



Universidad de Valladolid

Facultad de Ciencias

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Física

**RADIOFÍSICA: VERIFICACIÓN DE LA CALIBRACIÓN DE FUENTES
DE ALTA Y BAJA TASA DE DOSIS**

Autora: Lidia Prieto Pachón.

Tutor/es: Ana Cristina López Cabeceira.

Jesús María de Frutos Baraja.

2022

Antes de comenzar con mi trabajo de fin de grado quiero agradecer a mi tutor Jesús María de Frutos Baraja su atención, ayuda y disponibilidad permanente. Su profesionalidad en su trabajo y conocimientos han hecho todo mucho más sencillo.

Así mismo, quiero agradecer a mi tutora Ana Cristina López Cabeceira por sus correcciones, ayuda y preocupación en todo momento.

Gracias a Pedro Zalama Martínez y Patricia Otero de la Varga por enseñarme su trabajo y hacerme partícipe de él.

Por último, quiero transmitir mi más sincero agradecimiento a mi familia, por su apoyo incondicional, por creer en mí y por animarme a seguir adelante. Gracias a vosotros he llegado hasta aquí.

Relación TFG y Grado En Física.

Se va a nombrar las distintas materias, que aparecen en el Grado de Física según el anexo II del Real Decreto 1393/2007, cuyos conceptos explicados y aprendidos durante dichas asignaturas de cada año han sido usados durante mi estancia en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid; todas estas asignaturas están dentro de otras materias como Fundamentos de Física, Matemáticas, Estructura de la materia, Técnicas experimentales en Física, Mecánica Clásica, Termología, Electromagnetismo, Física Cuántica.

- 1º curso del grado: Fundamentos de Campos y Ondas, Fundamentos de Física Cuántica y Estadística, Análisis Matemático, Química, Técnicas experimentales en Física I.
- 2º curso del grado: Mecánica y Ondas, Termodinámica, Técnicas experimentales en Física II, Física de Materiales (optativa).
- 3º curso del grado: Electromagnetismo, Física Cuántica, Física Estadística, Técnicas experimentales en Física III.
- 4º curso del grado: Electrodinámica clásica, Mecánica Cuántica, Física del estado sólido, Electrónica, Física nuclear y de partículas, Técnicas experimentales en Física IV, Electromagnetismo de Alta Frecuencia (optativa).

Todas estas asignaturas supusieron una gran base para distintos conceptos requeridos a lo largo de mi estancia en el HCU de Valladolid, relacionados con los Rayos X y la formación de las imágenes gracias a ellos, definiciones y conceptos básicos dados, sobre todo en Física nuclear y de partículas, como actividades, radioisótopos, etc. También han sido necesarias algunas teorías o leyes aprendidas durante la asignatura de Termodinámica, Fundamentos de Campos y Ondas y Electromagnetismo.

ÍNDICE GENERAL

Resumen y abstract.

1. Introducción.....	1
1.1. Introducción a la radiofísica.....	1
1.2. Interacción radiación materia.....	1
1.3. Interacción radiación medio biológico.....	3
1.4. Cáncer.....	3
1.5. Radioterapia.....	4
1.6. Braquiterapia.....	4
1.7. Dosis biológica efectiva para braquiterapia con fuentes LDR y HDR.....	8
1.8. Posibles consecuencias de la radiación.....	8
2. Hipótesis y objetivos.....	10
2.1. Hipótesis.....	10
2.2. Objetivos.....	10
3. Material y método.....	11
3.1. Material.....	11
3.1.1. Fuentes.....	12
3.1.2. Detector de pozo.....	12
3.1.3. Control de calidad de detector de pozo.....	13
3.1.4. Electrómetro.....	15
3.1.5. Inserto.....	15
3.1.6. Especificación de las fuentes.....	15
3.1.7. Trazabilidad de las fuentes.....	17
3.2. Método.....	18
3.2.1. Pasos previos a la calibración.....	18
3.2.2. Proceso de calibración.....	18
3.2.3. Corrección de la medida.....	18
3.2.4. Parámetros estadísticos.....	20
3.2.5. Incertidumbre en la calibración de fuentes.....	20
3.3. Desarrollo experimental.....	23
3.3.1. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}I destinado para BQ de melanoma ocular.....	24
3.3.2. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}I destinado para BQ de próstata.....	24
3.3.3. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}Ir	25
3.3.4. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la BQ del melanoma ocular.....	26
3.3.5. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la BQ de la próstata.....	27
3.3.6. Verificación de la calibración de las fuentes de alta tasa ^{125}Ir	27

4. Resultados.....	29
4.1. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}I destinado para BQ de melanoma ocular.....	29
4.2. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}I destinado para BQ de próstata.....	29
4.3. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}Ir	31
4.4. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la BQ del melanoma ocular.....	31
4.5. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la BQ de próstata.....	32
4.6. Verificación de la calibración de las fuentes de alta tasa ^{125}Ir	34
5. Discusión de resultados.....	35
5.1. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}I destinado para BQ de melanoma ocular.....	35
5.2. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}I destinado para BQ de próstata.....	35
5.3. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}Ir	36
5.4. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la BQ del melanoma ocular.....	36
5.5. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la BQ de la próstata.....	37
5.6. Verificación de la calibración de las fuentes de alta tasa ^{125}Ir	39
Conclusiones.....	40

Lista de acrónimos y abreviaturas

Lista de figuras

Bibliografía

Resumen.

La braquiterapia es una técnica radioterapéutica cuyo uso para tratamiento de ciertos tumores está en pleno crecimiento. Los principales materiales del que hace uso esta técnica son los radioisótopos. Estos serán accesibles en forma de semillas recubiertas, comúnmente llamadas fuentes. Estos radioisótopos serán los responsables de irradiar (ya sea de forma permanente o durante un intervalo de tiempo) la zona que ocupa u ocupó dicho tumor. Por lo que es de elevada importancia la calibración y verificación de estas fuentes (su actividad) a usar en Braquiterapia, con el fin de llegar a tratar la mayor zona dañada por el cáncer, pero protegiendo e irradiando lo menos posible las zonas sanas y órganos del cuerpo del paciente. Por otro lado, durante el proceso de verificación es fundamental la calibración del detector de pozo, el cual adosa el inserto donde se colocará la fuente.

Palabras clave.

Física Médica, radiofísica, radiación, radioterapia, braquiterapia, fuentes de ^{125}I (LDR) y ^{192}Ir (HDR), detector de pozo, electrómetro, actividad, TKRA, decaimiento de la actividad, calibración, verificación.

Abstract.

Brachytherapy is a radiation therapy technique whose use for the treatment of certain tumors is growing. The main materials used in this technique are radioisotopes. These will be accessible in the form of coated seeds, commonly called sources. These radioisotopes will be responsible for irradiating (permanently or for an interval of time) the area that occupies or occupied the tumor. Therefore, it is very important to calibrate and verify these sources (their activity) to be used in Brachytherapy, in order to treat the most area damaged by cancer, but protecting and irradiating as little as possible the healthy areas and organs of the patient's body. On the other hand, during this verification process it is essential to calibrate the well detector, which attaches the insert where the source will be placed.

Keywords.

Medical Physics, radiophysics, radiation, radiotherapy, brachytherapy, sources of ^{125}I and ^{192}Ir , well chamber, electrometer, activity, AKS, activity's decay, calibration, verification.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Introducción a la radiofísica

La Física Médica es la aplicación de los métodos de la Física a las Ciencias de la Salud, desempeñando una importante función en la asistencia sanitaria, investigación biomédica y prevención. Se podría considerar como una de las aplicaciones de la Física que mayor y más directa incidencia tiene sobre las personas, porque incide de forma directa sobre la salud.

La Física Médica abarca desde el diseño de equipos y procedimientos para el diagnóstico y la terapia, hasta el desarrollo de modelos y algoritmos de cálculo que permiten conocer y explicar el comportamiento del cuerpo humano. Desde el estudio, investigación y desarrollo en radiaciones ionizantes, radiaciones no ionizantes, resonancia magnética nuclear, ultrasonidos, biofísica y bioingeniería, hasta sistemas de cálculo y procesos de imágenes.

La actividad sanitaria en Física Médica, como actividad profesional, se desarrolla en España mediante una especialidad sanitaria denominada Radiofísica Hospitalaria.

Las actividades sanitarias desarrolladas por estos Especialistas en Radiofísica Hospitalaria son fundamentalmente la planificación, aplicación e investigación de las técnicas y procedimientos utilizados por la física de radiaciones, el control de calidad de equipos e instalaciones y la seguridad radiológica en la utilización de los mismos, sin olvidar el resto de actividades que engloba la Física Médica y la docencia.

Se conoce como radiofísica a la rama de la física cuyo objetivo es el estudio detallado de distintos tipos de radiación. Este estudio consiste en la emisión, propagación e interacción de la radiación con la materia.

En concreto, la especialidad sanitaria de Radiofísica Hospitalaria tuvo su creación el día 14 de febrero de 1997 por el Real Decreto 220/1997, mediante el cual se reconoce dicha profesión.

Este profesional es el encargado de distintas tareas: dosimetría y control de calidad de unidades de tratamiento y fuentes de Radioterapia, control de calidad en Diagnóstico por Imagen, control de dosis de pacientes sometidos a pruebas diagnósticas con radiaciones ionizantes y la Protección Radiológica. Por ello la radiofísica desempeña un papel esencial en el tratamiento de pacientes oncológicos: en el diseño de técnicas para el tratamiento, tiempos de tratamiento, determinar la distribución de dicha radiación [1].

1.2. Interacción radiación materia

La radiación es la transmisión de energía de un cuerpo, ya sea en forma de partículas u ondas. Este fenómeno nos rodea y estamos siendo expuestos a él continuamente; sin embargo, la mayoría de la radiación es inofensiva, aunque depende del tipo, dosis y duración de dicha exposición.

Partiendo de la ionización, que es el proceso en el cual un átomo pierde o gana un electrón (partícula con carga negativa) dando lugar al ión (átomo no neutro, sino cargado positiva o negativamente), hay dos tipos de radiación: ionizante, con energía suficiente para separar los electrones de los átomos, es decir: radiación con energía elevada; y la no ionizante, que no cuenta con la energía suficiente para llevar a cabo dicho proceso.

La radiación no ionizante es la radiación de menor rango de energía como se puede ver en *fig. 1*. La luz es un tipo de radiación. En concreto, la luz que los seres humanos somos capaces de captar con nuestros ojos es la que se llama luz visible, y ocupa un pequeño rango de dicho espectro [2].

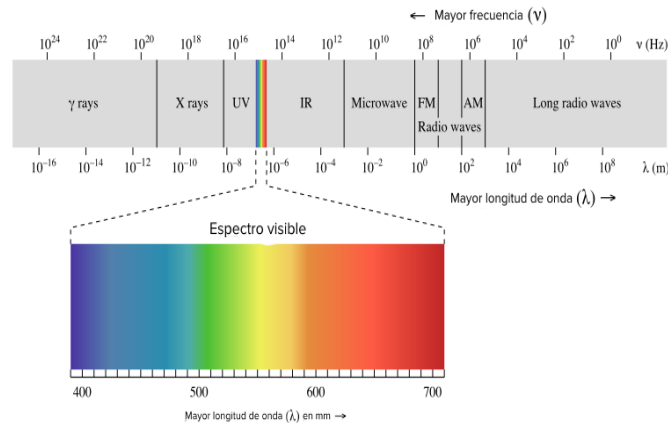


Figura 1: Espectro de radiación electromagnética [3].

Respecto a la radiación ionizante, las más conocidas son las creadas a partir de desintegración radiactiva que se da en átomos inestables que se reorganizan con el fin de modificar su energía y poder llegar a estabilizarse. Dentro de esta desintegración destacan:

- Desintegración α : el átomo emite dos neutrones y dos protones (núcleo de átomo de Helio).
- Desintegración β : el átomo emite un electrón o su antimateria: positrón.
- Desintegración γ : el átomo no emite ninguna partícula, sino que reorganiza los protones y neutrones que hay en su núcleo, lo que desemboca en la liberación de un fotón de energía muy alta (rayos gamma) [2].

