



TRABAJO FIN DE MÁSTER

Implementación en el H.C.U. Lozano Blesa de una técnica de rutina para la verificación de la constancia de dosis en aplicadores Leipzig usando una cámara pozo

Autor

Álvaro Ezquerro Sastre

Director

Sheila Calvo Carrillo
Alejandro Barranco López

Ponente

Theopisti Dafni

Facultad de Ciencias
Departamento de Física Teórica

Junio 2022

Índice

1. Introducción	1
1.1. Magnitudes dosimétricas	1
1.2. Braquiterapia	2
1.2.1. Especificación de las fuentes	3
1.3. Objetivo y metodología	3
2. Instrumentación	5
2.1. Fuente radiactiva	6
2.2. Equipo de carga diferida	6
2.3. Cámara pozo	6
2.4. Aplicador Leipzig e inserto plástico	7
2.5. Electrómetro	9
3. Verificación posicional intrínseca	10
3.1. Procedimiento explícito para la verificación	11
4. Verificación posicional clínica	13
4.1. Carga de tránsito	14
4.2. Isotropía	15
4.3. Holgura del inserto	18
4.4. Repetibilidad y reproducibilidad	19
4.5. Posición de la fuente	20
4.6. Tolerancia	21
5. Alternativa al inserto	22
6. Conclusiones	24
Bibliografía	25

1. Introducción

Las radiaciones ionizantes son capaces de generar un daño biológico allí donde depositen su energía. En personas sanas se debe evitar recibir este tipo de radiaciones, ya que son perjudiciales para la salud. Sin embargo, en algunas enfermedades en las que aparecen masas tumorales malignas, el tratamiento consiste en dañar el tejido de estas masas para eliminarlo o reducirlo. Una de las opciones para realizar este daño biológico a los tejidos malignos es la radioterapia, cuya mayor ventaja frente a otros tratamientos oncológicos (como la quimioterapia) es su capacidad de localizar de forma más precisa este daño biológico en la zona afectada, perjudicando lo menos posible al resto de tejidos sanos. Las técnicas de tratamientos de radioterapia pueden ser externa, intraoperatoria o braquiterapia.

En la radioterapia externa se utilizan aceleradores lineales para generar un haz de electrones o fotones de alta energía (del orden del MeV o decenas de MeV) que incide sobre el paciente. La radioterapia externa permite obtener distribuciones de dosis muy homogéneas en el volumen tumoral a tratar. Por otro lado, la radioterapia intraoperatoria utiliza aceleradores de pequeño tamaño que irradian el volumen de interés en una sola sesión durante la operación quirúrgica, aprovechando que el volumen en cuestión ha quedado expuesto durante la operación. En la braquiterapia se utilizan fuentes radiactivas encapsuladas colocadas en contacto o cerca del tejido a tratar.

Para lograr los objetivos de los tratamientos de radioterapia, se debe conocer cuán es el depósito de energía de las radiaciones incidentes en los tejidos. Las magnitudes que cuantifican los efectos de la radiación sobre el organismo son las magnitudes dosimétricas. A continuación, se definen en base al informe 85a de la *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) [1] las magnitudes dosimétricas principales: el kerma, la dosis absorbida y la exposición.

1.1. Magnitudes dosimétricas

El kerma, acrónimo de *kinetic energy released per unit mass*, es una magnitud dosimétrica aplicable a radiaciones indirectamente ionizantes (fotones y neutrones) definida como

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

donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por las partículas no cargadas (la radiación original) en un material de masa dm . Su unidad en el SI es el gray, $Gy = J\ kg^{-1}$.

En el caso de fotones, su energía se libera en la materia en dos pasos. Primero, la energía de los fotones se transfiere en forma de energía cinética a partículas cargadas secundarias (electrones) mediante efecto fotoeléctrico, efecto Compton o producción de pares. Posteriormente, estas partículas cargadas transfieren parte de su energía cinética al medio mediante excitaciones atómicas e ionizaciones y otra parte se libera en forma de pérdidas radiativas como la radiación de frenado (*bremsstrahlung*) o aniquilación. El kerma cuantifica el primer paso y la dosis absorbida cuantifica la energía impartida al medio material en el segundo paso.

Por lo tanto, la dosis absorbida es una magnitud dosimétrica aplicable a todo tipo de radiaciones (ionizantes directa e indirectamente) definida como

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (1.2)$$

donde $d\epsilon$ es la diferencia entre todas las energías entrantes y salientes (energía impartida) en un material de masa dm . Su unidad es el $\text{Gy} = \text{J kg}^{-1}$.

Otra magnitud dosimétrica es la exposición, definida como el cociente

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.3)$$

donde dQ es el valor de la carga total (de un único signo) producidos en el aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en una masa de aire dm han sido detenidos por completo en el seno de aire. La unidad tradicional es el roentgen $R = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{C/kg}$.

Si se considera estas magnitudes por unidad de tiempo se las denomina tasa de kerma $\dot{K} = \frac{dK}{dt}$, tasa de dosis absorbida $\dot{D} = \frac{dD}{dt}$ y tasa de exposición $\dot{X} = \frac{dX}{dt}$.

1.2. Braquiterapia

La principal ventaja de la braquiterapia frente a la teleterapia (radioterapia externa) es la rápida caída de la dosis alrededor de la fuente debido a la ley de la inversa del cuadrado de la distancia, que permite proteger el tejido sano próximo. La fuente radiactiva puede colocarse en el paciente de diversas formas. En la braquiterapia intersticial el material radiactivo se implanta en el interior del tumor o zona a tratar mediante unos hilos plásticos o agujas vectoras (rígidas) por los que se introduce el material radiactivo para transportarlo al interior del volumen de interés. En la braquiterapia endocavitoria se introduce la fuente radiactiva en el interior de cavidades naturales del cuerpo. Esta técnica se emplea principalmente en tratamientos ginecológicos mediante aplicadores rígidos o flexibles y moldes o cilindros vaginales. En la braquiterapia superficial, la fuente se coloca muy próxima a la lesión en la piel que se busca tratar. Pueden emplearse moldes personalizados a la anatomía del paciente [2] para ajustar y optimizar las distribuciones de dosis a la forma deseada o aplicadores rígidos como los Freiburg, Leipzig o Valencia.

Dentro de la braquiterapia se pueden utilizar fuentes con diferentes geometrías como hilos, múltiples semillas o una única fuente. También pueden distinguirse por su intensidad, denominándose por *Low Dose Rate* (LDR) si suministran una dosis en el rango 0.4 a 2 Gy/h o *High Dose Rate* (HDR) si superan los 12 Gy/h. Debido a esta diferencia en la tasa de dosis, las fuentes LDR se utilizan como implantes intersticiales permanentes que van depositando dosis al tumor mientras decaen a lo largo de toda la vida del paciente. En cambio, las fuentes HDR pueden utilizarse en braquiterapia superficial o braquiterapia intersticial pero, en este caso, como implantes temporales durante el tratamiento en el quirófano y son extraídos al finalizar la sesión. En este trabajo se emplea una fuente única HDR de ^{192}Ir .

1.2.1. Especificación de las fuentes

Las magnitudes más frecuentes de especificación de la capacidad irradiadora de las fuentes son la actividad aparente, la tasa de exposición nominal, tasa de kerma de referencia en aire y el *air kerma strength*.

- La tasa de exposición nominal es la tasa de exposición de la fuente a una distancia de 1 m, corregida por atenuación y dispersión del aire.
- La actividad aparente o equivalente se define como la actividad de una fuente puntual desnuda (sin encapsulamiento) del mismo isótopo que proporciona la misma tasa de kerma en aire a la misma distancia del centro de la fuente.
- La tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) se define como la tasa de kerma en aire en el seno de aire a una distancia de 1 m, corregida por la atenuación y dispersión del aire. Su unidad típica para fuentes HDR es mGy h^{-1} .
- El *air kerma strength* es la tasa de kerma en aire multiplicada por el cuadrado de la distancia de calibración. Su unidad es $\text{U} = \mu\text{Gy h}^{-1} \text{m}^2$.

De estas cuatro magnitudes, la más utilizada actualmente es la tasa de kerma de referencia en aire. En Estados Unidos, bajo la recomendación de la *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), se utiliza *air kerma strength* que es equivalente a la TKRA si se tiene en cuenta el cambio de unidades al considerar la distancia de calibración. Para la planificación de los tratamientos es también la TKRA la magnitud a considerar. Aun así, a lo largo de este trabajo se usará mayoritariamente la actividad aparente¹ ya que el equipo de carga diferida muestra la actividad. De esta forma será mucho más cómodo realizar las verificaciones rutinarias. Esto no supone mayor problema, ya que la TKRA y la actividad aparente se relacionan mediante la constante de tasa de kerma Γ_δ según

$$\dot{K}_R = \Gamma_\delta A. \quad (1.4)$$

Para las fuentes HDR de ^{192}Ir que se usarán en este trabajo el valor típico es $\Gamma_\delta = 4.07 \mu\text{Gy h}^{-1} \text{Ci}^{-1}$.

1.3. Objetivo y metodología

El Real Decreto 1998 [3] actualmente en vigor establece el programa de controles de calidad de las fuentes y equipos de braquiterapia. Con periodicidad diaria (en cada uso realmente) menciona que debe realizarse la «verificación de la posición de la fuente en toda su trayectoria y aplicadores». Pero esta verificación de la posición de la fuente puede distinguirse, según [4], en dos tipos:

- Verificación posicional intrínseca que consiste en la «comprobación de la exactitud posicional de la fuente, asegurando que el sistema de tracción sitúa la fuente en las posiciones programadas; todo ello, independientemente del aplicador que vaya a ser utilizado».
- Verificación posicional clínica que consiste en la «comprobación de la desviación de la posición de la fuente, asegurando que el sistema de tracción sitúa la fuente en las posiciones programadas particularizando al conjunto aplicador-tubo de transferencia que vaya a ser utilizado».

¹A menudo se simplificará “actividad aparente” por “actividad”.

