ .

En la figura 4.16 se muestran las desviaciones encontradas para los puntos de evaluación en el lado de la vejiga. Se observa que las desviaciones tienen dependencia creciente con las HU y alcanzan un valor máximo en la entrega de dosis de 2.21 % en P5 para  $HU = 500$ . En el punto P2 se presentan variaciones en la entrega de dosis mayores al agua debido a efectos de retrodispersión debido a que este punto se encuentra fuera de la vejiga. A partir del punto P3 hasta P17 la mayor entrega de dosis puede deberse a que existe mayor probabilidad del efecto fotoeléctrico, para el rango de 200 a 500 HU. Posteriormente para  $HU = 200$  comienza a predominar la atenuación, lo que hace que la entrega de dosis sea menor respecto al agua. En el punto P23 solo para  $HU = 500$  existe una desviación mayor que 0, para las demás HU predomina la atenuación. Para  $HU = 100$  no se observa desviaciones mayores que cero, por lo que predomina la atenuación.



**Figura 4.16:** Desviaciones de la dosis para línea transversal que pasa por la vejiga  $P_i$ .

### 4.3.2 Evaluación longitudinal

La evaluación longitudinal se realizó mediante el procedimiento descrito en la sección 3.5.1. Se calcularon las desviaciones de dosis respecto a  $HU = 0$  para los 190 puntos. En la figura 4.17 se muestra un esquema de los puntos de evaluación en las líneas Mi y Li. En la figura 4.18 se muestra la dosis relativa a las distancias de las líneas Li.

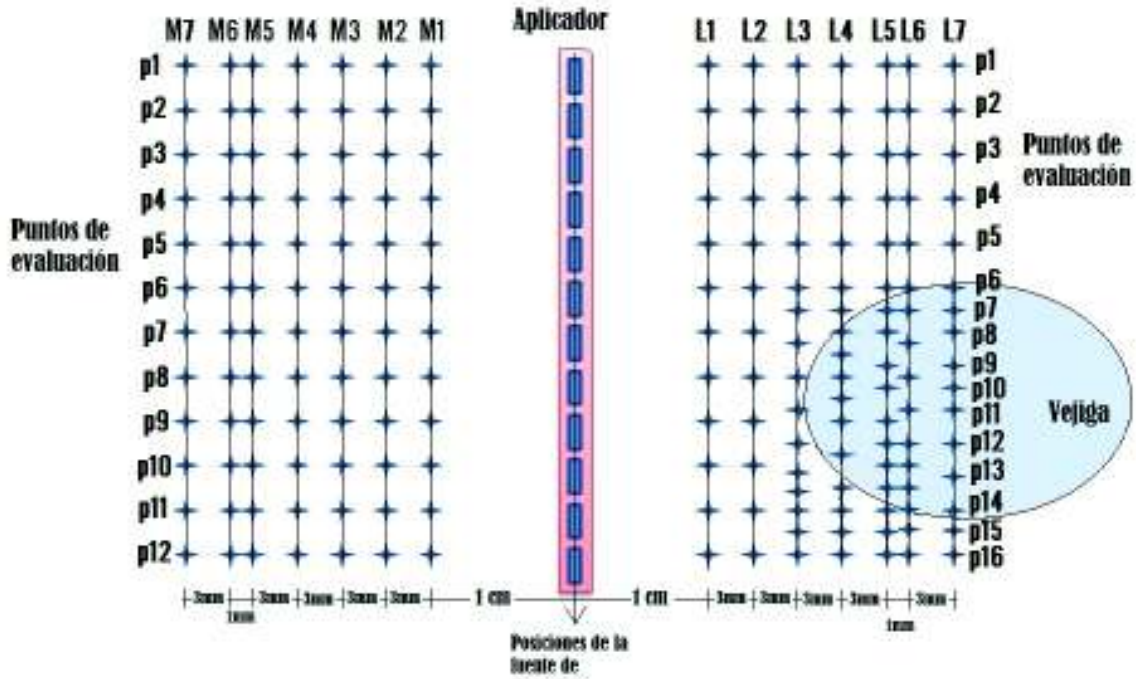


Figura 4.17: Esquema de las líneas Mi y Li constituidas de 190 puntos de evaluación en una vista sagital.

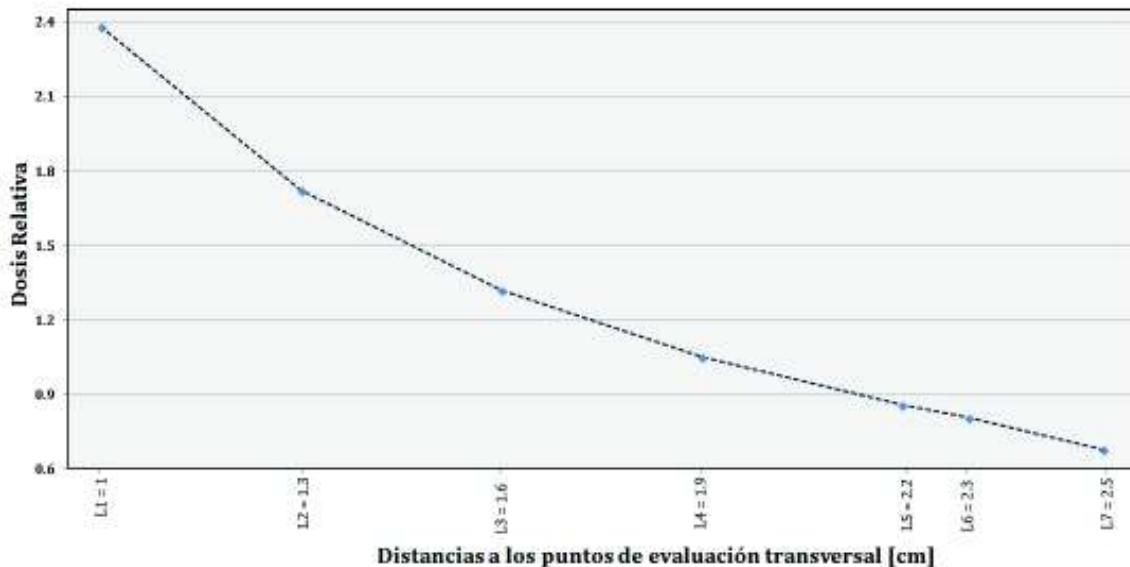


Figura 4.18: Dosis relativa a distancia para la evaluación longitudinal.

En las figuras 4.19 - 4.25 se muestran las desviaciones encontradas en cada punto de evaluación para la líneas Mi. La mayor desviación encontrada fue del 0.069 % para HU = 500 en la línea M7 en el punto P9. Las desviaciones muestran una tendencia creciente con una mayor entrega de dosis para HU = 500, al igual que el resultado anterior para los puntos  $Q_i$ , sugiere que existe retrodispersión que aporta a la dosis.