Además, la ionización producida por la radiación puede medirse mediante distintos métodos, que se basan en propiedades de la interacción radiación-materia: la radiación atraviesa un material cediéndole energía y, provocando los efectos presentados a continuación, de tal forma que se puede llegar a medir dicha radiación. Es decir, alguno de estos métodos son: ionización gaseosa, disociación de la materia, excitación de luminiscencia de sólidos y mediante alteraciones biológicas.

En cuanto a la interacción radiación materia, la ionización de los átomos de las moléculas de un medio, en las energías típicas para toda la radioterapia en general, se debe a la absorción por efecto Fotoeléctrico (*ver Anexo n°1*) y Compton (*ver Anexo n°2*) de los fotones de alta energía, que vienen de una fuente de rayos X o γ o de la colisión elástica e inelástica de los electrones si se trata de fuente de emisión beta.

1.3. Interacción radiación medio biológico

Los rayos X fueron descubiertos por Wilhem Konrad Röntgen. Este llevó a cabo en 1895 el descubrimiento de los rayos X a partir de los rayos catódicos, lo que supuso grandes avances en la física atómica, medicina y tecnología. A finales del año 1895, expuso todos sus resultados en un artículo de ámbito científico: “Sobre un nuevo tipo de rayos”, el cual contenía casi toda la información que se conoce actualmente sobre ellos.

Se comprobó que estos rayos se crean en donde los rayos catódicos golpeaban en la pared de vidrio del tubo, viajan en línea recta, son capaces de oscurecer una placa fotográfica, con una capacidad variable de penetración en distintos materiales, su capacidad de no desviarse en presencia de un campo magnético, tampoco se observó reflexión, ni refracción, ni interferencia con aparatos ópticos de uso habitual [5].

Estos Rayos X provienen de la corteza y los rayos gamma del núcleo. Los rayos X se pueden definir como un tipo de radiación electromagnética, caracterizados por su elevada energía y por su alta capacidad de atravesar distintos objetos, incluyendo el cuerpo humano [2] [6].

Se puede concluir que las dos grandes ramas en las que se divide la aplicación de los rayos X en el ámbito sanitario son para diagnóstico de enfermedades y para su terapia. En el primer grupo está la radiografía para detectar posibles lesiones, tumores (aparecen como masas más brillantes) o la presencia de cuerpos extraños; también una TAC que consiste en una serie de cortes transversales sobre la zona del cuerpo que se quiere observar, más detallada que una radiografía, ya que permite observar las estructuras del cuerpo desde diferentes puntos y cortes. Su aplicación más destacable es a la hora de detectar lesiones en el tórax, abdomen y pelvis, de pulmón, hígado, riñón, ovarios y páncreas. También, cabe destacar su uso para guiar biopsias, drenajes o tratamientos de tumores mínimamente invasivos. Además, sirve para planificar los tratamientos de radioterapia y medir los resultados de la quimioterapia. Por lo que, este método permite confirmar la presencia de dicho tumor, su tamaño, posición y el alcance sobre otros tejidos cercanos, lo cual explica su importancia tanto en detección, diagnóstico y tratamiento de enfermedades vasculares [6].

1.4. Cáncer

El cáncer es el proceso en el que se origina una multiplicación descontrolada de las células anormales, invadiendo los tejidos cercanos (a través del sistema sanguíneo y linfático); la radioterapia se encarga de dañar su ADN e intentar evitar su propagación.

El proceso que siguen la mayoría de células es el siguiente: formación de las células, multiplicación mediante la división celular produciendo nuevas, de forma que según las células envejecen y mueran, serán sustituidas por las nuevas.

Este, como ya se ha dicho, es el proceso normal que seguirían las células. Sin embargo, cuando son las células dañadas las que empiezan a multiplicarse, puede dar lugar a tumores, que se dividen en malignos y benignos. Los primeros se diseminan, invaden tejidos cercanos, pudiendo llegar incluso a expandirse por todo o partes del cuerpo, ocasionando la metástasis. Algo realmente increíble es como “engañan” estas células cancerosas al sistema inmunitario para seguir vivas y seguir con su proceso de multiplicación, llegando en algún caso extremo de que

las protejan, en lugar de que ser atacadas. La capacidad de eliminar estas células dañadas en el ADN (antes de convertirse en cancerosas) decrece con la edad. En cambio, los cánceres benignos no se diseminan, aun así pueden desembocar trágicas consecuencias poniendo en peligro la vida de la persona o algunas funciones importantes.

Los motivos que causan los cambios genéticos que desembocan en el cáncer son diversos: errores de la célula al multiplicarse, daños en el ADN o por el paso por herencia de padres a hijos [7].

La radiación ionizante dentro de una célula no distingue ADN, membrana u otro órgano, pero los daños en el ADN son críticos para la célula, ya que controla todas las actividades celulares. Esta radiación interactúa con las células vivas de dos formas distintas:

1. Induce daño sobre el ADN, desplazando los electrones de las capas atómicas, provocando roturas en los enlaces moleculares de las bases nitrogenadas y se terminan disociando.
2. Radiólisis: interacción con el medio celular. La radiación rompe los enlaces moleculares, produciendo transformaciones químicas en partículas afectadas.

La única evidencia de que el tumor se ha reducido aparece a los 3-18 meses a partir de haber radiado dicha zona, ya que el efecto puede no ser inmediato.

1.5. Radioterapia [8]

Derivada del descubrimiento de los rayos X y al ^{226}Ra , surge en ese mismo año (1895) la radioterapia. Poco tiempo después, se descubrieron los rayos Becquerel, descubiertos por Becquerel, como su propio nombre indica, como una emisión espontánea mediante la fosforescencia producida por el sulfato de potasio-uranio con la luz.

El objetivo de la radioterapia es, mediante el uso de la radiación ionizante, dañar el ADN de las células con tumor. Para destruir su capacidad de reproducción, división y crecimiento, y así llevarlas a su desaparición. Por lo que se eliminaría las células cancerígenas y disminuiría el tumor.

Gracias a este conocimiento, fue Marie Curie quien, posteriormente, observó las lesiones en las manos que aparecían en las personas que manipulaban el Radio. Llegando al descubrimiento de la radiactividad emitida por el Polonio y el Radio. Por lo que, en 1901, insertó un tubo fino de radio sobre la región que ocupase un determinado tumor superficial; dando lugar al primer caso del uso de la radioterapia con fines sanitarios: braquiterapia.

1.6. Braquiterapia

La braquiterapia es una técnica radioterápica. La principal ventaja de esta es el uso de dosis altas en un área a tratar más pequeña, evitando así que dicha radiación afecte a los órganos cercanos, y con una duración mucho menor que la radioterapia convencional. Ello hace que este tratamiento sea accesible y conveniente para muchos pacientes, llegando a mejorar su calidad de vida y su supervivencia.

Se puede usar para distintos tumores localizados en distintas zonas del cuerpo: próstata, mama, cérvix, cabeza y cuello de útero, ojo, piel, vesícula biliar, útero, vagina, pulmón, colon y recto, etc.

No sólo está destinada a tratar tumores malignos, sino que también trata algún tipo de tumor benigno; por ejemplo, algunos tumores benignos oculares hacen uso de este proceso para su tratamiento. Por lo que las finalidades de la braquiterapia pueden ser diferentes: desde tratamiento paliativo con el fin de disminuir el dolor que provoca el tumor o metástasis, para la eliminación radical del tumor o para tratar una parte del tumor que no se pudo tratar o extraer en una operación previa. Por ello, esta técnica puede usarse combinándola con la cirugía, quimioterapia o radioterapia externa; o sola. Los resultados muestran que los porcentajes de curación del cáncer con braquiterapia son comparables con la cirugía y radioterapia externa; aunque dichos resultados mejoran si se combinan dichas técnicas [9].

Antes de llevar a cabo las intervenciones para el tratamiento del tumor mediante braquiterapia, es el físico el encargado de hacer la correspondiente dosimetría, que consiste en establecer los niveles de radiación precisos con el fin de evitar radiar zonas sanas y tratar el tumor con la dosis prescrita. Anteriormente, debe haberse realizado las pruebas de dosimetría física (simulaciones del cuerpo humano con maniqués); gracias a los datos obtenidos por esta dosimetría y la anatomía del paciente, se realiza el cálculo de distribución de dosis de la radiación, teniendo en cuenta el tamaño del tumor, los órganos de alrededor, etc. Por lo que suele ayudarse de sistemas informáticos de planificación.

Estas intervenciones tienen lugar en un quirófano habilitado para esta tarea, en el cual debe haber presentes distintos profesionales sanitarios: oncólogo radioterapeuta, enfermera instrumentista, enfermera de sala, anestesista, auxiliares, celadores y físicos. Este proceso es un tratamiento local que trata de colocar semillas de las fuentes de radiación dentro del cuerpo del paciente para tratar un tumor, ya sea mediante fuentes de alta tasa HDR (>12 Gy/hora) o fuentes de baja tasa LDR (0,4-2 Gy/hora).

Si la braquiterapia es con fuentes de tipo temporal (HDR), consiste en introducir fuentes altamente radiactivas dentro del tumor que se quiera tratar mediante el uso de agujas o catéter, que luego se retirarán. Por lo que la radiación solo dura el tiempo que se haya planificado dicho proceso: la fuente de alta tasa usada en el HCUV es el ^{192}Ir , que viaja por unos aplicadores que se encuentran introducidos en el cuerpo del paciente y conectados a una máquina TDU (Saginova) encargada de posicionar durante el tiempo calculado dicho radioisótopo. Al finalizar el tratamiento, la fuente radiactiva vuelve a la unidad de almacenamiento de material radiactivo de alta tasa. Por lo que al finalizar el tratamiento el paciente no tiene ninguna fuente radiactiva en su interior. Dentro de este tipo, cabe destacar la braquiterapia para tumor de cuello de útero, este tumor se trata mediante un Fletcher (a través de la vagina mediante 2 conductos llamados aplicadores y un diodo, cuya tarea es controlar la dosis para tratar), que comunican con la máquina TDU de fuente ^{192}Ir .



Figura 2: Dosimetría llevada a cabo para la braquiterapia de cuello de útero. [4]

Otra indicación de la braquiterapia que hace uso de las fuentes HDR es el tumor de endometrio. Este tratamiento se lleva a cabo mediante el método de cilindros, a través del cual se introduce un aplicador con forma de cilindro en la vagina. En este caso no se usa Fletcher, aunque sí se vea afectado el útero. Es importante saber que la zona que se pretende tratar es toda la mucosa que rodea al cilindro, por esta razón la colocación del cilindro debe ser precisa sobre el tumor o donde estuvo anteriormente (método conservativo o preventivo). La radiación sale de la unidad TDU (^{192}Ir), viajará por el aplicador hasta llegar al cilindro, donde se emitirá en todas las direcciones alrededor del mismo [9].

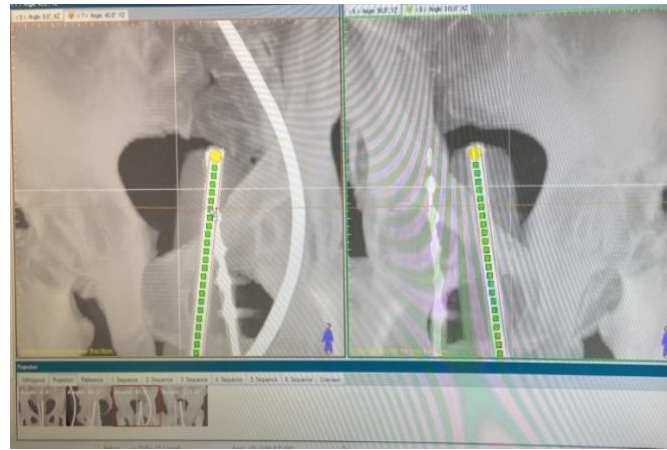


Figura 3: Dosimetría realizada para braquiterapia de endometrio [4].

Por otro lado, si la braquiterapia consiste en fuentes LDR (suele usarse ^{125}I), se introducen de forma permanente o temporal (implantación de semillas) sobre el tumor y alrededor. Se llaman de baja tasa dosis porque irradian de forma lenta pero durante un periodo de tiempo mayor. Es decir, se administra el tratamiento según la dosimetría estudiada para cada caso, teniendo en cuenta el tamaño de la zona a tratar, el tamaño del tumor, si previamente ha recibido radioterapia externa, teniendo en cuenta las posibles consecuencias que pueda desembocar, etc. Aunque se implanten permanentemente, con el paso del tiempo el nivel radiactivo de las semillas va a disminuir hasta niveles no terapéuticos, que se considera a los 6 meses.