La verificación posicional intrínseca puede realizarse diariamente sin problema con diferentes métodos como el maniquí de Williamson [5] o el inserto de DeWerd [6], que además permiten realizar simultáneamente el control de la TKRA y el temporizador; aunque el RD 1998 sea menos exigente en estos dos controles (periodicidad mensual). En el H.C.U. Lozano Blesa, el procedimiento utilizado es el segundo y se explica con detalle en la sección 3.

Por otro lado, como se indica en [4], la verificación posicional clínica es más difícil de realizar con la periodicidad diaria que establece el Real Decreto. Es aquí donde reside el objetivo principal de este trabajo: implementar una técnica de rutina para realizar la verificación posicional clínica que permita garantizar la constancia de dosis en los tratamientos de braquiterapia superficial con aplicadores Leipzig. La técnica de rutina será una adaptación a los aplicadores Leipzig tipo V de la técnica de verificación propuesta en [7] sobre aplicadores Leipzig tipo H. Además de la verificación posicional intrínseca es importante llevar a cabo también la verificación posicional clínica, ya que pequeñas desviaciones en el posicionamiento de la fuente radiactiva son la principal causa de desviaciones en la dosis administrada en tratamientos de braquiterapia. Al ser el conducto por donde pasa la fuente la parte menos robusta de los aplicadores Leipzig, algún pequeño golpe o daño en el manejo del aplicador podría terminar afectando a la trayectoria de la fuente y, finalmente, a su posicionamiento.

La metodología del trabajo consiste en la toma de medidas con la instrumentación detallada en la sección 2 y un inserto plástico, fabricado por impresión 3D, para mejorar la reproducibilidad de la técnica de verificación. Las medidas se corrigen a las condiciones climáticas de referencia (sección 2.3) y se toman en el modo corriente del electrómetro para evitar la carga de tránsito (sección 4.1). Antes de cada toma de medidas, se realiza la verificación posicional intrínseca (sección 3) para confirmar que el equipo se encuentra en buen estado. Se comprueba también que la orientación del aplicador no afecta a las medidas (sección 4.2).

Para estimar las tolerancias de los valores de referencia (sección 4.6) con los que comparar las verificaciones, se estudia la reproducibilidad mediante los cambios esperables en la ejecución rutinaria de la verificación: la colocación del equipo, las condiciones atmosféricas y la fuente radiactiva (sección 4.4). Como estimación de la sensibilidad de la técnica de verificación, se simula un fallo en el posicionamiento de la fuente por un daño en el aplicador variando de forma controlada este parámetro (sección 4.5). Por último, se propone una plantilla dibujada sobre una lámina de plástico transparente (sección 5) como alternativa al inserto.

2. Instrumentación

La instalación en la que se encuentra todo el equipo de medida es el quirófano de braquiterapia del H.C.U. Lozano Blesa. Esto se debe a que, pese a no ser necesario un quirófano en los tratamientos de braquiterapia superficial, el equipamiento es compartido con los tratamientos de braquiterapia intersiticial (principalmente próstata) y endocavitaria, los cuales sí requieren de una sala de quirófano. Además de estas condiciones de higiene y esterilización, las instalaciones cuentan con sistemas de seguridad ante contaminación, irradiación externa y protección física adecuados a este tipo de fuente radiactiva. Para reducir la exposición del personal hospitalario el equipo es de carga diferida automática, es decir, la fuente se coloca en el aplicador de forma remota a través del tubo de transferencia. Por ello, adyacente al quirófano se encuentra una sala de control desde la que se carga e inicia el plan del tratamiento. En la figura 1 se muestra un esquema de los distintos instrumentos y su disposición en las instalaciones con sus distintas conexiones.

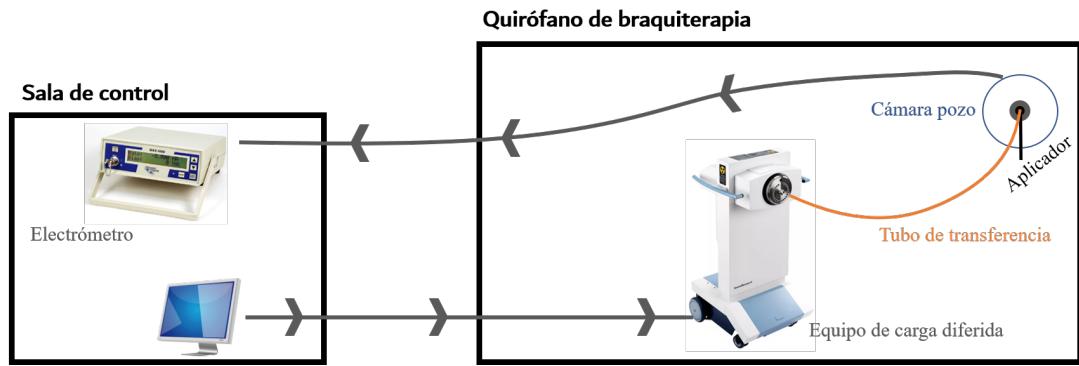


Figura 1: Esquema general de las instalaciones e instrumentos utilizados.

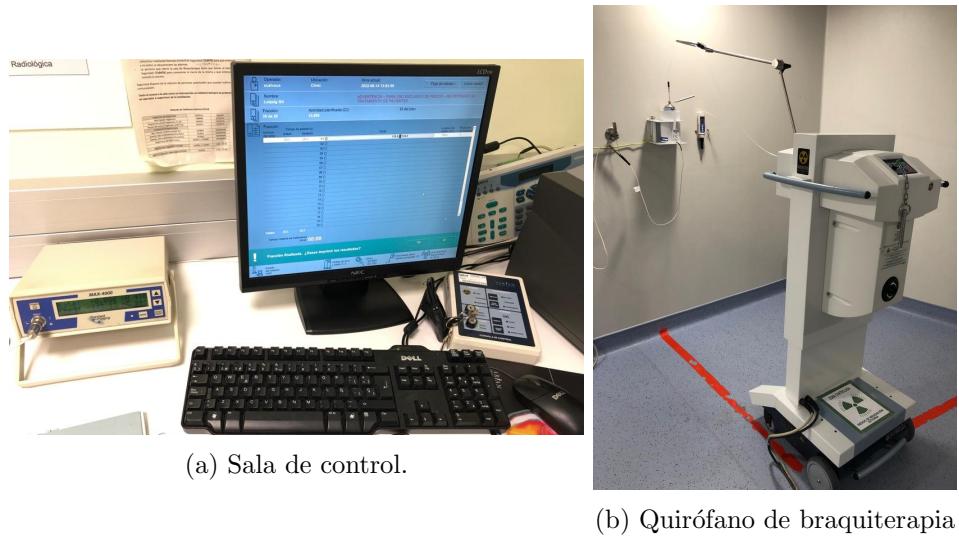


Figura 2: Fotografías de equipamiento utilizado en la sala de control y en el quirófano de braquiterapia.

2.1. Fuente radiactiva

Como ya se ha adelantada, la fuente radiactiva utilizada es de ^{192}Ir . El núcleo de iridio es un cilindro de 3.50 mm de largo y 0.70 mm de diámetro. El encapsulamiento de la fuente es de acero inoxidable y tiene un diámetro de 0.90 mm con forma cónica en la punta. Esta geometría se muestra en la figura 3. La energía promedio en la superficie de la fuente es 360.47 keV [8].



Figura 3: Geometría de la fuente de ^{192}Ir para el equipo GammaMedplus iX. Imagen original de [9].

2.2. Equipo de carga diferida

La fuente HDR de ^{192}Ir se encuentra en el interior del equipo de carga diferida mencionado anteriormente, que cuenta con el blindaje adecuado para minimizar la irradiación en el exterior mientras la fuente se encuentre almacenada en su interior (tasa de dosis en contacto de menos de $20 \mu\text{Sv}/\text{h}$ en el punto de tasa máxima y a 0.5 m de distancia se tiene la tasa de fondo). El equipo de carga diferida utilizado es el modelo GammaMedplus iX² de la compañía Varian Medical Systems. Esta unidad cuenta con 24 canales en los que se pueden programar hasta 60 posiciones de parada. La fuente se controla desde la consola de tratamiento, que es un ordenador colocado en la sala de control desde donde se selecciona el plan de tratamiento con los datos de las posiciones y tiempos de parada (corregidos por el decaimiento de la fuente). Antes de sacar la fuente radiactiva hasta el aplicador por el tubo de transferencia, el equipo de carga diferida comprueba el recorrido dos veces con una fuente simulada para verificar que no existen obstrucciones y que la longitud del conjunto aplicador-tubo es la establecida (1300 mm).

2.3. Cámara pozo

Como detector de radiación se utiliza una cámara pozo. Su principio de funcionamiento es el de una cámara de ionización, es decir, contiene un volumen de aire (abierto o cerrado) y un electrodo que recolecta las cargas generadas en la ionización de este aire debido a la radiación incidente. Las cámaras pozo tienen como particularidad su geometría cilíndrica en torno a una cavidad central donde se puede introducir la fuente y detectar en un ángulo sólido de casi 4π estereoradianes. Su geometría le otorga una buena reproducibilidad y facilidad de uso y, por ello, son el tipo de detector predominante para las medidas rutinarias y calibraciones en braquiterapia en la actualidad.

