

Dosimetría in vivo en braquiterapia ginecológica

Grado en Física

Autor: Rodrigo Melchor Ausín

Tutora: Ana Cristina López Cabeceira

Tutor: Jesús María de Frutos Baraja

15 de Julio del 2021



Universidad de Valladolid

Antes de comenzar, me gustaría agradecer a mi tutora Ana Cristina López Cabeceira su atención, modificaciones y ayuda inestimable en todo momento.

También me gustaría agradecerle a Pedro Zalama Martínez y a Patricia Otero de la Varga su trabajo y disposición a la hora de tomar las imágenes de las tomografías.

Por último, agradecer a mi tutor Jesús María de Frutos Baraja su labor, disponibilidad y ayuda a la hora de tutorizar este trabajo de fin de grado. Sus correcciones y comentarios durante las reuniones de preparación han sido determinantes para lograr elaborarlo

Índice de contenido

1	Introducción.....	9
1.1	Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes.....	9
1.2	Anatomía.....	13
2	Braquiterapia y dosimetría in vivo.....	15
2.1	Dosímetro de diodo de silicio.....	16
3	Hipótesis y objetivos.....	19
4	Material y metodología.....	21
4.1	Control de calidad del equipo. QA.....	21
4.2	Calibración de los diodos.....	26
4.3	Dosimetría clínica.....	33
4.4	Irradiación de pacientes reales.....	44
5	Resultados.....	47
5.1	Seguimiento de los diodos.....	47
5.2	Dosis en pacientes simulados.....	50
5.3	Dosis en pacientes reales.....	52
6	Discusión y conclusiones.....	55
7	Bibliografía.....	63
8	Apéndice 1.....	65
9	Apéndice 2.....	69
10	Apéndice 3.....	75
11	Lista de acrónimos y abreviaturas.....	79

Índice de figuras y tablas

Figura 1-1: Espectro electromagnético	10
Figura 1-2: Esquematación del proceso directo de ruptura simple y doble de la macromolécula de ADN por exposición a radiación ionizante	12
Figura 1-3: Localización del cáncer de cérvix.....	14
Figura 1-4: Localización de cáncer de endometrio.....	14
Figura 2-1: Esquematación de la estructura de un diodo P-N.....	17
Figura 4-1: Cámara de circuito cerrado.....	21
Figura 4-2: Representación de un corte longitudinal de la unidad de HDR SagiNova	22
Figura 4-3: Corte longitudinal del encapsulado de la fuente de Ir-192 y su guía con acotaciones en mm.....	23
Figura 4-4: Decaimiento radiactivo del Ir-192.....	24
Figura 4-5: Resultados de la prueba de posicionamiento óptico.....	23
Figura 4-6: Fantoma de Krieger	27
Figura 4-7: Arriba: esquematización de la estructura de la sonda de diodos rectales con medidas acotadas en mm. Abajo: esquematización de la sonda con diodo vesical acotado en mm	28
Figura 4-8: Electrómetro PTW Vivodos.....	29
Figura 4-9: Aplicador uterino recto colocado en el compartimento central del fantoma de Krieger.....	29
Figura 4-10: Disposición de los diodos dentro del fantoma de Krieger durante el calibrado.....	30
Figura 4-11: Geometría asumida en el cálculo de la distribución de dosis mediante el protocolo TG-43	32

Figura 4-12: Curvas de isodosis de una fuente de Ir-192.....	37
Figura 4-14: Esquematización de una tomografía axial computarizada	38
Figura 4-15: Tomógrafo Aquilion LB Toshiba-Canon.....	39
Figura 4-16: Fantoma de agua	40
Figura 4-17: Dispositivo experimental 1. A la izquierda: fotografía del fantoma dentro del escáner. En el centro y derecha: fotografías del escáner.	41
Figura 4-18: Dispositivo experimental 2. A la izquierda: fotografía del fantoma de agua con aplicador y diodos. A la derecha: Corte a la altura del aplicador hecho por el escáner	42
Figura 4-19: Dispositivo experimental 3. A la izquierda: fotografía del fantoma de agua con aplicador y diodos. A la derecha y centro: Imágenes del escáner del dispositivo.	42
Figura 4-20: Aplicador cilíndrico	44
Figura 4-21: Aplicador Fletcher.....	45
Figura 4-22: Implementación de un aplicador Fletcher en SagiPlan.....	46
Figura 5-1: Diodo vesical.....	47
Figura 9-1: Diodo rectal 1.....	69
Figura 9-2: Diodo rectal 2.....	70
Figura 9-3: Diodo rectal 3.....	71
Figura 9-4: Diodo rectal 4.....	72
Figura 9-5: Diodo rectal 5.....	73
Tabla 4-I: Determinación de la distancia de cada diodo a la fuente dentro del fantoma de Krieger.....	32
Tabla 4-II: Recopilación de los valores de $Gr, \theta \cdot r^2$ obtenidos con la ecuación (4.7) para una fuente lineal de 3mm de longitud.....	36

Tabla 5-I: Cálculo de errores del factor de calibración de los diodos	49
Tabla 5-II: Resultados de la dosimetría de fantomas	50
Tabla 5-III: Cálculo de errores de la dosimetría de fantomas	51
Tabla 5-IV: Resultados y desviaciones diodo rectal 1	52
Tabla 8-I: Resultados de la calibración del conjunto de diodos 1	65
Tabla 8-II: Resultados de la calibración de los diodos viejos	66
Tabla 10-I: Resultados y desviaciones de los diodos rectales 2 y 3	75
Tabla 10-II: Resultados y desviaciones de los diodos rectales 4 y 5	76
Tabla 10-III: Resultados y desviaciones del diodo vesical	77

Resumen / abstract

Resumen:

La braquiterapia de alta tasa de dosis es un procedimiento radioterápico basado en la introducción de fuentes radiactivas con grandes gradientes de dosis en zonas cercanas a un tejido cancerígeno con el fin de eliminarlo y sanar al paciente.

Sin embargo, la utilización de radiación ionizante como método curativo conlleva ciertos peligros y se han de tomar las precauciones pertinentes para garantizar la seguridad del paciente. En la actualidad, a la hora de llevar a cabo un tratamiento de braquiterapia se recurre al uso de diodos como método de *dosimetría in vivo*, es decir, como medidores de dosis absorbida con el objetivo de evaluar si se están produciendo grandes desviaciones de dosis respecto a la planificación.

El objetivo de este trabajo de fin de grado será averiguar si dichas sondas de diodos pueden garantizar un resultado preciso de dosis absorbida y si son una buena herramienta para estimar grandes desviaciones de dosis. Para ello, se evaluarán los resultados de tratamientos reales y se verificará la constancia de dicho sistema variando las magnitudes más influyentes en los tratamientos.

Abstract:

High dose rate brachytherapy is a radiotherapy procedure based on the introduction of radioactive sources with large dose gradients in areas close to a cancerous tissue in order to eliminate it and heal the patient.

However, the use of ionizing radiation as a curative method carries certain dangers and appropriate precautions must be taken to ensure patient safety. Currently, when carrying out brachytherapy treatment, diodes are used as an *in vivo dosimetry* method, that is, as absorbed dose meters with the aim of evaluating whether large dose deviations are occurring with respect to planning.

The objective of this final degree project will be to find out if these diode probes can guarantee a precise result of absorbed dose and if they are a good tool to estimate large dose deviations. For this, the results of real treatments will be evaluated and the constancy of said system will be verified by varying the most influential magnitudes in the treatments.

1 Introducción

En la actualidad, la Física Médica suministra los conocimientos y fundamentos físicos necesarios para el desarrollo de nuevas y funcionales tecnologías que han revolucionado el diagnóstico médico. Además, ha establecido los criterios necesarios para el correcto uso de los agentes físicos tales como fuentes radiactivas, tubos de rayos X o similares empleados en la Medicina.

“La física médica es la rama de la física que comprende la aplicación de los conceptos, leyes, modelos, agentes y métodos propios de la física a la prevención, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades, desempeñando una importante función en la asistencia médica, en la investigación biomédica y en la optimización de algunas actividades sanitarias” [1]

El mayor avance al sector de la Física Médica, tal y como lo entendemos hoy, viene de la mano del descubrimiento, precisamente, de la radiactividad y los rayos X y de su uso como métodos fiables y precisos. Marca un antes y un después en la Medicina Moderna al abrir las puertas a una nueva forma de diagnóstico y de tratamiento.

Desde principios del siglo XXI, las aplicaciones de la Física Médica han ido creciendo progresivamente introduciendo nuevas unidades de tratamiento (unidades de cobaltoterapia, aceleradores lineales, unidades de radioterapia de alta y baja tasa de dosis...) y de diagnóstico (gammacámaras, tomografías axiales computarizadas, radiologías digitales...).

1.1 Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes.

Las radiaciones ionizantes son aquellas capaces de liberar electrones ligados a orbitales atómicos o moleculares. Para ello, se requieren energías superiores a unos 10 eV. Podemos diferenciar dos tipos de radiación ionizante en base a su carga eléctrica:

- Radiación directamente ionizante: Generada por partículas cargadas como electrones, positrones, iones ligeros...
- Radiación indirectamente ionizante: Generada por partículas neutras como los fotones, rayos X, rayos gamma o neutrones.

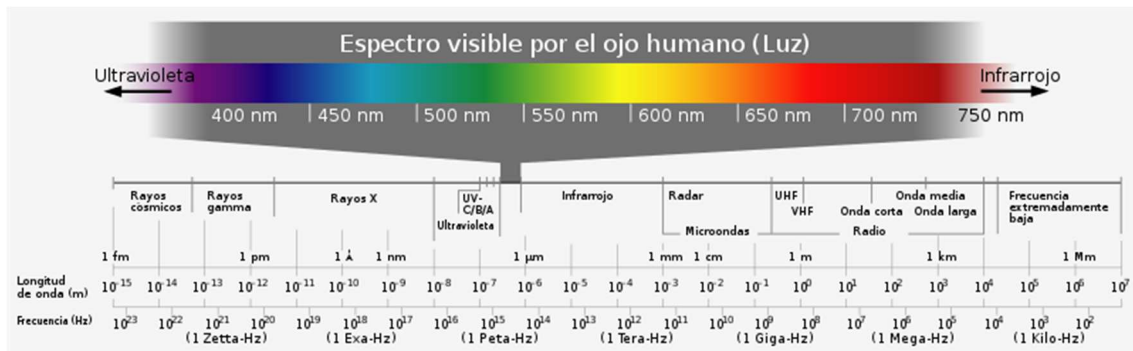


Figura 1-1: Espectro electromagnético

Como vemos, la radiación gamma es la radiación electromagnética con frecuencias superiores a $10^{19} Hz$. La energía que transporta es del orden del MeV [2].

A la hora de tratar enfermedades tumorales es muy común el uso de la radioterapia como método paliativo. La radioterapia consiste básicamente en exponer el tumor, a través de diferentes técnicas y procedimientos, a radiación ionizante con el objetivo de provocar la muerte celular de las células cancerígenas [3].

Los efectos biológicos provocados por la exposición a radiación ionizante pueden clasificarse en estocásticos y determinísticos.

Los estocásticos son aquellos para los cuales la probabilidad del efecto es una función de la dosis, pero no su gravedad. Se trata de efectos sin un umbral de actuación conocido. Esto quiere decir que aumentar la dosis (bien por aumentar el tiempo de exposición o la intensidad), no asegura la presencia de efectos nocivos en las células. Estos efectos están atados a una probabilidad, por lo que, incluso habiendo recibido una dosis minúscula, podrían manifestarse los síntomas asociados.

Por otro lado, los efectos determinísticos, o no estocásticos, son aquellos para los cuales la gravedad sí es función de la dosis y tienen un umbral por debajo del cual los efectos producto de la radiación ionizante no se presentan. Son los más importantes en órganos y tejidos pues generan lesiones celulares e incapacidad de reproducción celular, lo cual puede ser una ventaja a la hora de combatir el cáncer.

Los sistemas de renovación celular rápida son, en general, los más afectados por efectos determinísticos. El éxito de las radiaciones para el tratamiento de algunos tipos de cáncer está en que las células de estos tumores se reproducen muy rápidamente y, por tanto, son muy radiosensibles.

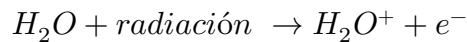
Los efectos biológicos dependen del tipo de partícula, de la energía de la radiación incidente, de la *transferencia lineal de energía* (LET), de la dosis y de la distribución temporal de la dosis al medio biológico. El principal blanco de las lesiones celulares provocadas por la radiación ionizante es la macromolécula de *ácido desoxirribonucleico* (ADN). Como de la integridad del ADN dependen el resto de las funciones celulares, producir lesiones en la macromolécula produce la muerte celular en un gran porcentaje de los casos.

La ruptura en la cadena de ADN puede producirse mediante acción directa e indirecta de la radiación incidente.

Acción indirecta

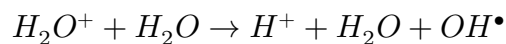
Los efectos indirectos más abundantes proceden por un proceso de radiólisis del agua, que genera productos realmente reactivos como radicales libres. [3]

Considerando que los sistemas biológicos son acuosos en su mayoría, la absorción de energía por las moléculas de H₂O puede producir moléculas de alta reactividad.



Un radical libre es una molécula que posee uno o más electrones no apareados, lo que le otorga la propiedad de poseer una gran reactividad química. Podrá sustraer electrones del medio y causar reacciones químicas en tiempos realmente pequeños.

La reacción anterior produce la siguiente en cadena:



El radical hidroxilo, OH^\bullet , es capaz de interactuar con las extremidades libres de las moléculas de ADN quebradas por la acción de la radiación incidente de manera directa impidiendo su reformation y produciendo así su muerte celular inminente.

Acción directa

Los principales efectos de las radiaciones ionizantes sobre las macromoléculas de ADN son las fracturas simples y dobles de la cadena genética [3].

Estas fracturas pueden desembocar en 3 circunstancias principales (figura 1-2):

1. Tras la ruptura de la cadena, esta vuelve a regenerarse del mismo modo en que se encontraba anteriormente y no es alterada.
2. Tras la ruptura de la cadena, a la molécula le es imposible regenerarse y reproducirse lo que conlleva a la muerte celular.
3. Tras la ruptura de la cadena, esta vuelve a regenerarse de una manera diferente a la que se encontraba en un inicio. A este proceso se le conoce como mutación genética y puede desencadenar en la muerte de la célula al igual que en el caso 2 o en una nueva molécula estable.

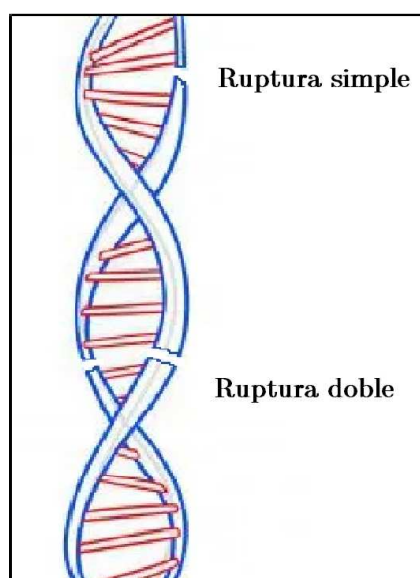


Figura 1-2: Esquemización del proceso directo de ruptura simple y doble de la macromolécula de ADN por exposición a radiación ionizante

La radiación afecta tanto a las células tumorales como a las células de tejidos sanos. La dosis administrada debe ser lo suficientemente alta como para controlar la actividad del tumor, pero suficientemente baja como para que el tejido sano alrededor del tumor se vea perjudicado. Una dosis normal acostumbra a ser de 4.44 Gy.

El *Kerma*, procedente del acrónimo inglés “*Kinetic energy released per unit mass*”, se define como el cociente de la suma de las energías cinéticas de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas de un material de masa dm por partículas ionizantes no cargadas (esencialmente fotones y neutrones), dE_{tr} , entre la propia masa dm . Representa la energía transferida por unidad de masa en un punto de un material [4].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.1)$$

Su unidad en el sistema internacional es el $\frac{J}{kg}$ o *Gy*.

La *tasa de Kerma*, \dot{K} , es por lo tanto el cociente de dK por dt , donde dK es el incremento de Kerma en el intervalo temporal dt . Su unidad en el sistema internacional es el Gy/s .

Cuando esta tasa de Kerma se mide tomando el aire como medio, la magnitud es la *Tasa de Kerma con Referencia en Aire*, TKRA. Es la magnitud recomendada por la *Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas* (ICRU) para caracterizar fuentes emisoras de radiación gamma.

El concepto de *Dosis* se define como el cociente de la energía impartida por radiación ionizante a un material de masa dm dividido entre dm . Al igual que el kerma su unidad en el sistema internacional es el $\frac{J}{kg}$ o *Gy*.

La dosis y el kerma son magnitudes similares, pero no idénticas. El kerma da cuenta únicamente de la energía impartida por las partículas cargadas ionizantes sobre un material, mientras que la dosis también tiene en cuenta las pérdidas de energía por radiación de frenado.

1.2 Anatomía

A lo largo de este trabajo se va a hablar acerca del tratamiento de tumores mediante braquiterapia de alta dosis y sobre la dosimetría in vivo para su posible control a tiempo real. Por lo tanto, es conveniente realizar una breve introducción sobre los cánceres con los que nos toparemos y su localización.

Cáncer de cérvix

Se origina en la zona de transición entre el epitelio columnar primario del endocérvix y el epitelio escamoso del exocérvix (figura 2-3). La mayor parte de los casos de cáncer de cérvix se debe a la presencia del virus del papiloma humano. La infección es una condición indispensable pero no determinante para el desarrollo de dicho tumor. De hecho, aproximadamente el 90% de las mujeres que padecen una infección de papiloma humano no desarrollan cáncer de cérvix. En la mayoría de los casos el sistema inmunológico consigue frenar el avance de la enfermedad [5].

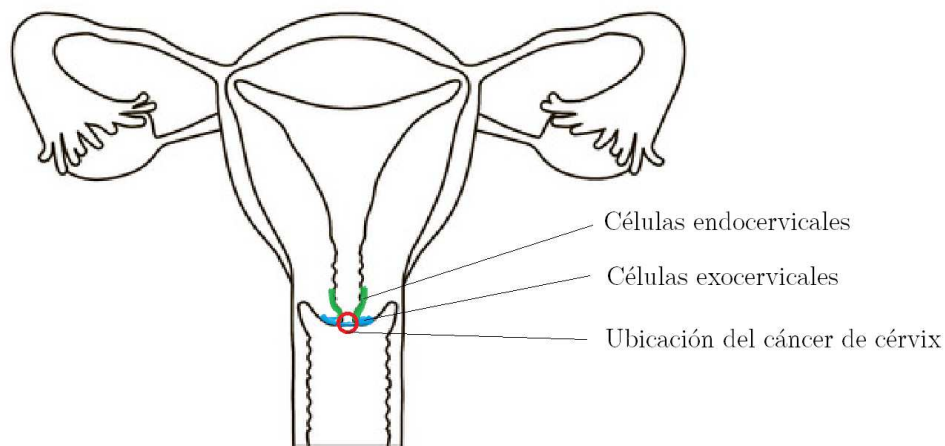


Figura 1-3: Localización del cáncer de cérvix

Cáncer de endometrio

Se trata del cáncer ginecológico más común, ocupando el cuarto lugar en frecuencia entre los padecidos por la población femenina tras el cáncer de mama, pulmón y colorrectal. Consta de una alta tasa de supervivencia debido a su manifestación en etapas tempranas, proporcionando una intervención rápida con una gran tasa de curación. Está localizado en el revestimiento de las paredes del útero (figura 2-4)[5].