Respecto a la braquiterapia de este tipo cabe destacar la braquiterapia de próstata. El cáncer de próstata se trata de una neoplasia que raramente aparece en hombres menores de 50 años. A partir de dicha edad, la incidencia de este tumor aumenta muy rápido. Tiene una vinculación hormonal (andrógenos): estas hormonas son un factor de crecimiento para dicho órgano, pero también para el tumor originado. Se debe tener en cuenta el PSA y que el tamaño de dicha próstata no supere los 60 cm^3 según protocolos, para considerar el tratamiento de dicha lesión mediante braquiterapia.

La braquiterapia prostática transperineal es una modalidad radioterapéutica interna para tratar el cáncer en dicha glándula. Además, dicha técnica disminuye posibles complicaciones futuras; aunque puede dar lugar a importantes efectos secundarios (incontinencia urinaria 0-6,7%, retención urinaria 3-24%, etc). El proceso a seguir es colocar al paciente en posición de litotomía forzada y se introducirá la sonda (tiene 2 planos: longitudinal y transversal) vía rectal, esto permitirá obtener la ecografía mediante ondas de ultrasonido. Una vez terminado la dosimetría, se comenzará a introducir los vectores con ayuda de una plantilla. Se empieza

colocando dos agujas (en posiciones opuestas) para evitar cualquier movimiento de la próstata. Las semillas están colocadas en el interior de cada aguja y mediante un movimiento claro, fuerte y conciso, se van introduciendo en el cuerpo mientras la aguja se retira a su vez.

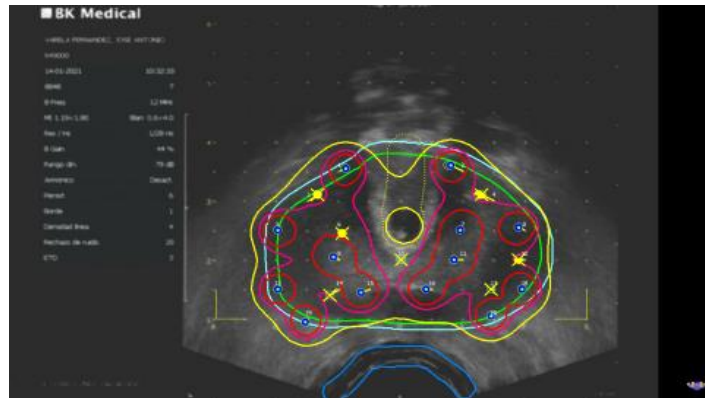


Figura 4: Dosimetría llevada a cabo para planificar tratamiento en braquiterapia de próstata [4].

Otro tipo de tumor que se trata con fuentes LDR (^{125}I) es el melanoma ocular. Este tipo de cáncer tiene su origen en los melanocitos que se convierten en células tumorales. Los melanocitos son células especializadas que producen melanina, pigmento que da color a la piel. La mayoría de melanomas se producen en la piel y también aparecen en tejidos pigmentosos como es el ojo: los melanocitos del ojo cambian al color negro (con el fin de aprovechar más la luz, ya que este es el color que absorbe toda radiación) en la capa interna de la retina, en condiciones normales [7].

Se trata de colocar las fuentes que se hayan planificado mediante la dosimetría en una placa, que se adosa sobre el tumor del paciente. Esta se retira pasados unos días.

El papel de la radiobiología en la braquiterapia es muy importante ya que requiere conocer y ampliar el conocimiento de la biología del cáncer, llevado a cabo gracias a las innovaciones tecnológicas y estudios sobre la genética de las células. Por lo que se opta por la vía estadística, generalmente. Dando lugar a sistemas de predicción más robustos y seguros, a partir de los cuales se deberá saber qué tejidos y tumores responderán satisfactoriamente a la radioterapia a una dosis determinada y no a otras.

1.7. Dosis biológica efectiva para braquiterapia con fuentes LDR y HDR [10]

Respecto a la dosis biológica efectiva para braquiterapia de baja tasa se hace uso de las expresiones de Dale, que evalúan cuantitativamente dicha dosis (en función de la duración del implante, del radionúclido y de los parámetros radiobiológicos del tumor o los órganos de riesgo):

$$\text{BED} = \left[\frac{R_0(1-e^{-\lambda T})}{\lambda} \right] \left[1 + \frac{2R_0\lambda}{(\mu-\lambda)(\alpha/\beta)(1-e^{-\lambda T})} \left(\frac{1}{2\lambda} (1 - e^{-2\lambda T}) - \frac{1}{\mu+\lambda} (1 - e^{-(\mu+\lambda)T}) \right) \right]$$

Siendo:

- R_0 la tasa inicial de la dosis [gray].
- T es el tiempo de duración del implante [segundos].
- λ es la constante de decaimiento radiactivo del radioisótopo del implante [1/segundos].
- μ es la constante de reparación del daño subletal del tejido [segundos].
- El cociente α/β , ambas son constantes características de la población celular estudiada según el modelo lineal cuadrático [gray].

Respecto a la braquiterapia con fuentes de alta tasa HDR, se tiene la siguiente expresión:

$$BED = D \cdot \left[1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right] = nRT \cdot \left[1 + \frac{RT}{\alpha/\beta} \right]$$

De esta expresión cabe destacar que la reparación del daño subletal no aparece debido a que las sesiones en las que se lleva a cabo este tratamiento suelen estar espaciadas por lo menos un día, por lo que el daño subletal está reparado antes de administrar la siguiente sesión. Los términos que aparecen en la expresión:

- D es la dosis absorbida [gray].
- d hace referencia a la dosis en cada fracción [gray].
- α/β es el cociente entre dos constantes características de la población celular, igual que en el BED de fuentes LDR [gray].
- n es el número de fracciones a llevar a cabo.
- R hace referencia a la tasa de dosis [gray].
- T es el tiempo que dura cada fracción [segundos].

1.8. Posibles consecuencias de la radiación

Aunque la radiación lleve asociada múltiples aplicaciones beneficiosas, cabe destacar los posibles daños o efectos que puede producir; dependiendo del tipo de radiación, dosis recibida de la misma y duración. En particular, los rayos X presentan unas aplicaciones muy ventajosas en el ámbito sanitario, como se ha expuesto anteriormente. Pero al tratarse de radiación ionizante, puede llegar a dañar el tejido y células no cancerígenas. Algunos de los riesgos es el aumento de la posibilidad de desarrollar cáncer posteriormente (esto depende de la cantidad de dosis, edad y sexo de la persona en el momento en el que se expone a dicha radiación); incluso, si la radiación es muy alta, puede llegar a producir quemaduras y cataratas.

Las personas que pueden verse más influenciadas por la radiación son los niños y las mujeres embarazadas [6].

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1. Hipótesis

La hipótesis de la cual se parte es la constancia del sistema de verificación de la calibración en las distintas verificaciones llevadas a cabo.

La radiofísica es un campo que abarca todas las áreas expuestas anteriormente. Sin embargo, este trabajo solo se centrará en Radioterapia, concretamente Braquiterapia y la verificación de la calibración de las fuentes empleadas para realizar esta tarea.

2.2. Objetivos

El principal objetivo es verificar la permanencia constante en el tiempo de un sistema de calibración.

Además, cabe destacar que aparecen distintos objetivos secundarios:

- Caracterización del detector de pozo con fuentes ^{125}I destinadas para braquiterapia del melanoma ocular.
- Caracterización del detector de pozo con fuentes ^{125}I destinadas para braquiterapia de próstata.
- Caracterización del detector de pozo con fuentes ^{192}Ir destinadas para braquiterapia de alta tasa.
- Se comprueba el factor de calibración de un sistema de calibración y su comportamiento en un conjunto de verificaciones para ^{125}I para melanoma ocular.
- Se comprueba el factor de calibración de un sistema de calibración y su comportamiento en un conjunto de verificaciones para ^{125}I para braquiterapia de próstata.
- Se comprueba el factor de calibración de un sistema de calibración y su comportamiento en un conjunto de verificaciones para ^{192}Ir .

3. MATERIAL Y MÉTODO

3.1. Material

El material usado para llevar a cabo los distintos objetivos se presenta en la tabla que aparece a continuación:

<p>Fuentes:</p> <ul style="list-style-type: none"> • BQ melanoma ocular LDR: fuente Bebig I25.S16. • BQ próstata LDR: fuente IsoCord I25.S17plus. • BQ HDR ¹⁹²Ir: está en la máquina TDU Saginova. Número de serie de la fuente: D90E-677. 	<p>Pueden ser LDR y HDR. En la calibración de todas ellas aparece el mismo electrómetro y detector de pozo; pero el inserto usado será diferente para cada una de las finalidades en braquiterapia de las fuentes.</p>
<p>Detector o cámara de pozo (PTW SourceCheck (4π))</p>	<p>Dentro del cual se colocará la fuente con su respectivo inserto para la calibración. Se llama así debido a su forma similar a un pozo.</p>
<p>Electrómetro PTW UNIDOS E (PTW TM33005 sn 121655)</p>	<p>Da la lectura en intensidad o corriente, que posteriormente se pasa a TKRA. Después de llevar a cabo todas las medidas, es importante realizar la despolarización, ya que la tensión impuesta desde el principio es muy alta (400V).</p>
<p>Insertos</p>	<p>Va a ser diferente para cada una de las fuentes. Permite colocar la fuente siempre en la misma posición en la cavidad del detector.</p>
<p>Tubo de transferencia (LAA 1400-GYN 140076)</p>	<p>Usado para BQ HDR. Es el encargado de guiar la fuente desde el Saginova hasta el detector.</p>

Por lo que el proceso de verificar la calibración de estas fuentes es similar en todas ellas. Las fuentes de ojos y próstata son LDR (¹²⁵I) pero son distintas; sin embargo el proceso es totalmente análogo con el uso de diferentes insertos. Mientras que para la calibración de la fuente HDR el proceso es ligeramente distinto: el isótopo está presente en la máquina TDU Saginova y viaja hasta el detector mediante el tubo de transferencia que se colocará en la cavidad de la cámara mediante su respectivo inserto.

Además, debe tenerse en cuenta que rara vez se cuenta con salas adecuadas de baja dispersión y cámaras de gran volumen; y muchas veces la técnicas usadas son complejas, llegando al caso

extremo de que la medida en aire sea imposible. Por lo que el sistema de medida formado por la cámara de pozo-electrómetro-inserto (CPEI) va a ser el elegido por excelencia.

3.1.1. Fuentes

Las fuentes usadas en braquiterapia han sido muy diversas y han ido evolucionando a lo largo del tiempo, buscando siempre garantizar de forma óptima la protección radiológica, actividad, etc. Se empezó usando ^{226}Ra (Radio226), pero debido a razones de protección, dejó de usarse. Las fuentes más usadas actualmente son las siguientes:

- ^{137}Cs (Cesio137): su uso cada vez es menor. Se usa su emisión γ con energía igual a 0.622MeV y semivida de 30.18 años. Es menos energético que el ^{226}Ra , por eso es su sustituto. Además, su estado es sólido y no hay ningún gas en sus descendientes, por lo que disminuye la contaminación.
- ^{192}Ir (Iridio192) (*ver Anexo n° 3 y 4*): su energía máxima de emisión γ es de 0.612MeV y la media es igual a 0.38MeV. Su semivida es de 74.02 días. Su uso está muy expandido, llegando a ser la fuente más usada para braquiterapia de tipo HDR.
- ^{125}I (Yodo125) (*ver Anexo n° 5, 6 y 7*): Emite rayos X con energías 27.4keV y 31.4keV; aparte de radiación γ con 35.5keV de energía; y una semivida igual a 59.6 días. Como puede verse, las energías son muy bajas. Su uso es cada vez mayor, en braquiterapia tipo LDR, en forma de semillas [11].

Los factores a tener en cuenta a la hora de hacer el pedido de fuentes para usar en braquiterapia son diversos, como el tiempo que va a pasar hasta que se vayan a usar, que se traduce en decaimiento de la actividad de dicha fuente.