Siguiendo la recomendación de la IAEA [10], en este centro se utiliza una cámara pozo de aire abierto para evitar las pequeñas fugas del gas interior de las cámaras cerradas que provocan un cambio en su respuesta con el tiempo. En concreto, se usa el modelo Standard Imaging HDR 1000 plus³. Por ser de aire abierto, la densidad del aire ionizable en su interior es proporcional a

²<https://www.varian.com/es/products/brachytherapy/afterloaders-applicators/gammamedplus-ix>

³<https://www.standardimaging.com/brachytherapy/hdr-1000-plus-well-chamber/>

la presión e inversamente proporcional a la temperatura. Por ello, se deben corregir siempre las medidas a los valores de referencia $T_0 = 20^\circ\text{C}$ y $P_0 = 1013 \text{ mbar}$ mediante el factor de presión y temperatura

$$F_{PT} = \frac{T}{T_0} \cdot \frac{P_0}{P} = \frac{273.15 + T(\text{°C})}{293.15} \cdot \frac{1013 \text{ mbar}}{P}. \quad (2.1)$$

2.4. Aplicador Leipzig e inserto plástico

Los aplicadores Leipzig son un tipo de aplicador cónico especializado para el tratamiento de lesiones superficiales con fuentes HDR de ^{192}Ir . Existen dos fabricantes de este tipo de aplicadores: Nucletron y Varian Medical Systems. Ambos ofrecen dos tipos de aplicadores Leipzig. Los tipo H (horizontal) posicionan la fuente paralela a la superficie de tratamiento y los tipo V (vertical) la posicionan de forma perpendicular a la superficie. La planificación de tratamientos con estos aplicadores se basa en los estudios dosimétricos [11, 12, 13] por simulaciones MonteCarlo.

En el H.C.U. Lozano Blesa se dispone de dos aplicadores Leipzig tipo V fabricados para el GammaMedPlus iX de Varian. Los aplicadores son de diferente tamaño, siendo el grande el utilizado en casi todas las ocasiones. Por ello, este trabajo se centra en este aplicador grande. Además, para este aplicador tenemos también seis colimadores de diferentes tamaños. Cuatro de ellos son circulares con diámetros 45, 40, 35 y 30 milímetros y dos de ellos elípticos con dimensiones 45×25 y 30×20 milímetros. En la figura 4 se muestra una fotografía de los dos aplicadores y sus colimadores.

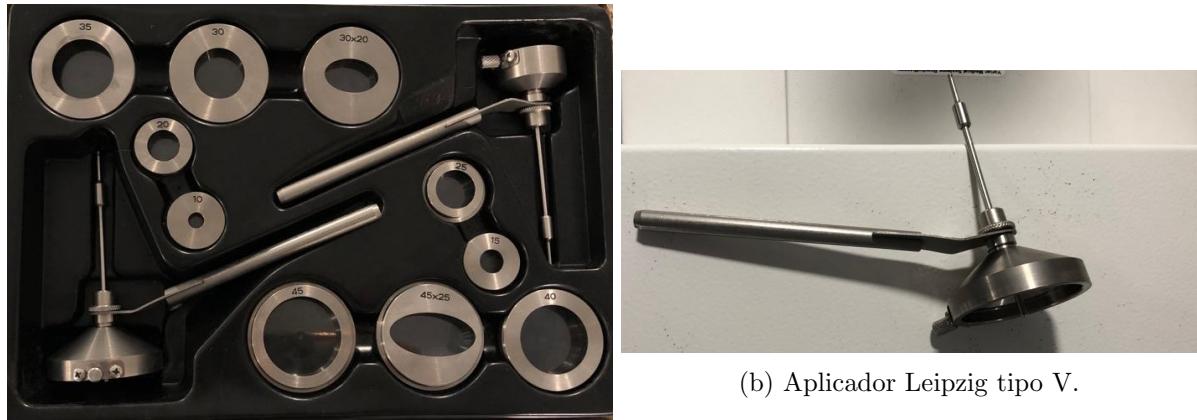


Figura 4: Fotografías de los aplicadores y colimadores disponibles en H.C.U. Lozano Blesa.

Para poder insertar el aplicador en la cámara pozo se diseña un inserto plástico fabricado por impresión 3D. La función del inserto es conseguir un posicionamiento reproducible del aplicador en la cámara pozo para realizar las verificaciones diarias. El inserto consta de dos piezas cilíndricas con diámetro interior de 5.4 cm en la pieza superior para que quede ajustado el aplicador en su interior y la pieza inferior con diámetro exterior de 3.5 cm para que encaje en la cavidad de la cámara pozo. Además, la pieza superior debe tener una apertura de 2.3 cm para el tornillo del aplicador que sujetta el colimador. En la figura 5 se muestra un corte transversal y una vista cenital del inserto.

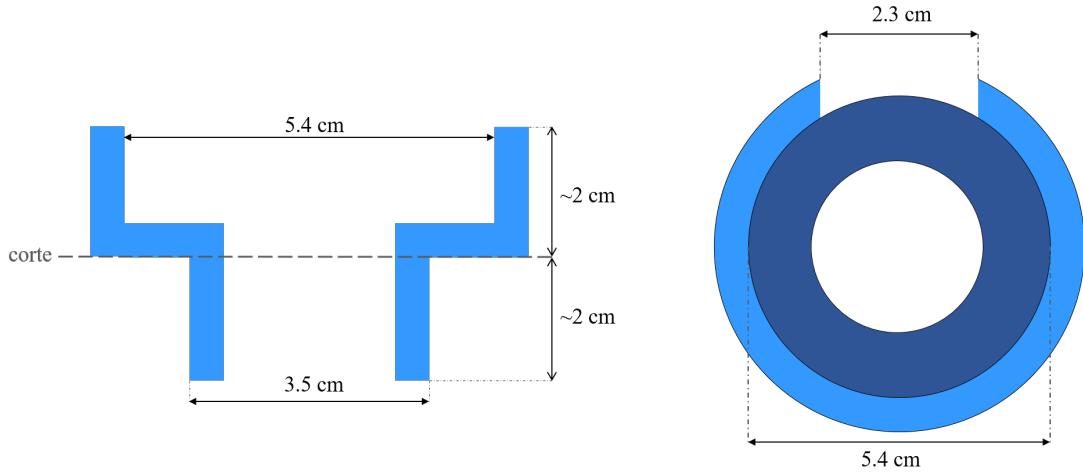


Figura 5: Diseño del inserto plástico de acople entre la cámara pozo y el aplicador Leipzig. A la derecha el plano cenital y a la izquierda un plano transversal. La línea discontinua denotada con ‘corte’ indica la separación de las piezas superior e inferior.

El aplicador se ajusta perfectamente al diámetro de la pieza superior sin holgura apreciable. Sin embargo, la pieza inferior es ligeramente más estrecha que la cavidad de la cámara pozo quedando un pequeño margen de desplazamiento. Se comprobará más adelante (ver sección 4.3) que este margen no es suficiente para afectar a las medidas. En la figura 6 se muestra el inserto con el aplicador y la cámara pozo.

Para el aplicador Leipzig pequeño se puede incorporar una pieza adicional dentro de la superior para acomodar el menor diámetro de este aplicador. Esta pieza adicional sería análoga a la superior pero con diámetro exterior de 5.4 cm, diámetro interior de 3.5 cm y apertura de 2.1 cm.

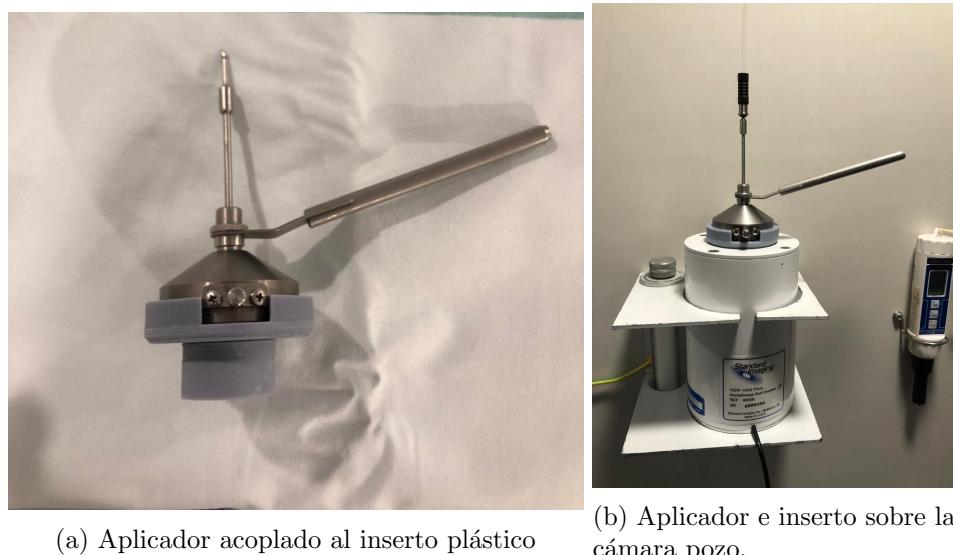


Figura 6: Fotografías del aplicador con el inserto y la cámara pozo. La imagen de la derecha corresponde a la disposición utilizada para las medidas con el tubo de transferencia conectado al aplicador.

2.5. Electrómetro

El electrómetro es un instrumento de medida de carga eléctrica que, en el ámbito de la física médica, está muy extendido. Esto se debe a que es el complemento idóneo de las cámaras de ionización, que generan una corriente eléctrica como respuesta a las radiaciones ionizantes incidentes. Los electrómetros permiten la obtención de dos magnitudes: la intensidad que recibe en cada instante y la carga total que resulta de integrar esta intensidad durante un cierto periodo de tiempo. Por lo general, la magnitud utilizada en los controles de dosis absoluta de los equipos de radioterapia es la carga.

En particular, el electrómetro disponible en la instalación de braquiterapia es el modelo Standard Imaging Electrometer Max-4000⁴. Como se muestra en la figura 1, el electrómetro se encuentra en la sala de control pese a estar conectado con la cámara pozo que se encuentra en el interior del quirófano. El electrómetro se opera con tensión de polarización de 300 V y tras esperar los 15 minutos de calentamiento.

⁴<https://www.standardimaging.com/electrometers/max-4000-plus-electrometer>

3. Verificación posicional intrínseca

Los equipos de braquiterapia de carga diferida utilizan un sistema óptico para monitorizar el movimiento del cable que contiene la fuente y así controlar el posicionamiento de la fuente. En el equipo GammamedPlus iX el catéter es de longitud fija y la posición cero es la correspondiente a la posición distal de la fuente con respecto al equipo. Como ya se ha detallado anteriormente, la verificación posicional intrínseca consiste en comprobar la exactitud del posicionamiento de la fuente, según las posiciones programadas, de forma independiente al aplicador que se utilice. El método de DeWerd [6] permite realizar esta verificación en equipos de HDR de carga diferida con un inserto específico (ver figura 7) en una cámara pozo.