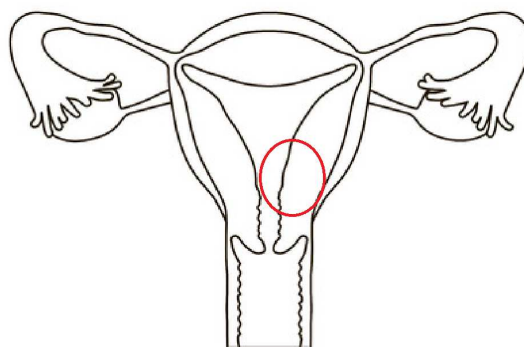


Figura 1-4: Localización de cáncer de endometrio

2 Braquiterapia y dosimetría in vivo.

La *braquiterapia* es un procedimiento radioterápico que consiste en la colocación temporal o permanente de fuentes radiactivas en zonas cercanas al tumor que se desee tratar. Estas fuentes radiactivas suelen tener formas sencillas, como semillas o pequeñas capsulas. Gracias a su pequeño tamaño y la manera en que se aproximan a la zona a tratar es un tratamiento realmente preciso que consigue irradiar a zonas muy específicas minimizando la exposición de tejido sano a las fuentes radiactivas. Suele ser un procedimiento habitual en cánceres de endometrio, cérvix, próstata, ojo y otras localizaciones [6].

Gracias al elevado gradiente de dosis que poseen las fuentes más utilizadas en los tratamientos de braquiterapia se pueden administrar grandes dosis al objetivo minimizando, como se ha comentado, la exposición de tejido sano a la radiación. Esto, que a priori es una enorme ventaja, es un arma de doble filo. Si el procedimiento se lleva a cabo sin ningún inconveniente el avance es realmente considerable en tratamientos radioterapéuticos. Sin embargo, del mismo modo está atado a posibles errores asociados a la colocación de las fuentes que pueden conducir a graves errores operativos durante el tratamiento.

Es por ello, que la comunidad de braquiterapia promueve la utilización de métodos de *dosimetría in vivo* (DIV) como solución a este problema. El objetivo puede resumirse en tres niveles: [7]

- Detectar grandes desviaciones en la dosis administrada respecto al tratamiento planificado anteriormente.
- Registrar las pequeñas desviaciones del plan de tratamiento.
- Determinar la dosis total administrada al paciente.

Para ello, la DIV debe proporcionar a los profesionales sanitarios medidas a tiempo real de la progresión del tratamiento y permitir una intervención rápida en caso de ser necesario. De manera usual se cuenta con una serie de detectores colocados en zonas lo más cercanas a la zona a radiar posible.

Uno de los detectores más utilizados son dosímetros de diodo de silicio.

2.1 Dosímetro de diodo de silicio

Este tipo de dosímetros son una aplicación práctica de los diodos de unión P-N [8].

Un diodo P-N básicamente está formado por la unión de dos semiconductores, silicio en nuestro caso, dopados respectivamente con elementos de menos o más electrones de valencia. Recordamos que el silicio tiene la siguiente configuración electrónica: Si: [Ne] 3s² 3p²

En el caso de un semiconductor de tipo P se sustituyen átomos del material intrínseco por otros con menos electrones de valencia generando, de ese modo, una menor concentración de electrones o, lo que es lo mismo, una mayor densidad de carga positiva o huecos (como se les conoce en electrónica). Cuando el material intrínseco que estamos tratando es el silicio, el cual posee 4 electrones de valencia como vemos en su configuración electrónica, el agente dopante suele ser el boro, con 3 electrones de valencia.

Análogamente, en el caso de un semiconductor de tipo N lo que se busca es precisamente lo contrario. Partiendo de una base de silicio, tratamos de dopar el semiconductor con impurezas que contengan más electrones de valencia de modo que el conjunto contenga un exceso de electrones. El material más común para generar esta estructura es el fósforo, poseedor de 5 electrones de valencia.

Al realizar la unión de ambos semiconductores dopados se produce un fenómeno de difusión de electrones y huecos desde las zonas más pobladas a las menos pobladas. Esto propicia la aparición de una zona situada en las inmediaciones de la unión despoblada de portadores (despoblada de electrones y huecos). Esta es la denominada *zona de carga espacial* (ZCE) de una unión P-N.

Los electrones están representados por pequeños círculos de color verde, mientras que los huecos son los círculos blancos. En la ZCE los electrones y los huecos cercanos a la unión se han recombinado, propiciando la aparición de un campo eléctrico local.

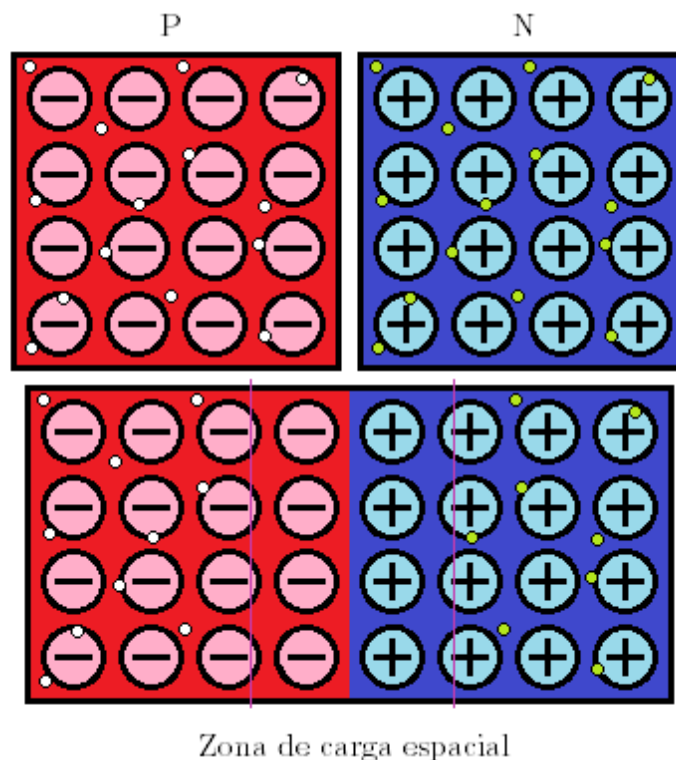


Figura 2-1: Esquemización de la estructura de un diodo P-N

El funcionamiento de un dosímetro de diodo de silicio es el siguiente. La radiación que alcanza el diodo genera pares electrón-hueco por todo el diodo. Generalmente estos portadores minoritarios (electrones en el lado P y huecos en el lado N) se recombinarán y no contribuirán a la corriente neta final.

Sin embargo, los portadores minoritarios que se generen en la ZCE serán arrastrados hasta la zona P o N, siempre que la ZCE sea lo suficientemente corta o la longitud de difusión suficientemente larga (longitud típica que puede recorrer un portador antes de recombinarse), contribuyendo a la corriente final detectada con un electrómetro¹.

¹ El material específico y protocolo se explicará más adelante. En este apartado solo se pretende comentar el funcionamiento general de un diodo en presencia de radiación.

3 Hipótesis y objetivos.

A lo largo del trabajo restante trataremos de verificar la siguiente hipótesis:

“La dosimetría in vivo predice la dosis administrada en los tratamientos dentro de la incertidumbre típica de la braquiterapia”

Sabemos que la DIV es una metodología utilizada en la actualidad como detector de grandes desviaciones en la dosis en tratamientos radiológicos tanto en braquiterapia como otras disciplinas. Sin embargo, la hipótesis va un poco más allá y se tratará de determinar si la DIV no solo sirve para detectar grandes desviaciones, sino que se trata de un método fiable de medida de la dosis administrada.

Como objetivo principal se planteará:

- **Determinar si un sistema de dosimetría in vivo es capaz de predecir la dosis en braquiterapia.**

También se plantean una serie de objetivos secundarios lo cuales darán mayor certeza a la hora de determinar si la hipótesis es cierta. Estos serán los siguientes:

1. Comprobar la constancia del factor de calibración de un sistema de DIV.

En este objetivo trataremos de verificar si un sistema de dosimetría in vivo, que utiliza diodos de silicio como detector de dosis, varía significativamente los resultados que proporciona al variar las magnitudes que intervienen dentro del entorno de los tratamientos de braquiterapia como la temperatura, la tasa de kerma o el tiempo de uso.

2. Verificar la dosis en pacientes simulados mediante fantomas.

Utilizaremos fantomas o maniqués estándares que reproduzcan las condiciones del cuerpo humano para comparar la dosis registrada por métodos de dosimetría in vivo con los resultados teóricos que predicen las unidades especializadas de braquiterapia.

3. Estudiar resultados clínicos de pacientes reales.

Haremos uso de datos anonimizados de pacientes reales y procederemos a la comprobación y verificación de los resultados obtenidos por dosimetría in vivo y los compararemos con las predicciones teóricas.

4 Material y metodología.

4.1 Control de calidad del equipo. QA

La puesta en marcha y el control de calidad del equipo de braquiterapia es una de las verificaciones diarias y necesarias que se ha de realizar antes de llevar a cabo cualquier tipo de tratamiento o calibrado. La motivación de realizar estas comprobaciones del equipo reside en minimizar los posibles fallos mecánicos del sistema, como el posicionamiento de la fuente o las posibles obstrucciones de los canales que se vayan a utilizar. A continuación, detallaremos en mayor medida el nuevo material que será necesario para un correcto control de calidad.

Cámara de circuito cerrado.

Se trata de un sistema compuesto por dos partes. Una superficie metálica reglada con un orificio con el diámetro preciso para que pueda pasar la fuente y una cámara colocada ortogonalmente a la regla para poder observar a tiempo real la posición de parada de la fuente.



Figura 4-1: Cámara de circuito cerrado

Unidad de HDR y fuente radiactiva.

La unidad de braquiterapia de alta dosis utilizada es la unidad SagiNova de Eckert&Ziegler. Se trata de un modelo que puede trabajar con fuentes de cobalto y de iridio. En el caso del hospital clínico universitario de Valladolid, la fuente con la que se trabaja es de Ir-192.

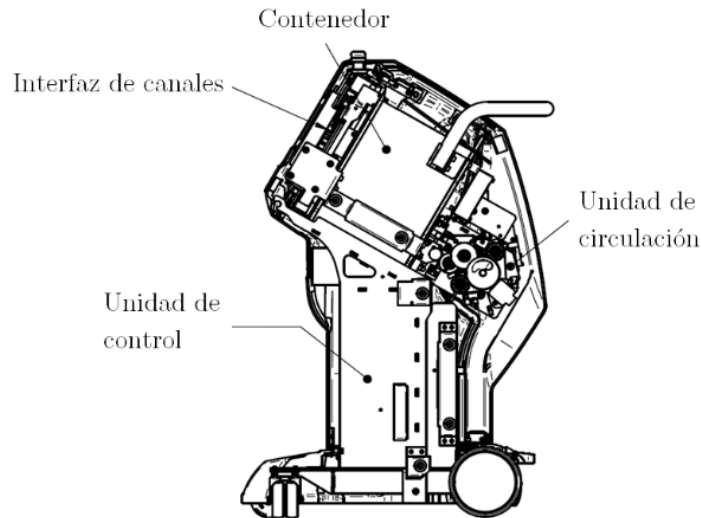


Figura 4-2: Representación de un corte longitudinal de la unidad de HDR SagiNova

Las unidades usadas en braquiterapia pueden clasificarse atendiendo al valor de la tasa de dosis absorbida que llega al punto o isodosis de prescripción, directamente relacionada con la actividad de la fuente que poseen [9].

Diferenciamos, por lo tanto:

- Implantes LDR (*Low Dose Rate*) o de baja tasa de dosis, aquellas que proporcionan una tasa de dosis entre 0.4 y 2 Gy por hora.
- Implantes HDR (*High Dose Rate*) o de alta tasa de dosis, para valores de tasa de dosis mayores a 0.2 Gy por minuto, 12 Gy por hora.

Tiene una interfaz de 25 canales por donde podrá salir la fuente, guiada mediante tubos de transporte, hasta llegar al aplicador. Gracias a la figura 5-2², podemos

² Esta imagen ha sido cedida por la directora de Eckert&Ziegler en España, Aurora Gutiérrez.

observar la disposición de los componentes, cosa que no podríamos observar en alguna imagen al uso.

La fuente se encuentra en reposo en el contenedor plomado del interior, donde la radiación queda confinada evitando que se expanda por el quirófano y que el entorno sea un lugar seguro de trabajo prolongado. La unidad de circulación que propulsa y coloca la dosis con una precisión absoluta se encuentra en la parte posterior de la unidad. Por último, la unidad de HDR SagiNova consta de un sistema integrado de DIV en la unidad de control. Esto permite la monitorización y captura de datos a tiempo real en la misma interfaz en la que se procede al tratamiento. Del mismo modo, la aplicación de control de la unidad advierte de las discrepancias, si las hubiera, entre la dosis registrada en la DIV y la programada. [10]

En lo que se refiere a la fuente de Ir-192, se trata de una fuente cilíndrica de 3.5mm de longitud encapsulada en una carcasa de acero de 1mm de diámetro. La referencia de la utilizada en este trabajo es IR2.A85-2. Esta fuente tiene un elevado gradiente de dosis (fuertes caídas de dosis), por lo que es realmente adecuado su uso para tratamientos en braquiterapia, donde las distancias al tumor son muy pequeñas. Como todas las fuentes radiactivas, su actividad disminuye con el tiempo de forma exponencial.

La vida útil de estas fuentes termina cuando su tasa de kerma en referencia de aire, o TKRA, es menor a 15 Gy/h pues el tiempo de exposición para conseguir obtener los valores de dosis prescritos aumentarían demasiado (superior a 30 minutos). La actividad máxima con la que cuentan estas fuentes es aproximadamente de 40 Gy/h [11].

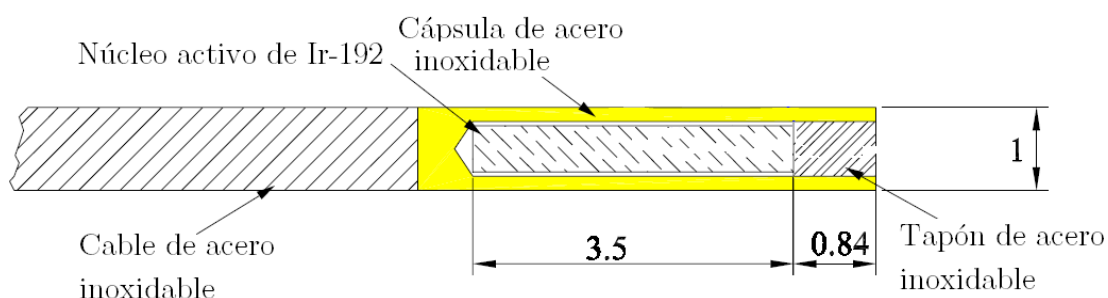


Figura 4-3: Corte longitudinal del encapsulado de la fuente de Ir-192 y su guía con acotaciones en mm

Estas fuentes de Ir-192 tienen un tiempo de vida medio de $T_{1/2} = 73.83$ días y una densidad de $\rho = 22.42 \text{ g/cm}^3$. El decaimiento de esta fuente es principalmente por emisión beta β^- (95.24 %) a Platino-192 y por captura electrónica (4.76 %) a Osmio-192. Finalmente, ambos isótopos hijos decaen a sus estados fundamentales por emisión de radiación gamma [12].

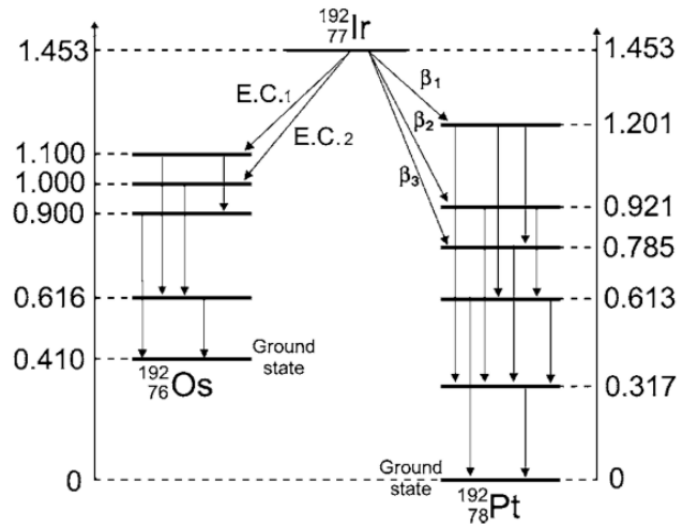


Figura 4-4: Decaimiento radiactivo del Ir-192 [13]

QAssist

Se trata del Software que incluye la unidad de HDR SagiNova para la realización del control de calidad. Es una herramienta que automatiza los protocolos de cada centro, en lo que al control de calidad de su equipo se refiere, y brinda una garantía de éxito en la realización de dichos protocolos. [10]

Realización del control de calidad del equipo.

Comenzaremos realizando el montaje. En el control de calidad diario de la unidad de braquiterapia de alta tasa de Ir-192 SagiNova, se conecta la cámara de circuito cerrado mediante un cable de red al ordenador de la sala de control del quirófano en que se vaya a realizar el control de calidad. Mediante un tubo de transferencia LAF-1000, conectaremos la cámara de circuito cerrado al canal 5 de la SagiNova. (Canal determinado por defecto para la realización del control de calidad).

Activamos el protocolo establecido en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid mediante el software de control QAssist.

El protocolo consta de varios pasos:

- Interlocks o bloqueos de seguridad.

Es un control del funcionamiento de la unidad HDR en relación con la seguridad de la propia sala de intervención. Se comprueban los botones de parada de emergencia, apertura y cierre de seguridad de la sala y las alarmas de emergencia simulando falsos errores del sistema.

- Sistema de accionamiento.

La propia unidad SagiNova consta de una fuente simulada en su interior. Se trata de un cilindro metálico de las mismas dimensiones y características que la fuente de Iridio, pero fabricada en material no radiactivo. A esta fuente falsa se la conoce como Dummy y su función principal es determinar si el sistema presenta alguna obstrucción al paso de la fuente real. También comprueba que la longitud total del implante coincida con la planificada.

En el procedimiento de control del sistema de accionamiento se hace pasar la Dummy por el sistema y se comprueba que no presenta obstáculo ni a la salida del canal ni en el tubo de transferencia.

Comentar que este procedimiento se realiza siempre que vaya a usarse la fuente de Iridio, incluyendo los tratamientos reales. Es un sistema de prevención que asegura que la fuente radiactiva no vaya a quedarse obstruida en algún punto a la entrada o salida generando una sobredosis de radiación perjudicial.

- Posicionamiento óptico.

En este punto del control de calidad haremos uso de la cámara de vídeo a tiempo real. Se programará un tratamiento en el que la fuente deberá detenerse a 10, 15 y 20mm del final del circuito cerrado, simulando un aplicador real.

A través de la cámara de vídeo, tomaremos imágenes de las paradas y podremos corregir manualmente la posición de la fuente en la superficie reglada si observásemos alguna desviación. No podremos dar por concluido el control de calidad hasta que el posicionamiento de la fuente sea el requerido sin necesidad de modificaciones manuales.

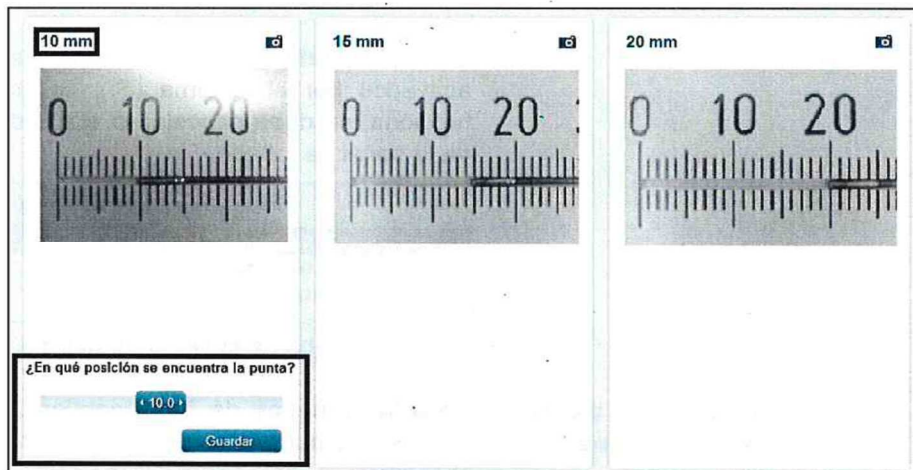


Figura 4-5: Resultados de la prueba de posicionamiento óptico

4.2 Calibración de los diodos.

Al utilizar diodos para medir dosis en ciertos puntos, en realidad se está midiendo una corriente eléctrica producida por la recolección de los pares electrón-hueco formados en el interior de los diodos por fenómenos procedentes de la interacción de la radiación con la materia. El objetivo de realizar una calibración es, por lo tanto, saber relacionar la corriente registrada de los diodos con una dosis de radiación.