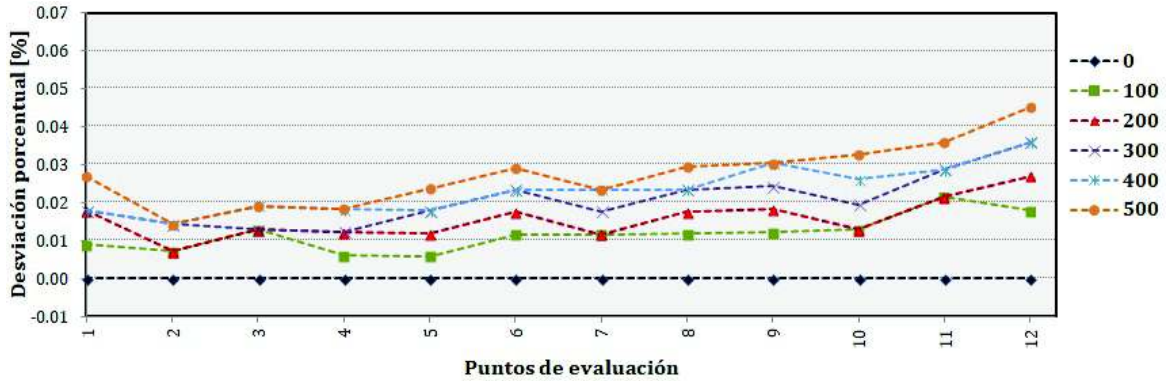


Figura 4.19: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea M1.

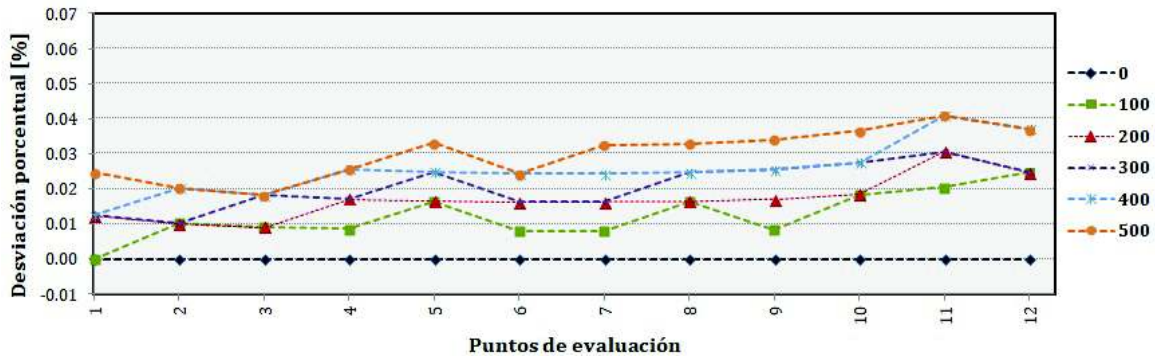


Figura 4.20: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea M2.

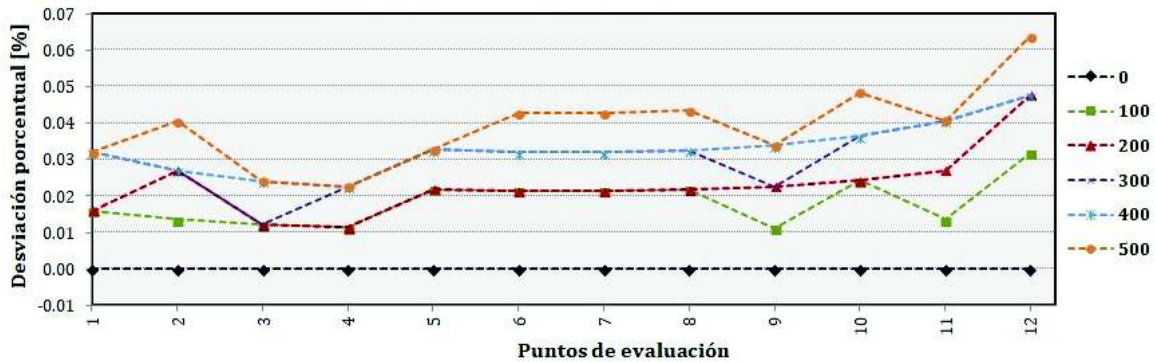


Figura 4.21: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea M3.



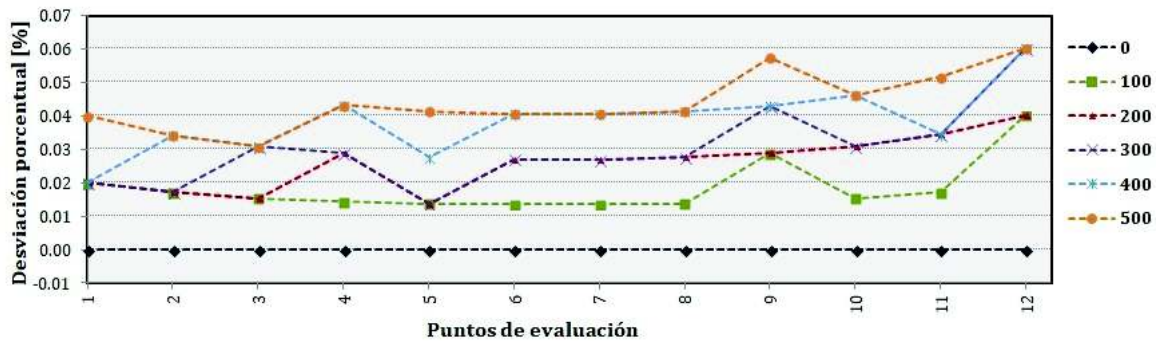


Figura 4.22: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea M4.

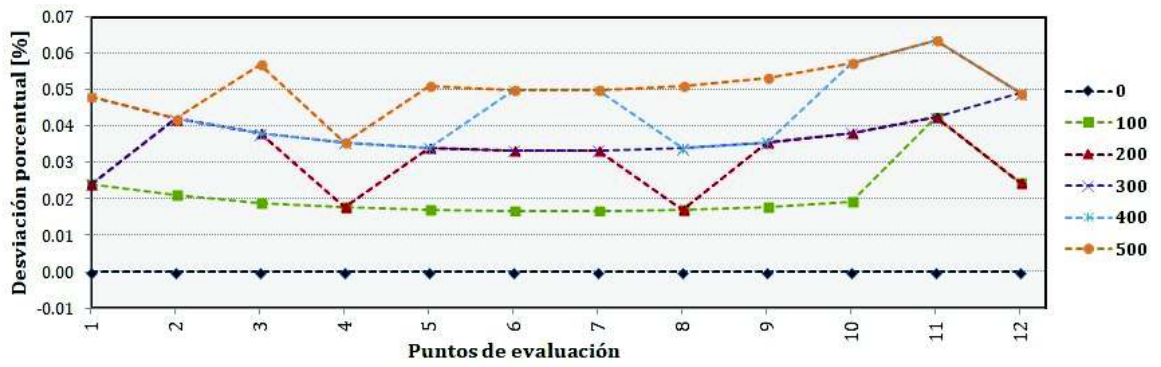


Figura 4.23: Desviaciones para los puntos de evaluación en las líneas M5.