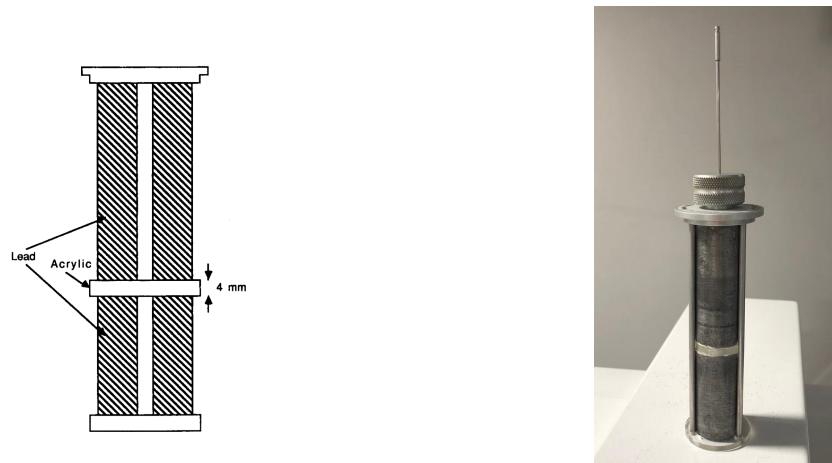


Figura 7: Inserto plomado DeWerd con una apertura para cámaras de ionización. A la izquierda (imagen original de [6]) esquema del inserto. A la derecha fotografía del inserto plomado empleado en el H.C.U. Lozano Blesa.

Según la posición de la fuente dentro del inserto, la apertura permitirá que mayor dosis llegue al aire de la cámara pozo. En la figura 8 se muestra la lectura de la intensidad en función de la posición de la fuente dentro del inserto.

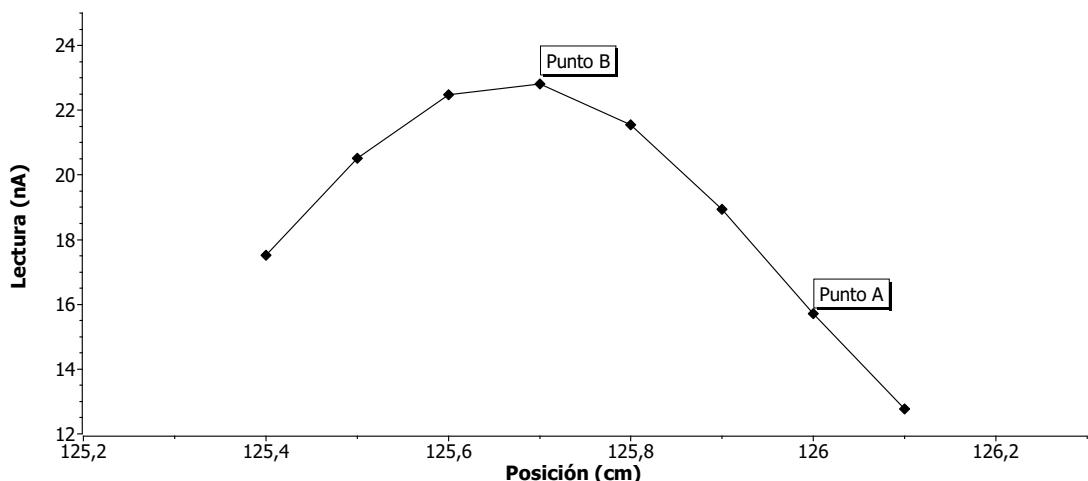


Figura 8: Respuesta de la cámara pozo según el posicionamiento de la fuente de ^{192}Ir dentro del inserto plomado DeWerd. Señalados los puntos A (en zona de pendiente) y B (en zona de meseta) seleccionados para realizar las medidas de los controles.

El procedimiento consiste en tomar lecturas de la cámara en dos diferentes posiciones del inserto DeWerd. La medida del punto A (ver figura 8) se realiza en la zona de pendiente, que coincide con el borde de la apertura del inserto, y la del punto B se realiza en la zona de meseta, que coincide con la apertura. Cambios en la lectura B indican diferencias en el tiempo o en la actividad aparente de la fuente. Por otro lado, cambios en la lectura A sin modificación en la lectura B son indicativos de errores en el posicionamiento de la fuente.

La función respuesta del sistema $K(x, t)$ con la fuente en la posición x y tiempo de exposición t se relaciona con la actividad $A_0 e^{-\lambda \tau}$ y la medida de la intensidad (estacionaria) $I(x)$ o la intensidad integrada $Q(x, t)$ mediante las ecuaciones (3.1)

$$\mathcal{K}(x) = \frac{I(x)F_{PT}}{A_0 e^{-\lambda \tau}} \quad (3.1a)$$

$$\mathcal{K}(x, t) = \frac{Q(x, t)F_{PT}}{A_0 e^{-\lambda \tau} t} \quad (3.1b)$$

donde F_{PT} es el factor de corrección por presión y temperatura, ecuación (2.1) de la cámara pozo. En la práctica este tiempo de exposición t tiene dos componentes: el tiempo configurado por el equipo t_{set} y el tiempo de tránsito t_{tr} . De esta forma, el tiempo es ligeramente mayor al que calcula el equipo

$$t = \beta t_{set} + t_{tr} \quad (3.2)$$

donde el parámetro β es un factor de proporcionalidad cuyo valor debe ser cercano a la unidad, ya que da cuenta de la precisión del equipo para medir el tiempo. El equipo también recalcula el tiempo del planificador t_{nom} , hallado suponiendo una actividad de la fuente de $A_{nom} = 10 \text{ Ci}$, para corregir el decaimiento radiactivo de la fuente. Por ello, hay que incluir un factor de corrección por actividad, ecuación (3.3), si se trabaja con los tiempos del planificador.

$$\mathcal{F}(\tau) = \frac{A_{nom}}{A(\tau)} = \frac{t}{t_{nom}} \quad (3.3)$$

3.1. Procedimiento explícito para la verificación

Se toman dos medidas de la intensidad estacionaria. Una en el punto A, $I(x_A)$, y la otra en el punto B, $I(x_B)$. También se toman dos medidas de la intensidad integrada (carga total) en el punto B, $Q(x_B, t_1)$ y $Q(x_B, t_2)$, para un tiempo del planificador $t_1 = 5 \text{ s}$ y $t_2 = 10 \text{ s}$. Con las dos primeras medidas de la intensidad puede obtenerse $\mathcal{K}(x_A)$ y $\mathcal{K}(x_B)$ según (3.1a) y comprobar que el posicionamiento de la fuente es correcto. Como se ha mencionado anteriormente, este método permite también el control de la TKRA y del temporizador, por lo que puede llevarse a cabo su verificación también con periodicidad diaria junto al posicionamiento intrínseco. Para comprobar la exactitud temporal se hallan los dos parámetros de la ecuación (3.2),

$$\beta = \frac{Q(x_B, t_2) - Q(x_B, t_1)}{I(x_B)} \cdot \frac{1}{(t_2 - t_1)\mathcal{F}} \quad (3.4a)$$

$$t_{tr} = \frac{Q(x_B, t_2)}{I(x_B)} - \beta t_2 \mathcal{F}, \quad (3.4b)$$

y la respuesta (3.1b) con la medida de la carga total en el punto B

$$\mathcal{K}(x_B, t_2) = \frac{Q(x_B, t_2) F_{PT}}{A_{nom} \mathcal{F}} \cdot (t_2 \mathcal{F} + t_{tr}). \quad (3.5)$$

El reducido grosor de la apertura del inserto provoca una alta sensibilidad al posicionamiento de la fuente, permitiendo obtener resolución submilimétrica. En concreto, una desviación de $\mathcal{K}(x_A)$ menor al 10% se relaciona con una desviación de la posición de la fuente menor a 0.5 mm y una desviación mayor del 20% supone un error en la posición mayor de 1.0 mm. Por otro lado, desviaciones menores al 1% en $\mathcal{K}(x_B)$ se relacionan con errores en actividad de la fuente menores a 0.1 Ci y en tiempos de parada menores a 0.1 s [14].

Los valores límites para el nivel de acción quedan establecidos para las magnitudes $\mathcal{K}(x_B)$ y $\mathcal{K}(x_B, t_2)$ en un $\pm 2\%$, y para $\mathcal{K}(x_A)$ y $\mathcal{K}(x_A)/\mathcal{K}(x_B)$ en un $\pm 20\%$. Como la dosis varía un 10% por cada milímetro en aplicadores Leipzig tipo V [11], queda asegurado que el error en el posicionamiento esté dentro de la incertidumbre del 10% con la que se trabaja en los tratamiento de braquiterapia de piel y la tolerancia ± 1 mm que exige el RD 1998.

Para detectar la fuente del fallo, si las medidas diarias no respetan estos límites, se sigue la tabla 1. Aunque, por lo general, no es necesario recurrir a esta tabla 1 ya que el posicionamiento es mucho más propenso a fallar que la estimación de la actividad o el temporizador del equipo.

Fuente del error	$\mathcal{K}(x_A)$	$\mathcal{K}(x_B)$	$\mathcal{K}(x_B, t_2)$	$\mathcal{K}(x_A)/\mathcal{K}(x_B)$
Actividad	Fuera	Fuera	Fuera	Dentro
Temporizador	Dentro	Dentro	Fuera	Dentro
Posición	Fuera	Dentro	Dentro	Fuera

Tabla 1: Fuente del error según qué magnitudes se encuentran fuera o dentro de los límites.
Tabla original de [6].