A continuación, se expondrá el material utilizado para el calibrado y más adelante se plantará la metodología.

Fantoma de Krieger

Realizar medidas de dosis en aire a distancias de unos pocos centímetros, donde las tasas de dosis serían lo suficientemente altas como para registrar unos valores considerables debido al gran gradiente de dosis que posee la fuente de Iridio, tiene asociada una inexactitud por diversas causas.

La más notable es la imprecisión accidental y difícilmente evitable de las posiciones de la fuente y los diodos. Esta imprecisión implica unas grandes fluctuaciones en la ubicación efectiva del punto de medición y de los valores medidos, incluso realizando varias medidas en la misma cámara de ionización, con los mismos

diodos, aplicadores y geometrías. Este error se minimiza aumentando la distancia de medida, siendo aceptable a distancias de al menos 1 metro [14].

Por ello, la utilización de maniqués o fantasmas sólidos fabricados con materiales equivalentes al agua que permitan verificar la tasa de dosis de forma geoméricamente exacta y reproducible es una gran solución.

El fantoma de Krieger se trata de un cilindro de plexiglás o *polimetilmetacrilato* (PMMA) con la estructura y dimensiones descritas en la figura 4-6.

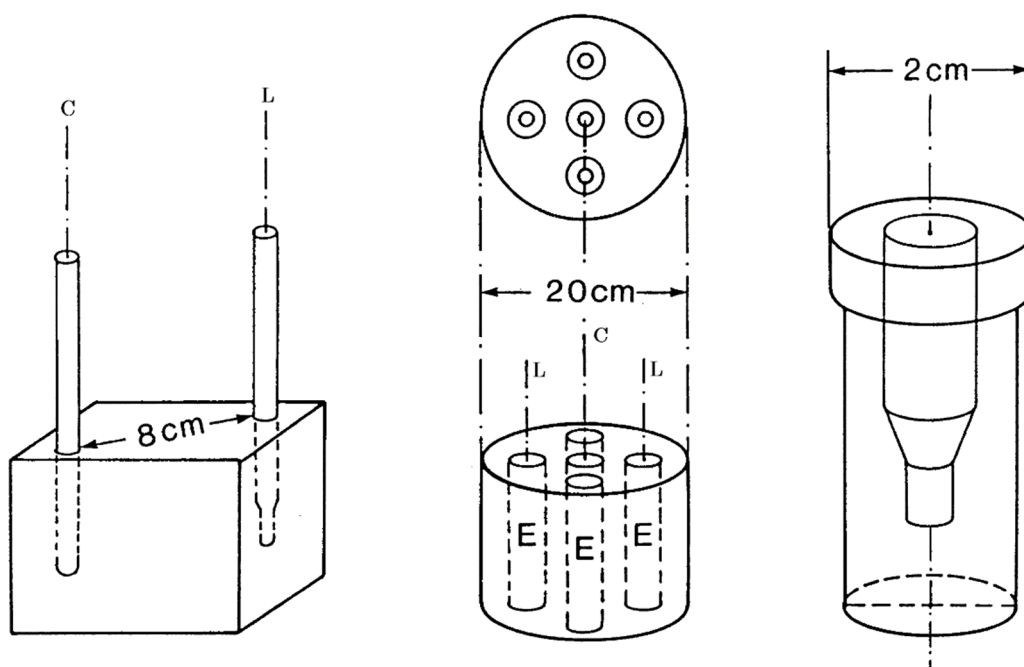


Figura 4-6: Fantoma de Krieger

La separación entre las guías central (C) y lateral (L) es de 8 cm. Contar con una separación regulada es de gran ayuda ya que a la hora de la calibración la distancia entre el diodo y la fuente es un dato que debemos tener con gran precisión.

Consta de una estructura cilíndrica central de 20 cm de diámetro con 4 oquedades donde poder introducir unos aplicadores del mismo material con los que podremos colocar las sondas de diodos y el aplicador uterino recto por donde accederá la fuente.

Diodos rectales y vesical.

En métodos de DIV en braquiterapia ginecológica se utilizan dos tipos de sondas con diodos de silicio para medir la dosis administrada. Una serie de 5 diodos se introducen por vía rectal y un único diodo se introduce por la uretra hasta la vejiga. Contamos, por lo tanto, con 6 diodos para medir la dosis administrada de dimensiones descritas en la figura 4-7 [15].

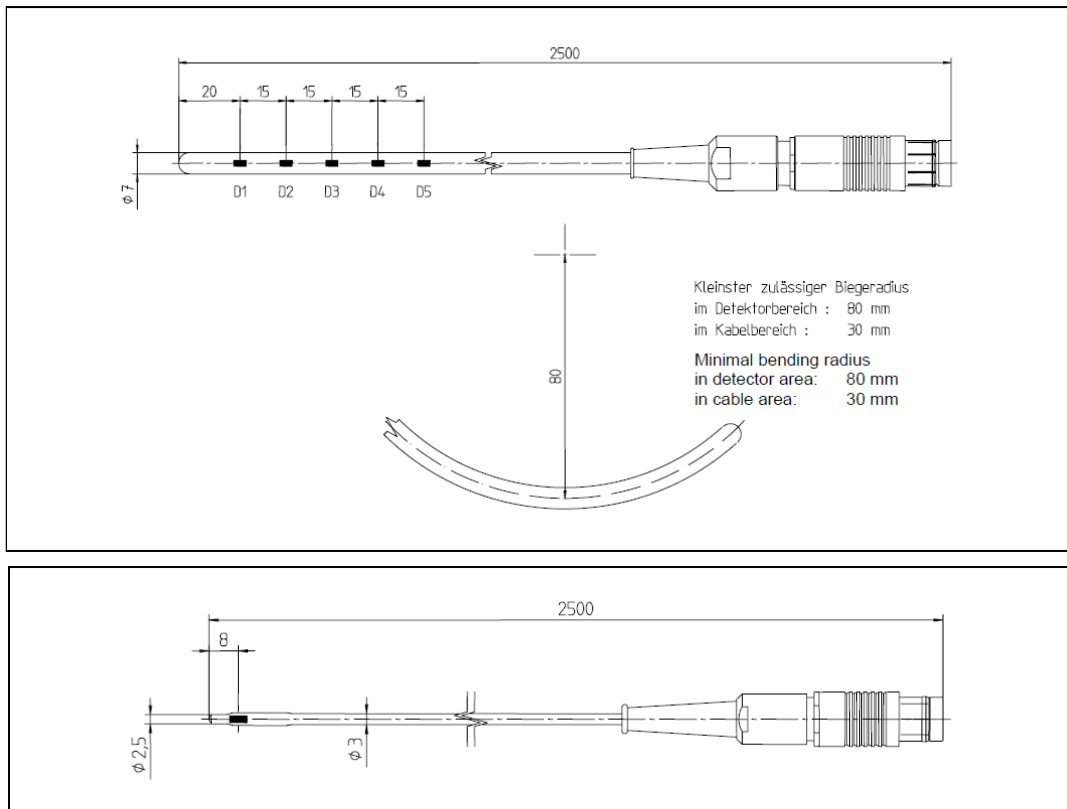


Figura 4-7: Arriba: esquematización de la estructura de la sonda de diodos rectales con medidas acotadas en mm. Abajo: esquematización de la sonda con diodo vesical acotado en mm

Electrómetro

Para la toma de medidas de corriente procedente de los diodos se utilizó un electrómetro PTW Vivodos. Se trata de un electrómetro de 12 canales de alta precisión en la medida, con un error de $\pm 0.5\%$ según el fabricante [16].

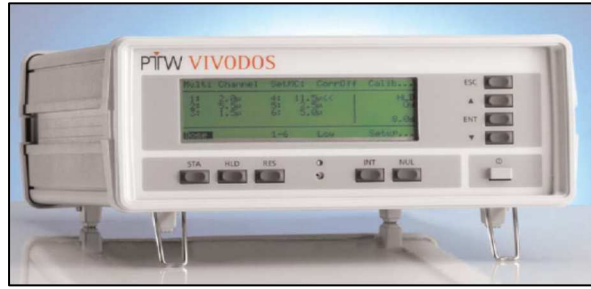


Figura 4-8: Electrómetro PTW Vivodos

Para poder medir la corriente generada por la radiación en un diodo se requieren de métodos de gran precisión. El método actual utilizado por dichos electrómetros consiste en lo siguiente: [17]

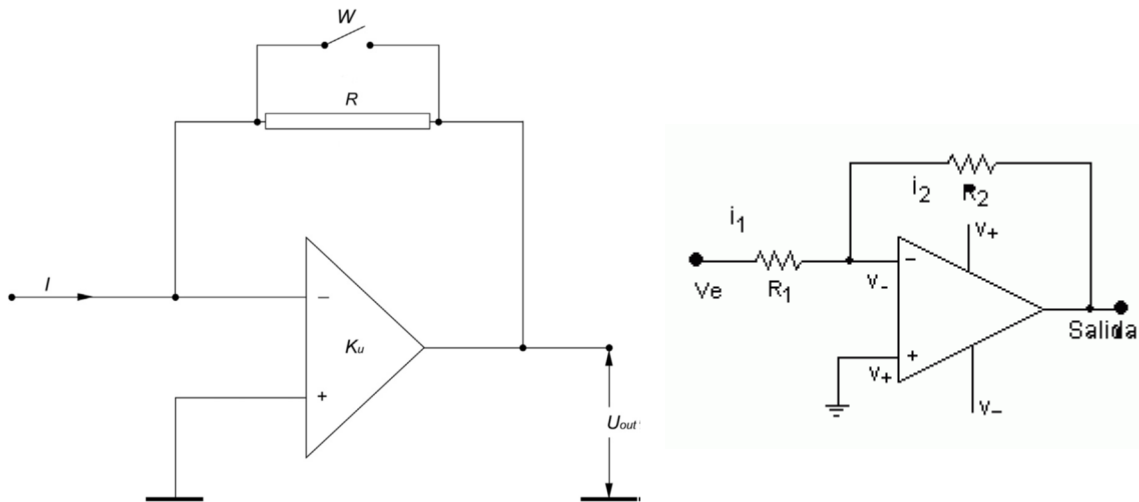


Figura 4-9: Esquematación de un electrómetro

La corriente de entrada I generada en los diodos fluye a través de la resistencia de retroalimentación R . Como las corrientes registradas son tan pequeñas, se acopla un amplificador operacional inversor. En este tipo de amplificadores, la impedancia de entrada entre los terminales $+$ y $-$ es tan elevada que se supone prácticamente infinita. Por lo que podemos suponer $i_1 = i_2 = I$. De este modo, el potencial de salida U_{out} es una medida de la corriente de entrada en el sistema:

$$U_{out} = -IR \tag{4.1}$$

El propio electrómetro Vivodos contiene los resultados de la calibración más próxima y ofrece los resultados en pantalla directamente en dosis, en Gy. Para poder calcular la dosis final que ha recogido el sistema de diodos, el multímetro Vivodos realiza el cálculo multiplicando el valor de tasa de dosis registrada durante pequeños intervalos temporales obteniendo de ese modo un diferencial de dosis.

Iterando el cálculo a lo largo de todo el procedimiento obtenemos el valor de dosis administrada. Las corrientes registradas son del orden de magnitud del nanoamperio (nA)

Aplicador uterino recto

Un aplicador es un dispositivo que se introduce en el interior del paciente y ayuda a guiar la fuente hacia el punto en que debe administrarse el tratamiento.

Existen muchos tipos de aplicadores dependiendo del tratamiento que deba realizarse: aplicador Fletcher, aplicador cilíndrico, aplicador en anillo... en el caso que nos atañe, en la calibración de diodos, se utilizó el aplicador uterino recto, el cual se encuentra en el interior del aplicador cilíndrico en tratamientos de cánceres uterinos como el de endometrio o cérvix.

La referencia del aplicador uterino utilizado es LAR01-01, al cual podemos observar en la figura 4-10.



Figura 4-10: Aplicador uterino recto colocado en el compartimento central del fantoma de Krieger

Para la calibración de los diodos, el sistema debe estar sustentado en el aire, para evitar radiación residual procedente de reflexiones en una posible superficie de apoyo. Por ello, el propio fantoma contiene un adaptador de trípode en la parte posterior. El utilizado en este caso es el modelo Concept One 625 de Cullmann® (figura 4-10).

Procedimiento de calibración

A la hora de calibrar los diodos, debemos saber que cada uno manejará un factor de calibración individual. Como el electrómetro Vivodos con el que estamos trabajando tiene la posibilidad de albergar hasta 12 canales, podremos tomar las medidas de corriente de los 6 diodos al mismo tiempo de manera que en un solo ensayo, podremos calibrarlos todos.

En este sentido, la utilización de un fantoma como el de Krieger, que posee unas dimensiones estandarizadas y de gran precisión, facilita enormemente la calibración. Realizando un ajuste lineal de la dosis absorbida en función de la corriente detectada podemos determinar el factor de calibración de cada diodo [18]:

$$\dot{D}(\vec{r}_j) = N_j \cdot I_{net} \rightarrow N_j = \frac{\dot{D}(\vec{r}_j)}{I_{net}} \quad (4.2)$$

donde $\dot{D}(\vec{r}_j)$ es la tasa de dosis absorbida teórica en el punto de medida del diodo (mGy/h), I_{net} es la corriente medida por el electrómetro en nA y N_j es el factor de calibración ($mGy/s \cdot nA$). La j es un marcador con el que etiquetamos a cada uno de los diodos, $j \in (1,6)$.

Analizando con más detalle el término $\dot{D}(\vec{r}_j)$, podemos intuir que variará en el tiempo y con el medio en el que se encuentre la fuente. Una de las magnitudes que más se utilizan en medicina nuclear, y particularmente en braquiterapia, es la *tasa de kerma de referencia en aire* (TKRA).

Ahora bien, $\dot{D}(\vec{r}_j)$ lo podemos relacionar con la tasa de kerma registrada en un tiempo específico de la siguiente manera:

$$\dot{D}(\vec{r}_j) = \dot{K}(t) \cdot C_j = \dot{K}(t) \cdot \frac{d_1^2}{d_j^2} C_0^{nuc} \quad (4.3)$$

$\frac{d_1^2}{d_j^2}$ se trata de un factor de corrección adimensional que debemos incluir debido a la diferencia de distancia a la fuente de los distintos diodos. Es un tratamiento que debemos realizar por el hecho de calibrar todos los diodos a la vez. Aplicando la propiedad de que la dosis disminuye inversamente proporcional al cuadrado de la distancia y tomando como referencia la posición del primer diodo como se observa en la figura 4-10.

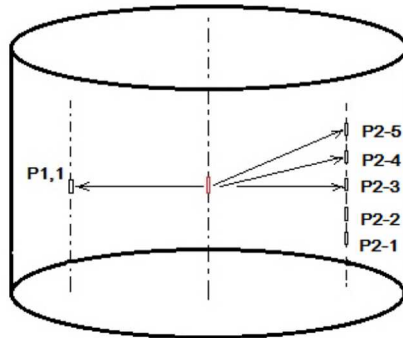


Figura 4-11: Disposición de los diodos dentro del fantoma de Krieger durante el calibrado

Al estar realizando la calibración con el fantoma de Krieger y con unas sondas industriales, donde las distancias son conocidas y de gran exactitud, podemos construir la siguiente tabla donde las distancias están expresadas en cm:

Tabla 4-I: Determinación de la distancia de cada diodo a la fuente dentro del fantoma de Krieger

Diodo	Coordenadas	d^2_j	d^2_j/d^2_1
P1-1	(-8, 0, 0)	64,00	1,00
P2-1	(8, 0, -3)	73,00	0,88
P2-2	(8, 0, -1.5)	66,25	0,97
P2-3	(8, 0, 0)	64,00	1,00
P2-4	(8, 0, 1.5)	66,25	0,97
P2-5	(8, 0, 3)	73,00	0,88

El término C_0^{nuc} se incluye para realizar una conversión entre la TKRA (medida de la fuente de Iridio) y la dosis que se administrará en el fantoma (diseñado con PMMA). Para una fuente de Ir-192, el factor $C_0^{nuc} \approx 141.8$.

4.3 Dosimetría clínica

La dosimetría clínica consiste en un conjunto de procedimientos para la planificación de los tratamientos. La realización de la dosimetría clínica aporta los datos necesarios para administrar la dosis prescrita en lugares precisos.

En la práctica, este procedimiento está completamente informatizado, evitando de esta forma posibles errores de cálculo. Sin embargo, en este apartado desarrollaremos los protocolos y software que se utiliza desde un punto de vista físico.

Protocolo TG-43

Existen diversas maneras de obtener la distribución de dosis irradiada por la fuente en agua de manera teórica. En este trabajo utilizaremos el método TG-43, que es el protocolo recomendado por la AAPM (American Association of Physicist in Medicine), el cual tiene en cuenta la función radial de dosis, la función de anisotropía y el factor geométrico de la propia fuente. [19]

La distribución de la dosis en el protocolo TG-43 por lo tanto puede escribirse del siguiente modo: [20]

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \left[\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right] \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (4.4)$$

siendo $G(r, \theta)$ el factor geométrico, $g(r)$ la función radial y $F(r, \theta)$ la función de anisotropía que analizaremos a continuación, además de los otros factores que intervienen en la distribución de dosis.

Se ha determinado como punto de referencia para el proceso de cálculo el punto $P(r_0, \theta_0)$ situado a 1cm de la bisectriz transversal de la fuente, es decir, tomando $r_0 = 1\text{cm}$ y $\theta_0 = \frac{\pi}{2}$ como vemos en la figura 4-12.

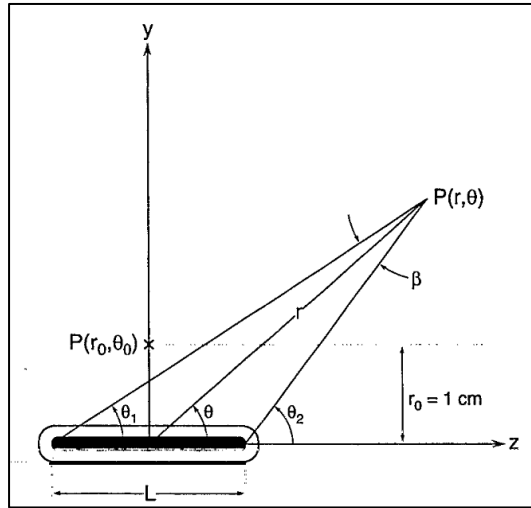


Figura 4-12: Geometría asumida en el cálculo de la distribución de dosis mediante el protocolo TG-43

S_k es una magnitud conocida como la intensidad de kerma en aire. Se define como la TKRA a la distancia de calibración, $d = 1\text{m}$, medida a lo largo de la bisectriz transversal a la fuente multiplicada por el cuadrado de dicha distancia de calibración. [4]

$$S_k = \dot{K}(d) \cdot d^2 \quad (4.5)$$

Sus unidades son $\frac{\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{s}}$.

Λ se define como la tasa de dosis absorbida en agua en el punto de referencia, $P(r_0, \theta_0)$, por unidad de S_k .

La constante Λ se trata de una magnitud absoluta que solo depende de la fuente. Es la constante que aporta la conversión entre las medidas en aire a las medidas en agua. Matemáticamente puede describirse del siguiente modo:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (4.6)$$

Sus unidades son m^{-2} .