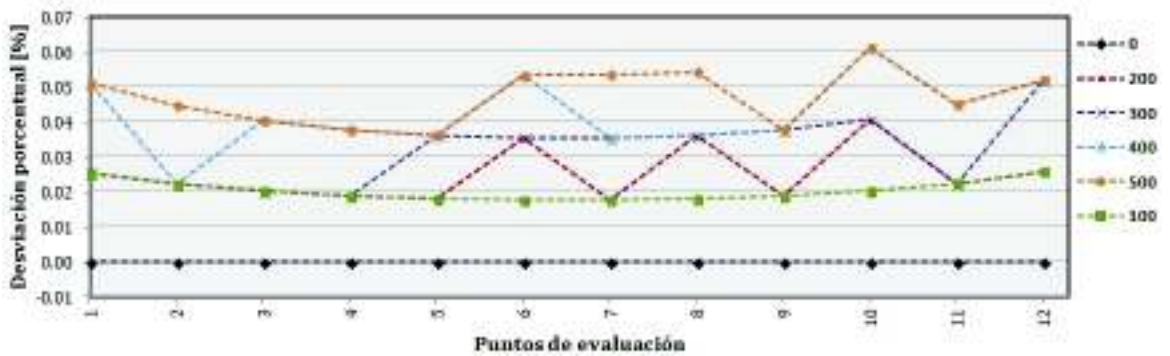


Figura 4.24: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea M6.

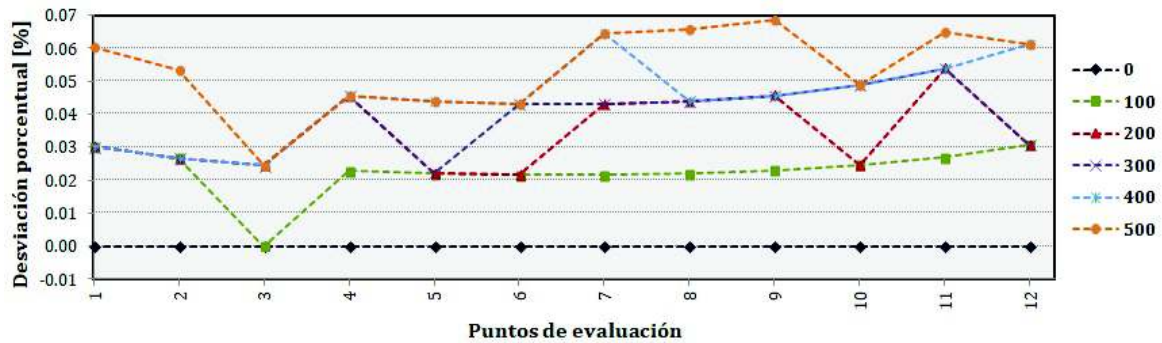


Figura 4.25: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea M7.

En las figuras 4.26 - 4.32 se muestran las desviaciones obtenidas para las líneas Li. La mayor desviación encontrada fue en L5 de 2.46% mayor dosis entregada para HU = 500. Desde las líneas L1 - L3 se observan los efectos de retrodispersión debido a que existe un incremento en la dosis entregada que va aumentando con la cercanía a la vejiga. Para HU = 100 predomina la atenuación en los puntos que se encuentran dentro de la vejiga y la retrodispersión para todos los puntos que se encuentran fuera de la vejiga. A partir de la línea L4 el aumento de la dosis entregada en los puntos P9 hasta P13 para el rango de 200 a 500 HU se debe a que existe mayor probabilidad del efecto fotoeléctrico. En la línea L7 en los puntos P10, P11 y P12 se observa que existe mayor atenuación con el aumento de las HU. Para la concentración del 8% (HU = 200) el aumento de la dosis es hasta el 0.52% respecto a la ausencia de contraste.

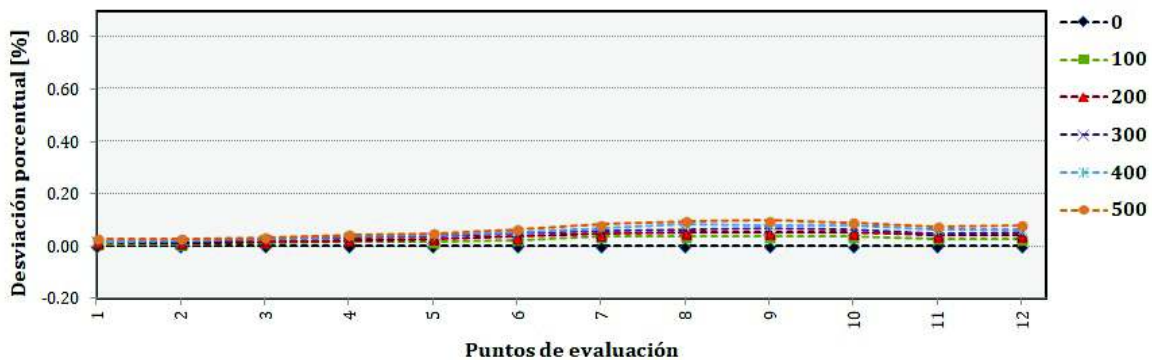


Figura 4.26: Desviaciones puntos de evaluación en la línea L1.

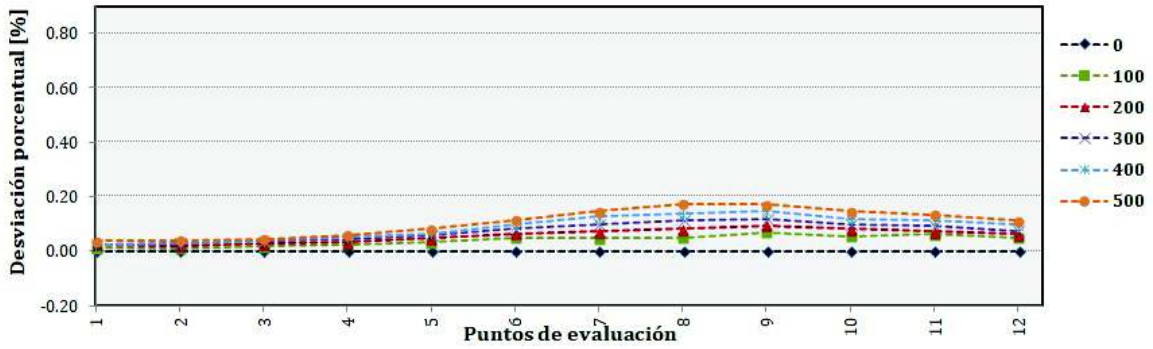


Figura 4.27: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea L2.