3.1.2. Detector de pozo [12]

La TKRA, de la que hablaremos más adelante, de las fuentes usadas en pacientes sometidos a la braquiterapia puede medirse mediante diferentes instrumentos, llamados detectores, como: detectores de pozo, cámaras cilíndricas de pequeño o gran volumen. Se usa cámaras de gran volumen para fuentes LDR y para fuentes más grandes como ^{137}Cs . Aunque el uso de una u otra dependerá de la energía y el valor de la TKRA de la fuente a medir. Sin embargo, a día de hoy, toda TKRA de fuentes se mide con el detector de pozo junto al inserto adecuado.

El detector de pozo o cámara de ionización es un detector de ionización gaseosa (en este grupo también se encuentra el contador de Geiger-Müller aunque su uso es más extendido para protección radiológica, detector de centelleo o el detector de neutrones, por ejemplo).

Los materiales que pueden llegar a ionizarse (proceso en el que un átomo o molécula son desequilibrados y se convierten en portadores de carga eléctrica positiva al perder electrones o en portadores de carga negativa al ganar electrones) son muy variados. La condición que deben cumplir para poder desarrollarse como detectores es que las cargas debidas a la radiación se vean afectadas por un campo eléctrico que las desplacen. Por esta razón, la cavidad del detector está llena de gas, incluido aire.

La cámara de pozo es la responsable de medir el número de iones dentro de la cavidad con gas (a cierta presión y puede ser aire o gas noble como el Ar) que hay entre dos electrodos separados cierta distancia y sobre los que se aplica una diferencia de potencial o tensión de

polarización. El campo eléctrico aplicado hace que las cargas libres se muevan: los electrones se mueven hacia el electrodo positivo o ánodo y los iones hacia el cátodo, electrodo negativo. Dando lugar a la corriente de ionización, la cual será recogida por el electrómetro que da su valor final en modo carga o modo corriente. Esta corriente será pequeña por lo que se debe amplificar para poder ser medida.

Hay cámaras cilíndricas, la forma de los electrodos es cilíndrica (uno de ellos es un cilindro hueco y el otro es un ánodo en disposición coaxial). Para fuentes de alta tasa, pueden usarse cámaras de ionización con volúmenes mayores a 0.5cm^3 . Para fuentes de baja tasa se usa cámaras de ionización de mayor volumen, hasta unos 1000 cm^3 , para obtener una señal suficiente.

Los detectores con geometría cilíndrica cuentan con una cavidad central sobre la que se aloja el inserto con la fuente para realizar la medida, un electrodo colector y un volumen de aire que rodea a la cavidad. La medida va a ser altamente dependiente de la construcción de la fuente y su posición en el detector, porque las fuentes no son isotrópicas (ya que los detectores integran sobre un ángulo sólido de casi 4π excepto por el pequeño ángulo sólido a lo largo de la dirección del electrodo central) y para intentar disminuir lo máximo posible estas variaciones, se hace uso de los insertos.

Cabe destacar las ventajas que presenta la cámara de pozo:

- Fácil, sencilla y rápido uso.
- Geometría reproducible, lo que se traduce como una precisión mayor al medir.
- Su cavidad ocupa un volumen grande, lo que provoca mayor sensibilidad y estabilidad. El volumen elevado supone una ventaja para medir fuentes de baja tasa, ya que supondrá mayor cantidad de gas en la cavidad, y por lo tanto, mayor ionización.
- El tiempo para integrar la señal es menor comparado con otros tipos de cámara o detectores. Gracias a esto, las fugas pueden ser menores.
- Cuenta con una gruesa pared de aluminio para atenuar los fotones de baja energía dispersos.
- No hay errores temporales.

3.1.3. Control de calidad de detector de pozo [12, 13]

Todos los detectores de pozo deben pasar por controles de calidad. Cada uno de ellos tendrá una periodicidad distinta y un rango de tolerancia.

- **Laboratorios LPCD y LSCD:** se debe garantizar la calibración de los lugares donde se llevan a cabo dichas calibraciones: laboratorios primarios y secundarios de calibración dosimétrica (LPCD y LSCD). Las cámaras deben calibrarse con trazabilidad a estándares o patrones primarios, internacionales o nacionales si los hubiese. Por su parte, la periodicidad para llevar a cabo dicha calibración LPCD y LSCD varía según la fuente medida (recomendación: de 2 a 5 años; pero existen recomendaciones para calibración uniforme entre laboratorios primarios, laboratorios acreditados, fabricantes de fuentes y usuarios que las dan uso), aunque en todo caso se realiza una calibración a la hora de adquirir el detector.
- **Reproductibilidad:** repetición de medidas con el fin de conseguir la precisión y estabilidad del detector, con una tolerancia del 2%. La verificación de la reproductibilidad debe realizarse nada más comprar el nuevo detector y anualmente.

- **Linealidad:** La relación entre la lectura en el electrómetro y la TKRA en el rango de uso da la correspondiente linealidad del sistema (recomendación: usar siempre la misma escala de todas las posibles que permita el electrómetro). Su verificación debe repetirse dos veces al año.
- **Recombinación:** este factor debe medirse una vez se haya adquirido dicho detector y anualmente; aunque si se da el caso de verificar la TKRA de fuentes de tipo HDR, debe realizarse cada vez que se utilice, debido a que el efecto de recombinación en este tipo de fuentes es más notorio. La tolerancia de estas calibraciones para toda fuente es del 1%.
- **Dependencia geométrica:** hace referencia a la variación de la respuesta del detector según se varíe la distancia detector-fondo, posición de la fuente, etc. Por lo que habrá que fijar su posición donde su respuesta sea la máxima. Este tipo de calibración se realiza solamente al adquirir dicho detector; aunque para fuente de longitud variable, se deberá tener en cuenta el factor correctivo de la dependencia de la respuesta con dicha longitud.
- **Dependencia energética y filtración de fuente:** se fijan las condiciones iniciales, ya que la respuesta del detector depende de la fuente a medir. Por lo que la periodicidad de esto será solo inicialmente: cuando detector vaya a ser usado por primera vez.
- **Ventilación:** Como se sabe, las cámaras pueden estar selladas herméticamente (cerradas) o abiertas al ambiente. En el primer caso no aparece ningún problema; es en el segundo sí: a la hora de comprobar (en la adquisición del detector y luego, anualmente) la relación de la respuesta del detector con la temperatura y la presión.
- **Fugas:** Debe verificarse antes y después de cada uso del detector que las fugas pre y post irradiación estén dentro de los valores que se documentan en sus especificaciones.
- **Redundancia:** Actualmente, para comprobar la estabilidad de la respuesta del sistema CPEI, se realiza con otro detector de pozo y realizando la medida con una fuente de HDR.

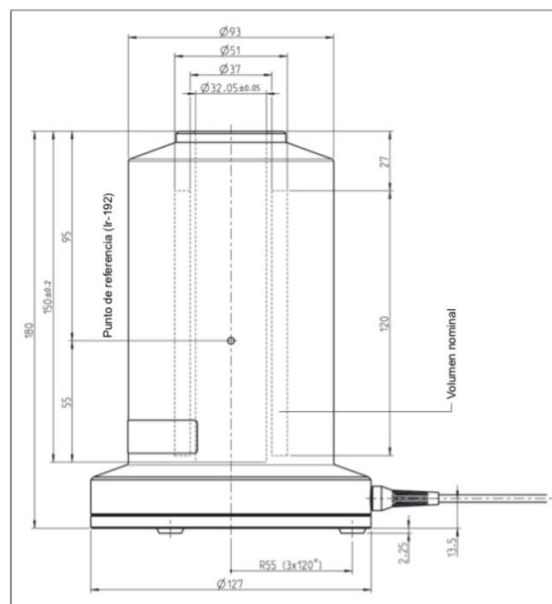


Figura 5: Esquema de la cámara de ionización SOURCECHECK^{4π}, tipo 33005 (medidas en milímetros).

3.1.4. Electrómetro

El electrómetro forma parte del instrumental usado a la hora de calibrar todo tipo de fuentes, tanto HDR como LDR. Es un instrumento indispensable para llevar a cabo dicha tarea, ya que por su pantalla, se consigue la lectura buscada.

Puede usarse en modo carga o corriente. No es recomendable recoger las medidas en modo corriente. La mayoría de electrómetros miden la corriente de forma indirecta mediante la caída del potencial entre los extremos de la resistencia de alto valor por la cual circula la corriente de ionización, que se genera en la cámara de pozo. Por lo que esa resistencia tiene una impedancia que varía en función de la temperatura, envejecimiento, tensión y humedad. Y, como lo que se está buscando es obtener la menor incertidumbre posible, medir en modo carga es la mejor opción. Además, el electrómetro debe ser capaz de medir corrientes muy débiles (del orden de pA), que son las corrientes que generan estas fuentes.

Se trabaja con voltajes elevados (400V), por lo que es importante, al finalizar el proceso de verificar la calibración, llevar a cabo su correspondientes desionización.

Presenta una ventaja y es su temporizador. Gracias a él se puede ajustar el tiempo de adquisición de la medida [12].

Este instrumento cuenta con una elevada impedancia de entrada (esta resistencia de entrada se determina por su resistencia a las fugas del condensador) cuyo uso más conocido reside en las medidas de tensión de corriente continua, carga eléctrica y resistencia. Este instrumento es capaz de medir corriente (desde 200 fA a 1 μ A) o carga (desde 2pC a 10mC) cuya resolución máxima es 1 fA o 10 fC, respectivamente. Además de contar con una precisión mayor al 0,5%. Sin embargo, pueden aparecer distintos problemas como es la adecuada calibración del rendimiento de estos electrómetros. Esto tiene fácil solución, por ejemplo, mediante el método null en la medida, que habría que mantenerlo con el fin de que el colector potencial de la placa esté muy cerca del potencial de la placa de protección [14].

3.1.5. Inserto

Se conocen como insertos los dispositivos mecánicos que se adaptan a la cavidad y así fijan la posición de la fuente. Son diferentes para cada tipo de fuente. Los detectores tienen marcas para que la colocación de los insertos, y por tanto de las fuentes, sea siempre igual. Ya que la medida no debe ser función de la orientación de la fuente respecto al eje longitudinal del detector.

3.1.6. Especificación de las fuentes

Se debe especificar las actividades de las fuentes en unidades de tasa de kerma de referencia en aire TKRA, tanto en los certificados de suministro dado por parte de los laboratorios de calibración, en los sistemas de planificación, en datos de matrices de dosis publicados en la literatura, en prescripciones, en documentación de los tratamientos en los que se vayan a hacer uso, etc. En los certificados proporcionados por el suministrador deben especificarse la trazabilidad de la medida y dicha incertidumbre con el factor de cobertura; además de reflejar claramente cuál es la magnitud usada para especificar la actividad de la fuente. Sin embargo, en

la práctica las formas más usuales de referirse a la especificación de las fuentes son las siguientes [11]:

- **Actividad:** hace referencia al número de transformaciones nucleares espontáneas producidas por unidad de tiempo. La actividad es como se llama a la magnitud que representa el grado de radiactividad de una fuente o material. Su unidad de medida en el Sistema Internacional (SI) es el Becquerel (Bq). La equivalencia de esta unidad es: $1 \text{ Bq} = 1 \text{ desintegración/segundo}$

Otra magnitud usada es el Curio (Ci). Recibe ese nombre por las aportaciones de Marie Curie y Pierre Curie.