El factor geométrico, $\mathbf{G}(\mathbf{r}, \boldsymbol{\theta})$, explica la variación de la dosis debido únicamente a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente, ignorando los efectos de dispersión y absorción que se tendrán en cuenta en los otros términos. Podemos expresar esta variación como vemos en la ecuación (4.6):

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V [\rho(r')/|r' - r|^2] dV'}{\int_V \rho(r') dV'} \quad (4.7)$$

$\rho(r')$ representa una densidad de radiactividad en el punto (x', y', z') del interior de la fuente, es decir, la cantidad de desintegraciones por unidad de volumen con unidades de $\frac{Bq}{cm^3}$ y V es el volumen total de la fuente. dV' es un elemento diferencial de volumen situado en la fuente en el punto r' . Para resolver la integral anterior, podemos realizar dos aproximaciones. Consideraremos una fuente puntual (resultado válido para puntos alejados de la fuente) o una fuente lineal (válida para puntos cercanos a la fuente) obteniendo las siguientes expresiones analíticas³:

$$G(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad \text{para una fuente puntual}$$

$$G(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{L r \sin \theta} & \text{si } \theta \neq 0^\circ \\ \frac{1}{r^2 - \left(\frac{L}{2}\right)^2} & \text{si } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad \text{para una fuente lineal} \quad (4.8)$$

Por lo tanto, $G(r, \theta)$ representa la distribución espacial de dosis debida únicamente a la distribución espacial de la radiactividad e ignora por completo los efectos de absorción y dispersión en la fuente o en el medio que rodea a la fuente.

³ Las magnitudes de la siguiente ecuación corresponden a las representadas en la figura 4-11

Tabla 4-II: Recopilación de los valores de $G(r, \theta) \cdot r^2$ obtenidos con la ecuación (4.7) para una fuente lineal de 3 mm de longitud

θ (deg)	r=0.5 cm	r=1.0 cm	r=2.0 cm	r=5.0 cm
0	1.099	1.023	1.006	1.001
10	1.094	1.022	1.006	1.001
20	1.081	1.019	1.005	1.001
30	1.062	1.015	1.004	1.001
40	1.039	1.010	1.002	1.001
50	1.018	1.005	1.001	1.000
60	0.9160	0.9999	1.000	1.000
90	0.9715	0.9926	0.9980	1.000

Al representar los valores multiplicados por r^2 , obtenemos una estimación sobre la distribución de la dosis intuitiva. Cuanto más se aproximen a la unidad, la aproximación de fuente puntual cobrará mayor peso y podremos suponer distribución esférica de isodosis.

En la expresión final de distribución de dosis solo tiene sentido expresar el factor geométrico tomando un punto como referencia. Usaremos el punto $P(r_0, \theta_0)$ de la figura 4-12 y $\left[\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)}\right]$ será la expresión relevante que dará cuenta de la distribución geométrica de dosis siendo una magnitud adimensional.

$g(r)$ es la función radial de dosis. Da cuenta de los efectos de absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente. Está definida en la ecuación (4.9):

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \frac{\pi}{2})G(r_0, \frac{\pi}{2})}{\dot{D}(r_0, \frac{\pi}{2})G(r, \frac{\pi}{2})} \quad (4.9)$$

es una magnitud adimensional.

Se ha considerado el ángulo $\theta = \frac{\pi}{2}$ referente a la figura 4-11. Se deberá sustituir el factor geométrico en la aproximación lineal o puntual dependiendo de la situación que se tenga a la hora de calcular.

$F(r, \theta)$ es la función de anisotropía. Esencialmente tiene en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente fruto de la autoabsorción, atenuación y dispersión de fotones en el medio circundante.

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \frac{\pi}{2})}{\dot{D}(r, \frac{\pi}{2})G(r, \theta)} \quad (4.10)$$

es una magnitud adimensional.

Finalmente, si representamos la contribución a la distribución de dosis de la fuente de Iridio-192 de cada uno de los términos mencionados anteriormente obtenemos la distribución de isodosis representada en la figura 4-13.

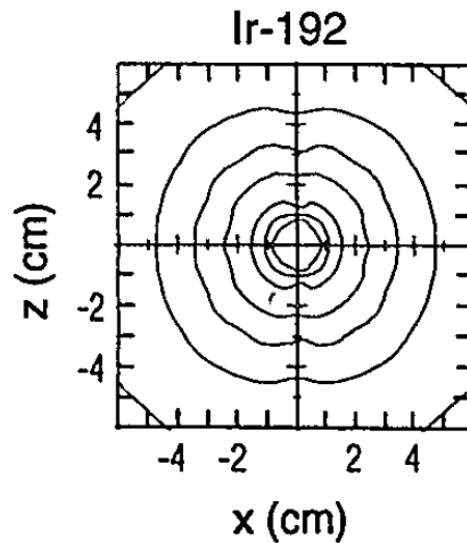


Figura 4-13: Curvas de isodosis de una fuente de Ir-192

Tomografía axial computarizada. TAC.

Esencialmente la tomografía computarizada consta de un emisor de rayos X y un detector. El tubo de rayos X emite un haz de radiación electromagnética colimado que incide sobre la zona que se desea estudiar, lo atraviesa y la radiación resultante se recibe y almacena en el detector (que se encuentran en puntos diametralmente opuestos). El haz emergente del paciente presentará atenuaciones debido a la interacción de la radiación incidente con la materia radiada, lo cual permitirá reconstruir computacionalmente la estructura por la que la radiación ha pasado [21].

El sistema formado por el tubo de rayos X y el detector realiza un movimiento circular, obteniendo una imagen bidimensional del objeto radiado, un corte axial. En una TAC convencional se obtienen secuencialmente una serie de imágenes equiespaciadas, donde el sistema se detiene unos segundos permitiendo el avance controlado de la camilla. Es decir, obtenemos cortes axiales equiespaciados del

paciente y podemos determinar la distancia de separación entre los cortes controlando el avance preciso de la camilla como vemos la figura 4-14.

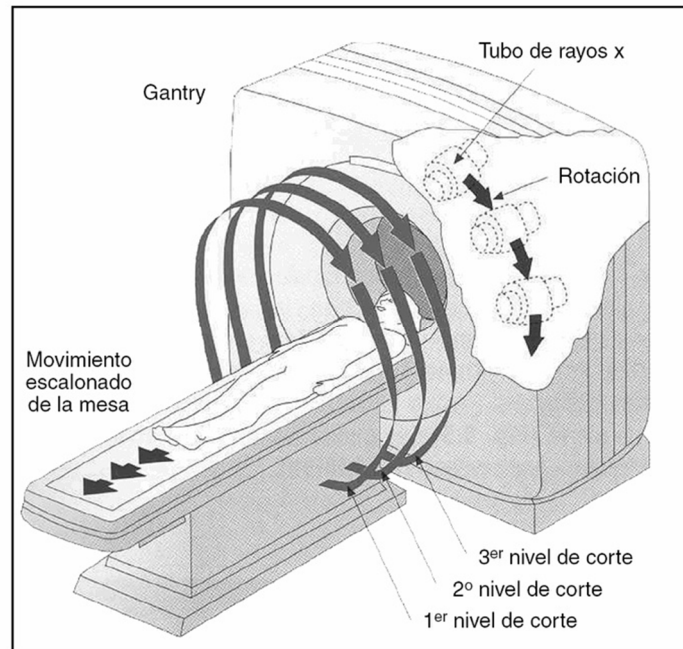


Figura 4-14: Esquematización de una tomografía axial computarizada

Supongamos un haz incidente de rayos X incidente sobre un medio homogéneo. La radiación que traspasa el medio se verá atenuada como ya hemos comentado. Esta atenuación dependerá del grosor y densidad del material atenuante además de la energía de los fotones de la radiación incidente [22]

Densidad del tejido irradiado: Cuanto mayor sea la densidad del tejido, mayor será la absorción de radiación por dicho medio o, lo que es lo mismo, menor cantidad de radiación será detectada en el blanco.

- **Grosor del material:** Cuanto mayor sea el grosor, más superficie deberá atravesar la radiación y, por lo tanto, mayor absorción presentará.
- **Kilovoltaje:** Es la diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo del tubo de rayos X, la cual es modificable desde los ajustes del propio escáner y generará radiación de la energía deseada. Cuanto mayor sea la energía de la radiación incidente, mayor será la penetración en el material lo que implica una absorción menor.

Cuando haya una superficie del detector que no ha sido alcanzada por los rayos X incidentes significará que en esa trayectoria existe una superficie radio-opaca, lo que dará lugar a las superficies claras de la imagen final.

Del mismo modo, cuando una zona del detector reciba una dosis similar a la incidente significará que hay una zona radio-transparente en la trayectoria, lo que da lugar a las zonas oscuras de la imagen final.

Podemos catalogar, de este modo, los diferentes medios observables en una TAC en el cuerpo humano dependiendo del grado de opacidad:

- GASES: Son los medios que presentan menos absorción. Puede ser el propio aire o gases producto del metabolismo. Apenas atenúan la radiación en su trayectoria produciendo una zona negra en la imagen.
- TEJIDOS BLANDOS: Este grupo los formas principalmente el agua, las proteínas y las grasas. Su tonalidad en la imagen final será principalmente función del espesor de material que deba atravesar la radiación. Cuanto más espesor, más blanquecino aparecerá.
- TEJIDOS DUROS: Está compuesto principalmente por cartílagos y huesos. Son las estructuras que mayor absorción presentan, formando las estructuras notablemente más claras en la imagen final.



Figura 4-15: Tomógrafo Aquilion LB Toshiba-Canon

El modelo de escáner utilizado es el Aquilion LB de Toshiba-Canon (figura 4-15) [23]. Se trata de un tomógrafo helicoidal generador de 16 cortes por vuelta en 0.5 segundos utilizando un sistema de detección multicorte seleccionable de espesor de corte. Consta con una apertura de 72 cm, una camilla móvil de dimensiones

218,7 cm x 47 cm que habilita la posibilidad de realizar cortes cada 0.5, 1.0, 2, 3, 4, 6, 8 mm [24].

Fantoma de agua

Además del fantoma de Krieger, utilizado para la calibración de los diodos, se han realizado los mismos ensayos en el fantoma de agua de PTW Freiburg tipo 4322 [25].

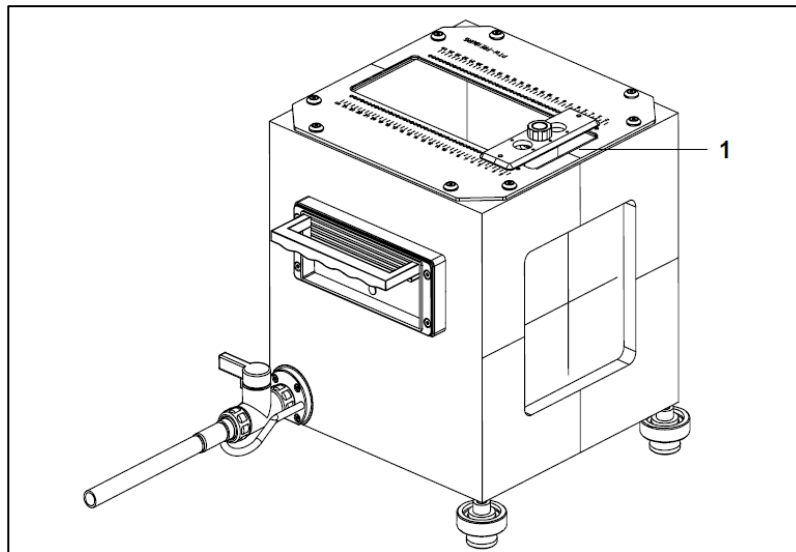


Figura 4-16: Fantoma de agua

Se trata de un tanque de agua fabricado con paredes de PMMA de 20 mm de grosor. Tiene una dimensión de $300\text{ mm} \times 300\text{ mm} \times 300\text{ mm}$ y una pared lateral posee una hendidura de $150\text{ mm} \times 150\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ con una cruz señalando su centro.

Posee una abertura en la cara superior con dos raíles de puntos donde poder colocar un adaptador de sujeción para aplicadores. Ambos raíles poseen huecos cada 5mm donde poder ensamblar cómodamente el adaptador en posiciones precisas.

Procedimiento de dosimetría clínica

El procedimiento para la realización de la dosimetría clínica es el siguiente:

En primer lugar, se debe realizar una TAC del paciente a tratar con los aplicadores y diodos colocados. En el caso que nos atañe, deberemos realizar una tomografía de cada dispositivo experimental que se desee estudiar. En todos los

montajes utilizaremos la sonda de diodos rectales y vesical que calibramos en el apartado anterior y el aplicador uterino recto.

La tomografía se ha realizado tomando imágenes de cortes cada 1mm con una potencia de 120 kV, procedimiento general para obtención de imagen de fantasmas.

Llevaremos a cabo 3 montajes experimentales diferentes necesarios para obtener las conclusiones necesarias de corroboración de la hipótesis.

Dispositivo experimental 1

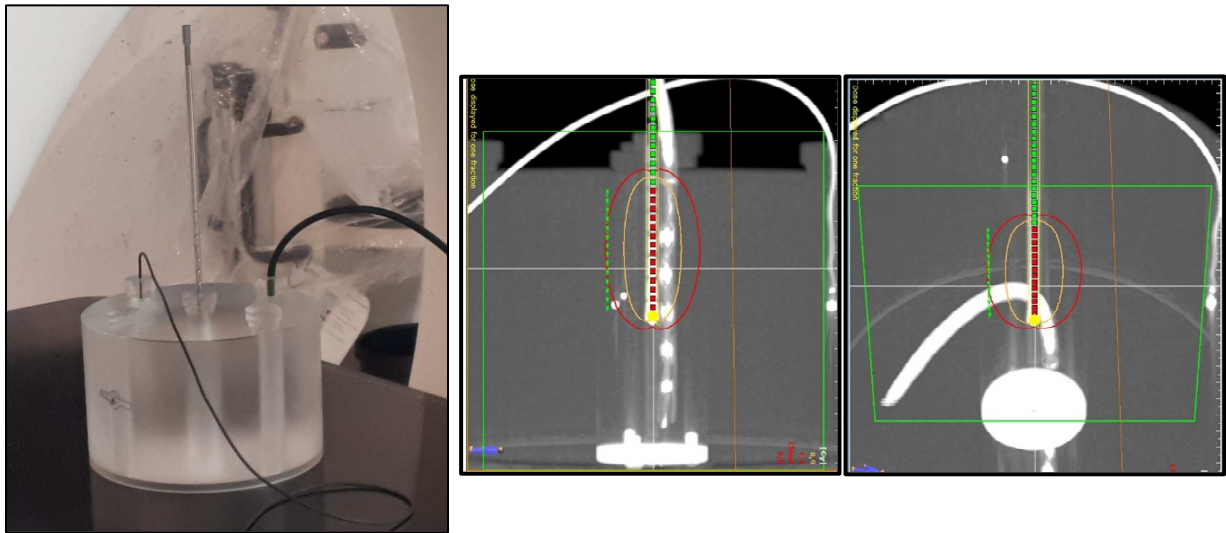


Figura 4-17: Dispositivo experimental 1. A la izquierda: fotografía del fantoma dentro del escáner. En el centro y derecha: fotografías del escáner.

Utilizaremos el fantoma de Krieger con el aplicador uterino en la posición central y las sondas de diodos en dos posiciones contiguas. Las demás oquedades las rellenaremos con los aplicadores de relleno de PMMA del fantoma evitando posibles discontinuidades del medio como vemos en la figura 4-17.

Dispositivo experimental 2

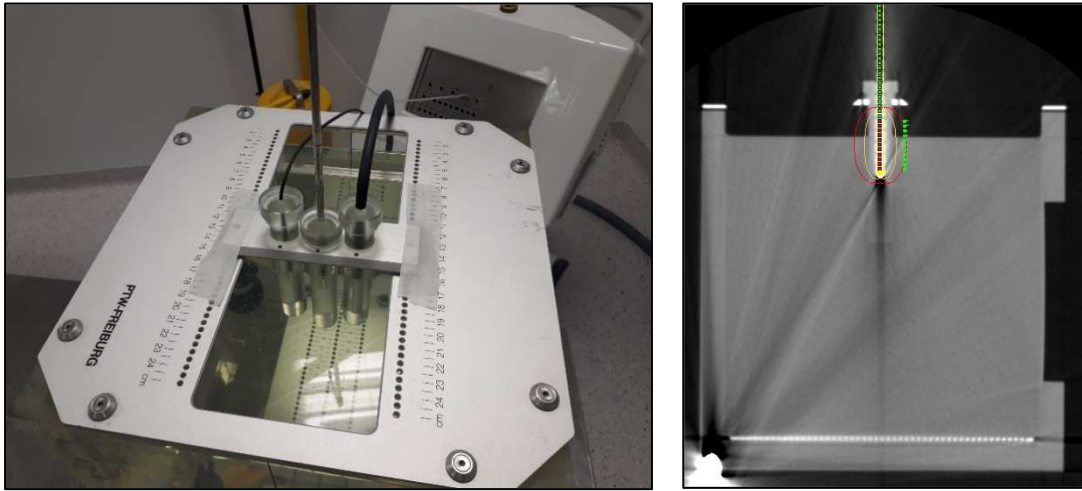


Figura 4-18: Dispositivo experimental 2. A la izquierda: fotografía del fantoma de agua con aplicador y diodos. A la derecha: Corte a la altura del aplicador hecho por el escáner

Haremos uso del fantoma de agua colocando las sondas de diodos en posiciones cercanas al aplicador y a la fuente. Para ello, utilizaremos el adaptador para inmovilizar las tres sujeciones donde colocar tanto los diodos como el aplicador vaginal recto (figura 4-18).

Dispositivo experimental 3

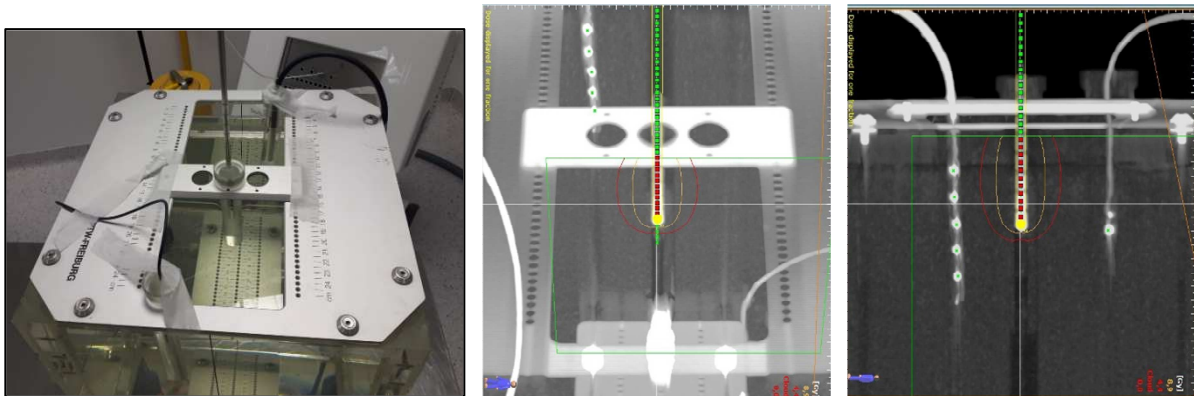


Figura 4-19: Dispositivo experimental 3. A la izquierda: fotografía del fantoma de agua con aplicador y diodos. A la derecha y centro: Imágenes del escáner del dispositivo.

Por último, realizaremos un montaje similar al anterior, aunque en esta ocasión las medidas serán en posiciones alejadas al aplicador sujetadas con cinta adhesiva (figura 4-19).

Tras haber realizado el escáner de cada uno de los dispositivos, partiremos a la sala de quirófano donde se encuentra la unidad SagiNova. Programaremos un tratamiento estándar utilizando el software de SagiNova, SagiPlan 2.0.2.

El tratamiento que llevaremos a cabo será el genérico para procedimientos reales oncológicos. Irradiaremos con una dosis de 4.44 Gy a una distancia radial de 20 mm respecto al eje longitudinal de la fuente, dosis general para tratamientos de braquiterapia de tumores de endometrio. En intervenciones reales, la distancia de irradiación dependerá de la fisionomía y necesidades del paciente, generalmente conviene irradiar a 5 mm del aplicador para poder englobar la mucosa vaginal al completo.