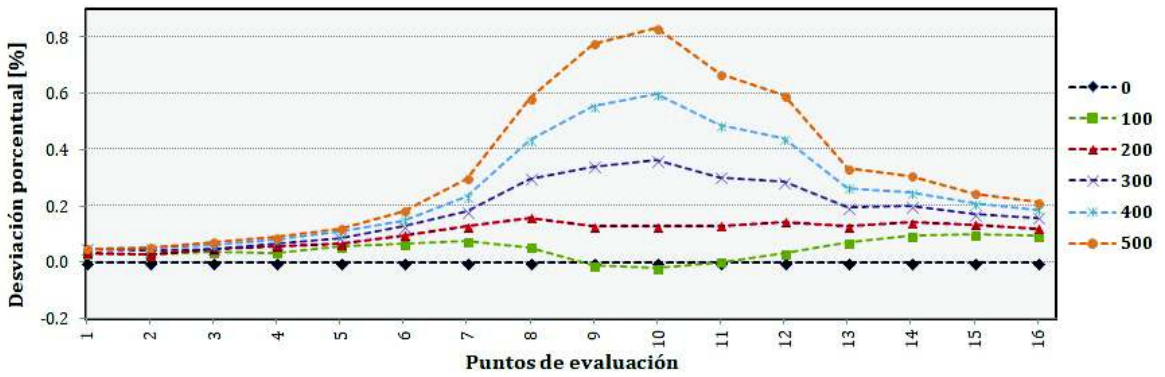


Figura 4.28: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea L3.



Figura 4.29: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea L4.

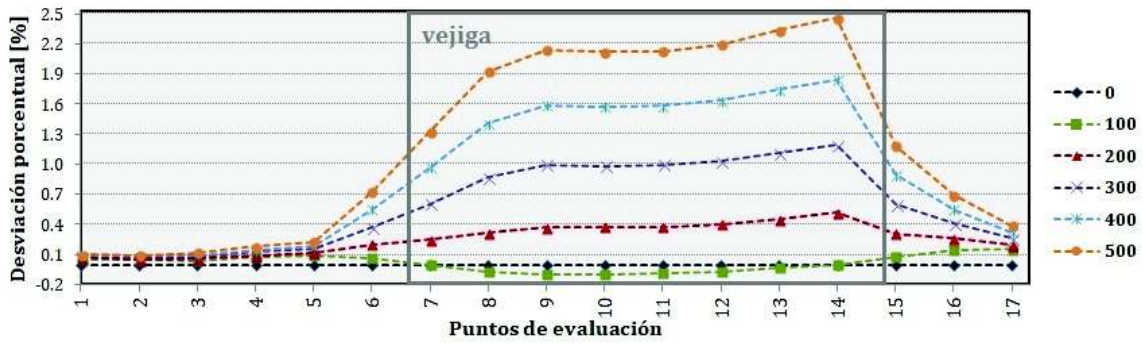


Figura 4.30: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea L5.

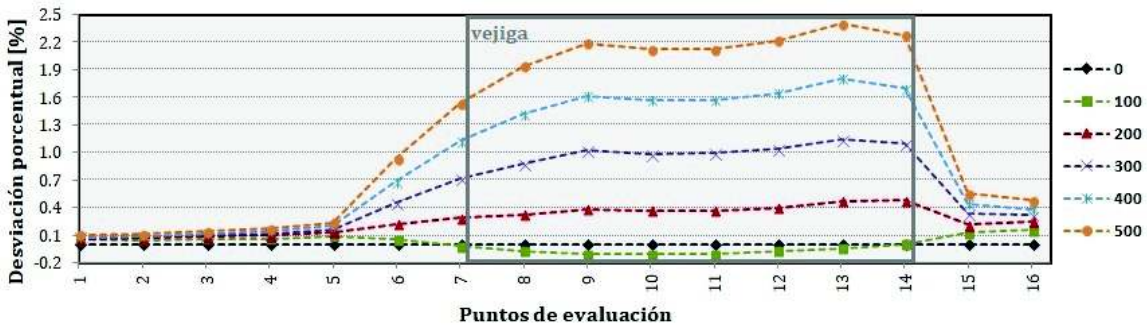


Figura 4.31: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea L6.

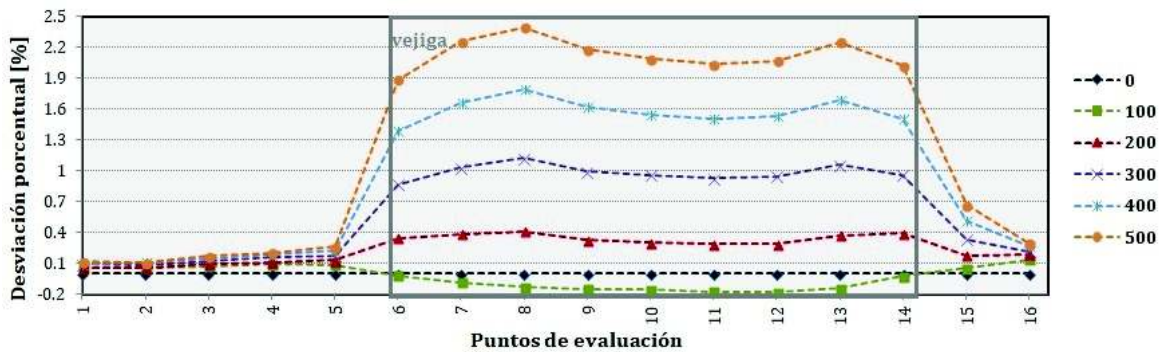


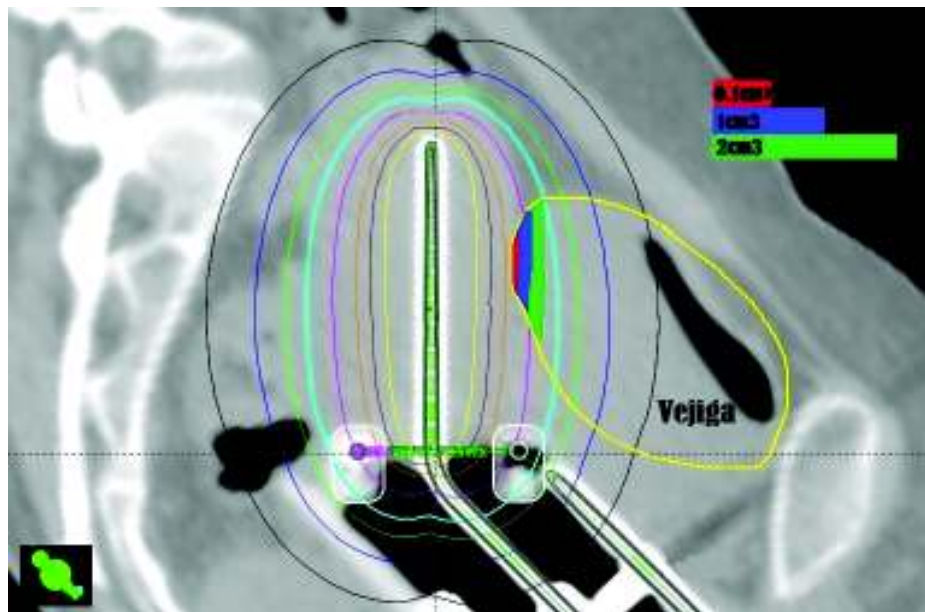
Figura 4.32: Desviaciones para los puntos de evaluación en la línea L7.