4. Verificación posicional clínica

Con la verificación intrínseca descrita en la sección 3 se comprueba el correcto funcionamiento del equipo de carga diferida y el tubo de transferencia, especialmente el posicionamiento. Como ya se ha mencionado, en la situación clínica interviene un aplicador cuya función es soportar la fuente durante el tratamiento y acomodar el perfil de dosis de la fuente para mejorar la planificación y el tratamiento. Sin embargo, en la verificación intrínseca descrita en la sección 3 no interviene el aplicador, por lo tanto, este elemento del tratamiento no se somete a control.

Como procedimiento de verificación clínica se propone colocar el aplicador con el colimador correspondiente sobre la cavidad de la cámara pozo y realizar la medida de la intensidad con el electrómetro, utilizando la configuración e instrumentos mencionados en la sección 2. Para mejorar la precisión de las medidas se puede utilizar un acople (el inserto plástico) entre la cámara y el aplicador para poder mantener las mismas condiciones en el control rutinario que en la obtención de los valores de referencia y su tolerancia. La verificación consistirá en tomar la intensidad medida por el electrómetro, que debe ser corregida por el factor de presión y temperatura F_{PT} de la ecuación (2.1) para tener en cuenta la diferente densidad de aire dentro de la cámara pozo. Además, la intensidad decaerá con la actividad de la fuente. Por lo tanto, la magnitud que debe mantenerse constante y a la que deben compararse las medidas que se realicen en la verificación es la tasa T , definida como el cociente entre la intensidad I corregida por F_{PT} y la actividad de la fuente A

$$T = \frac{I \cdot F_{PT}}{A}. \quad (4.1)$$

La posición de la fuente en el aplicador escogida para obtener los valores de referencia de la tasa para todos los colimadores es 128.5 cm. Es importante utilizar siempre la misma posición ya que cambios en ésta generan variaciones de la tasa mayores al 5 % (ver sección 4.5). Al estar utilizando la medida de intensidad del electrómetro no es importante el tiempo de exposición escogido, más allá de que sea suficientemente largo para poder tomar con comodidad la lectura de la intensidad en la situación estacionaria (pasado el tránsito de la fuente a su posición). Una propuesta razonable para el tiempo planificado serían unos 20 s.

Cabe destacar que, siguiendo la recomendación de [4], la magnitud habitual de trabajo al utilizar electrómetros en medidas de la TKRA es la carga en vez de la corriente I , ya que ésta última se mide de forma indirecta mediante la tensión en los bornes de una resistencia de alta impedancia que es susceptible a variaciones bajo cambios en la temperatura, tensión, humedad y envejecimiento. Por otro lado, el uso de la carga conlleva una incertidumbre asociada a la carga de tránsito que, además, decae con la actividad de la fuente. En este caso se elige corriente, puesto que no se necesita tanta precisión y estabilidad como en la determinación de la TKRA, se evita el efecto de la carga de tránsito y es una medida mucho más cómoda. Es decir, si la TKRA se midiera con corriente, la impedancia podría deteriorarse con el tiempo y al cabo de los años el electrómetro cambiaría su respuesta y, por tanto, determinar una TKRA diferente. Para medir la constancia del aplicador, si la variación fuera muy grande (que no va a ser el caso) podría salirse de tolerancia. En esa situación habría que analizar cómo se comporta el electrómetro.

En la siguiente sección 4.1, se estudia el efecto de esta carga de tránsito en nuestro caso particular para justificar la elección de utilizar la medida de corriente. Posteriormente, se comprueba la invariabilidad de la configuración experimental a cambios en la orientación del aplicador respecto a la cámara (sección 4.2) y a la holgura del inserto en el interior de la cavidad de la cámara (sección 4.3). A continuación, en la sección 4.4, se analiza la repetibilidad y reproducibilidad del montaje utilizado para obtener los valores de referencia de la tasa y estimar la tolerancia aceptable para las futuras verificaciones rutinarias. Por último, se analiza en la sección 4.5 el posible resultado de un daño en el aplicador para valorar la capacidad de detectar estos daños de los valores de referencia y sus tolerancias. En la sección 4.6 se resumen estos valores de la tasas de referencia y las tolerancias sugeridas en base a la reproducibilidad.

4.1. Carga de tránsito

En un principio se trató de realizar la verificación en base a medidas de la carga que ofrece el electrómetro, ya que es una magnitud más estable y fiable que la intensidad como ya se ha mencionado. Esta carga total Q que ofrece el electrómetro consta de dos componentes

$$Q = Q_{est}(t_{nom}) + Q_{tr}(A) \quad (4.2)$$

donde Q_{est} es la carga recolectada desde que la fuente termina de colocarse en su posición hasta que la fuente empieza a retirarse. Esta carga estacionaria se recolecta con un ritmo (intensidad) constante durante un periodo de tiempo $t = t_{nom}\mathcal{F}(\tau)$. No depende de la actividad de la fuente porque el equipo corrige el decaimiento variando el tiempo de exposición mediante el factor de corrección por actividad según la ecuación (3.3). La otra componente es la carga de tránsito Q_{tr} que es aquella carga recolectada durante el tiempo que tarda la fuente en colocarse en su posición final y de retirarse por completo. Este tiempo de tránsito es el denotado como t_{tr} en la sección 3. Esta carga sí depende de la actividad, ya que no puede ser corregido con el factor de actividad al generarse mediante un tiempo de tránsito no modificable por el equipo.

Aumentando el tiempo de exposición se reduce la contribución de la carga de tránsito al ser Q_{est} proporcional a t_{nom} . Sin embargo, no puede tomarse un tiempo excesivamente alto ya que debe ser un procedimiento rápido para no ralentizar los tratamientos en la sala de braquiterapia. Para cuantificar esta carga de tránsito en los diferentes colimadores se toman medidas de la carga total Q y la intensidad estacionaria I (cuando ya está la fuente colocada en su posición). De esta forma, la carga de tránsito es

$$Q_{tr}(A) = Q - I \cdot t_{nom}\mathcal{F}. \quad (4.3)$$

Asumiendo que el tiempo de tránsito es constante, es natural suponer que Q_{tr} solo depende de la actividad y son proporcionales, $Q_{tr}(A) \propto A$. Por lo tanto, la magnitud de interés será la carga de tránsito por unidad de actividad

$$q_{tr} = \frac{Q_{tr}(A)}{A} = \frac{Q - I \cdot t_{nom}\mathcal{F}}{A}. \quad (4.4)$$

En la tabla 2 se muestra la carga de tránsito por actividad para los seis colimadores. El colimador 45 tiene una desviación más alta porque sus medidas se realizaron con t_{nom} cuatro

veces mayor que los 48.5 s del resto de colimadores. Por ello, y según (4.4), la incertidumbre de la medida en I se traslada a la q_{tr} cuatro veces más en el colimador 45 que en el resto de colimadores. Como era de esperar, la carga de tránsito aumenta con el área del colimador.

Colimador	45	40	35	45 × 25	30	30 × 20
q_{tr} (nC/Ci)	1.5	1.80	1.74	1.64	1.64	1.53
Desv. Estándar (nC/Ci)	0.2	0.05	0.02	0.04	0.05	0.03
Desv. Est. relativa (%)	13	3.0	1.2	2.5	3.3	2.2

Tabla 2: Carga de tránsito por actividad q_{tr} calculada usando la ecuación (4.4) a partir de medidas individuales de la carga total Q e intensidad estacionaria I .

Se puede estimar el error que se cometería al despreciar la carga de tránsito. El valor de referencia con el que se debería comparar las medidas diarias de carga es

$$Q_{ref} = Q \frac{t'_{nom}}{t_{nom}} + q_{tr} A \left(1 - \frac{t'_{nom}}{t_{nom}} + \frac{A'}{A} \right) \quad (4.5)$$

donde las magnitudes primadas son las condiciones de medida de la verificación. El tiempo que se usará para la verificación será de $t'_{nom} \approx 30$ s. La máxima actividad que se ha dispuesto de una fuente HDR de ^{192}Ir en el H.C.U. Lozano Blesa desde 2019 ha sido de $A' \approx 13$ Ci. Para el colimador 40 se ha usado $t_{nom} \approx 50$ s, $A \approx 5.4$ Ci y la lectura de carga Q en esas condiciones es del orden de $Q \approx 1000$ nC. Introduciendo estos valores en la ecuación (4.5) se obtiene un error del 3 % al despreciar el segundo término. Para el resto de colimadores también se obtiene un error similar, excepto en el colimador 45, que al tomar sus medidas con $t_{nom} = 194.5$ s se reduce a un 0.6 %. Por lo tanto, aún cabiendo la posibilidad de realizar la verificación clínica con la medida de la carga del electrómetro sin acometer la corrección por la carga de tránsito según la ecuación (4.5) (ya que es menor que la incertidumbre total del $\sim 10\%$ con la que se trabaja en braquiterapia) se estaría añadiendo una fuente de error no despreciable. Además, cabe destacar que esta corrección depende de la actividad de la fuente en el momento en el que se realice la verificación y, por lo tanto, se tiene un valor de la carga de referencia Q_{ref} diferente cada día.

Por todo esto, se considera como una mejor opción realizar la verificación clínica en base a las medidas de intensidad que ofrece el electrómetro. La sencillez de su análisis frente al caso de la carga compensa la menor estabilidad de la medida de intensidad. Afortunadamente, el rango de intensidades con el que se trabaja no coincide con el más problemático en este sentido, que son las intensidades muy bajas. Además, en la verificación posicional intrínseca también se utilizan medidas en corriente y, en años de experiencia realizando esta verificación, no se ha observado que resulte problemática la medida de intensidad.

4.2. Isotropía

La cámara pozo tiene simetría cilíndrica. Por lo tanto, no se espera una dependencia en las medidas con el ángulo de orientación del aplicador respecto a la cámara. Sin embargo, la cámara se encuentra anclada a un soporte fijo en la pared y se ha comprobado [15] que la radiación dispersada por una pared cercana a la cámara de ionización puede alterar la medida hasta un 1.1 %. Esta radiación dispersa podría afectar a las medidas de los aplicadores elípticos dependiendo de si el eje mayor es paralelo o perpendicular a la pared.