El primer paso será crear un paciente simulado en la base de datos del sistema, uno para cada montaje. Importaremos las imágenes obtenidas anteriormente en el TAC y determinaremos el número de ensayos y dosis que deseemos administrar. En nuestro caso, realizaremos 3 sesiones para cada montaje con el objetivo de tener un conjunto de datos suficientemente amplio para analizar.

En un procedimiento real, el oncólogo radioterápico señalaría los órganos más sensibles a la radiación cuya dosis absorbida se tratará de minimizar (vejiga, recto, etc.). El sistema calculará de manera precisa los tiempos de parada de la fuente de Iridio de manera que se administren dichos 4.44 Gy a 20 mm minimizando la dosis en los órganos radiosensibles. En el caso de los maniqués, no tenemos ese problema, así que no será necesaria la intervención del oncólogo.

A continuación, situaremos el aplicador utilizado en el software del sistema. Cada aplicador contiene un conjunto de puntos diferentes donde poder parar la fuente para el tratamiento cada 4mm. Activaremos la parada en las 14 primeras posiciones.

Ahora colocaremos los puntos de control de dosis a 20 mm. El sistema forzará a que estos puntos formen una línea de isodosis de 4.44 Gy.

Finalmente añadiremos los diodos manualmente. Colocaremos en el sistema de cálculo las posiciones precisas de los diodos. Teniendo ya la distribución de dosis calculada con el protocolo TG-43, conocemos automáticamente la dosis que deben registrar los diodos en las posiciones donde se encuentran.

4.4 Irradiación de pacientes reales

En este último apartado de materiales y metodología hablaremos sobre los protocolos y utensilios necesarios para realizar una intervención real a pacientes reales. Por supuesto, antes de la intervención a cualquier paciente, ha de haberse verificado el factor de calibración de los diodos y llevar a cabo el control de calidad de las instalaciones como se expone en los protocolos anteriores.

Aplicador de cilindros

Es un aplicador utilizado para tratamientos de cáncer de endometrio. Consta de dos partes, el aplicador uterino recto y los cilindros exteriores.

La fuente es guiada a través del aplicador uterino recto. Los cilindros exteriores son un conjunto de piezas de distintos diámetros amoldables a la anatomía del paciente, entre 2.0 y 3.5 cm. El uso de estos cilindros produce una presión en las paredes del útero que comprimen el recto y la vejiga haciendo que reciban una menor cantidad de dosis [26].

A la hora de planificar los tratamientos se ha de tener en cuenta el diámetro utilizado en cada intervención para colocar los puntos de cálculo acorde a la distancia.



Figura 4-20: Aplicador cilíndrico

Aplicador Fletcher

Este aplicador es utilizado principalmente en tratamientos de cáncer de cérvix. Consta de un tubo intrauterino central y dos tubos ovoides a los laterales. Estos últimos tienen unos adaptadores de polietereceterona de diferentes diámetros

(20 mm, 25 mm, 30 mm). para poder amoldarse más cómodamente a la anatomía del paciente en cuestión [27].

Cada tubo del aplicador debe ir ensamblado a la unidad HDR mediante un tubo de transferencia diferente conectado a distintos canales de la SagiNova. En un procedimiento clínico, se determinará las posiciones de parada en cada uno de los tres aplicadores por separado.

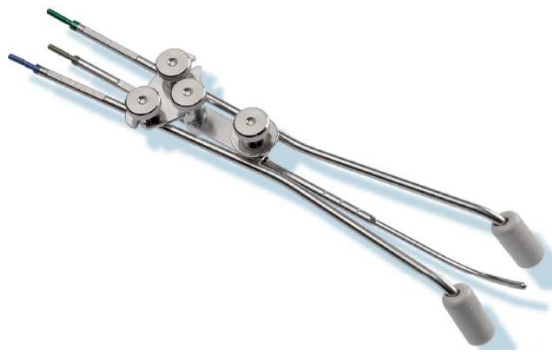


Figura 4-21: Aplicador Fletcher

Software SagiPlan®

Se trata del software de planificación de Eckert&Ziegler. Permite la programación de tratamientos personalizados de una manera realmente rápida y efectiva.

Realizando la importación de las imágenes recogidas en el escáner, podremos implementar el aplicador utilizado en cada caso, colocándolo en la posición mediante un panel de herramientas, generando una reconstrucción tridimensional de la situación de quirófano en unos pocos minutos [28].

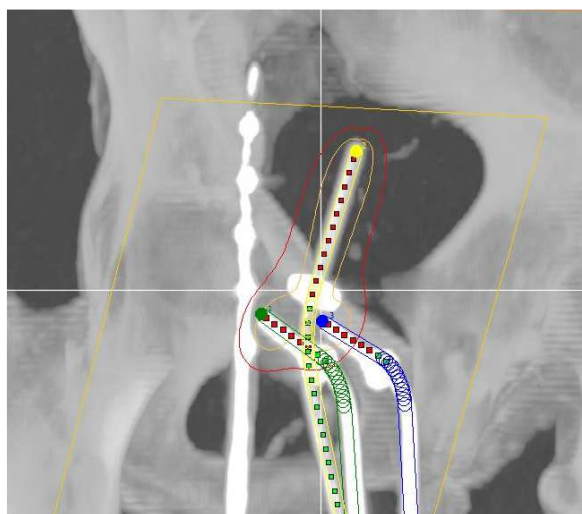


Figura 4-22 Implementación de un aplicador Fletcher en SagiPlan

En la figura 4-22 podemos ver cómo se ha colocado un aplicador Fletcher encima de la imagen obtenida mediante una TAC en la posición donde se encuentra en el paciente. Los puntos que se observan son las posibles paradas de la fuente que pueden efectuarse en el tratamiento.

A partir de dicha reconstrucción, podremos añadir los parámetros específicos del procedimiento a seguir, como la localización de la zona y dosis a irradiar, y el propio Software aplicará el protocolo TG-43 mencionado anteriormente para calcular la distribución de dosis y calcular unos tiempos de parada de la dosis en el aplicador.

Este problema no tiene solución única, por lo que tenemos libertad para establecer unos tiempos de parada más homogéneos en cada punto o conseguir una menor irradiación de órganos radiosensibles sanos.

El software también permite obtener la dosis en cualquier punto del espacio una vez conocidos los tiempos de detención. Haremos uso de dicha aplicación para localizar los diodos de DIV para determinar la dosis que deben recoger de forma teórica y poder comparar con los resultados obtenidos durante el procedimiento.

Finalmente, la aplicación nos ofrece un reporte general del tratamiento.

5 Resultados

5.1 Seguimiento de los diodos

Nuestro primer objetivo trata de comprobar la constancia en la medida del conjunto de diodos utilizados en DIV respecto a las magnitudes más relevantes en los procedimientos utilizados. Contamos con dos conjuntos de datos recogidos desde el año 2017 por los profesionales del Hospital Clínico Universitario de Valladolid en los que se recopila el valor de la constante de calibración de cada uno de los diodos junto con datos de temperatura ambiente ($^{\circ}\text{C}$), TKRA ($\frac{\text{mGy}}{\text{h}}$) y día de calibrado. Estas tablas se encuentran en el Apéndice 1 al final del documento.

A continuación, representamos los datos correspondientes al diodo vesical.

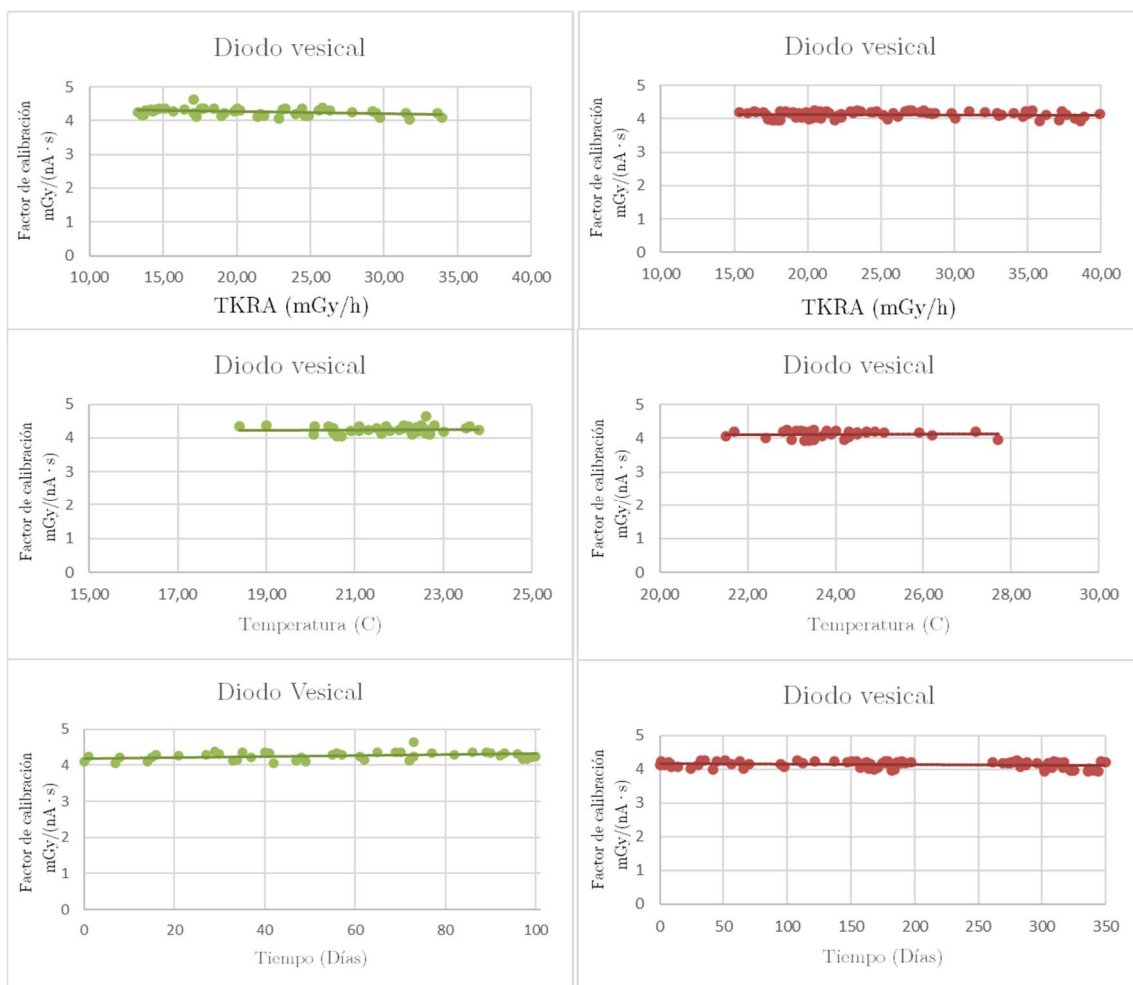


Figura 5-1: Diodo vesical

Como vemos en la representación 5-1 y en todas las representaciones del Apéndice 2, contamos con dos columnas de gráficas de diferentes colores. Cada color corresponde a un conjunto de diodos diferente, el verde al conjunto 1 y el rojo al conjunto 2. Las medidas con las que se ha contado en este trabajo fueron obtenidas con ambos dependiendo de la fecha, el conjunto de diodos 2 fue sustituido al sufrir una avería con la conexión por el conjunto 1, actualmente en uso.

El tiempo de uso realmente no es la magnitud que influye en el posible deterioro del funcionamiento de un diodo. Para un trabajo de mayor exactitud, habría que representar el factor de calibración en función de la dosis acumulada de cada diodo. Tomar el tiempo de uso es una aproximación de la dosis acumulada.

Las demás representaciones se encuentran recopiladas en el Apéndice 2 al final del documento.

Como tratamiento de los resultados, llevaremos a cabo el cálculo de la desviación estándar (SD) y un cálculo del error absoluto de la lista de datos recabados para cada diodo. Como contamos con dos conjuntos de diodos, realizaremos el tratamiento por separado.

La desviación estándar, σ , es una magnitud que arroja información sobre el grado de dispersión alrededor del valor medio de un conjunto de medidas. Se define del siguiente modo:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_i (x_i - \bar{x})^2}{(n - 1)}} \quad (5.1)$$

Donde x_i corresponde a cada factor de calibración individual, \bar{x} la media aritmética del conjunto de factores de calibración y n es el número de datos con los que contamos.

Un error accidental procede del hecho de realizar un mismo procedimiento un número finito de veces. Cada vez que se repite un experimento se obtienen resultados, a priori, cercanos en valor numérico, pero no iguales. El resultado final se tomará como la media aritmética de todos los resultados junto con un error que será proporcional a la desviación estándar de las medidas.

$$E_{acc.} = t_p(f) \cdot \sigma \quad (5.2)$$

$t_p(f)$ es la función de distribución de Student. Depende de los parámetros α y f , que son la probabilidad fiducial y el número de grados de libertad respectivamente. En este caso, tomaremos el valor de $\alpha = 0.95$, grado de certeza deseado para la estimación final, y $f = n - 1$.

El error de escala, por otro lado, procede de las limitaciones de medida del propio equipo. Este error es el mínimo valor que podemos apreciar con nuestro aparato de medida.

Finalmente, el error absoluto será la suma de ambos errores mencionados anteriormente.

$$E_{abs.} = E_{acc.} + E_{esc.} \quad (5.3)$$

Existen otras muchas fuentes de error, como los errores sistemáticos producidos por el mal funcionamiento del equipo. Sin embargo, al haber hecho uso de las instalaciones del Hospital Clínico Universitario de Valladolid, todo su equipo está siendo constantemente revisado por profesionales que garantizan su buen funcionamiento, por lo que los posibles errores sistemáticos pueden despreciarse.

A lo largo de todo el documento se tomará la siguiente notación:

- V = diodo vesical
- Ri (con $i = 1, 2, 3, 4, 5$) = diodo rectal i-ésimo

Tabla 5-1: Cálculo de errores del factor de calibración de los diodos

CONJUNTO DE DIODOS 1		t student	2,0167				
Valor medio	Valor máximo	Valor mínimo	Desv. Estándar	Error acc.	Error esc.	Error absoluto	
mGy/(s · nA)						mGy/(s · nA)	
R1	4,539	4,709	4,240	0,128	0,259	0,001	0,3
R2	4,336	4,552	4,104	0,128	0,258	0,001	0,3
R3	4,264	4,441	4,075	0,128	0,258	0,001	0,3
R4	4,427	4,603	4,180	0,128	0,258	0,001	0,3
R5	4,549	4,603	4,142	0,126	0,255	0,001	0,3
V	4,256	4,630	4,043	0,124	0,250	0,001	0,3
CONJUNTO DE DIODOS 2		t student	1,9901				
Valor medio	Valor máximo	Valor mínimo	Desv. Estándar	Error acc.	Error esc.	Error absoluto	
mGy/(s · nA)						mGy/(s · nA)	
R1	4,503	4,738	4,138	0,131	0,261	0,001	0,3
R2	4,337	4,512	3,165	0,181	0,360	0,001	0,4
R3	4,347	4,506	4,041	0,113	0,224	0,001	0,2
R4	4,437	4,672	4,096	0,161	0,320	0,001	0,3
R5	4,614	4,814	4,284	0,129	0,257	0,001	0,3
V	4,139	4,250	3,936	0,095	0,189	0,001	0,19

5.2 Dosis en pacientes simulados

Realizando el procedimiento de dosimetría de los tres dispositivos experimentales mencionados anteriormente se han obtenido los resultados recapitulados en la tabla 5-II.

Tabla 5-II: Resultados de la dosimetría de fantomas

	Calculado	Ensayo 1	Ensayo 2	Ensayo 3	Promedio
Krieger	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)
R1	0,31	0,25	0,25	0,25	0,25
R2	0,36	0,29	0,29	0,29	0,29
R3	0,40	0,34	0,33	0,34	0,34
R4	0,43	0,37	0,36	0,37	0,37
R5	0,46	0,38	0,38	0,38	0,38
V	0,40	0,35	0,35	0,35	0,35

	Calculado (Gy)	Ensayo 1	Ensayo 2	Ensayo 3	Promedio
F. Agua 1	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)
R1	2,65	1,66	1,64	1,69	1,66
R2	3,04	2,62	2,61	2,67	2,63
R3	2,06	2,91	2,91	2,95	2,92
R4	1,20	2,01	2,02	2,01	2,01
R5	0,69	1,11	1,12	1,10	1,11
V	2,98	2,95	2,97	2,92	2,95

	Calculado (Gy)	Ensayo 1	Ensayo 2	Ensayo 3	Promedio
F. Agua 2	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)	Dosis (Gy)
R1	0,13	0,11	0,11	0,11	0,11
R2	0,14	0,12	0,12	0,12	0,12
R3	0,15	0,12	0,12	0,12	0,12
R4	0,16	0,12	0,12	0,12	0,12
R5	0,16	0,12	0,12	0,12	0,12
V	0,14	0,12	0,12	0,12	0,12

Tabla 5-III: Cálculo de errores de la dosimetría de fantomas

t student		4,3027				
					Valor experimental	Desv. Teórica-Exp.
Krieger	Desv. Estándar	Error acc.	Error esc.	Error abs.	Dosis (Gy)	Desviación relativa %
R1	0,00	0	0,01	0,010	0,25 ± 0,01	19,35
R2	0,00	0	0,01	0,010	0,29 ± 0,01	19,44
R3	5,77E-03	0,0248	0,01	0,035	0,33 ± 0,04	17,50
R4	5,77E-03	0,0248	0,01	0,035	0,37 ± 0,04	13,95
R5	0,00	0,00	0,01	0,010	0,38 ± 0,01	17,39
V	0,00	0,00	0,01	0,010	0,35 ± 0,01	12,50

					Valor experimental	Desv. Teórica-Exp.
F. Agua 1	Desv. Estándar	Error acc.	Error esc.	Error abs.	Dosis (Gy)	Desviación relativa %
R1	2,52E-02	0,108	0,01	0,118	1,66 ± 0,12	37,36
R2	3,21E-02	0,138	0,01	0,148	2,62 ± 0,20	13,82
R3	2,31E-02	0,099	0,01	0,109	2,92 ± 0,11	41,75
R4	5,77E-03	0,025	0,01	0,035	2,01 ± 0,03	67,50
R5	1,00E-02	0,043	0,01	0,053	1,11 ± 0,05	60,87
V	2,52E-02	0,108	0,01	0,118	2,94 ± 0,12	1,34

					Valor experimental	Desv. Teórica-Exp.
F. Agua 2	Desv. Estándar	Error acc.	Error esc.	Error abs.	Dosis (Gy)	Desviación relativa %
R1	0	0	0,01	0,01	0,11 ± 0,10	15,38
R2	0	0	0,01	0,01	0,12 ± 0,10	14,29
R3	0	0	0,01	0,01	0,12 ± 0,10	20,00
R4	0	0	0,01	0,01	0,12 ± 0,10	25,00
R5	0	0	0,01	0,01	0,12 ± 0,10	25,00
V	0	0	0,01	0,01	0,12 ± 0,10	14,29

Usaremos las mismas expresiones que en el seguimiento de los diodos para tratar los resultados (tabla 5-III).

La desviación teórica-experimental se ha calculado como una desviación relativa entre el valor calculado y el obtenido multiplicado por cien.

$$Desv. relativa = \frac{|x_{experimental} - x_{teórico}|}{x_{teórico}} \cdot 100 \quad (5.4)$$

Es una magnitud que da cuenta sobre el grado de dispersión de una medida experimental respecto a una medida teórica.

5.3 Dosis en pacientes reales

A continuación, se muestra un listado de datos recogidos de tratamientos reales de cánceres de endometrio y cérvix. De nuevo, únicamente presentaremos una de las tablas de datos, las demás pueden encontrarse en el Apéndice 3.