#### 4.4 Dosis absorbida en la pared de la vejiga para diferentes concentraciones del material de contraste

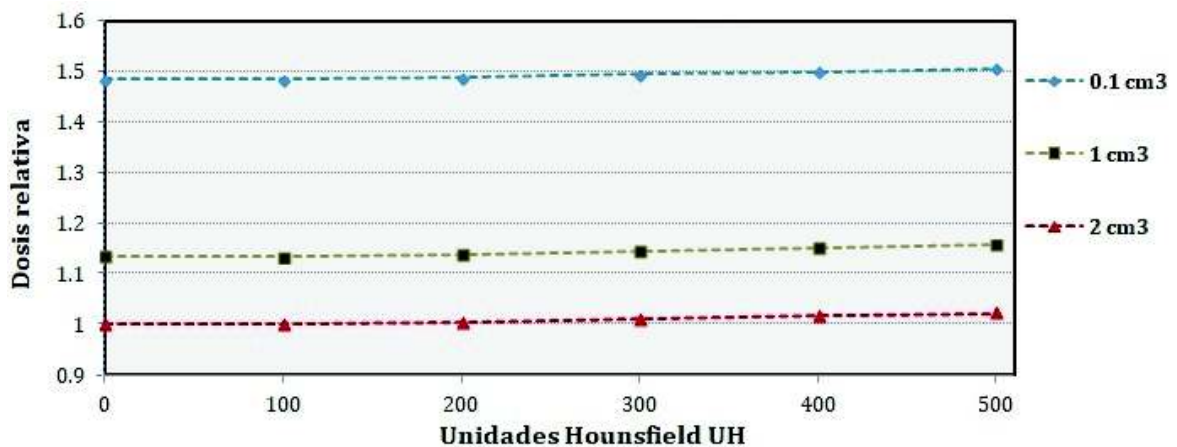
La dosis absorbida en la pared de la vejiga debido a la presencia del contraste se cuantificó mediante la evaluación de la dosis en volúmenes de  $0.1 \text{ cm}^3$ ,  $1 \text{ cm}^3$  y  $2 \text{ cm}^3$  en la vejiga. Esta información fue obtenida mediante los histogramas dosis volumen descritos en la sección 3.6 calculados por el sistema de planificación en las imágenes



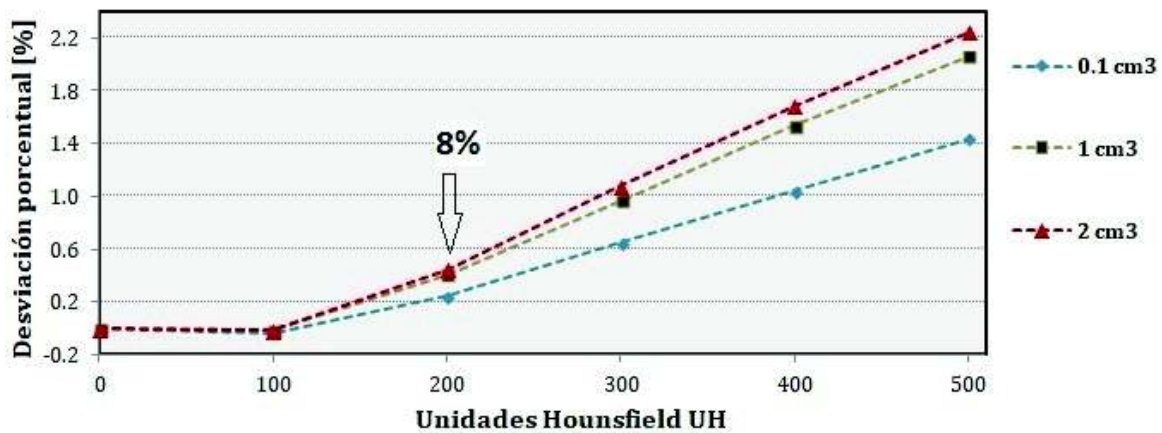
tomográficas de prueba. En la figura 4.33 se muestra un esquema de los volúmenes evaluados. En la 4.34 se muestra la dosis relativa para los tres volúmenes y en la figura 4.35 se muestra la desviación de la dosis respecto a la ausencia del contraste en las dosis entregadas. La mayor desviación encontrada es de 2.25 % para  $HU = 500$  en  $2\text{ cm}^3$  y la desviación encontrada para la cantidad de contraste sugerida en este trabajo es de 0.44 % para  $HU = 200$  en  $2\text{ cm}^3$ , es decir la presencia del contraste aumentaría la entrega de dosis en un 2.25 % y en un 0.44 % respectivamente.



**Figura 4.33:** Esquema de la evaluación de la dosis en  $0.1\text{ cm}^3$ ,  $1\text{ cm}^3$  y  $2\text{ cm}^3$  de la vejiga, vista en un corte sagital. Imagen obtenida del sistema de planificación BrachyVision versión 13.0, SOLCA Nucleo-Quito.



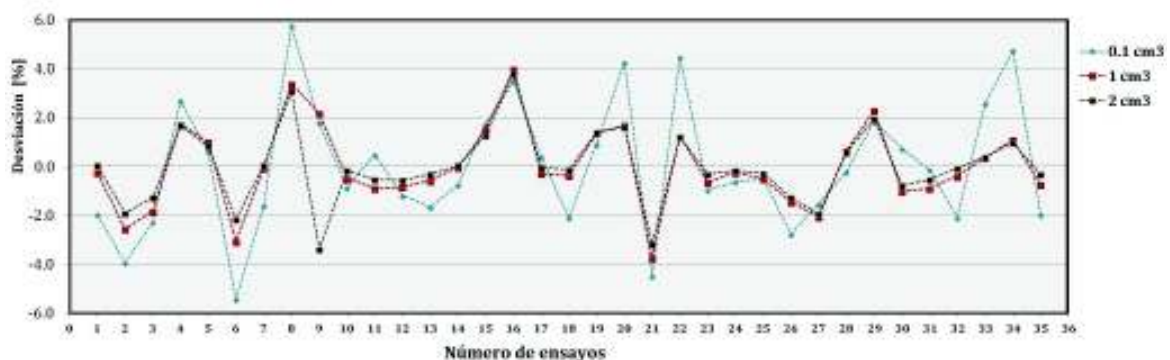
**Figura 4.34:** Dosis relativa en volúmenes de  $0.1\text{ cm}^3$ ,  $1\text{ cm}^3$  y  $2\text{ cm}^3$  de la vejiga debido a la presencia de contraste.



**Figura 4.35:** Desviación de la dosis entregada a  $0.1 \text{ cm}^3$ ,  $1 \text{ cm}^3$  y  $2 \text{ cm}^3$  de la vejiga debido a la presencia del contraste.