Para comprobar si este efecto u otros desconocidos afectan a la isotropía del conjunto cámara-aplicador, se realizan medidas para 7 orientaciones diferentes para los seis colimadores. En la figura 9 se muestran estas orientaciones escogidas, monitorizadas mediante la posición del asta del aplicador. Para los colimadores elípticos se ha mantenido el eje mayor de la elipse paralelo al asta del aplicador.

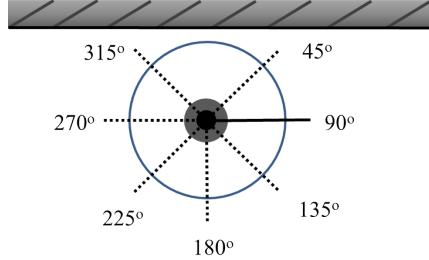


Figura 9: Esquema del plano cenital del conjunto cámara-aplicador. El círculo azul representa la cámara de ionización, el rectángulo sombreado la pared y el círculo gris y negro el aplicador. Las líneas discontinuas indexadas representan las siete orientaciones angulares en las que se ha colocado el asta del aplicador.

Con el montaje experimental descrito en la sección 2 se coloca el conjunto aplicador-inserto en la cámara de ionización con el asta del aplicador en las orientaciones que muestra la figura 9. En este caso, se escoge como medida la lectura de la carga total que ofrece el electrómetro, ya que se realizan las medidas en las mismas condiciones de actividad de la fuente y tiempo de exposición. Se toman un mínimo de dos medidas consecutivas para cada orientación y se compara gráficamente con la media en las gráficas de la figura 10. Cabe destacar que los errores de los puntos de la figura 10 son orientativos ya que se han obtenido como desviación de únicamente dos medidas, a excepción de la medida a 90° en la que se han utilizado cinco medidas. La media y la desviación estándar σ se realiza sobre todas estas medidas tomadas en cada colimador en cada posición angular.

Se observa que no existe ninguna tendencia significativa de la lectura de la carga con el ángulo de orientación que se mantenga a lo largo de los diferentes colimadores. En todo caso, podría parecer que en el colimador 45×25 existe cierta forma sinusoidal, sin embargo, esta supuesta forma sinusoidal se encuentra dentro del intervalo media $\pm \sigma$, algunos de los puntos tienen errores del orden de la desviación estándar σ y en el otro colimador elíptico (30×20) no se aprecia la misma tendencia. Por lo tanto, se concluye que el conjunto cámara-aplicador no presenta anisotropía o, en el caso de existir una dependencia con la orientación, ésta no sería significativa frente a la dispersión aleatoria de las medidas. Además, el error (recuérdese que se ha obtenido como la desviación estándar de medidas consecutivas en la misma posición angular) en los puntos a 90° , que es más fiable que en el resto de posiciones angulares, es similar a la desviación σ del conjunto de las medidas. Esto es un buen indicativo de que la dispersión de todas las medidas angulares es debido a la repetibilidad intrínseca del montaje experimental y no a una dependencia angular.

Por último, es importante insistir en que se puede trasladar a las medidas de intensidad estos resultados obtenidos con medidas de la carga porque se han tomado bajo las mismas condiciones de tiempo nominal y actividad de la fuente, es decir, con la misma carga de tránsito.

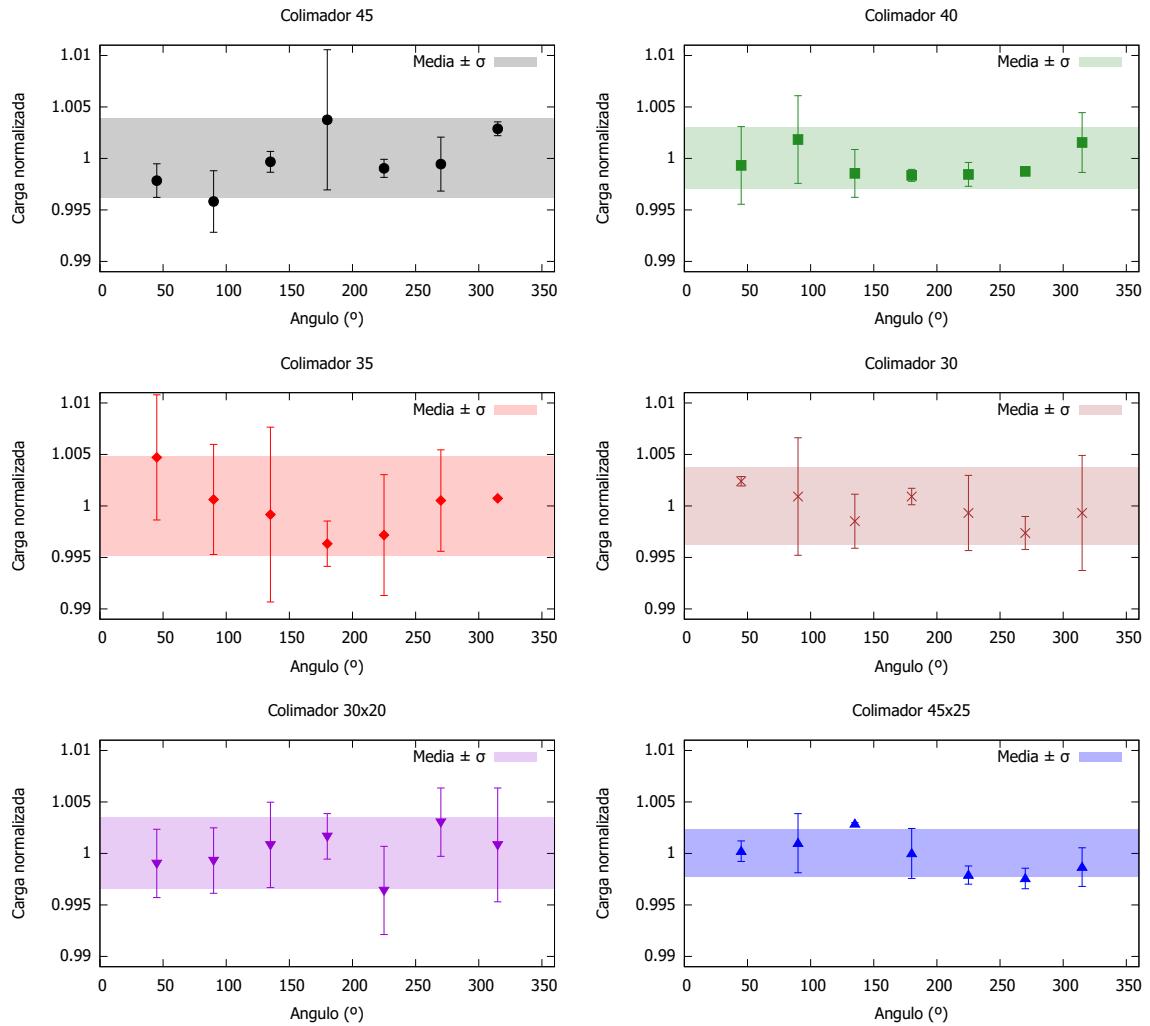


Figura 10: Lectura de la carga (normalizada a la media) para distintas orientaciones angulares del aplicador respecto a la cámara pozo. El sombreado corresponde al intervalo $(\text{media} \pm \sigma)/\text{media}$ donde σ es la desviación estándar muestral de todas las medidas individuales. Cada gráfica corresponde a un colimador diferente (indexados por sus dimensiones en mm).

4.3. Holgura del inserto

En esta sección se comprueba que la pequeña holgura (ya mencionada en la sección 2.4) del inserto al introducirse en la cavidad central de la cámara pozo no afecta a las medidas de manera significativa. Para realizar esta comprobación se toman medidas en las tres posiciones que se representan en la figura 11 (denotadas por P, C e I) del inserto respecto a la cavidad. Como se ha comprobado anteriormente que no hay anisotropía (ver sección 4.2), es suficiente con recorrer este margen en una sola dirección y, por ello, se han escogido estas tres posiciones.

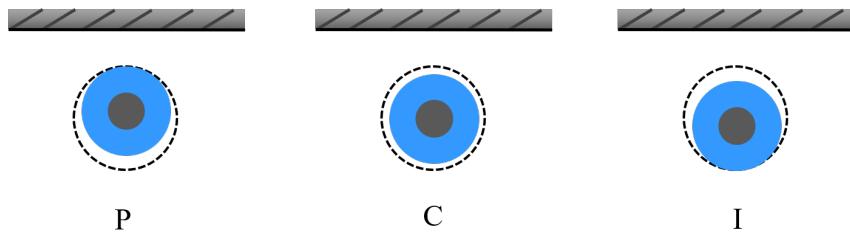


Figura 11: Representación de las posiciones del inserto dentro de la cavidad de la cámara pozo desde una vista cenital. El rectángulo sombreado representa la pared, la circunferencia discontinua la cavidad de la cámara y el círculo azul el inserto con el aplicador (círculo gris). A la izquierda la posición más cercana a la pared (P), en el medio la posición centrada (C) y a la derecha la posición más cercana al interior (I) del quirófano.

En cada posición se toman las medidas de la carga total que ofrece el electrómetro, ya que se realizan en las mismas condiciones de actividad de la fuente y tiempo de exposición. Al igual que en la comprobación de la isotropía, se toman dos lecturas consecutivas para cada posición P, C e I y se compara gráficamente con la media y la desviación estándar σ (que se calcula sobre todas las medidas individuales) en la gráfica de la figura 12. Se observa claramente que este margen en la posición entre el inserto y la cavidad no es suficiente como para afectar a la medida de la carga.