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ desintegraciones nucleares por segundo}$$

Cabe destacar dos magnitudes diferentes: dosis absorbida (D) y la dosis equivalente. La primera de ellas mide la cantidad de energía que cede la radiación a la unidad de masa de materia que se expone a la radiación; y su unidad de medida en el Sistema Internacional es el Gray (Gy): $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$. Respecto a la dosis equivalente, es aquella que tiene en cuenta el efecto o daño de la radiación en el cuerpo que se irradia. Se obtiene como el producto de la dosis absorbida D por un factor de ponderación (en función del tipo de radiación usada). Su unidad en el SI es el Sievert (Sv). La mayoría suelen ser del rango entre mili o micro Sievert. [9]

- **Actividad aparente o equivalente de una fuente A_a :** de uso expandido en braquiterapia. Es la actividad de una fuente puntual del mismo radionucleido sin filtración, dando lugar a la misma tasa de kerma en aire a la misma distancia del centro de la fuente. Es decir, es la actividad del isótopo junto a su recubrimiento, formando así la fuente. Dado este dato por el fabricante, se puede obtener su actividad aparente teórica mediante su decaimiento: la actividad del isótopo no es siempre la misma, todo isótopo decae, con un factor u otro. Para esto, se ha de tener en cuenta la vida media (τ) del isótopo, que se conoce como el tiempo en el que el isótopo radiactivo permanece antes de convertirse en otro núcleo. La expresión para ver el decaimiento es la siguiente:

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

N_0 es el número de núcleos iniciales radiactivos. N son los que quedan después de un tiempo t y λ es la constante de desintegración característica de cada sustancia. Respecto a al decaimiento de la actividad:

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

Siendo A la actividad que se quiere calcular, A_0 es la actividad de referencia, λ es la constante de desintegración y t es el tiempo transcurrido entre el día que se mide A_0 y A.

- **Tasa de kerma de referencia en aire TKRA o K_R :** se conoce como la tasa de kerma en el seno del aire a una distancia de referencia igual a 1 metro, corregido por la atenuación y dispersión en dicho medio. Es decir, la tasa de kerma de referencia en aire, es la cantidad especificada a la distancia de 1 metro. Para llevar a cabo esta medida se hace uso, generalmente, de la cámara de pozo.

Las unidades usadas son $\frac{\text{Gy}}{\text{s}}$ a 1 metro o $\frac{\mu\text{Gy}}{\text{h}}$ a 1 metro; definiendo Gy como gray. La AAPM (Asociación Americana de Físicos en Medicina) recomienda el uso de S_K , la

cual se define como: $S_K \left[\frac{\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{h}} \right] = K_R \left[\frac{\mu\text{Gy}}{\text{h}} \right] \cdot l^2 \text{ [m}^2\text{]}$; es decir, el producto de la distancia de calibración por la tasa de kerma en aire, bajo las mismas condiciones que para K_R . Cabe destacar que durante este trabajo, las unidades empleadas para medir TKRA son $\mu\text{Gy}/\text{h}$. Esto es porque la calibración del detector se realizó en Europa, mientras que si hubiese sido calibrado en EEUU, se debería usar el factor referente a la distancia (aparece un factor m^2 en el numerador: $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$).

Como se ha dicho en la actividad aparente, los isótopos decaen: su actividad no es la misma que el día que se calibró. La TKRA teórica se calcula mediante la fórmula siguiente:

$$\text{TKRA}_{\text{teórica}} = \text{TKRA}_{\text{ref}} \cdot e^{\frac{(-1) \cdot \ln(2)}{\tau \cdot T}}$$

Donde T es el número de días transcurridos desde la calibración por el fabricante hasta la verificación de dicha calibración [11].

- **La diferencia esencial entre Kerma y dosis absorbida D.** Es bien sabido que la radiación interacciona con la materia, de forma que la energía se transforma. El primero de los conceptos hace referencia a la conversión de dicha energía; mientras que el concepto de dosis hace referencia al depósito de la misma. El Kerma hace referencia a la suma de las energías cinéticas iniciales de las partículas ionizantes cargadas liberadas por las partículas ionizantes no cargadas junto con la energía disipada en forma de radiación por esas mismas partículas cargadas. La igualdad entre dosis absorbida y Kerma es mayor cuanto mejor se obtenga un equilibrio de partículas cargadas, cuanto más despreciable sea la producción de radiación de frenado y la energía de las partículas no cargadas sea grande si se compara con la energía de enlace de las partículas cargadas liberadas (*ver Anexo n° 8 y 9*) [14].

3.1.7. Trazabilidad de las fuentes [11]

Haciendo caso a todas las recomendaciones internacionales y nacionales, se debe verificar el buen acuerdo entre la TKRA proporcionada por el certificado del suministrador o fabricante con una calibración previa al uso de dichas fuentes para pacientes, teniendo en cuenta las incertidumbres. Además, se debe asegurar la trazabilidad a patrones aceptados internacionalmente (en EEUU y Europa hay patrones en laboratorios de calibración para varias fuentes LDR como ^{137}Cs e ^{192}Ir ; para fuentes como el ^{125}I , se encuentran patrones en el NIST de EEUU y laboratorios de Europa). Cabe definir que se considera como trazabilidad al proceso de trasladar coeficientes de calibración mediante fuentes, desde una referencia (patrón). Por ejemplo, para obtener la trazabilidad en el caso de ^{125}I y ^{192}Ir , se debe calibrar en un laboratorio acreditado externo el sistema conjunto de detector de pozo-electrómetro-inserto. Para las calibraciones sucesivas se pide al suministrador de fuentes una fuente patrón para verificar el sistema de calibración, aunque solo para el caso de fuentes de baja tasa.

3.2. Método

3.2.1. Pasos previos a la calibración

No se debe olvidar llevar a cabo algunos pasos previos a la medida de la TKRA de una determinada fuente:

- Comprobación del estado de las baterías, las visualizaciones digitales tienen incorporadas un indicador del estado de las baterías.
- Ajuste al 0 de escala mediante su correspondiente mando.
- Comprobar que la cámara funciona correctamente: Todo monitor de detector tiene una o dos fuentes encapsuladas de radionúclidos: si su posición es la correcta delante de la cámara del detector, deberían dar una tasa de dosis conocida. Esto solo sirve para comprobar el funcionamiento, no para calibrarla (esto se realiza en sus laboratorios correspondientes).

3.2.2. Proceso de calibración [11]

La forma más extendida consiste en calibrar en el laboratorio el electrómetro junto al detector de pozo e inserto específico. Además, se debe tener en cuenta los parámetros de trabajo del sistema electrómetro-detector calibrado, las características de la fuente patrón con la que se ha realizado la transferencia del coeficiente de calibración y la tensión de colección.

Las fuentes para braquiterapia deben tener calibración con trazabilidad directa (fuente o sistema de calibración calibrado en un laboratorio primario o secundario de calibración, LPC o LSC) o secundaria (se calibra una fuente con respecto a otra fuente patrón con igual diseño y TKRA similar). Aunque en la teoría toda fuente que vaya a ser implantada en un paciente debe calibrarse, en la práctica no es así; por razones de recursos, protección radiológica y contaminación, etc. a

3.2.3. Corrección de la medida [12]

Antes de realizar la correspondiente medida de la TKRA, se debe tener en cuenta que se recoge el dato de la intensidad M durante un cierto tiempo y a partir de él se puede obtener el objetivo impuesto: actividad en TKRA. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que el dato recogido debe corregirse por distintos factores:

$$M_u = (M - M_F) \cdot k_{P,T} \cdot k_s \cdot k_{tr} \cdot k_{pol}$$

Cada una de los términos que forma la expresión anterior hace referencia a una corrección:

- M : intensidad recogida durante el tiempo t pero sin tener en cuenta ninguna corrección, obtenido integrando la carga.
- M_u : carga con correcciones.
- M_F : componente de fugas. Es importante tenerla en cuenta si supera a la señal M en 0,1%.
- $k_{P,T}$: es la corrección por presión y temperatura. Siendo P_0 y T_0 la presión y temperatura ambiente. Es decir: 1013.2hPa y 20°C, respectivamente. Si la cámara fue

calibrada en Alemania se usa: $T_0 = 20^\circ\text{C}$; si por el contrario se hubiese calibrado en Estados Unidos, $T_0 = 22^\circ\text{C}$.

$$k_{P,T} = \frac{T + 273.2}{T_0 + 273.2} \cdot \frac{P_0}{P}$$

Se debe tener en cuenta la relación entre la presión y la altitud, debido a que la cantidad de electrones en el volumen del detector es comparable al tamaño del volumen activo y depende de los materiales que componen las paredes del instrumento y de la energía de las fuentes. Como consecuencia de esto, se propone un factor adicional con el fin de corregir esta posible variación, que será mayor a bajas presiones asociadas a bajas altitudes y será menor a altas presiones asociadas a altas altitudes. No obstante, no toda cámara abierta necesita esta corrección adicional. Las cámaras abiertas para fotones y radiación β de alta energía no la necesitan, pero los fotones de baja energía sí. Esto se debe a si la fracción de la señal es menor del 1% (no hace falta corrección por altitud) o si es del 5-10%. Por lo que la corrección por la altitud es:

$$\text{Corrección} = (k_{P,T})^k$$

Siendo el parámetro $k = 0.59$ para el ^{125}I . Esta corrección solo está presente en la medida de fuentes LDR.

Por el contrario, si fuese cerrada no habría correcciones de temperatura y presión, ya que la cantidad de gas encerrada en la cámara sería constante, con excepción de la posibilidad de la aparición de fugas. Además, hay menos gas que en una cámara abierta, lo que se traduce en menos ionizaciones con el aire. Por lo que para obtener medidas con alta precisión la mejor opción es el uso de cámara de pozo abierta.

- **k_s** : factor de corrección por la recombinación de iones, lo que provoca que toda cámara presente deficiencia de carga recogida si está expuesta a un haz de radiación (cualesquiera sea su naturaleza). Este efecto dependerá, para una geometría fija de la cámara, de la tensión de colección aplicada y de la tasa de producción de carga. Se hace uso del método de las dos tensiones para evaluar dicha corrección, si la radiación aplicada es continua:

$$k_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)}$$

Siendo M_1 y M_2 las lecturas recogidas de las polarizaciones V_1 y V_2 , siendo la mayor siempre la primera polarización.

Este valor es aproximadamente igual a 1, pero debe verificarse en cada caso.

- **k_{tr}** : durante el tiempo que la fuente tarda en llegar a la posición final, esta va a verse afectada por la irradiación. Se obtiene el valor de dicha corrección representando lecturas de la carga para diferentes intervalos de tiempos de irradiación frente a dichos tiempos. Obteniendo una recta, a partir de la cual se extrapola para $t=0$ y se obtiene la lectura M_{t0} . Entonces se puede usar la siguiente expresión (M_t es la carga leída para el instante t , justo cuando se calcula la TKRA):

$$k_{tr} = 1 - \frac{M_{t0}}{M_t}$$

Se puede prescindir de él si se mide con la fuente colocada en la posición de calibración.

- k_{pol} : si la radiación es constante y la polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara se invierte, puede dar lugar a grandes cambios entre las cargas leídas: M_+ y M_- . Es decir, esta corrección solo es apreciable si la diferencia entre estas dos lecturas es mayor que 0,5%. Esto puede producirse por diferentes factores como geometría de la cámara, construcción de la misma y efecto de irradiación del cable. Y puede calcularse mediante la siguiente expresión:

$$k_{pol} = \frac{1 + \left| \frac{M_+}{M_-} \right|}{2}$$

El uso de una ecuación u otra depende si M (lectura de la carga sin correcciones) es positiva o negativa.

Suele ser generalmente, $k_{pol} = 1$, pero debe verificarse en cualquier caso.

Por lo que finalmente, y teniendo en cuenta todas las correcciones, se llega a la medida experimental de la TKRA:

$$TKRA = N_K \cdot \frac{M_u}{t}$$

Siendo:

- N_K : coeficiente de calibración del sistema de medida CPEI.
- t : tiempo durante el cual se recoge la carga.
- M_u : carga durante el tiempo t , con correcciones.

Durante este trabajo, la TKRA experimental se calcula:

$$TKRA_{experimental} = N_K \cdot \text{media} \cdot k_{P,T}$$

3.2.4. Parámetros estadísticos [15].

Se lleva a cabo un estudio de los parámetros estadísticos que permiten extraer conclusiones a posteriori (*ver Anexo nº10*).

3.2.5. Incertidumbre en la calibración de fuentes [16,17]

Toda medida de una magnitud lleva asociada una incertidumbre que proporciona una medida de la calidad del resultado.

Existe cierta incertidumbre que va pasando a lo largo de todo el proceso que sufren las fuentes usadas en braquiterapia: desde su fabricación hasta su uso en el hospital o centro, lo que da lugar a cierta incertidumbre encadenada.