#### 4.4.1 Incertidumbre asociada al posicionamiento de los aplicadores

Se cuantificó la incertidumbre asociada al posicionamiento de los aplicadores desde la biblioteca del sistema de planificación cada vez que se realiza una dosimetría. Para esto se realizaron 35 copias de una misma tomografía y en las cuales se realizaron 35 dosimetrías en tiempos diferentes conservando las unidades Hounsfield asignadas a la vejiga por el sistema de planificación. Se calcularon las desviaciones de las coordenadas de la fuente, las extremas y media, en la sonda intrauterina y en el anillo. La desviación estándar del posicionamiento fue de  $\pm 0.40 \text{ mm}$ . También se calcularon las desviaciones porcentuales de la dosis en la vejiga respecto a la media como consecuencia del error de posicionamiento. Las desviaciones fueron desde  $-5.43 \%$  hasta  $5.77 \%$  en  $0.1 \text{ cm}^3$ , desde  $-3.71 \%$  hasta  $4.00 \%$  en  $1 \text{ cm}^3$  y desde  $-3.38 \%$  hasta  $3.80 \%$  en  $2 \text{ cm}^3$ , en la figura 4.36 se muestra la distribución de los errores porcentuales para cada dosimetría.



**Figura 4.36:** Errores en el cálculo de dosis a la vejiga debido al posicionamiento de los aplicadores desde la biblioteca del sistema de planificación.

# Capítulo 5

## Conclusiones

En este trabajo se encontró que el uso de material de contraste en los tratamientos del cáncer cervico-uterino con braquiterapia de alta tasa con Iridio-192 influye en el cálculo de la dosis absorbida en la vejiga. Esto se evidenció de dos maneras. En primer lugar se cuantificó la variación en las distribuciones de dosis asociadas a la presencia del contraste en la vejiga y en segundo lugar se cuantificó la dosis absorbida en volúmenes pequeños adyacentes a la pared interior de la vejiga. Los cálculos se realizaron con la información proporcionada por imágenes tomográficas de pacientes que recibieron tratamiento en el Hospital Solca Nucleo -Quito. Para esto utilizaron concentraciones  $\leq 10\%$  y el Algoritmo Acuros implementado en el sistema de planificación Brachyvision.

La variación en la distribución de la dosis asociada a la presencia del material de contraste se refleja en la distribución de la dosis registrada en los puntos de evaluación, de acuerdo a la esquemas de las figuras 4.13 y 4.17. Las distribuciones cambiaron principalmente en el interior de la vejiga, en donde se apreciaron desviaciones de mayor dosis entregada hasta 1.8 % para  $HU = 400$  (10 % de contraste) y hasta 0.52 % mayor dosis para  $HU = 200$  (8 % de contraste). Para estructuras adyacentes a la vejiga no se apreció un aumento significativo en la entrega de dosis por efectos de retrodispersión.

La dosis absorbida en la pared de la vejiga debido a la presencia del contraste se evaluó en volúmenes pequeños de este órgano. Se encontró que esta dosis puede ser mayor hasta 1.04 % en  $0.1 \text{ cm}^3$  y 1.7 % en  $2 \text{ cm}^3$  para el 10 % de contraste y de 0.25 % en  $0.1 \text{ cm}^3$  y de 0.44 % en  $2 \text{ cm}^3$  para el 8 % de contraste. Es importante recalcar que estos valores representan una sobrestimación en la dosis entregada a la vejiga, debido a que mientras se realiza el cálculo dosimétrico sobre las imágenes tomográficas, la vejiga de la paciente es vaciada y cuando va a recibir el tratamiento se vuelve a llenar con  $50 \text{ cm}^3$  de agua, por lo que se recomienda asignar un valor de  $HU = 0$  a la vejiga durante el cálculo de dosis. Sin embargo en este trabajo también se determinó la incertidumbre asociada al posicionamiento de los aplicadores en las imágenes tomográficas desde la

biblioteca del sistema de planificación durante una dosimetría. Esta incertidumbre fue de  $\pm 0.4 \text{ mm}$  respecto a la media de 35 experimentos, la cual representa desviaciones en el cálculo de la dosis absorbida desde  $-3.38 \%$  hasta  $3.8 \%$  en un volumen de  $2 \text{ cm}^3$  de la vejiga. Estos valores si deben considerarse cuando en la dosimetría se sobrepasa los límites permisibles de la vejiga, con la finalidad de no afectar la funcionalidad de este órgano.

El análisis de la calidad de imagen, mediante el cálculo de la relación contraste ruido en las imágenes tomográficas del fantoma, determinó que el  $8 \%$  de material de contraste proporciona una calidad de imagen óptima. En el análisis visual se encontró que las concentraciones mayores del  $10 \%$  presentan artefacto, es decir presencia de regiones distorsionadas que no corresponden a la imagen original debido al contraste. Las concentraciones del  $10 \%$  en las imágenes tomográficas de las pacientes presentaron una mala dilución, con regiones de acumulación de contraste ubicadas cerca al aplicador, lo que se asocia a una mayor densidad electrónica a la pared del órgano y por lo tanto mayor valor en las unidades Hounsfield que aportan a una mayor dosis en cálculo.

Las desviaciones de dosis encontradas de los cálculos con el algoritmo Acuros BV respecto a las medidas con cámara ionización estuvieron dentro del  $4 \%$ . Las mayores desviaciones fueron para el inserto hueso y para el inserto aire, para el inserto agua se encontraron desviaciones de  $-0.10 \pm 0.38 \%$ , con esto se demostró que es posible calcular la tasa de dosis absorbida en agua para una fuente de Iridio-192 a partir de medidas realizadas con cámara de ionización pequeña de  $0.125 \text{ cm}^3$  calibrada en términos de dosis absorbida en agua para un haz de Co-60. El fantoma desarrollado para estas medidas se puede utilizar con el inserto agua y la cámara de ionización, como un método de control de calidad adicional para la verificación de la calibración de la fuente nueva con una incertidumbre menor  $1 \%$ .

Con este trabajo se demostró la utilidad del algoritmo Acuros en el cálculo de la distribución de dosis, en braquiterapia de alta tasa en tratamientos del cáncer cérvico-uterino, para evaluar el impacto dosimétrico de la presencia de contraste en la vejiga. Al considerar la heterogeneidad del medio se evalúa también la distribución de dosis asociada a la presencia de aire en los órganos de riesgo, como el recto y el colon sigmoides. Sin embargo, para garantizar la dosis que reciben estos órganos se recomienda implementar la dosimetría in-vivo, como un método complementario a los cálculos realizados por el sistema de planificación, para así aumentar la precisión del tratamiento y reducir los efectos tardíos de la radiación en los órganos de riesgo debido a una inapropiada estimación de dosis.