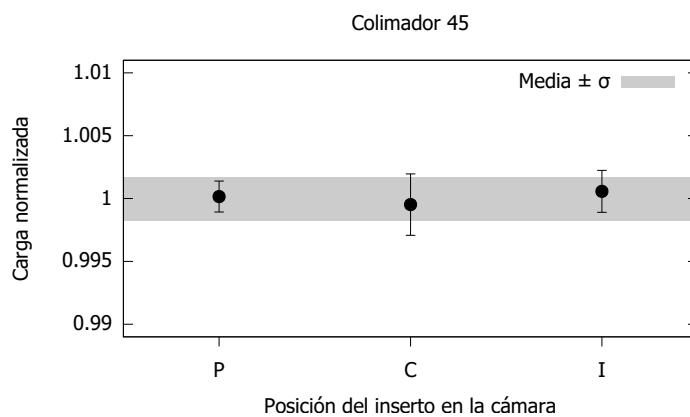


Figura 12: Lectura de la carga (normalizada a la media) para distintas posiciones P, C e I del inserto respecto a la cavidad de la cámara pozo. El sombreado corresponde al intervalo ($\text{Media} \pm \sigma$) / media donde σ es la desviación estándar muestral de todas las medidas individuales.

4.4. Repetibilidad y reproducibilidad

Como se ha explicado al comienzo de la sección 4, se trata de obtener unos valores de referencia de la tasa (intensidad medida en el electrómetro por unidad de actividad) con los que comparar las medidas diarias y verificar el correcto estado de los aplicadores. Para ello, es necesario estimar correctamente la repetibilidad y reproducibilidad de las medidas para obtener una tolerancia adecuada. Una subestimación de la reproducibilidad provocaría una alta frecuencia de medidas diarias fuera de la tolerancia pese a que el aplicador estuviese en buen estado. Por el contrario, una sobreestimación de la reproducibilidad provocaría que las medidas diarias estuvieran dentro de la tolerancia pese a que el aplicador estuviese dañado.

En este procedimiento de verificación clínica la repetibilidad da cuenta de la variación de la medida bajo las mismas condiciones de colocación del equipo de carga diferida (Gammamed Plus iX), tubo de transferencia e inserto-aplicador en la cámara pozo, mismas condiciones atmosféricas y la misma fuente. Para estimar esta repetibilidad se realizan medidas consecutivas sin tocar el montaje, es decir, sin entrar en el quirófano. En concreto, se han utilizado 5 medidas para todos los colimadores excepto el colimador 45 que se han usado 3 medidas. Los resultados se muestran en la tabla 3.

Colimador	45	40	35	45 × 25	30	30 × 20
T (nA/Ci)	2.180	2.113	1.948	1.846	1.786	1.470
Desv. Estándar (nA/Ci)	0.005	0.009	0.011	0.005	0.010	0.005
Desv. Est. relativa (%)	0.2	0.4	0.5	0.3	0.6	0.3

Tabla 3: Repetibilidad de la tasa para los seis colimadores, obtenida mediante la desviación estándar de medidas consecutivas de la intensidad.

Para este procedimiento de verificación clínica la reproducibilidad indica la variación de la medida al realizar el montaje experimental de nuevo. En este caso, se debe intentar introducir cambios que son esperables en la ejecución rutinaria de la verificación: la colocación del equipo, las condiciones atmosféricas y la fuente radiactiva. Para ello, la mejor opción es tomar las medidas en días diferentes y con varios cambios de fuente entre ellas. Sin embargo, la escasa disponibilidad del quirófano de braquiterapia y la larga duración (4 meses) de cada fuente impide tener estas condiciones óptimas para estimar la reproducibilidad. Aun así, para los colimadores 40 y 30 se ha podido tomar las medidas en 2 días diferentes y en 3 días distintos para el resto de colimadores. Además, hubo un cambio de fuente entre medidas, por lo que se realizaron con dos fuentes diferentes.

Para tener un número mayor de medidas se realizan varias medidas en cada uno de estos días. Cada medida de la intensidad se repite una vez para evitar inestabilidades puntuales. Tras ese par de medidas de intensidad consecutivas, se desmonta el conjunto inserto-colimador-aplicador, el tubo de transferencia se desconecta del equipo de carga diferida y del aplicador y se reacomoda la máquina de carga diferida en una nueva posición algo distinta de la anterior. Para el siguiente par de medidas de intensidad se recoloca de nuevo todo el montaje. De esta forma, se pretende simular al máximo la reproducibilidad propia de días diferentes en el mismo día. En total, para los colimadores 45, 30 y 35 se han tomado 5 pares de medidas de la intensidad y 6 para los colimadores 30, 45 × 25 y 30 × 20. Corrigiendo cada medida por su factor de presión,

temperatura y por la actividad, según la ecuación (4.1) y promediando se obtiene el resultado de la tasa para cada colimador mostrado en la tabla 4.

Colimador	45	40	35	45×25	30	30×20
T (nA/Ci)	2.162	2.111	1.968	1.837	1.780	1.470
Desv. Estándar (nA/Ci)	0.016	0.009	0.007	0.009	0.013	0.010
Desv. Est. relativa (%)	0.7	0.4	0.4	0.5	0.7	0.7

Tabla 4: Reproducibilidad de la tasa para los seis colimadores. Medidas tomadas en 2 (colimadores 40 y 35) o 3 (colimadores 45, 30, 45 × 25 y 30 × 20) días diferentes con un cambio de fuente (todos los colimadores).

Es de esperar que la desviación por reproducibilidad sea mayor que por repetibilidad y así es para todos los colimadores excepto el 35 donde la repetibilidad parece introducir mayor incertidumbre que la reproducibilidad. Analizando las 5 medidas de la repetibilidad de este colimador, se observa que hay una de ellas que sobresale del resto y omitiendo este valor se obtiene una desviación del 0.15 % que sí es bastante menor que la reproducibilidad. Bajo una perspectiva conservadora, no se ha optado por omitir esta medida para el resultado de la tabla 3 porque este 0.15 % parece subestimar la repetibilidad real al ser menor que el resto de desviaciones relativas mostradas en la tabla 3.

4.5. Posición de la fuente

En esta sección se trata de confirmar que esta tolerancia obtenida en base a la reproducibilidad es sensible a cambios en la integridad estructural del aplicador. La aproximación más directa a esta cuestión consistiría en realizar la verificación de aplicadores en mal estado y comprobar que se obtienen medidas fuera de los valores de referencia. Desafortunadamente, no se dispone de la opción de alterar los aplicadores. Es razonable pensar que el daño más probable sobre el aplicador sea sobre el conducto de la fuente hasta el grueso cónico. En este caso, la alteración de la forma del conducto provocaría un posicionamiento erróneo de la fuente en el aplicador.

Por lo tanto, se simula un fallo en el posicionamiento de la fuente por un daño en el aplicador variando de forma controlada este parámetro. Como el equipo permite elegir la posición con una resolución de 1 mm se estudia el caso de un desplazamiento +1 mm, -1 mm y -2 mm para los colimadores más representativos (el de 45, 40, 30 y 45 × 25). En la tabla 5 se muestran los resultados.

Δx (mm)	$\Delta T/T(\%)$
+1	+5
-1	-7
-2	-17

Tabla 5: Variación relativa de la tasa al desplazar la fuente respecto a la posición de referencia 128.5 cm.

La tolerancia escogida para los colimadores, incluso con factor de cobertura $k = 3$, es considerablemente menor que la variación del 5 % observada para $\Delta x = 1$ mm. Por lo tanto, se puede asegurar que este procedimiento de verificación clínica es sensible a daños en el aplicador que causen un fallo en el posicionamiento de la fuente del orden del milímetro.

4.6. Tolerancia

Dado este amplio margen entre la desviación por reproducibilidad (ver tabla 4) y la variación del 5 % observada para $\Delta x = 1 \text{ mm}$, es posible utilizar un factor de cobertura amplio, $k = 3$, para obtener la tolerancia final de la tasa de referencia (tabla 4) para cada colimador. Como se muestra en la tabla 6, esto supondría unas tolerancias entre el 1.2 y 2.1 % para los distintos colimadores.

Colimador	45	40	35	45 × 25	30	30 × 20
T_{ref} (nA/Ci)	2.162	2.111	1.968	1.837	1.780	1.470
Tolerancia (%)	2.1	1.2	1.2	1.5	2.1	2.1

Tabla 6: Resultado de la tasa de referencia T_{ref} para la verificación posicional clínica y su tolerancia ($k = 3$) para cada colimador.

Otra opción, algo más cómoda en la implementación de la rutina de verificación, sería tomar una tolerancia común a todos los colimadores. En ese caso, resulta razonable sugerir la mayor de ellas como tolerancia única. Esto sería tomar una tolerancia del 2 % para todos los colimadores.

5. Alternativa al inserto

Estos buenos resultados son posibles gracias a la mayor reproducibilidad que otorga el inserto diseñado (ver figura 5) específicamente para el acople entre la cámara pozo y el aplicador. Sin embargo, es posible que algún Servicio de Física y Protección Radiológica no disponga de la capacidad para confeccionar este inserto. Para solventar este inconveniente se propone otra forma de acople alternativo al inserto plástico: una plantilla dibujada sobre una lámina de plástico transparente que se ajuste a las dimensiones de la cámara pozo.

En concreto, para la cámara pozo de Standard Imaging se pueden utilizar los tornillos de la tapa superior de la cámara como marcador. También, marcando la circunferencia del aplicador centrado con la cavidad de la cámara se consigue mayor reproducibilidad. La plantilla utilizada se muestra en la figura 13.



Figura 13: Plantilla dibujada sobre una lámina de plástico transparente. Recortada al diámetro total de la cámara pozo. Las cuatro cruces exteriores coinciden con los tornillos de la cámara para fijar la plantilla sobre ella. La circunferencia marca la posición del aplicador. La cruz interior indica el centro de la cavidad de la cámara.

Para este caso, se utiliza solo el colimador 45 ya que el objetivo es mostrar la capacidad de realizar la verificación clínica con esta alternativa más asequible para cualquier servicio de radiofísica. Se realizan las medidas de comprobación de isotropía de manera análoga a las realizadas con el inserto (ver sección 4.2) y se muestran en la figura 14. De igual forma, se obtiene que no hay una anistropía apreciable ni significativa para la precisión del conjunto experimental.