Las normas que se toman como referencia para el formalismo de la incertidumbre aparecen en la Guía para la Expresión de la Incertidumbre en la Medición (GUM) de la Organización

Internacional de Normalización (ISO) y la Nota Técnica 1297 del Instituto Nacional de Normas y Tecnología (NIST).

En las tablas I y II se puede ver la propagación de la incertidumbre. La primera calibración de la fuente se lleva a cabo con una cámara de ángulo ancho (no es la cámara de pozo). Por lo que, la primera incertidumbre viene dada por el laboratorio primario donde se calibre dicha fuente (para LDR y HDR es 0.8%). A continuación, se manda el detector de pozo a ese mismo laboratorio, lo que se traduce en una nueva incertidumbre en la medida (tanto para LDR como para HDR esta es igual a 0.9%). Una vez completada esta fase, se manda el detector al fabricante para que lleve a cabo la calibración de las fuentes (es igual a 1.1% para ambas fuentes). En esta fase, el fabricante dota a la fuente de una incertidumbre (1.2% para LDR y HDR). Por último está la incertidumbre provocada al verificar la calibración de la fuente (para LDR y HDR es 1.3%). Además, se debe añadir otra incertidumbre si se trata de una fuente HDR (1.4-2.4%). Por lo que finalmente se llega a la incertidumbre total: para fuente LDR es 2.6%, mientras que para la fuente HDR es 2.8-4.8%.

Cabe destacar que este proceso puede llevarse a cabo mediante un laboratorio acreditado o vía el fabricante, lo cual añadiría una nueva incertidumbre.

La tabla I muestra la propagación de las incertidumbres de las fuentes LDR destinadas para braquiterapia, asociada a la transferencia de fuerza de kerma en aire del NIST a través de la ADCL al centro sanitario. Mientras que la tabla II, la propagación de las incertidumbres de las fuentes HDR destinadas para braquiterapia, asociada a la transferencia de fuerza de kerma en aire del NIST al fabricante.

Tabla I: Propagación de las incertidumbres de las fuentes LDR.

Row	Measurement description	Quantity (units)	Relative propagated uncertainty (%)
1	NIST WAFAC calibration	$S_{K,NIST}$ (U)	0.8
2	ADCL well ion chamber calibration	$S_{K,NIST}/I_{ADCL}$ (U/A)	0.9
3	ADCL calibration of source from manufacturer	$S_{K,ADCL}$ (U)	1.1
4	ADCL calibration of clinic well ion chamber	$S_{K,ADCL}/I_{CLINIC}$ (U/A)	1.2
5	Clinic measures source air-kerma strength	$S_{K,CLINIC}$ (U)	1.3
	Expanded uncertainty ($k=2$)	$S_{K,CLINIC}$ (U)	2.6

Tabla II: Propagación de las incertidumbres de las fuentes HDR.

Row	Measurement description	Quantity (units)	Relative propagated uncertainty (%)
1	ADCL calibration	$S_{K,NIST}$ (U)	1.1
2	ADCL well ion chamber calibration	$S_{K,NIST}/I_{ADCL}$ (U/A)	1.2
3	ADCL calibration of source from manufacturer	$S_{K,ADCL}$ (U)	1.3
4	ADCL calibration of clinic well ion chamber	$S_{K,ADCL}/I_{CLINIC}$ (U/A)	1.4
5	Clinic measures source air-kerma strength	$S_{K,CLINIC}$ (U)	1.5
	Expanded uncertainty ($k=2$)	$S_{K,CLINIC}$ (U)	2.9

Se debe conocer las incertidumbres en los distintos parámetros de dosimetría en Braquiterapia del formalismo TG-43 (es la base del cálculo de la dosis, recomendada por la AAPM). Los componentes de la incertidumbre de medición se clasifican en dos tipos: los evaluados por métodos estadísticas y los evaluados mediante otros medios.

En concreto, la medida de la TKRA puede presentar cierta incertidumbre debido a distintos factores:

- Incertidumbres intrínsecas de medida: relacionadas con el modelo de fuente y detector que se usen.
- Incertidumbre en la distribución de la actividad de la fuente.
- Incertidumbre en la medida de dosis: la precisión de los resultados de los detectores presenta incertidumbres por el promedio del volumen, la autoatenuación y la sensibilidad a la dosis absorbida. Se puede diferenciar los dosímetros termoluminiscientes (la incertidumbre puede reducirse si la manipulación, lectura y condiciones de irradiación son las adecuadas), otra gran fuente de incertidumbre es la variación de la sensibilidad de la dosis absorbida del TLD entre la energía usada para la calibración y la energía de la Fuente de Braquiterapia. También se puede deber a la película radiocrómica que es usada como detector para las medidas en Braquiterapia, etc.
- Incertidumbre debida a la ubicación de la fuente: la mayoría de fuentes no son isotrópicas y la geometría de la cámara es de 4π , lo cual hace que el detector dependa de la posición, orientación y longitud de la fuente en el pozo (la forma de la fuente es importante ya que cambia la distancia al detector). Las formas de las curvas de respuesta en función de la distancia al detector no siempre serán iguales, ya que también se ven afectadas por el modelo de cámara usado y fuente medida. A la hora de realizar todas las variaciones para ver la respuesta, se debe fijar el sentido en el cual se introduce la fuente en el detector, se debe tener en cuenta que no puede variar la respuesta al variar la orientación de dicha fuente respecto al eje longitudinal de la cámara ni depender de la dirección en que se introduce la fuente en el detector. Sin embargo, el objetivo es obtener una respuesta lo más uniforme posible que demuestre la invariabilidad de respuesta en el caso de que se modifiquen sus características; es decir, lo que se pretende es “mejorar” y así obtener una calibración con la mayor exactitud. Para conseguir dicho objetivo se hace uso del inserto, el cual será único para cada fuente. Dependiendo del inserto usado, se diferencian distintos coeficiente de calibración N_K .
- Incertidumbre en energía y encapsulado de la fuente: la sensibilidad del detector depende de la energía de los fotones y de la forma en la que se encuentra encapsulada la fuente dentro de la cámara, debido al filtrado. Además, si dicha energía de los fotones es baja, la respuesta dependerá también del material y espesor de la pared y del gas que está en la cavidad del detector.
- Incertidumbre en la ubicación de la medida: la cámara debe colocarse a, al menos, 1 metro de distancia de paredes y suelos, con el fin de disminuir lo máximo posible la dispersión que rodee a la fuente.
- Incertidumbre debido al tiempo de aclimatación: es necesario un periodo de tiempo (minutos o incluso horas) para que el aire dentro de la cámara esté en equilibrio con el aire del ambiente.
- Las cámaras cerradas no tienen correcciones climáticas. Este tipo de cámaras llenas de argón permiten aumentar la respuesta para radionucleidos de baja energía debido al

aumento de probabilidad del efecto fotoeléctrico. También, permiten medir la TKRA de fuentes LDR en modo corriente. Sin embargo, el uso de este tipo de cámaras no es aconsejable, ya que si la presión del gas que hay en su interior es mayor que la presión ambiente, pueden aparecer fugas del gas, lo que se traduce en una variación continua del coeficiente de calibración.

- Número de medidas adecuado para cada tipo de fuente destinada a una finalidad concreta en braquiterapia.
- Fuentes emisores β : si se miden este tipo de fuentes se deben hacer diferentes medidas en diferentes orientaciones respecto a su eje cilíndrico y sacar el resultado final haciendo el promedio. Además, se debe medir con la polaridad de la calibración.
- Medidas de la TKRA en modo carga o modo corriente en el electrómetro: el consejo más extendido es el uso del modo carga. Obligatorio si las fuentes a medir tienen baja energía, dejando un tiempo largo para recoger dicho dato.
- Medida de fuente de HDR: al medir estas fuentes en cámaras abiertas al aire, pueden aumentar su temperatura interior, provocando que la densidad disminuya y, como consecuencia final, se traduce en una lectura de carga menor que la real. Por ello, se recomienda disminuir el tiempo de recogida de esa lectura, aumentar el número de medidas y aumentar el tiempo entre una medida y la sucesiva. Existe un inserto especial llamado Styrofoam cuya finalidad es reducir dicho efecto. Es decir, evitar ese aumento de temperatura en el interior del detector que provoque todas estas consecuencias.

Por lo que, para conseguir la mayor exactitud posible al medir la TKRA de las fuentes usadas en braquiterapia, aparte de trabajar los factores expuestos unas líneas más arriba, se debe elegir adecuadamente la cámara (según las características geométricas y dosimétricas de las fuentes) y el inserto en el cual se alojara la fuente en el interior del detector. También se debe comprobar que el electrómetro puede dar las lecturas en modo carga o corriente y que cuenta con un temporizador para que mida el tiempo de cada una de las medidas. [12]

3.3. Desarrollo experimental

Todas las medidas se llevaron a cabo en el HCU de Valladolid. El electrómetro usado para la verificación de todas las fuentes es el PTW UNIDOS E (fig. 6) y la cámara de pozo (abierta) es el modelo PTW SOURCECHECK (4 π) (fig. 7). Además, siempre se debe medir la temperatura y presión durante el proceso de medida, para poder llevar a cabo dicha corrección frente a los valores de referencia: $T_0 = 20^\circ\text{C}$ y $P_0 = 1013,25 \text{ hPa}$.

Se recogerán los valores en unidades de carga (pC), la máxima sensibilidad que recoge este electrómetro es 0,01pC; y se dividirá este valor entre el número de segundos en que se haya medido (en este caso, fueron 60 segundos). Para así obtener el dato el dato en unidades de intensidad de corriente mA. Por último, la correspondiente hoja de cálculo lleva consigo todas las variables necesarias para calcular en cada caso el factor de calibración. Consiguiendo la medida en TKRA. Este factor se tiene en cuenta pero se supone constante en todo proceso de calibración de las fuentes.



Figura 6: Electrómetro PTW UNIDOS E (PTW TM33005 sn 121655).



Figura 7: Cámara de pozo PTW SOURCECHECK (4 π).

A continuación se van a exponer los procesos de caracterización del detector para las distintas fuentes y los procesos de verificación de la calibración para dichas fuentes: ^{125}I dedicado para braquiterapia de próstata, ^{125}I para tratamiento del melanoma ocular y por último, ^{192}Ir .

Cabe destacar que para cada tipo de fuente y aplicación de esa fuente, se usa su determinada hoja de cálculo, con el fin de obtener los datos buscados en cada caso. Para ver un ejemplo de estas hojas de cálculo: (ver Anexo nº 11, 12 y 13).

3.3.1. Caracterización del detector de pozo para fuente ^{125}I destinado para BQ de melanoma ocular

El dispositivo experimental es el mismo que para la calibración de dicha fuente, que se realiza de forma individual, como se puede ver en el apartado 3.3.4. La fuente se coloca a 5.5 cm de referencia sobre la parte inferior del detector (*ver Anexo n°14*).

3.3.2. Caracterización del detector de pozo para fuente ^{125}I destinado para BQ de próstata

El dispositivo experimental es el mismo que para la calibración de dicha fuente, que se puede ver en el apartado 3.3.5. Con la única diferencia de que en este caso, se quiere ver la respuesta del detector de pozo cuando en su cavidad hay una o varias fuentes de ^{125}I para BQ de próstata y en distintas posiciones (*ver Anexo n°15*).

Se puede dividir en tres partes la caracterización del CPEI para verificar la calibración de fuentes ^{125}I para la BQ de próstata.

En la primera de ellas se hace uso del sistema CPEI para caracterizar trenes de 5 semillas, pero midiendo en distintas posiciones sobre el inserto. Se mide en carga y durante un intervalo de tiempo igual a 60 segundos. Posteriormente, se procede a calcular el factor de cada posición. Esto se realiza tomando como referencia la posición en la que la lectura es máxima.

Para la segunda parte se realiza una curva de respuesta del sistema CPEI. Para ello se hace uso de una sola fuente (individual) y se va posicionando en las distintas ubicaciones que hay en el inserto (10 posiciones en total). Este proceso se lleva a cabo tres veces (solo se expone la media de ellas), con el fin de minimizar errores sistemáticos; para evitar colocar una fuente erróneamente y repetir las medidas con esa ubicación, ya que llevaría a un error encadenado y repetitivo. Además, se calcula el factor en cada posición, tomando una como la de referencia (la de mayor lectura).