# Referencias

- [1] European Society for Radiotherapy and Oncology. The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy. *European Society for Radiotherapy and Oncology*, 1(5), 2015.
- [2] Mayles P, Nahum A, and Rosenwald J. Handbook of radiotherapy physics: Theory and practice. *CRC Press*, 2007.
- [3] Podgorsak E et al. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. *Vienna: International Atomic Energy Agency*, 2005.
- [4] Rivard M, Coursey B, DeWerd L, Hanson W, Saiful H, Ibbott G, Mitch M, Nath R, and Williamson J. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical physics*, 31(12):633–674, February 2004.
- [5] International Commission on Radiation Units and Measurements. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynaecology. *ICRU Report 38*, Bethesda: ICRU, 1985.
- [6] Khan F, Gibbons J, and Sperduto P. Khan’s treatment planning in radiation oncology. *Wolters Kluwer*, 2016.
- [7] International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of the Cervix. *ICRU Report-89*, 13(1-2), 2013.
- [8] Bushberg J and Boone J. The essential physics of medical imaging. *Lippincott Williams & Wilkins*, 2011.
- [9] International Atomic Energy Agency. The transition from 2-D Brachytherapy to 3-D High Dose Rate Brachytherapy. *IAEA Human Health Reports*, (12), 2015.
- [10] Haie-Meder C, Pötter R, Van Limbergen E, Briot E, De Brabandere M, Dimopoulos J, Dumas I, Paulsen T, Kirisits C, Lang S, 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(3):235–245, 2005.
- [11] Pötter R, Haie-Meder C, Van Limbergen E, Barillot I, De Brabandere M, Dimopoulos J, Dumas I, Erickson B, Lang S, Nulens A, 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(1):67–77, 2006.
- [12] Viswanathan A, Thomadsen B, American Brachytherapy Society Cervical Cancer Recommendations Committee, et al. American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part I: general principles. *Brachytherapy*, 11(1):33–46, 2012.
- [13] Viswanathan A, Beriwal S, Jennifer F, Demanes D, Gaffney D, Hansen J, Jones E, Kirisits C, Thomadsen B, and Erickson B. American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part II: high-dose-rate brachytherapy. *Brachytherapy*, 11(1):47–52, 2012.
- [14] International Atomic Energy Agency. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. *IAEA-TECDOC-1274*, 2002.
- [15] Baglin C. Nuclear data sheets 113. Accedido 30-04-2018 a <https://www-nds.iaea.org/relnsd/vcharthtml/VChartHTML.html>, 2012.
- [16] International Commission on Radiation Units and Measurements. Recommended Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Brachytherapy. *ICRU Report-58*, 30(1), 1997.
- [17] Attix F. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. *John Wiley & Sons*, 1986.
- [18] Khan F and Gibbons J. Khan’s the physics of radiation therapy. *Lippincott Williams & Wilkins*, 2014.
- [19] Goetsch S, Attix F, Pearson D, and Thomadsen B. Calibration of  $^{192}\text{Ir}$  High-Dose-Rate afterloading systems. *Medical physics*, 18(3):462–467, 1991.
- [20] Baltas D, Geramani K, Ioannidis G, Hierholz K, Rogge B, Kolotas C, Müller-Sievers K, Milickovic N, Kober B, and Zamboglou N. Comparison

- of calibration procedures for Ir-192 high-dose-rate brachytherapy sources. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 43(3):653–661, 1999.
- [21] Stump K, DeWerd L, Micka J, and Anderson D. Calibration of new high dose rate Ir-192 sources. *Medical physics*, 29(7):1483–1488, 2002.
- [22] Deutsches Institut fuer Normung. DIN 6809 Teil 2. Klinische dosimetrie, brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven stoffen. *Berlin: Beuth Verlag*, 1993.
- [23] Grimbergen T and Van Dijk E. Comparison of methods for derivation of Iridium-192 calibration factors for the NE 2561 y NE 2571 ionization chambers. *Activity Int Selectron Brachyther J, Special Report, No.7*, 1995.
- [24] Deutsche Gesellschaft fuer Medizinische Physik. Mitteilungen der Deutsche Gesellschaft fuer Medizinische Physik DGMP 21/2. *Kiel: DGMP*, 1989.
- [25] PTW-FREIBURG. Maniquí de calibración para carga diferida tipo 9193. *Physikalish-Technische Werkstätten, Germany*, 2009.
- [26] Gifford K, Price M, Horton J, Wareing T, and Mourtada F. Optimization of deterministic transport parameters for the calculation of the dose distribution around a high dose-rate Ir-192 brachytherapy source. *Medical physics*, 35(6):2279–2285, 2008.
- [27] Zourari K, Pantelis E, Moutsatsos A, Petrokokkinos L, Karaiskos P, Sakelliou L, Georgiou E, and Papagiannis P. Dosimetric accuracy of a deterministic radiation transport based Ir-192 brachytherapy treatment planning system. Part I: Single sources and bounded homogeneous geometries. *Medical physics*, 37(2):649–661, 2010.
- [28] Petrokokkinos L, Zourari K, Pantelis E, Moutsatsos A, Karaiskos P, Sakelliou L, Seimenis I, Georgiou E, and Papagiannis P. Dosimetric accuracy of a deterministic radiation transport based Ir-192 brachytherapy treatment planning system. Part II: Monte Carlo and experimental verification of a multiple source dwell position plan employing a shielded applicator. *Medical physics*, 38(4):1981–1992, 2011.
- [29] Zourari K, Pantelis E, Moutsatsos A, Sakelliou L, Georgiou E, Karaiskos P, and Papagiannis P. Dosimetric accuracy of a deterministic radiation transport based Ir-192 brachytherapy treatment planning system. Part III. comparison to monte carlo simulation in voxelized anatomical computational models. *Medical physics*, 40(1), 2013.

- [30] Daskalov G, Baker R, Rogers D, and Williamson J. Multigroup discrete ordinates modeling of I-125 6702 seed dose distributions using a broad energy-group cross section representation. *Medical physics*, 29(2):113–124, 2002.
- [31] Daskalov G, Baker R, Rogers D, and Williamson J. Dosimetric modeling of the microselectron high-dose rate Ir-192 source by the multigroup discrete ordinates method. *Medical physics*, 27(10):2307–2319, 2000.
- [32] Lewis E and Miller W. Computational methods of neutron transport. 1984.
- [33] Varian Medical Systems. *Brachyvision Algorithms Referencia Guide*, August, 2013.
- [34] Varian Medical Systems. Equipo de carga diferida HDR GammaMedplus iX. Accedido 10-09-2017 a <http://www.varian.com>, 2015.
- [35] Beaulieu L, Tedgren A, Carrier J, Davis S, Mourtada F, Rivard M, Thomson R, Verhaegen F, Wareing T, and Williamson J. Report of the task group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: current status and recommendations for clinical implementation. *Medical physics*, 39(10):6208–6236, 2012.
- [36] CIRS Tissue Simulation Phantom Technology. IMRT thorax phantom. Accedido 06-09-2017 a <http://www.cirsinc.com/products/all/12/imrt-thorax-phantom/>, 2008.
- [37] Agencia Española del Medicamento y Productos Sanitarios. Optiray: Ficha técnica. Accedido 10-09-2017 a <https://www.aemps.gob.es/cima/pdfs/es/ft/62068/62068-ft.pdf>, junio 2017.
- [38] Ferreira T and Rasband W. *ImageJ User Guide, IJ 1.46r*, October, 2012.
- [39] Pelloski C, Palmer M, Chronowski G, Jhingran A, Horton J, and Eifel P. Comparison between CT-based volumetric calculations and ICRU reference-point estimates of radiation doses delivered to bladder and rectum during intracavitary radiotherapy for cervical cancer. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 62(1):131–137, 2005.
- [40] Mazon R, Maroun P, Castelnau-Marchand P, Dumas I, Del Campo ER, Cao K, Slocker-Escarpa A, M’Bagui R, Martinetti F, Tailleur A, et al. Pulsed-dose rate image-guided adaptive brachytherapy in cervical cancer: dose-volume effect relationships for the rectum and bladder. *Radiotherapy and Oncology*, 116(2):226–232, 2015.