Tabla 5-IV: Resultados y desviaciones diodo rectal 1

Diodo rectal 1			
CR1 (Gy)	TR1 (Gy)	Desv. Rel. (%)	Desv. Abs. (Gy)
0,83	0,72	13,3	0,11
0,71	0,62	12,7	0,09
3,62	3,12	14,0	0,51
2,35	2,02	14,0	0,33
6,20	5,38	13,2	0,82
2,72	2,80	2,94	0,08
3,73	4,09	9,65	0,36
3,73	4,09	9,65	0,36
3,71	4,18	12,7	0,47
0,61	0,58	4,92	0,03
1,80	1,45	19,4	0,35
1,64	1,21	26,2	0,43
2,68	3,18	18,7	0,50
1,23	1,37	11,4	0,14
3,42	1,97	42,4	1,45
2,14	1,96	8,41	0,18
1,99	2,01	1,01	0,02
3,47	2,92	15,9	0,55
3,34	2,70	19,2	0,64
2,22	2,34	5,41	0,12
4,01	5,27	31,4	1,26
3,72	4,10	10,2	0,38
2,59	3,29	27,0	0,70
3,32	3,50	5,42	0,18
1,06	1,12	5,66	0,06
1,25	1,35	8,00	0,10
2,14	1,76	17,8	0,38
4,13	3,76	8,96	0,37
4,69	6,05	29,0	1,36
4,42	4,54	2,71	0,12
0,99	0,73	26,3	0,26
6,13	4,75	22,5	1,38
3,85	3,72	3,38	0,13
Promedio		14,3	0,431
Desviación		10	0,41

Se ha llevado a cabo un tratamiento de datos, tanto de las desviaciones relativas entre los datos de dosis calculados (C) y los tratados (T), como de las desviaciones absolutas entre ambas medidas.

La desviación absoluta se define como el valor absoluto de la diferencia entre ambas medidas. A diferencia de la desviación relativa, esta nos aporta un orden de magnitud del error cometido. Es un buen parámetro para poder debatir sobre la utilidad del sistema de DIV. Obtener grandes errores relativos implica que el sistema de medida no es fiable para arrojar resultados exactos, mientras que un pequeño error absoluto es asumible a la hora de deducir grandes desviaciones.

$$Desv. absoluta = |x_{experimental} - x_{teórico}| \quad (5.5)$$

Una vez obtenidos los datos de desviaciones absolutas y relativas, hemos promediado dichos valores y obtenido su desviación estándar sobre dicho promedio. De este modo, podremos observar el orden de magnitud de la desviación y la constancia de dicha desviación a lo largo de una sucesión de tratamientos.

6 Discusión y conclusiones

Desde un primer momento, el objetivo principal de este trabajo ha sido verificar si un sistema de dosimetría in vivo es capaz de predecir la dosis administrada en un tratamiento de braquiterapia. En la actualidad, estos sistemas de DIV sirven únicamente para visualizar grandes desviaciones en la dosis durante los tratamientos, sin embargo, nuestro motivo de estudio es tratar de verificar, además, si de los resultados obtenidos podemos obtener más información que la utilizada en la actualidad de una manera fiable y precisa.

Para ello, se plantearon los objetivos secundarios mencionados con anterioridad. A la vista de los resultados obtenidos en los diversos procedimientos experimentales analizaremos cada objetivo.

Verificación de la constancia de un sistema de dosimetría in vivo.

Para poder determinar si nuestro sistema de DIV de diodos de silicio mantiene una calibración constante se ha llevado a cabo el estudio de las variaciones de dicho factor con las magnitudes cambiantes en cada procedimiento, como son la TKRA de la fuente, la temperatura de tratamiento y la dosis acumulada.

En la tabla 5-1 se ha llevado a cabo el tratamiento de las desviaciones de cada factor de calibración, obteniendo que las desviaciones relativas no superan el 7% respecto al valor medio.

De hecho, observando las representaciones observamos que dichas desviaciones son homogéneas respecto a cualquier magnitud. Es decir, la corriente generada por los diodos al contacto con la radiación no es función de la temperatura a la que se realice la intervención ni de la TKRA de la fuente en el rango de valores estudiado.

Respecto a la variación con la dosis acumulada, como ya se ha comentado, no disponemos de datos suficientes como para estimar la dosis acumulada de cada diodo. Por lo que se ha aproximado que la variación será proporcional al tiempo de uso de cada diodo. Dicha aproximación parece razonable, ya que el número de veces en los que se usan dichos diodos semanalmente es homogéneo y las dosis prescritas en promedio son 4.44Gy. Por lo que la dosis absorbida cada semana parece ser homogénea en el rango de valores estudiado.

Podemos concluir por tanto que sistema de diodos de silicio utilizado en DIV es constante, por lo que los datos recabados serán fiables, aunque las condiciones del entorno cambien dentro de los límites estudiados en este trabajo o si no pudiese realizarse la calibración diaria ocasionalmente.

Verificación de la dosis administrada a pacientes simulados con fantomas.

Antes de comenzar a analizar los datos de cada uno de los montajes por separado debemos incidir en un resultado común a todos los montajes. Se trata de los valores de la desviación estándar.

Como podemos ver, los resultados de dosis medida apenas varía entre ensayos. Es un claro indicativo de la solidez de las conclusiones que podemos hallar mediante este procedimiento.

Comenzaremos con los resultados del fantoma de Krieger. (figura 4-16)

Como vemos en la tabla 5-3, la desviación relativa entre los datos teóricos y los experimentales es considerable, alrededor de un 15%. Es una desviación inasumible cuando nuestro objetivo es tener certeza sobre la dosis administrada. Sin embargo, observando la desviación absoluta de esos mismos valores comprobamos que no difieren en más de 60 mGy.

Sin embargo, comprobamos que todos los datos experimentales medidos son, aproximadamente, 60 mGy menores que los teóricos. La constancia de los datos en los tres ensayos y la idéntica diferencia de valores entre teoría y práctica lleva a suponer un posible error de procedimiento de carácter general, como una mejorable posición de los puntos de cálculo en SagiPlan.

No podemos adjudicarlo a un posible error de calibración de los diodos, puesto que ya se ha comprobado que el factor de calibración permanece prácticamente constante.

De cualquier modo, destaca una de las grandes características que posee la braquiterapia de alta tasa de dosis: sus fuentes poseen un elevado gradiente de dosis. Las consecuencias, como ya se ha comentado, pueden ser tanto positivas como negativas, y en el caso de la detección de dosis mediante diodos es un punto negativo. Una pequeña desviación en la colocación de un diodo o de un punto de control equivale a un error en la dosis calculada elevado.

El error relativo cometido es suficientemente grande como para desechar la idea de que el sistema proporciona una medida exacta del valor real de dosis administrada. Sin embargo, el error absoluto es suficientemente pequeño como para concluir que es un excelente método de detección de desviaciones de dosis.

Continuemos con el segundo dispositivo experimental. (Figura 4-17)

En esta ocasión, no tenemos un patrón como en el anterior. Los datos experimentales difieren tanto como excedente de dosis como con falta de dosis respecto al valor teórico. De hecho, en este segundo montaje experimental, tanto la desviación relativa como la absoluta han aumentado considerablemente respecto al dispositivo anterior.

La diferencia es debida a que no todos los diodos se encontraban sumergidos en el agua en el momento de la irradiación. El protocolo TG-43 utilizado para calcular la dosis teórica no tiene en cuenta cambios de medio y lo toma como homogéneo.

Vemos claras discrepancias entre ambos valores, errores relativos incluso de 67%. De nuevo, errores demasiado elevados como para determinar una dosis exacta, pero errores absolutos suficientemente pequeños como para poder determinar grandes desviaciones.

Por último, analicemos el tercer dispositivo. (figura 4-18)

En este caso, nos aseguramos de que todos los diodos se encuentran sumergidos en el agua y los colocamos a una distancia notablemente mayor que en anteriores montajes.

El resultado es el que cabría esperar de una fuente con un elevado gradiente de dosis. Son resultados con un pequeño error absoluto, realmente precisos. A grandes distancias, la dosis apenas varía comparado con cómo lo hace a cortas distancias debido a la variación de la dosis con r^{-2} . La colocación de los diodos no requiere de tanta precisión para obtener unos resultados precisos.

La desviación relativa es elevada, pero engañosa en esta ocasión. Los datos de dosis son tan pequeños que parte de dicha desviación es producto de errores de escala de los aparatos de medida.

Como conclusión, podemos afirmar que un sistema de dosimetría in vivo asegura una medida precisa a grandes distancias.

Sin embargo, en tratamientos clínicos interesa llevar a cabo medidas lo más cerca posible de la zona a tratar, pues los denominados “órganos de riesgo” se encuentran en las inmediaciones del volumen de tratamiento. A medida que la distancia aumenta, la dosis será mucho más homogénea en el espacio. De hecho, a distancias suficientemente grandes podremos realizar una aproximación de fuente puntal cuya dependencia angular disminuye notablemente.

Verificación de la dosis administrada a pacientes reales

Como observamos en los resultados obtenidos, tanto en la tabla 5-IV como en las del Apéndice 3, los promedios de las desviaciones relativas rondan el 12% con una desviación estándar del mismo orden de magnitud.

A la luz de estos resultados podemos concluir que en pacientes reales la dosis registrada por los diodos no puede considerarse una fuente fiable de resultados exactos de dosis absorbida. Es un resultado esperable habiendo observado los anteriores de los fantasmas.

Al igual que en el dispositivo experimental 1, una pequeña desviación en la colocación de los diodos acarrea un error considerable y al igual que en el dispositivo experimental 2, una diferencia de homogeneidad en el medio también tiene asociado otro error.

El cuerpo humano no es un medio homogéneo, como hemos podido observar en las imágenes de las tomografías. El protocolo TG-43 supone homogeneidad en el medio para calcular la dosis teórica, por lo que no es de extrañar que aparezcan discrepancias entre los valores teóricos y los experimentales.

Una fuente de error realmente común en los procedimientos de braquiterapia con DIV es que los diodos se muevan en el interior del paciente. Principalmente sucede en el caso de los diodos rectales. Desde que al paciente se le realiza la tomografía con los diodos hasta que se le interviene pasa un tiempo. Cualquier movimiento producto de la incomodidad que genera llevar implantada la sonda hace que su posición se modifique respecto a la imagen donde se calcula la dosis teórica.

Análisis general

A continuación, me gustaría hablar acerca de la validez de los resultados obtenidos. Es por ello que analizaremos las fortalezas y limitaciones de este trabajo.

Fortalezas

- Centro especializado: Todos los procedimientos llevados a cabo en este trabajo han sido ejecutados en las instalaciones de braquiterapia de alta tasa de dosis del Hospital Clínico Universitario de Valladolid.
- Equipo experimentado: Tanto la toma de datos como el tratamiento posterior ha sido supervisado por especialistas en Radiofísica Hospitalaria y en braquiterapia.
- Gran cantidad de datos: Se ha utilizado la base de datos del Hospital Clínico Universitario de Valladolid. Son cifras reales tomadas a lo largo de años por profesionales del departamento de Radiofísica.

Limitaciones

- Únicamente se han recogido datos de un solo centro con un solo equipo.
- Durante una período de tiempo, no se pudo tomar datos con diodo vesical debido a que la unidad con la que se contaba estaba deteriorada por lo que el número de medidas con dicho elemento queda reducido.
- El protocolo TG-43 con el que se ha calculado la dosis teórica supone que los diodos son detectores puntuales. Una posible ampliación del trabajo sería realizar una modificación del protocolo que suponga los diodos como detectores con volumen y que tenga en cuenta los cambios del medio.

Ampliación del proyecto

A continuación, expondré posibles ampliaciones futuras a este trabajo:

- Consideración no puntual de los diodos.

Como ya se ha comentado, una de las posibles causas de error de la dosimetría reside en la aproximación de los diodos como detectores puntuales. Modificar el protocolo con el que el software predice la dosis absorbida por los diodos,

considerándolos volumétricos podría mejorar considerablemente tanto la calibración del sistema como la desviación entre la dosis teórica y la registrada.

- Experimentación con diodos MOSFET.

En la actualidad, además de la utilización de diodos de silicio como detectores, es cada vez más común la utilización de diodos MOSFET para el mismo uso. Realizar el mismo tratamiento a dichos diodos permitiría diferenciar si uno de los dos métodos es superior al otro en cuanto a estabilidad o exactitud.

- Consideración no homogénea del paciente.

De nuevo, se trata de realizar una modificación al sistema de planificación de dosis teórica. Como se ha comprobado con los resultados del dispositivo experimental 2, estas diferencias de medio son una fuente considerable de error. Una primera aproximación sería introducir un segundo medio al sistema, el aire. Considerar el cuerpo humano como una distribución de agua y aire podría reducir las desviaciones.

- Calibración a diferentes distancias.

Hasta ahora, la calibración de los diodos siempre se ha realizado del mismo modo, dentro del fantoma de Krieger a 8 cm de distancia a la fuente. Sería interesante ver si la estabilidad del factor de calibración continúa al tomar diferentes distancias de referencia.

Conclusión

A la luz de los resultados obtenidos en la discusión de cada uno de los tres objetivos podemos concluir que el sistema de dosimetría in vivo utilizado permite observar grandes desviaciones entre la dosis calculada a través del protocolo TG-43 y la medida por los diodos, pero en ningún momento asegurará una medida exacta del valor de dosis absorbida. El sistema de DIV con diodos de silicio no es una fuente fiable exacta, pero es una gran herramienta para visualizar grandes desviaciones de dosis.

Además, el sistema de diodos presenta una gran estabilidad en su factor de calibración a cambios de temperatura, TKRA y dosis acumulada, por lo que podrá

ser utilizado en repetidas ocasiones sin realizar un calibrado previo manteniendo la precisión en la medida.

7 Bibliografía

- [1] SEFM SE de F. La física médica: «una profesión para las ciencias de la salud». 2000;
- [2] Luque Ordóñez J. Espectro electromagnético y espectro radioeléctrico. Acta. 2012;1-15.
- [3] Puerta-ortiz JA. Cardiología. Rev Colomb Cardiol. 2020;27:61-71.
- [4] SEFM SE de FM. Fundamentos de Física Médica. Medida de la radiación Vol. 1, Fundamentos de Física Médica. 2011. 103-122 p.
- [5] Castelo Fernández B, Redondo Sánchez A, Bernal Hertfelder E, Ostios García L. Cáncer de cérvix. Cáncer de endometrio.2017;12(34):2036-46.
- [6] Brosed Serreta A, Pérez-Calatayud J, Ballester F, Carmona Meseguer V, Crispín Contreras V, Eudaldo Puell T, et al. Vol 5. Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad. - SEFM. Fundamentos de Física Médica. 2014. 23-24 p.
- [7] Fonseca GP, Johansen JG, Smith RL, Beaulieu L, Beddar S, Kertzscher G, et al. In vivo dosimetry in brachytherapy: Requirements and future directions for research, development, and clinical practice. Phys Imaging Radiat Oncol 2020;16(August):1-11.
- [8] SEFM SE de FM. Fundamentos de Física Médica. Medida de la radiación Vol. 1, Fundamentos de Física Médica. 2011. 307-315 p.
- [9] Brosed Serreta A, Pérez-Calatayud J, Ballester F, Carmona Meseguer V, Crispín Contreras V, Eudaldo Puell T, et al. Vol 5. Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad. - SEFM. Fundamentos de Física Médica. 2014. 301-302 p.
- [10] Saginova. Fiabilidad, seguridad y rendimiento en braquiterapia de HDR (alta tasa de dosis). Saginova ®. 2018;Rev.04(P13D191)
- [11] Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F. Monte Carlo calculation of the TG-43 dosimetric parameters of a new BEBIG Ir-192 HDR source. Radiother Oncol. 2005;76(1):79-85.
- [12] International Atomic Energy Agency. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. IAEA-TECDOC-1274. 2002.
- [13] Medina SM. Puesta en servicio clínico de la unidad de Braquiterapia de alta

- tasa de dosis con fuente de 60 Co SagiNova; en el Centro Nacional de Radioterapia “ Nora Astorga ” en el periodo de marzo -abril 2018. 2019;17-8
- [14] Krieger H. Fundamental Investigations on the Dosimetry with High-Dose-Rate Sources for Afterloading Devices. 1988.
- [15] Bru A. User Manual Semiconductor Probes. 2009.
- [16] PTW. In-vivo Dosimetry. 2005.
- [17] Bozydar Knyziak A, Rzedkiewicz W. Measurement methods of ionization current and electric charges in radiation dosimetry. Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip. 2016;822:1-8.
- [18] Eckert and Ziegler. In vivo dosimetry system calibration procedure. 2017
- [19] Óscar G, Rosalía D. Dosimetría “in vivo” para implantes ginecológicos de cáncer de cérvix, con braquiterapia de alta tasa de dosis (HDRB). 2001;(1969):1-7
- [20] Ravinder N, Lowell L. A, Gary L, Keith A. W, Williamson JF, Ali S. M. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. Med Phys. 1995;22(8):209-34.
- [21] Hernández Muñoz S, Mitjavila Casanovas M. Introducción a la tomografía computarizada. Rev Española Med Nucl. 2006;25(3):206-14.
- [22] Martínez Roza R. Principios técnicos de la tomografía computarizada. Rev Chil Radiol. 2004;10:52-4.
- [23] TOSHIBA. Escáner helicoidal multicorte. 2002.
- [24] Platten D, Nicholas K, Lewis M, Barret J, Edyvean S. Toshiba Aquilion 16 CT Scanner Technical Evaluation. Vol. MHRA 04045, Medicines and healthcare products regulatory agency. 2004.
- [25] PTW Freiburg. User Manual Water Phantom Type 4322. D19913100/09. 2006;1-14.
- [26] Eckert&Ziegler. CT/MR Segmented Vaginal Applicator Set. 2018. p. 1-4.
- [27] Eckert&Ziegler. CT/MR Fletcher Applicator Set. 2019. p. 14-5.
- [28] Eckert&Ziegler. SagiPlan®. 2020. p. 1-8.