Por último, se va a verificar los factores de posición para una fuente y para distintos trenes de fuentes (de 2 a 10 semillas) colocadas de forma que se encuentren en la zona de lectura más homogénea del inserto. Se puede destacar que para cada caso (tren y posición), se hicieron dos medidas: “up” y “down”. Es decir, dando la vuelta al tren de semillas para ver si variaba la lectura. Se demostró el total acuerdo entre ambas. Lo que se traduce en la inferencia de medir los trenes en un sentido o el contrario. Se usó la media de ambas lecturas.

Haciendo uso de la misma hoja de cálculo que la verificación de calibración, se hallan los respectivos k_{pos} . Para esto, se debe calcular primero la TKRA experimental de un tren de cinco semillas que ocupan de la 3ª a la 7ª posición sobre el inserto (es la que se toma de referencia), usando el $k_{\text{pos}} = 1.011$, pero con su respectiva temperatura y presión. Luego se calculan todas las TKRA del resto de casos pero con $k_{\text{pos}} = 1$, y con sus correspondientes datos de temperatura y presión, con el fin de obtener su verdadero factor de posición en cada caso. Esto se calcula como el cociente entre la TKRA de cada caso con la TKRA que se toma como referencia. Cabe destacar que el dato que se toma como referencia es la TKRA decaída, obtenida teóricamente.

3.3.3. Caracterización del detector de pozo para fuente ^{192}Ir

El dispositivo experimental es el mismo que para la calibración de dicha fuente, se puede ver en el apartado 3.3.6. Se quiere ver la curva de respuesta del sistema CPEI según la posición de la fuente en la cámara. Es decir, recoger el dato de la corriente en cada posición con respecto al fondo de la cámara. Cabe destacar que no se recoge dato en la posición 0 debido a que la fuente no llega, debido a la construcción del aplicador. Por lo que se coloca el inserto en el interior de la cámara abierta y por él se introduce el tubo de transferencia por el que viaja la fuente, su primera posición es lo máximo que se pueda introducir: aplicador empuja en el final y comprueba que esté cerrado. Posteriormente, se va retrayendo, parando en cada una de las posiciones asignadas (ver Anexo n° 16).

3.3.4. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la braquiterapia del melanoma ocular

Esta verificación se lleva a cabo cuando se reciben dichos lotes de fuentes, el modelo de las fuentes usadas es Bebig I25.S16 y luego se deja actuar el decaimiento de su actividad, no se vuelven a medir cuando se vayan usar, basta con calcularlo con su respectiva fórmula.

No se trata de calibrar las semillas, sino de verificar que coincide con la actividad aparente proporcionada por el fabricante.

Las fuentes que se usan para configurar la placa que se colocará sobre el melanoma ocular son del mes actual y de los 3 o 4 lotes anteriores. Es importante destacar que en el HCUV se recibe este tipo de fuentes la primera semana cada dos meses. Recibiendo 3 lotes de 8 fuentes cada uno, para no superar la dosis (ya que si se superase, los requerimientos que habría que cumplir serían más exigentes). Se lleva la verificación de la calibración de todas ellas.

El proceso llevado a cabo es el siguiente: se conectará el electrómetro con la cámara y se hará null en el primero de los instrumentos, se aumenta la corriente hasta llegar a 400V. Esto se hace con el fin de eliminar posibles corrientes parásitas. Se coge una fuente con ayuda de pinzas y se coloca en el inserto correspondiente (fig. 8), luego se introduce el conjunto inserto - fuente en la cámara de pozo (fig. 9). Una vez colocada, se lee por pantalla del electrómetro la intensidad de corriente (en mA) y se espera unos segundos hasta que se estabilice. Se pasa a medir en modo carga, durante un intervalo de tiempo de 60 segundos. Durante este proceso, los electrones que hay en el interior de dicha cámara de pozo ionizan el aire. Finalmente mide la carga a base de medir la corriente. Es decir, se obtiene la medida en unidades de carga, pero se pasa a TKRA mediante su correspondiente factor de calibración.



Figura 8: Inserto usado para medida de fuentes oftalmológicas: T33005.1.100. Adaptador para semillas individuales.



Figura 9: Fuente junto al inserto en su correcta posición para su medida.

3.3.5. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la braquiterapia de próstata

Como en el caso anterior, la verificación de la calibración de la actividad de las fuentes de ^{125}I IsoCord I25.S17plus se lleva a cabo mediante el electrómetro - cámara de pozo – inserto y el proceso a seguir es totalmente análogo que el proceso anterior con la diferencia de que en este caso se miden trenes de semillas (conjuntos) y que no se miden todas las que se van a usar, sino que se usa el método de inferencia estadística: solo se miden un porcentaje de ellas. Estas serán medidas previamente al implante pero después de la dosimetría. Es decir, se realiza este proceso justo en el momento que se vaya a realizar dicha intervención en el correspondiente quirófano.

Hay distintas clases de semillas, dependiendo de su actividad, que se usan para llevar a cabo la braquiterapia de cáncer de próstata, sus valores se observan en la Tabla III. Además, el uso de una u otra clase dependerá del valor obtenido en la volumetría de la próstata: si se obtiene un valor menor de 30 cm^3 , uso de fuentes de clase 5. Entre 30 y 40 cm^3 , uso de fuentes de clase 6. Y si la volumetría da un valor mayor de 40 cm^3 , uso de fuentes de clase 7. Aunque hay más clases, las que ocupan nuestro interés son tres que se presentan a continuación junto a su rango de actividades, aunque estos pueden variar.

Tabla III: Clases de fuentes según sus actividades.

Clase	TKRA ($\mu\text{Gy/h}$)	Actividad (mCi)
5	0.541-0.586	0.426-0.461
6	0.587-0.637	0.462-0.501
7	0.638-0.690	0.502-0.543



Figura 10: Inserto especial RapidStrand adapter T33005.1.130. Adaptador para cadenas de semillas.

3.3.6. Verificación de la calibración de las fuentes de alta tasa ^{192}Ir

Como en los otros casos, se trata de verificar la calibración dada por el fabricante. Esta verificación debe realizarse una vez recibida la nueva fuente y cada día. La fuente se caracteriza por un número de serie: D90E-677. En este caso, la fuente de alta tasa está contenida en la unidad impulsora, Saginova: sale de ella y entra a través de un cable o tubo de transferencia (LAA 1400-GYN 140076) que lo conectará con la cámara de pozo, pero debe colocarse mediante su respectivo inserto. Es decir, esta fuente hace un viaje de ida y vuelta para poder obtener su calibración y sus posiciones de parada.

Otra diferencia es que tanto la cámara de pozo como el Saginova, termómetro y barómetro deben permanecer dentro de una sala acondicionada para dicha actividad, ya que la dosis de radiación con la que se trabaja en este proceso es elevada. El electrómetro (trabajando en modo alta tasa) se colocará en una sala contigua y conectado mediante un cable a dicha cámara para así poder leer las medidas. La salida de la fuente de Saginova se controla mediante un ordenador en la sala contigua. Antes de empezar a medir, siempre se lleva a cabo una prueba Dummy (fuente simulada sin radiación) con el fin de comprobar que la fuente no encuentra ningún impedimento en su camino de ida y vuelta a Saginova. Es decir, la fuente sale y se ve como la lectura del electrómetro se empieza a estabilizar en unidades de intensidad. Cuando se consigue la total estabilidad, que justo coincide cuando la fuente está en el fondo del inserto en la cámara, se pasa al modo carga y se mide durante 60 segundos. Este proceso se repite 3 veces.



Figura 11: Inserto destinado para calibración de fuentes de alta tasa: T33004.1.014.

4. RESULTADOS

Es importante tener en cuenta que durante la estancia en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid se llevó a cabo la total privacidad del paciente por lo que no se encontrará ningún dato de los mismos.

4.1. Caracterización del CPEI para la fuente ^{125}I , para la braquiterapia de melanoma ocular

La fuente se coloca en esa posición (5.5 cm sobre el fondo del detector) y se ve la respuesta mediante la lectura en el electrómetro.

4.2. Caracterización del sistema CPEI para la fuente ^{125}I , para braquiterapia de próstata

Para la primera parte se hacen tres series de medidas para luego hacer la media de todas ellas. Posteriormente se calcula el factor de cada posición, tomando como referencia la posición de lectura máxima (como se puede ver en la Tabla IV, será la posición 3ª a 7ª). Se recogieron los datos de presión y temperatura durante el proceso de esta toma de medidas: 934 mbar y 23°C, respectivamente.

Tabla IV: Lectura y factor para distintas posiciones para un tren de 5 semillas.

Posición del tren sobre el inserto	Lectura media (pC)	Factor k_{pos}
1ª a 5ª	118.17	0.96
2ª a 6ª	121.87	0.99
3ª a 7ª	122.67	1.011 (referencia)
4ª a 8ª	121.60	0.99
5ª a 9ª	118.17	0.96
6ª a 10ª	111.33	0.91

Se trata de un conjunto de medidas relativas. Se puede ver que la lectura máxima se consigue cuando el tren de fuentes ocupa desde la posición 3ª a la 7ª. Es decir, es esa posición la que actúa como referencia.

Para la segunda parte, se expone la tabla V. Las posiciones de máxima respuesta se encuentran entre la 4ª, 5ª y 6ª posición sobre el inserto. Por lo que se coge la posición 5ª como la de referencia (máxima respuesta) para así calcular el resto de factores. Estos se usan en el caso de que al verificar la calibración de una fuente individual se coloque en una posición diferente de la 5ª. Cabe destacar que durante todo el proceso se mide la temperatura y presión: 23.7°C y 934 mbar, respectivamente.

Tabla V: Lecturas de una fuente en distintas posiciones.

Posición de la fuente individual	Lectura media (pC)	Factor k_{pos}
1ª	23.42	0.88
2ª	25.21	0.95
3ª	26.02	0.98
4ª	26.33	0.99
5ª	26.50	1 (se toma como referencia)
6ª	26.48	0.96
7ª	25.80	0.97
8ª	24.72	0.93
9ª	22.84	0.86
10ª	19.50	0.73

A partir de la tabla V, se lleva a cabo la representación gráfica de la respuesta del CPEI para una fuente individual de ^{125}I (fig. 12).

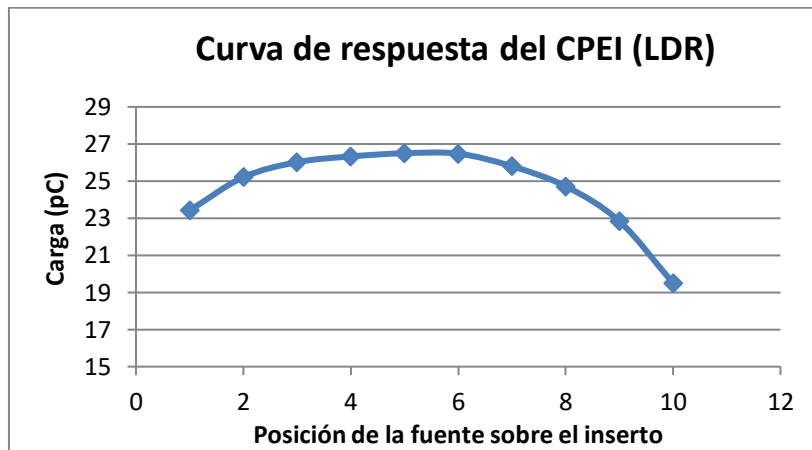


Figura 12: Curva de respuesta del CPEI para una fuente LDR destinada para BQ de próstata.

Para la tercera parte, los datos teóricos de dicha fuente (ver Anexo nº 17). La tabla VI recoge los distintos datos.

Tabla VI: Lecturas obtenidas para distintos trenes de semillas ocupando distintas posiciones en su respectivo inserto.