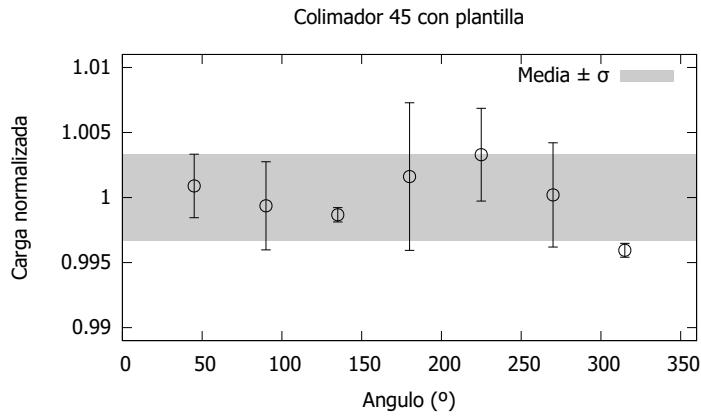


Figura 14: Lectura de la carga (normalizada a la media) para distintas orientaciones angulares del aplicador respecto a la cámara pozo con la plantilla como acople. El sombreado corresponde al intervalo $(\text{media} \pm \sigma)/\text{media}$ donde σ es la desviación estándar muestral de todas las medidas individuales.

A continuación se realizan las pruebas de repetibilidad y reproducibilidad, también siguiendo el mismo procedimiento que con el inserto (ver sección 4.4). En repetibilidad se han tomado 4 medidas consecutivas y en reproducibilidad se han tomado 4 pares de medidas (recuérdese la repetición de cada medida de forma consecutiva para evitar inestabilidades) en 3 días diferentes sin cambio de fuente. Los resultados se muestran en la tabla 7.

Prueba	Repetibilidad	Reproducibilidad
T (nA/Ci)	2.582	2.55
Desv. Estándar (nA/Ci)	0.009	0.03
Desv. Est. relativa (%)	0.3	1.3

Tabla 7: Resultado de repetibilidad (primera columna) y reproducibilidad (segunda columna) sobre la tasa con el colimador 45 y la plantilla como acople con la cámara pozo.

Como es de esperar, la reproducibilidad conlleva una desviación mayor que la repetibilidad. Además, este 0.3 % es similar a los valores de desviación obtenidos con el inserto (ver tabla 3). Este hecho es también esperable, ya que el acople (plantilla o inserto plástico) no interviene en las fuentes de error consideradas en repetibilidad. En cambio, es en la reproducibilidad donde sí interviene la colocación del aplicador sobre la cámara y, por ello, se encuentra esta diferencia entre usar la plantilla o el inserto plástico; siendo mucho menos reproducible (mayor desviación) el montaje con la plantilla. Aun así, esta desviación del 1.3 % permite poder realizar la verificación con un factor de cobertura $k = 2$, obteniendo una tolerancia del 2.6 % suficientemente amplia para que la verificación sea asequible y suficientemente restrictiva como para detectar daños en el aplicador que provocasen un error de posicionamiento de 1 mm (que supondría una variación aproximada del 5 % en la tasa).

6. Conclusiones

El objetivo principal del trabajo es implementar una técnica de rutina para realizar la verificación posicional clínica que permita garantizar la constancia de dosis en los tratamientos de braquiterapia superficial con aplicadores Leipzig tipo V en el H.C.U. Lozano Blesa. Esta técnica requiere de los instrumentos típicos de una instalación de braquiterapia como son la cámara pozo (abierta al aire) y un electrómetro. Además, el diseño y fabricación de un inserto plástico personalizado para la cámara pozo y el aplicador permite un procedimiento sencillo de implementar y muy reproducible. En el caso de no ser posible esta opción, también se ofrece la plantilla como una alternativa viable y más fácil de elaborar que el inserto plástico.

Se podría completar la verificación posicional clínica en un tiempo de entre 5 y 10 minutos (sin tener en cuenta el tiempo de calentamiento del electrómetro) con la elaboración de una hoja de cálculo que compare estos valores de referencia con la tasa calculada según (4.1) al introducir la medida de intensidad, actividad de la fuente, presión y temperatura. Realizar esta comprobación a continuación del procedimiento para la verificación posicional intrínseca (descrita en la sección 3), supondría un aumento en el tiempo de las comprobaciones de unos 5 minutos. Este ahorro de tiempo se debe a que la preparación del equipo de carga diferida, tubo de transferencia y el electrómetro (calentamiento) es la misma que en la verificación posicional intrínseca.

Como resultado principal del trabajo se han obtenido unos valores para las tasas de referencia y sus tolerancias (ver tabla 6) basadas en la reproducibilidad de la técnica implementada. Desde una perspectiva experimentada en estos equipos puede parecer que se ha obtenido unas desviaciones para la reproducibilidad más bajas de lo habitual. Quizá el ser conocedor de la forma óptima de colocación del equipo de carga diferida y el tubo de transferencia haya provocado una variabilidad menor en la reproducibilidad de las medidas. Una posible solución sería pedir a una tercera persona⁵, que vaya a estar involucrada en la realización de esta verificación, que coloque el equipo para tomar más medidas de reproducibilidad. Además, esto aumentaría la estadística de estos resultados que no es muy amplia. Por estos motivos, cabe la posibilidad de aumentar el nivel de tolerancia al 3 % si durante la ejecución de este procedimiento se observa una alta frecuencia de medidas fuera de la tolerancia inicial pero lejanas al 5 % (ver sección 4.5).

Por otro lado, se trató de obtener la dosis a diferentes profundidades en un material dispersor (maniquí de agua sólida) con una cámara de ionización (modelo Razor Nano Chamber). Con esta información se podría relacionar el nivel de tolerancia en la tasa con el nivel de incertidumbre en dosis y obtener los factores de correspondencia (siguiendo el método de [7]) para estos aplicadores Leipzig tipo V. Sin embargo, no fue posible obtener resultados concluyentes debido a que pequeñas incertidumbres en el posicionamiento del aplicador y de la cámara producían variaciones en las medidas mayores al 10 %. Otro factor que podría estar contribuyendo es la presencia de un zona fría (región con dosis un 15 % menor a la prescrita) en el centro de los aplicadores Leipzig tipo V de Varian [13]. Como continuación del trabajo podría plantearse la realización de este estudio de dosis a diferentes profundidades mediante técnicas con placas radiocrómicas, donde se puede establecer la profundidad con mayor exactitud usando planchas de agua sólida de espesor conocido.

⁵Técnico de radioterapia, facultativo especialista o residente de radiofísica hospitalaria.

Bibliografía

- [1] ICRU. Dosimetry. *Journal of the ICRU*, 11(1):23–28, 2011.
- [2] Jose L. Guinot, Agata Rembielak, Jose Perez-Calatayud, Silvia Rodríguez-Villalba, Janusz Skowronek, Luca Tagliaferri, Benjamin Guix, Victor Gonzalez-Perez, Vincenzo Valentini, and György Kovacs. Gec-estro acrop recommendations in skin brachytherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 126(3):377–385, Mar 2018.
- [3] Ministerio de Sanidad y Consumo. Real decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. *B.O.E.*, (206):29383–29394, Jul 1998.
- [4] José Pérez-Calatayud. *Fundamentos de Física Médica*, volume 5. Sociedad Española de Física Médica, 2011.
- [5] Olch A. Thomadsen B. Williamson J., Ezzel G. Quality assurance for high dose rate brachytherapy. *Capítulo 7 de High Dose Rate Brachytherapy: A Textbook*. Nag S., S. Futura Publishing Company, Inc. Armonk, NY.
- [6] Larry A. DeWerd, Paul Jursinic, Rebecca Kitchen, and Bruce R. Thomadsen. Quality assurance tool for high dose rate brachytherapy. *Medical Physics*, 22(4):435–440, 1995.
- [7] J. Pérez-Calatayud, D. Granero, F. Ballester, V. Crispín, and R. van der Laarse. Technique for routine output verification of leipzig applicators with a well chamber. *Medical Physics*, 33(1):16–20, 2006.
- [8] Randle E.P. Taylor Martin P. Martinov D. W. O. Rogers Habib Safigholi, Marc J.P. Chamberland and Rowan M. Thomson. Update of the clrp tg-43 parameter database for high-energy brachytherapy sources. *Medical Physics*, February 2022.
- [9] Brian E. Rasmussen, Stephen D. Davis, Cal R. Schmidt, John A. Micka, and Larry A. DeWerd. Comparison of air-kerma strength determinations for hdr 192ir sources. *Medical Physics*, 38(12):6721–6729, 2011.
- [10] IAEA. Calibration of brachytherapy sources. *Recommendations on Standardized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at SSDLs and Hospitals*, (OIEA-TECDOC-1079), February 1999.
- [11] José Pérez-Calatayud, Domingo Granero, Facundo Ballester, Vicente Puchades, Emilio Casal, Angela Soriano, and Vicente Crispín. A dosimetric study of leipzig applicators. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 62(2):579–584, Jun 2005.
- [12] Regina K. Fulkerson, John A. Micka, and Larry A. DeWerd. Dosimetric characterization and output verification for conical brachytherapy surface applicators. part ii. high dose rate 192ir sources. *Medical Physics*, 41(2):022104, 2014.
- [13] Konrad Buchauer, Guido Henke, Hans Schiefer, and Ludwig Plasswilm. Surface dose characterisation of the varian ir-192 hdr conical surface applicator set with a vertically orientated source. *Strahlentherapie und Onkologie*, 190(12):1163–1168, Nov 2014.

- [14] Standard Imaging, Inc., 3120 Deming Way, Middleton, WI 53562 USA. *HDR 1000 Plus Well Chamber. User manual*, 2020.
- [15] Matthew B. Podgorsak, Larry A. DeWerd, Bruce R. Thomadsen, and Bhudatt R. Paliwal. Thermal and scatter effects on the radiation sensitivity of well chambers used for high dose rate ir-192 calibrations. *Medical Physics*, 19(5):1311–1314, 1992.