8 Apéndice 1

Tabla 8-I: Resultados de la calibración del conjunto de diodos 1

DATOS CONJUNTO DIODOS 1								
Día	TKRa	Temperatura	V	R1	R2	R3	R4	R5
	mGy/h	°C		mGy/(nA · s)				
Miércoles, 10 de marzo de 2021	33,91	22,3	4,091	4,470	4,289	4,228	4,467	4,625
Jueves, 11 de marzo de 2021	33,60	22,0	4,231	4,565	4,349	4,269	4,511	4,657
Miércoles, 17 de marzo de 2021	31,76	20,7	4,043	4,541	4,253	4,091	4,187	4,378
Jueves, 18 de marzo de 2021	31,47	22,5	4,223	4,665	4,411	4,333	4,567	4,654
Miércoles, 24 de marzo de 2021	29,74	22,7	4,102	4,696	4,434	4,360	4,603	4,693
Jueves, 25 de Marzo de 2021	29,46	20,9	4,213	4,654	4,413	4,320	4,558	4,658
Viernes, 26 de Marzo de 2021	29,19	22,1	4,288	4,633	4,421	4,281	4,231	4,373
Miércoles, 31 de Marzo de 2021	27,86	22,3	4,254	4,623	4,388	4,218	4,196	4,384
Martes, 6 de Abril de 2021	26,33	21,5	4,298	4,329	4,115	4,087	4,342	4,526
Jueves, 8 de Abril de 2021	25,83	19,0	4,378	4,620	4,460	4,388	4,334	4,410
Viernes, 9 de Abril de 2021	25,59	22,1	4,316	4,350	4,211	4,189	4,441	4,600
Lunes, 12 de Abril de 2021	24,88	22,6	4,134	4,334	4,177	4,173	4,433	4,591
Martes, 13 de Abril de 2021	24,65	22,3	4,142	4,524	4,225	4,075	4,202	4,142
Miércoles, 14 de Abril de 2021	24,41	22,8	4,359	4,638	4,401	4,332	4,586	4,678
Viernes, 16 de Abril de 2021	23,97	21,8	4,208	4,660	4,414	4,349	4,582	4,658
Lunes, 19 de Abril de 2021	23,30	18,4	4,357	4,657	4,531	4,417	4,383	4,550
Martes, 20 de Abril de 2021	23,08	21,7	4,333	4,240	4,104	4,289	4,291	4,523
Miércoles, 21 de Abril de 2021	22,86	20,6	4,061	4,624	4,398	4,351	4,438	4,452
Lunes, 26 de Abril de 2021	21,82	21,6	4,132	4,379	4,253	4,232	4,489	4,622
Martes, 27 de Abril de 2021	21,61	21,1	4,207	4,341	4,176	4,121	4,369	4,558
Miércoles, 28 de Abril de 2021	21,41	20,1	4,106	4,551	4,370	4,296	4,535	4,666
Martes, 4 de Mayo de 2021	20,24	20,5	4,298	4,496	4,288	4,151	4,198	4,359
Miércoles, 5 de Mayo de 2021	20,05	20,4	4,345	4,397	4,182	4,172	4,432	4,603
Jueves, 6 de Mayo de 2021	19,86	22,2	4,284	4,586	4,421	4,340	4,301	4,375
Lunes, 10 de Mayo de 2021	19,13	21,3	4,236	4,525	4,376	4,317	4,561	4,704
Martes, 11 de Myo de 2021	18,95	20,5	4,156	4,533	4,255	4,091	4,180	4,396
Viernes, 14 de Mayo de 2021	18,42	20,1	4,352	4,703	4,552	4,433	4,375	4,458
Martes, 18 de Mayo de 2021	17,75	22,1	4,363	4,626	4,378	4,284	4,516	4,612
Miércoles, 19 de Mayo de 2021	17,58	22,2	4,348	4,637	4,393	4,326	4,580	4,695
Viernes, 21 de Mayo de 2021	17,25	22,7	4,127	4,493	4,314	4,252	4,488	4,645
Sabado, 22 de Mayo de 2021	17,08	22,6	4,233	4,689	4,529	4,441	4,380	4,459
Sabado, 22 de Mayo de 2021	17,08	22,6	4,630	4,481	4,380	4,333	4,444	4,253
Miércoles, 26 de Mayo de 2021	16,46	22,1	4,340	4,638	4,400	4,344	4,570	4,649
Lunes, 31 de Mayo de 2021	15,71	23,5	4,284	4,709	4,434	4,367	4,602	4,657
Viernes, 4 de Junio de 2021	15,13	23,6	4,337	4,577	4,360	4,275	4,521	4,657
Lunes, 7 de Junio de 2021	14,71	22,5	4,367	4,304	4,154	4,128	4,362	4,524
Martes, 8 de Junio de 2021	14,57	22,1	4,341	4,565	4,370	4,302	4,542	4,697
Jueves, 10 de Junio de 2021	14,30	22,4	4,268	4,631	4,391	4,340	4,601	4,704
Viernes, 11 de Junio de 2021	14,17	21,1	4,337	4,345	4,193	4,173	4,419	4,586
Lunes, 14 de Junio de 2021	13,77	22,4	4,312	4,614	4,461	4,364	4,318	4,425
Martes, 15 de Junio de 2021	13,64	22,4	4,181	4,522	4,229	4,081	4,205	4,429
Miércoles, 16 de Junio de 2021	13,52	23,0	4,178	4,565	4,369	4,289	4,522	4,659
Jueves, 17 de Junio de 2021	13,39	23,8	4,227	4,664	4,428	4,349	4,560	4,641
Viernes, 18 de Junio de 2021	13,27	22,7	4,244	4,329	4,149	4,081	4,358	4,561

Tabla 8-II: Resultados de la calibración de los diodos viejos

DATOS CONJUNTO DE DIODOS 2								
Día	TKRa	Temperatura	V	R1	R2	R3	R4	R5
	mGy/h	°C	mGy/(nA · s)					
lunes, 15 de mayo de 2017	37,67		4,132	4,633	4,366	4,491	4,466	4,623
martes, 16 de mayo de 2017	37,37		4,220	4,344	3,165	4,278	4,175	4,584
viernes, 19 de mayo de 2017	36,27		4,129	4,432	4,402	4,206	4,165	4,284
lunes, 22 de mayo de 2017	35,28		4,214	4,689	4,383	4,479	4,452	4,481
martes, 23 de mayo de 2017	34,99		4,157	4,276	4,104	4,212	4,119	4,514
miércoles, 24 de mayo de 2017	34,66		4,077	4,623	4,354	4,461	4,408	4,575
lunes, 29 de mayo de 2017	33,07		4,081	4,699	4,389	4,480	4,470	4,586
jueves, 8 de junio de 2017	30,10		4,005	4,527	4,192	4,415	4,317	4,613
miércoles, 14 de junio de 2017	28,46		4,136	4,738	4,424	4,506	4,507	4,617
viernes, 16 de junio de 2017	27,93		4,250	4,479	4,304	4,285	4,537	4,682
lunes, 19 de junio de 2017	27,12		4,245	4,518	4,449	4,364	4,584	4,758
lunes, 26 de junio de 2017	25,43		3,978	4,483	4,510	4,436	4,627	4,783
jueves, 29 de junio de 2017	24,72		4,227	4,569	4,486	4,396	4,591	4,740
miércoles, 5 de julio de 2017	23,36		4,247	4,643	4,356	4,421	4,432	4,566
lunes, 10 de julio de 2017	22,30		4,160	4,309	4,132	4,260	4,146	4,560
lunes, 17 de julio de 2017	20,86		4,227	4,527	4,443	4,404	4,510	4,665
jueves, 20 de julio de 2017	20,30		4,012	4,685	4,389	4,478	4,454	4,523
lunes, 24 de julio de 2017	19,55		4,137	4,262	4,190	4,128	4,148	4,399
viernes, 18 de agosto de 2017	39,93		4,159	4,233	3,974	4,041	4,149	4,347
lunes, 21 de agosto de 2017	38,83		4,057	4,372	4,282	4,166	4,305	4,441
jueves, 31 de agosto de 2017	35,34		4,249	4,525	4,387	4,334	4,615	4,784
lunes, 4 de septiembre de 2017	34,04		4,170	4,494	4,342	4,456	4,443	4,626
jueves, 14 de septiembre de 2017	30,99		4,222	4,533	4,352	4,329	4,592	4,747
viernes, 29 de septiembre de 2017	26,92		4,241	4,638	4,356	4,467	4,450	4,591
lunes, 9 de octubre de 2017	24,50		4,199	4,634	4,323	4,427	4,436	4,560
viernes, 13 de octubre de 2017	23,60		4,224	4,576	4,509	4,403	4,575	4,739
lunes, 16 de octubre de 2017	22,95		4,223	4,616	4,348	4,442	4,423	4,572
jueves, 19 de octubre de 2017	22,31		4,052	4,438	4,439	4,353	4,589	4,752
lunes, 23 de octubre de 2017	21,49		4,179	4,672	4,390	4,481	4,496	4,609
martes, 24 de octubre de 2017	21,29		4,217	4,630	4,346	4,456	4,444	4,578
jueves, 26 de octubre de 2017	20,89		4,003	4,519	4,428	4,380	4,469	4,622
viernes, 27 de octubre de 2017	20,70		4,143	4,590	4,445	4,382	4,632	4,797
lunes, 30 de octubre de 2017	20,11		3,984	4,566	4,457	4,372	4,609	4,790
jueves, 2 de noviembre de 2017	19,56		4,052	4,575	4,332	4,285	4,469	4,575
lunes, 6 de noviembre de 2017	18,84		4,181	4,481	4,415	4,185	4,415	4,435
miércoles, 8 de noviembre de 2017	18,48		4,221	4,516	4,414	4,318	4,542	4,732
jueves, 9 de noviembre de 2017	18,31		4,174	4,439	4,131	4,379	4,280	4,617
viernes, 10 de noviembre de 2017	18,14		4,221	4,525	4,416	4,397	4,519	4,698

lunes, 13 de noviembre de 2017	17,63		3,973	4,678	4,398	4,494	4,503	4,618
miércoles, 15 de noviembre de 2017	17,31		3,996	4,493	4,395	4,361	4,464	4,646
jueves, 16 de noviembre de 2017	17,15		4,132	4,537	4,434	4,414	4,518	4,681
viernes, 17 de noviembre de 2017	16,99		4,214	4,571	4,466	4,401	4,643	4,811
lunes, 20 de noviembre de 2017	16,51		4,190	4,556	4,395	4,343	4,612	4,754
martes, 21 de noviembre de 2017	16,36		4,227	4,617	4,324	4,442	4,440	4,558
viernes, 24 de noviembre de 2017	15,91		4,179	4,291	4,141	4,281	4,185	4,488
martes, 28 de noviembre de 2017	15,32		4,209	4,560	4,234	4,440	4,392	4,648
miércoles, 31 de enero de 2018	32,12	22,8	4,194	4,602	4,329	4,462	4,418	4,603
jueves, 8 de febrero de 2018	29,82	24,3	4,176	4,292	4,295	4,145	4,205	4,388
lunes, 12 de febrero de 2018	28,69	24,5	4,180	4,576	4,472	4,429	4,518	4,630
martes, 13 de febrero de 2018	28,45	24,5	4,177	4,484	4,396	4,293	4,394	4,502
miércoles, 14 de febrero de 2018	28,18	25,9	4,184	4,526	4,425	4,387	4,510	4,681
jueves, 15 de febrero de 2018	27,92	24,9	4,211	4,519	4,444	4,370	4,533	4,715
viernes, 16 de febrero de 2018	27,66	23,8	4,212	4,506	4,403	4,371	4,485	4,633
lunes, 19 de febrero de 2018	26,89	23,5	4,247	4,555	4,450	4,426	4,530	4,697
martes, 20 de febrero de 2018	26,64	24	4,233	4,588	4,512	4,447	4,579	4,747
jueves, 22 de febrero de 2018	26,15	23,7	4,076	4,708	4,000	4,468	4,473	4,564
viernes, 23 de febrero de 2018	25,85	24,7	4,164	4,569	4,473	4,380	4,578	4,732
lunes, 26 de febrero de 2018	25,17	24,5	4,118	4,542	4,482	4,397	4,564	4,734
martes, 27 de febrero de 2018	24,34	24,3	4,204	4,609	4,495	4,409	4,651	4,800
miércoles, 7 de marzo de 2018	23,13	27,2	4,188	4,536	4,468	4,363	4,549	4,704
lunes, 12 de marzo de 2018	22,07	26,2	4,081	4,138	4,140	4,045	4,096	4,335
martes, 13 de marzo de 2018	21,85	27,7	3,948	4,527	4,456	4,398	4,600	4,791
viernes, 16 de marzo de 2018	21,26	23,3	4,189	4,258	4,181	4,104	4,134	4,393
lunes, 19 de marzo de 2018	20,67	21,5	4,053	4,628	4,468	4,415	4,672	4,814
martes, 20 de marzo de 2018	20,47	22,9	4,242	4,573	4,460	4,386	4,612	4,485
jueves, 22 de marzo de 2018	20,09	23,8	4,175	4,473	4,357	4,250	4,330	4,433
viernes, 23 de marzo de 2018	19,90	23,4	4,209	4,297	4,208	4,203	4,171	4,513
lunes, 26 de marzo de 2018	19,36	25,1	4,173	4,464	4,387	4,320	4,527	4,699
martes, 27 de marzo de 2018	19,18	24,3	4,035	4,357	4,338	4,163	4,251	4,424
miércoles, 28 de marzo de 2018	19,00	24,7	4,202	4,535	4,429	4,372	4,617	4,774
lunes, 2 de abril de 2018	18,12	23,5	3,954	4,532	4,399	4,330	4,566	4,731
martes, 3 de abril de 2018	17,96	23	3,952	4,379	4,329	4,292	4,488	4,678
jueves, 5 de abril de 2018	17,63	24,2	3,963	4,439	4,139	4,400	4,318	4,642
lunes, 16 de abril de 2018	38,60	23,3	3,936	4,244	4,153	4,111	4,135	4,463
martes, 17 de abril de 2018	38,24	22,4	4,002	4,512	4,437	4,400	4,505	4,672
viernes, 20 de abril de 2018	37,17	23,5	3,963	4,502	4,411	4,375	4,469	4,626
martes, 24 de abril de 2018	35,81	23,4	3,942	4,272	4,270	4,141	4,183	4,370
jueves, 26 de abril de 2018	35,15	23,2	4,225	4,596	4,481	4,369	4,575	4,726
lunes, 30 de abril de 2018	34,85	23,1	4,216	4,265	4,176	4,131	4,121	4,413
miércoles, 2 de mayo de 2018	33,22	23,9	4,130	4,302	4,085	4,287	4,178	4,577
jueves, 3 de mayo de 2018	32,91	21,7	4,187	4,503	4,429	4,344	4,532	4,693

9 Apéndice 2

Gráficas correspondientes al diodo rectal 1 (R1)

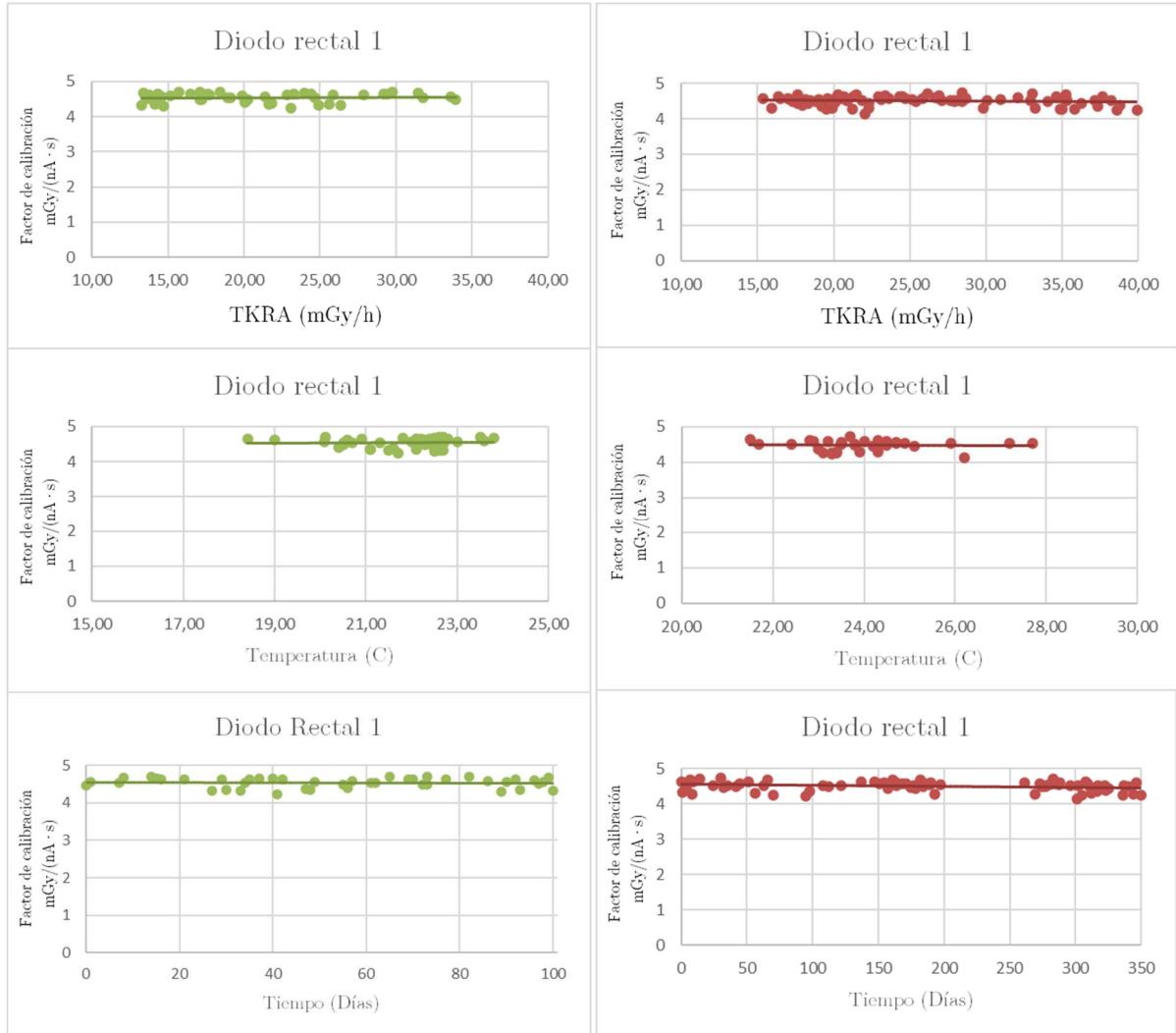


Figura 9-1: Diodo rectal 1

Gráficas correspondientes al diodo rectal 2 (R2)

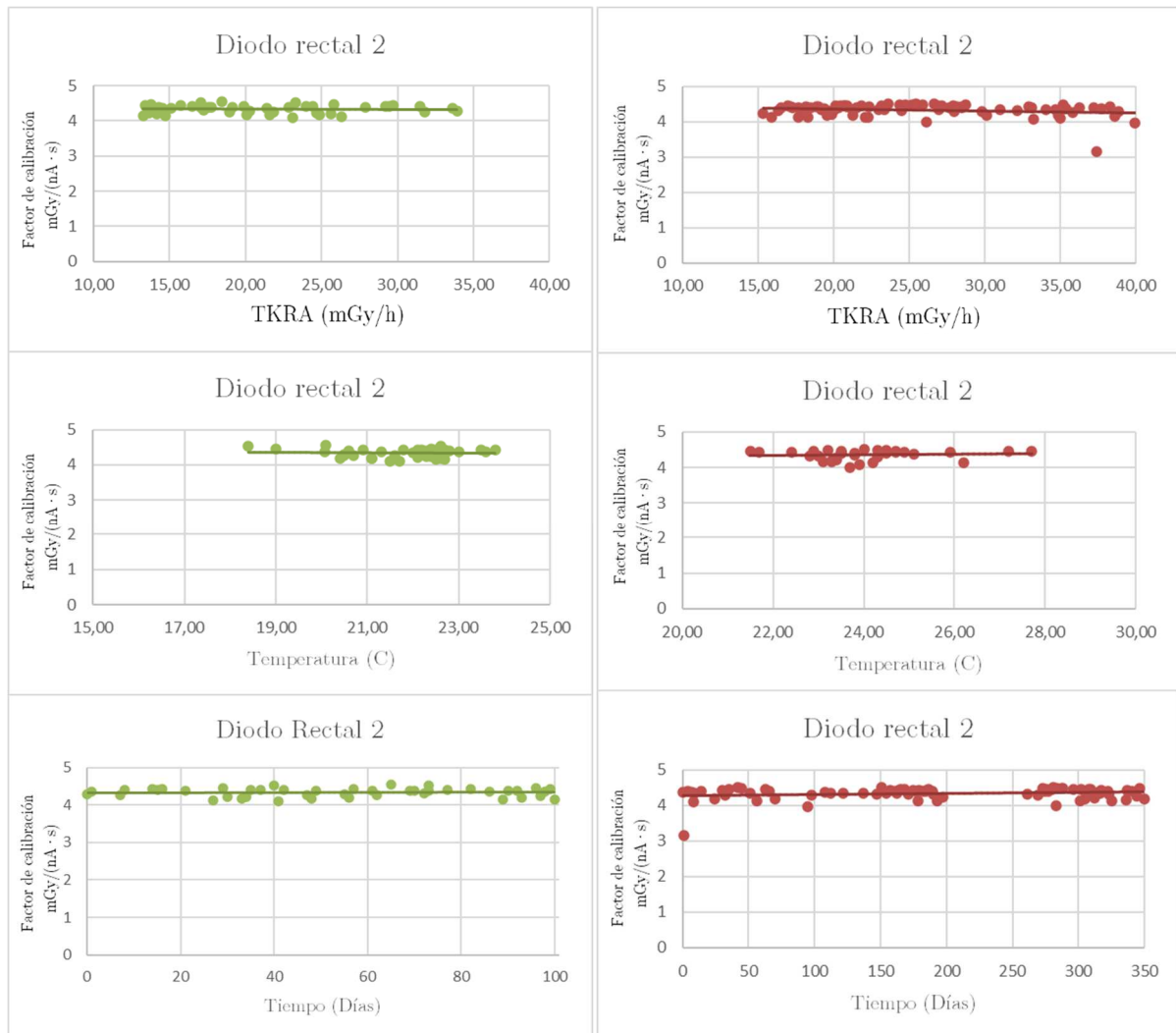


Figura 9-2: Diodo rectal 2

Gráficas correspondientes al diodo rectal 3 (R3)