- [41] Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española y de Protección Radiológica. Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. *Aspectos técnicos. Revisión*, 1, 2002.

# Apéndice A

## Espectro de radiación gamma del Iridio-192

Energía (keV)	Intensidad (%)
8.91	1.530
9.44	3.960
61.486	1.200
63.000	2.050
65.122	2.630
66.831	4.460
71.079	0.241
71.414	0.466
73.363	0.163
75.368	0.533
75.749	1.025
77.831	0.365
110.400	0.012
136.343	0.200
176.980	0.004
201.311	0.473
205.794	3.340
280.270	0.009
283.267	0.266
295.957	28.720
308.455	29.680
316.506	82.710
329.170	0.017
374.485	0.726
416.469	0.669
420.520	0.069
468.069	47.810
484.575	3.187
485.300	0.002
489.060	0.438
588.581	4.517
593.490	0.042
599.410	0.004
604.411	8.200
612.462	5.340
703.870	0.053
765.800	0.013
884.537	0.291
1061.480	0.053
1089.900	0.001
1378.200	0.001

Tabla A.1: Espectro de radiación gamma del Iridio-192. Valores obtenidos de [15].

# Apéndice B

## Medidas de dosis con cámara de ionización

### B.1 Medidas con el inserto agua

Inserto Agua					
Puntos	Distancia [cm]	Medida [nC]	Dosis [cGy]	Dosis-TPS [cGy]	Error [%]
P1	1.73	5.2500±0.0078	705.45	707.10	0.23
P2	2.37	2.8820±0.0068	387.26	387.70	0.11
P3	2.97	1.8080±0.0025	242.94	244.10	0.48
P4	3.55	1.2483±0.0015	167.74	167.30	-0.26
P5	4.14	0.9148±0.0003	122.92	122.60	-0.26
P6	4.75	0.6928±0.0004	93.06	92.60	-0.52
P7	5.36	0.5394±0.0002	72.48	72.40	-0.11
P8	5.95	0.4331±0.0002	58.20	58.40	0.34
P9	6.56	0.3545±0.0001	47.63	47.30	-0.69
P10	7.15	0.2934± 0.0002	39.43	39.30	-0.33

**Tabla B.1:** Medidas con cámara de ionización, cálculo de dosis con el algoritmo Acuros BV y error relativo del cálculo respecto a la medida en los puntos P1 a P10, para el inserto agua

## B.2 Medidas con el inserto hueso

Inserto Hueso					
Puntos	Distancia [cm]	Medida [nC]	Dosis [cGy]	Dosis-TPS [cGy]	Error [%]
P1	1.76	5.0480±0.0026	686.19	700.60	2.10
P2	2.37	2.7770±0.0021	377.48	386.40	2.36
P3	2.97	1.7600±0.0058	239.24	242.70	1.45
P4	3.59	1.2080±0.0006	164.21	167.10	1.76
P5	4.17	0.8858±0.0012	120.41	123.60	2.65
P6	4.75	0.6688±0.0005	90.91	93.70	3.07
P7	5.38	0.5206±0.0012	70.77	73.20	3.44
P8	5.92	0.4182±0.0005	56.84	58.80	3.44
P9	6.54	0.3422±0.0006	46.52	48.10	3.39
P10	7.15	0.2818±0.0002	38.31	39.80	3.90

**Tabla B.2:** Medidas con cámara de ionización, cálculo de dosis con el algoritmo Acuros BV y error relativo del cálculo respecto a la medida en los puntos P1 a P10, para el inserto hueso

## B.3 Medidas con el inserto aire

Inserto Aire					
Puntos	Distancia [cm]	Medida [nC]	Dosis [cGy]	Dosis-TPS [cGy]	Error [%]
P1	1.66	5.9240±0.0021	733.93	708.00	-3.53
P2	2.29	3.1550±0.0017	390.88	378.70	-3.12
P3	2.87	1.9463±0.0032	241.13	234.30	-2.83
P4	3.47	1.3317±0.0008	164.98	159.90	-3.08
P5	4.08	0.9685±0.0005	119.99	115.50	-3.74
P6	4.67	0.7289±0.0010	90.31	87.20	-3.45
P7	5.29	0.5657±0.0002	70.09	67.60	-3.55
P8	5.86	0.4532±0.0007	56.15	54.60	-2.76
P9	6.44	0.3704±0.0004	45.90	44.70	-2.60
P10	7.08	0.3050±0.0002	37.78	36.60	-3.13

**Tabla B.3:** Medidas con cámara de ionización, cálculo de dosis con el algoritmo Acuros BV y error relativo del cálculo respecto a la medida en los puntos P1 a P10, para el inserto aire.



# Apéndice C

## Factores de heterogeneidad FH

### C.1 Factores heterogeneidad para los insertos hueso y aire

Factores de Heterogeneidad (FH)						
Distancia [cm]	FH Medido		FH TPS		Desviación relativa [%]	
	Inserto Hueso	Inserto Aire	Inserto Hueso	Inserto Aire	Inserto Hueso	Inserto Aire
1.5	1.009	0.988	1.029	0.949	1.95	-3.91
2.0	0.989	0.955	1.011	0.921	2.31	-3.49
2.5	0.976	0.935	0.997	0.905	2.09	-3.21
3.0	0.997	0.937	1.013	0.907	1.56	-3.23
3.5	0.995	0.939	1.015	0.910	1.98	-3.06
4.0	0.989	0.936	1.012	0.907	2.35	-3.07
4.5	0.986	0.936	1.013	0.908	2.68	-2.98
5.0	0.984	0.936	1.013	0.909	2.97	-3.08
5.5	0.982	0.936	1.014	0.910	3.23	-2.90
6.0	0.984	0.937	1.015	0.911	3.12	-2.83
6.5	0.979	0.937	1.015	0.912	3.70	-2.70
7.0	0.978	0.937	1.016	0.912	3.91	-2.64
7.5	0.976	0.937	1.016	0.913	4.10	-2.58

**Tabla C.1:** Resultados del cálculo del factor de heterogeneidad para el inserto hueso y para el inserto aire.