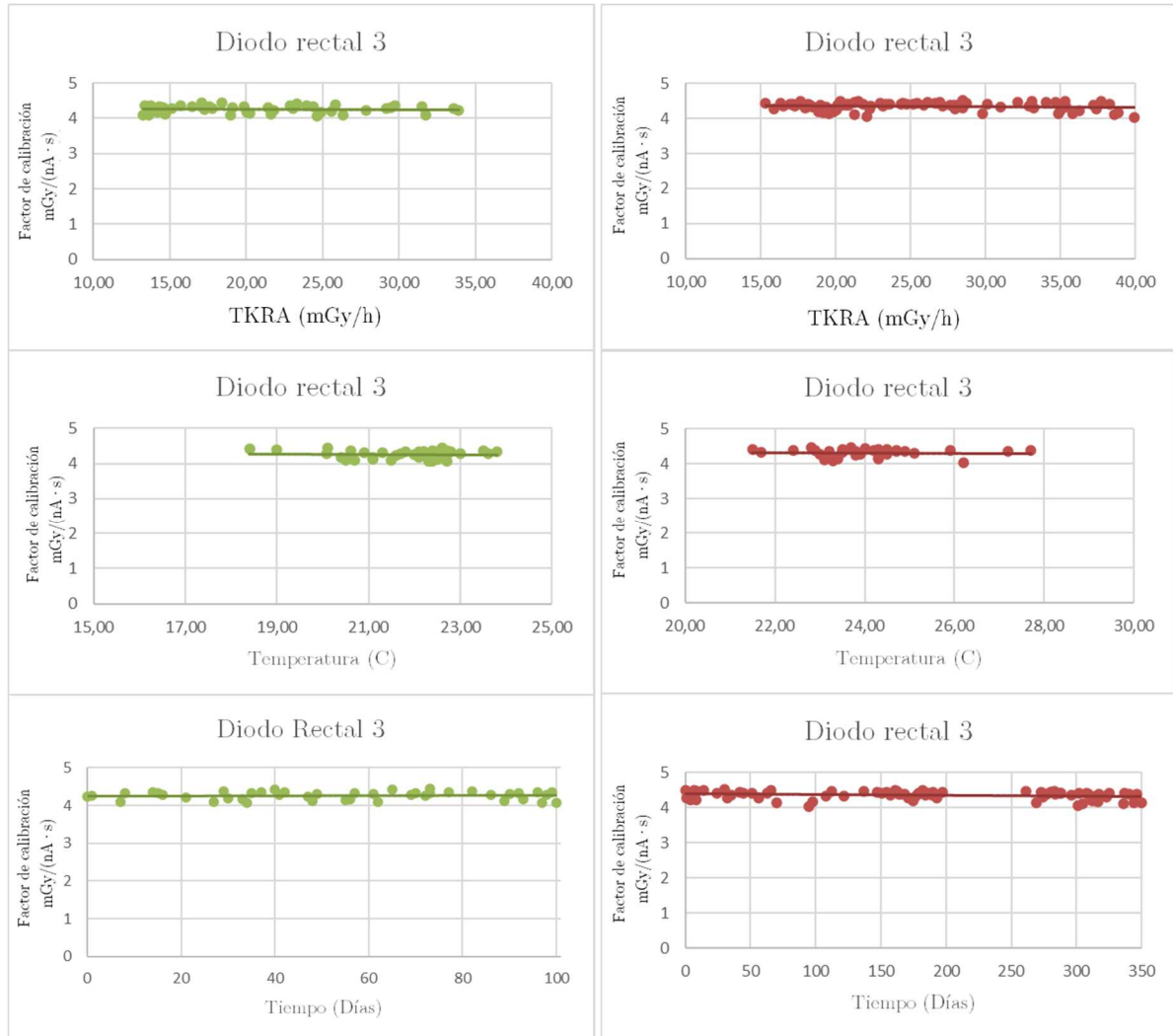


Figura 9-3: Diodo rectal 3

Gráficas correspondientes al diodo rectal 4 (R4)

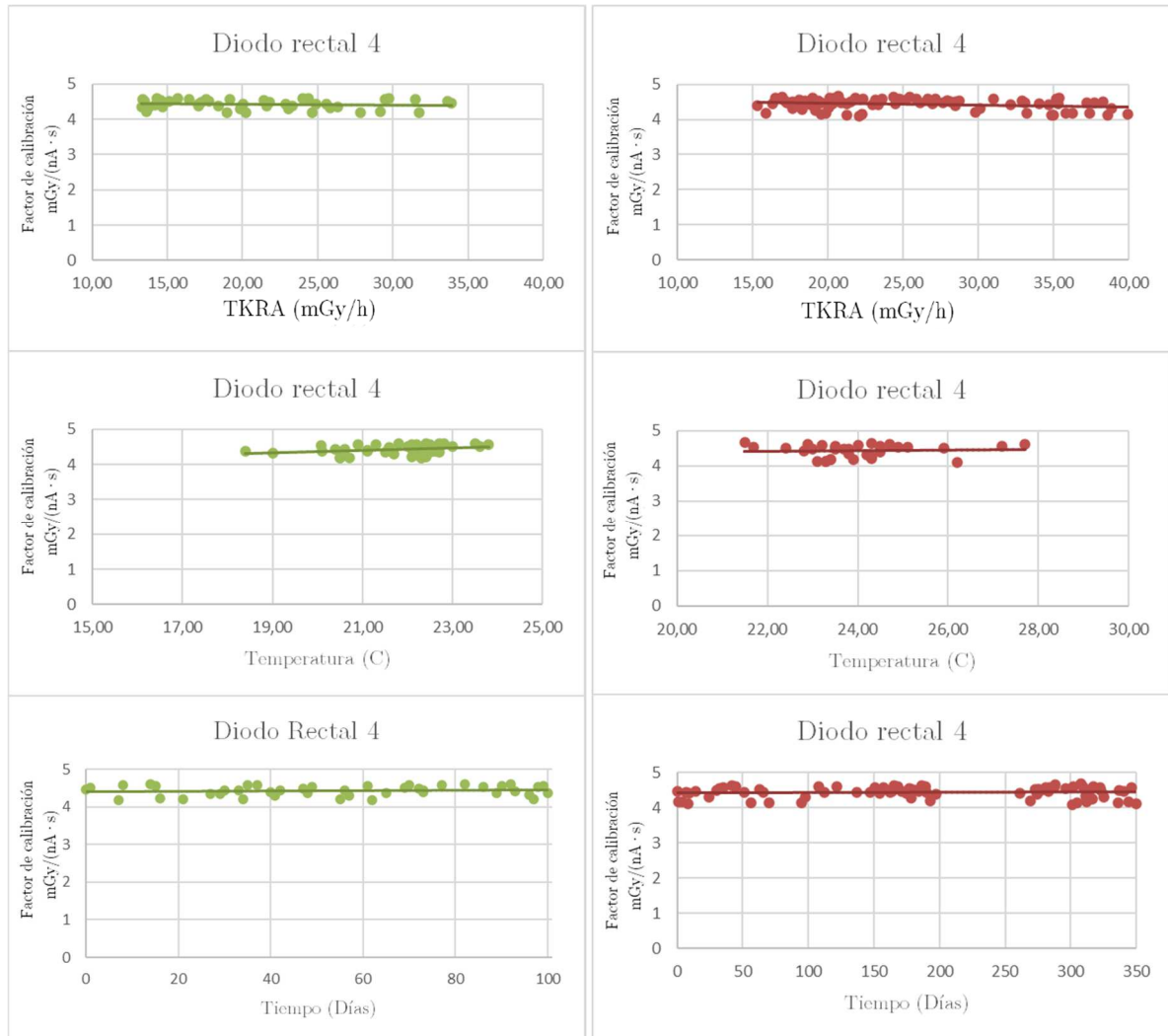


Figura 9-4: Diodo rectal 4

Gráficas correspondientes al diodo rectal 5 (R5)

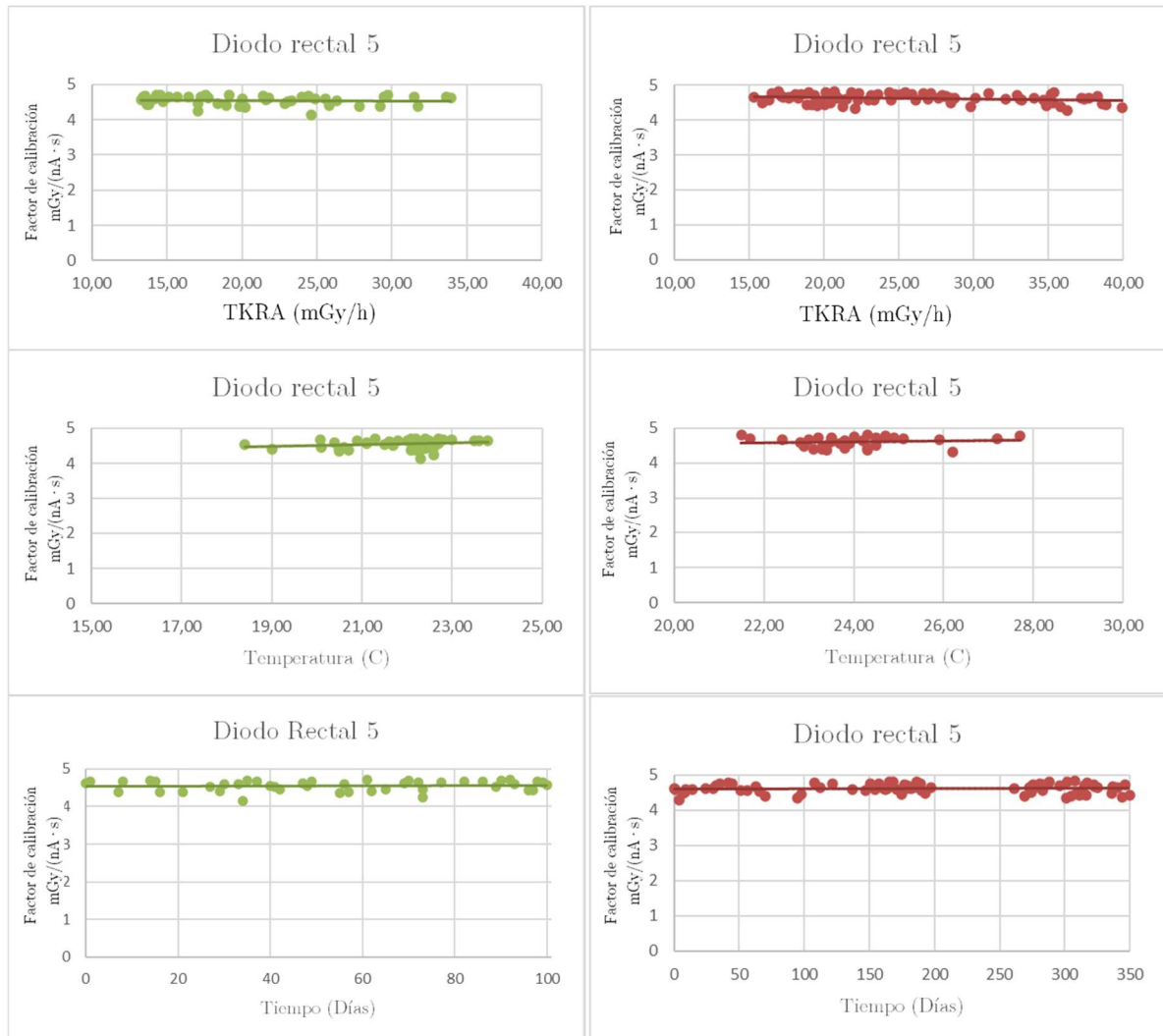


Figura 9-5: Diodo rectal 5

10 Apéndice 3

Tabla 10-I: Resultados y desviaciones de los diodos rectales 2 y 3

Diodo rectal 2				Diodo rectal 3			
CR1 (Gy)	TR1 (Gy)	Desv. Rel. (%)	Desv. Abs. (Gy)	CR1 (Gy)	TR1 (Gy)	Desv. Rel. (%)	Desv. Abs. (Gy)
0,96	0,85	11,5	0,11	1,11	0,98	11,7	0,13
0,85	0,69	18,8	0,16	0,94	0,83	11,7	0,11
4,30	3,50	18,6	0,80	4,78	4,21	11,9	0,57
3,53	3,30	6,5	0,23	4,02	3,41	15,2	0,61
9,28	8,89	4,2	0,39	10,51	9,08	13,6	1,43
1,68	1,73	2,98	0,05	1,11	1,15	3,60	0,04
3,08	3,58	16,23	0,50	2,19	2,70	23,29	0,51
3,08	3,58	16,23	0,50	2,19	2,70	23,29	0,51
3,28	3,41	4,0	0,13	2,18	2,14	1,8	0,04
1,02	0,85	16,67	0,17	1,75	1,60	8,57	0,15
2,66	2,52	5,3	0,14	3,47	3,39	2,3	0,08
2,99	2,25	24,7	0,74	3,59	3,04	15,3	0,55
3,03	3,76	24,1	0,73	2,60	3,74	43,8	1,14
2,02	2,35	16,3	0,33	2,81	3,04	8,2	0,23
3,81	3,93	3,1	0,12	3,21	3,85	19,9	0,64
2,79	2,93	5,02	0,14	2,85	2,73	4,21	0,12
3,31	3,74	12,99	0,43	4,21	5,57	32,30	1,36
3,40	3,45	1,5	0,05	2,61	2,23	14,6	0,38
3,79	3,58	5,5	0,21	3,58	3,30	7,8	0,28
3,33	3,34	0,30	0,01	3,90	4,92	26,15	1,02
5,28	5,61	6,3	0,33	3,28	3,28	0,0	0,00
3,71	3,86	4,0	0,15	2,54	2,77	9,1	0,23
1,40	1,69	20,7	0,29	0,84	0,97	15,5	0,13
3,75	3,79	1,07	0,04	2,84	3,05	7,39	0,21
1,66	1,61	3,01	0,05	2,37	2,13	10,13	0,24
1,77	1,92	8,47	0,15	2,51	2,87	14,34	0,36
3,08	2,67	13,3	0,41	3,10	3,00	3,2	0,10
3,96	3,95	0,25	0,01	2,67	2,95	10,49	0,28
3,88	4,72	21,6	0,84	2,42	2,70	11,6	0,28
3,49	3,79	8,60	0,30	2,35	2,38	1,28	0,03
1,82	1,42	22,0	0,40	2,92	2,78	4,8	0,14
6,94	6,24	10,1	0,70	6,03	6,47	7,3	0,44
3,46	3,15	8,96	0,31	2,10	2,07	1,43	0,03

Promedio	10,4	0,301
Desviación	8	0,24

Promedio	12,0	0,375
Desviación	10	0,38

Tabla 10-II: Resultados y desviaciones de los diodos rectales 4 y 5

Diodo rectal 4				Diodo rectal 5			
CR1 (Gy)	TR1 (Gy)	Desv. Rel. (%)	Desv. Abs. (Gy)	CR1 (Gy)	TR1 (Gy)	Desv. Rel. (%)	Desv. Abs. (Gy)
1,20	1,07	10,8	0,13	1,22	1,12	8,2	0,10
0,99	0,86	13,1	0,13	1,01	0,89	11,9	0,12
5,02	4,35	13,3	0,67	5,13	4,51	12,1	0,62
3,78	3,29	13,0	0,49	3,34	3,00	10,2	0,34
9,97	8,82	11,5	1,15	8,95	8,12	9,3	0,83
0,77	0,78	1,30	0,01	0,55	0,56	1,82	0,01
1,23	1,57	27,64	0,34	0,78	0,93	19,23	0,15
1,23	1,57	27,64	0,34	0,78	0,93	19,23	0,15
1,20	1,08	10,0	0,12	0,69	0,61	11,6	0,08
2,57	2,48	3,50	0,09	2,80	3,11	11,07	0,31
3,00	3,29	9,7	0,29	1,99	2,47	24,1	0,48
3,67	3,83	4,4	0,16	2,92	3,72	27,4	0,80
1,71	2,54	48,5	0,83	1,07	1,54	43,9	0,47
2,92	2,89	1,0	0,03	2,38	2,31	2,9	0,07
1,94	2,95	52,1	1,01	1,10	2,00	81,8	0,90
2,41	2,18	9,54	0,23	1,65	1,80	9,09	0,15
3,78	4,95	30,95	1,17	2,40	2,92	21,67	0,52
1,69	2,38	40,8	0,69	0,99	1,51	52,5	0,52
2,43	2,38	2,1	0,05	1,47	1,56	6,1	0,09
2,72	3,52	29,41	0,80	1,71	2,13	24,56	0,42
1,96	1,94	1,0	0,02	1,20	1,16	3,3	0,04
1,44	1,54	6,9	0,10	0,82	0,88	7,3	0,06
0,53	0,61	15,1	0,08	0,36	0,41	13,9	0,05
1,47	1,69	14,97	0,22	0,71	0,82	15,49	0,11
3,46	3,00	13,29	0,46	4,48	3,82	14,73	0,66
3,03	3,89	28,38	0,86	3,26	4,13	26,69	0,87
2,51	2,57	2,4	0,06	1,44	1,53	6,3	0,09
1,47	1,75	19,05	0,28	0,80	0,95	18,75	0,15
1,42	1,45	2,1	0,03	0,86	0,88	2,3	0,02
1,38	1,49	7,97	0,11	0,91	0,99	8,79	0,08
2,89	3,23	11,8	0,34	1,83	2,43	32,8	0,60
3,20	4,40	37,5	1,20	1,66	2,26	36,1	0,60
1,12	1,13	0,89	0,01	0,63	0,62	1,59	0,01

Promedio	15,8	0,379
Desviación	14	0,38

Promedio	18,1	0,317
Desviación	17	0,29

Tabla 10-III: Resultados y desviaciones del diodo vesical

Diodo vesical			
CR1 (Gy)	TR1 (Gy)	Desv. Rel. (%)	Desv. Abs. (Gy)
1,15	0,98	14,8	0,17
0,94	0,81	13,8	0,13
4,77	4,07	14,7	0,70
4,03	3,89	3,5	0,14
10,53	10,19	3,2	0,34
4,87	3,98	18,28	0,89
3,02	2,74	9,27	0,28
2,48	2,36	4,84	0,12
3,05	2,89	5,2	0,16
2,27	2,08	8,37	0,19
2,56	2,65	3,5	0,09
3,62	3,08	14,9	0,54
3,93	3,44	12,5	0,49
3,02	2,68	11,3	0,34
12,58	10,67	15,2	1,91
1,67	1,78	6,59	0,11

Promedio	10,0	0,413
Desviación	5	0,46

11 Lista de acrónimos y abreviaturas

Abreviatura	Significado
LET	Trasferencia lineal de energía
ADN	Ácido desoxirribonucleico
KERMA	Kinetic energy released per unit mass
TKRA	Tasa de kerma con referencia en aire
ICRU	Comisión internacional de unidades y medidas radiológicas
DIV	Dosimetría in vivo
ZCE	Zona de carga espacial
HDR	High dose rate
LDR	Low dose rate
SagiNova	Unidad de HDR de Eckert&Ziegler
Ir	Iridio
PMMA	Polimetilmetacrilato
Fantoma	Maniquí utilizado en pruebas y calibraciones radiológicas
AAPM	American association of physicits in medicine
Gy	Gray
TAC	Tomografía axial computarizada
SD	Desviación estándar
abs.	Absoluto
acc.	Accidental
esc.	Escalar