Nº semillas	Posición en inserto	Carga (pC)	Temperatura (°C)	Presión (mbar)	k _{pos exp}	k _{pos cert}	Diferencia (%)
1	5 ^a	26.83	24.0	934.00	0.913	1.000	-8.65
2	5 ^a a 6 ^a	52.67	24.4	934.00	0.930	1.002	-7.19
3	4 ^a a 6 ^a	74.11	24.2	933.75	0.992	1.003	-1.13
4	4 ^a a 7 ^a	99.68	24.1	933.75	0.982	1.008	-2.58
5	3 ^a a 7 ^a	122.65	24.2	933.75	0.999	1.011	-1.21
6	2 ^a a 7 ^a	143.2	24.2	933.75	1.027	1.019	+0.74
7	2 ^a a 8 ^a	169.85	24.2	933.75	1.010	1.027	-1.69
8	1 ^a a 8 ^a	187.65	24.4	933.75	1.044	1.042	+0.20
8	2 ^o a 9 ^o	187.35	24.4	933.75	1.046	1.046	-1.07
9	1 ^a a 9 ^a	207.05	24.2	933.75	1.046	1.057	+0.75
10	1 ^a a 10 ^a	223.45	23.9	933.75	1.097	1.093	+0.37

Como se puede ver, se realizaron dos medidas para el tren de 8 semillas. El primero que aparece en la tabla VI es el del certificado, mientras que el tren que ocupa desde la 1^a hasta la 10^a posición fue una prueba extra para ver la diferencia entre ambos casos.

4.3. Caracterización del CPEI para la fuente ¹⁹²Ir

Se obtiene la curva de respuesta del CPEI para dicho isótopo ¹⁹²Ir frente a la posición frente al fondo de la cámara. En este caso, se trabaja con los datos en corriente debido a la ventaja que presenta, es más rápido.

A continuación se verifica las posiciones de parada mediante la curva de respuesta (fig. 13). Para ello se recogen los datos de corriente en función de la posición (ver Anexo n°18). La curva muestra la representación frente a la distancia al fondo de la cámara.

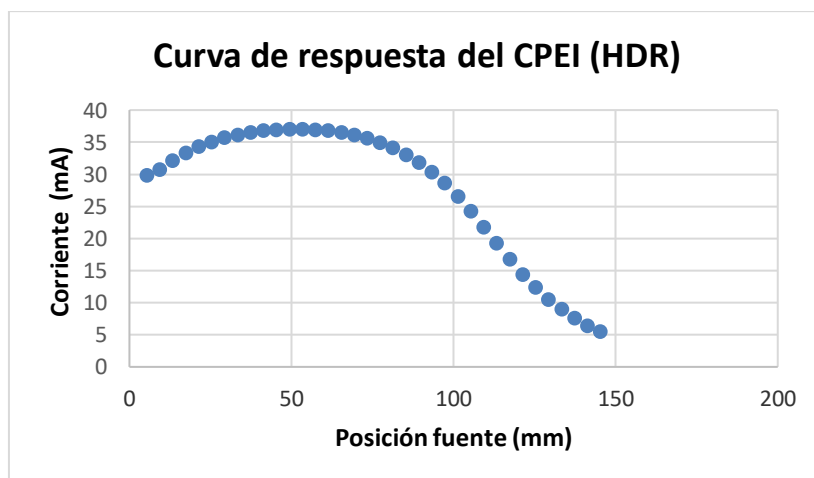


Figura 13: Curva de respuesta del CPEI para fuente HDR.

4.4. Resultados de la verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la braquiterapia del melanoma ocular

Se realiza la verificación de la calibración de la actividad de las fuentes (24 fuentes) recubiertas de un isótopo, destinadas para usar en el tratamiento mediante Braquiterapia. Los datos teóricos recogidos se pueden ver en (*ver Anexo n° 19*). Por lo que se recogen los valores dados por pantalla en unidad de carga, se pasan a A/s y se obtiene la actividad en TKRA (experimental) usando las fórmulas anteriores (apartado 3.2). Esto puede verse en la Tabla VII.

Tabla VII: Lecturas y datos calculados para verificar la calibración de las fuentes.

Lecturas (pC)	Lecturas(pA)	TRKA ($\mu\text{Gy/h}$)	Actividad (mCi)	Diferencia de TKRA(%)
821.0	13.683	8.008	6.305	3.43
808.7	13.478	7.888	6.211	1.88
775.5	12.925	7.564	5.956	-2.31
766.4	12.773	7.475	5.886	-3.45
768.0	12.800	7.491	5.898	-3.25
799.6	13.327	7.799	6.141	0.73
804.2	13.403	7.844	6.176	1.31
820.1	13.668	7.999	6.299	3.31
811.0	13.517	7.910	6.229	2.17
828.0	13.800	8.076	6.359	4.31
805.3	13.422	7.855	6.185	1.45
797.1	13.285	7.775	6.122	0.41
787.1	13.118	7.677	6.045	-0.84
799.6	13.327	7.799	6.141	0.73
790.0	13.167	7.706	6.067	-0.48
776.7	12.945	7.576	5.965	-2.16
823.5	13.725	8.032	6.325	3.74
764.2	12.737	7.454	5.869	-3.73
803.3	13.388	7.835	6.170	1.19
776.0	12.933	7.569	5.960	-2.24
818.1	13.635	7.980	6.283	3.06
821.9	13.698	8.017	6.312	3.54
800.9	13.348	7.812	6.151	0.89
821.9	13.698	8.0168	6.312	3.54

Luego, se hace el estudio de distintos parámetros estadísticos de la actividad en TKRA y de la diferencia entre el valor teórico y experimental de la misma (*ver Anexo n° 20*). Se han medido 24 fuentes recubiertas de un isótopo. Su actividad media es igual a $7.798 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$, es decir, esto supone el dato de actividad aparente experimental. Comparándola con el dato ofrecido por el fabricante ($7.74 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$), se ve una diferencia entre ellos igual al 0.72%. La desviación típica de la TKRA es de 0.194, mientras que la de la diferencia es mayor: 2.5. El coeficiente de correlación entre la TKRA experimental y la diferencia entre el valor teórico y experimental es exactamente igual 1.

4.5. Resultados de la verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la braquiterapia de próstata

A continuación se trabaja con los valores recogidos en la calibración de las fuentes destinadas para su uso en braquiterapia de próstata. Estos datos han sido recogidos desde el 10 de mayo de 2016 hasta el 6 de julio de 2021. Primeramente, los datos teóricos con los que se ha trabajado se pueden encontrar en (ver Anexo n° 21). Se pasa a recoger distintos datos (ver Anexo n° 12): la fecha de verificación en el hospital y el número de semillas medidas junto con las posiciones que ocupaban, el número de pedido, TKRA del certificado y su correspondiente fecha de referencia en que se calibró, tiempo transcurrido entre ambas fechas de calibración: certificado-hospital. Además, de la TKRA teórica para ese día y la TKRA medida ese mismo día (junto a los datos de presión y temperatura recogidos para llevar a cabo la corrección por estos factores). Gracias a todos estos datos y las fórmulas proporcionadas anteriormente (apartado 3.2), se llega a la diferencia entre TKRA medido ese día y el valor obtenido teóricamente mediante su decaimiento. A partir de esto, se pasa a estudiar distintos aspectos. Se estudia el número de semillas medidas (fig. 14). La diferencia media obtenida entre la TKRA medida el día de la intervención y en el día de referencia (TKRA dada por el certificado, aplicando su respectivo decaimiento) se puede ver en la Tabla VIII.

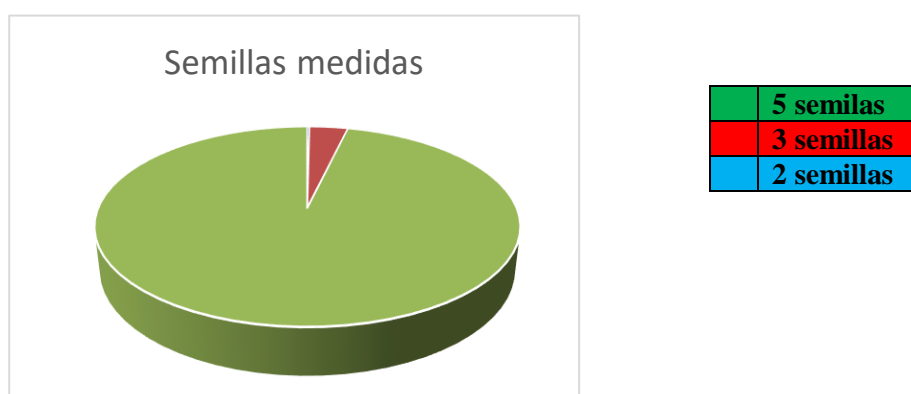


Figura 14: Diagrama de semillas medidas en la calibración de las fuentes de próstata.

Tabla VIII: Diferencia media obtenida entre la TKRA medida el día de la intervención y en el día de referencia

Semillas medidas	Diferencia
3	-0,79 %.
5	-2,43 %.

El rango de TKRA y los respectivos valores límites del día de la intervención (teórico y experimental) se observa en la Tabla IX. La desviación típica de la diferencia entre la TKRA experimental y teórica es $\sigma = 0,02$. Respecto a los percentiles extremos de las diferencias (ver Anexo n° 22). La curtosis de la diferencia (%): 0,70. La relación entre las variables cuantitativas: diferencia de TKRA en el día de referencia y en el día de la intervención frente al tiempo de decaimiento, se obtiene un coeficiente de correlación $R = -0,0323$. Respecto a la diferencia de TKRA frente a la temperatura, se obtiene $R = 0,0216$. Y por último, la diferencia de TKRA frente a la presión, con $R = -0,0030$. Se estudia la evolución temporal de las distintas clases (fig. 15).

Además, se expone la media, mediana y moda de la diferencia (%), como puede verse en la Tabla X.

Tabla IX: rango de TKRA y los respectivos valores límites del día de la intervención.

TKRA	Límite inferior de TKRA (μGy/h)	Límite superior de TKRA (μGy/h)	Rango
Teórico	0.4961	0.6637	0.1676
Experimental	0.4951	0.6679	0.1728

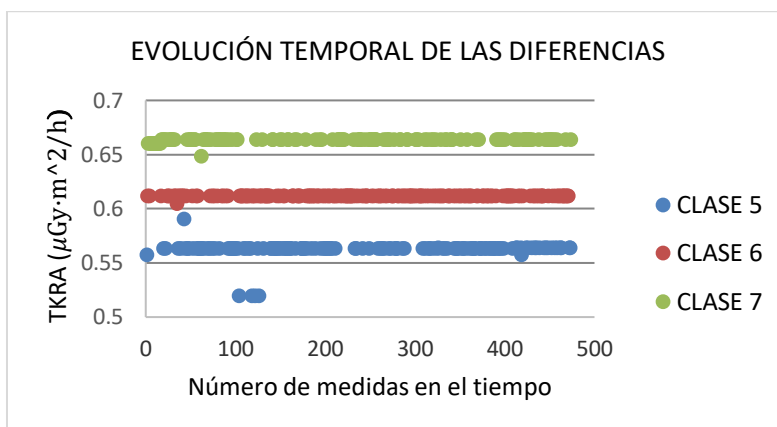


Figura 15: Evolución temporal de las distintas clases de fuentes.

Tabla X: Media, mediana y moda de las diferencias entre las TKRA teórica y experimental.

	Diferencia TKRA (%)
Media	-1,00
Mediana	-0,91
Moda	+0,016

4.6. Resultados de la verificación de la calibración de las fuentes de alta tasa ¹⁹²Ir

Los datos teóricos pueden encontrarse en (ver Anexo nº 23). Teniendo en cuenta estos datos, se pasó a recoger los datos para verificar la calibración de la fuente, según la Tabla XI. Las medidas se recogen mediante pantalla del electrómetro en unidad de carga y se pasan a A/s, obteniendo así el valor en unidades de intensidad de corriente. Se hacen 3 medidas para luego trabajar con la media de ellas, Tabla XII. Llegando a la Tabla XIII, que muestra las actividades teóricas y experimentales.

Tabla XI: Datos medidos, en carga y corriente.

Carga (μC)	Corriente (nA)
2215	36.92
2215	36.92
2213	36.88

Tabla XII: Media y desviación de las medidas en unidad de corriente.

Media (nA)	36.91
Desviación (nA)	12.24

Tabla XIII: Medidas de las calibraciones, teórica y experimental.

TKRA teórica	37.58 $\mu\text{Gy/h}$	29.59 mCi
TKRA experimental	37.75 $\mu\text{Gy/h}$	29.72 mCi
Diferencia	0.45 %	0.45 %

5. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

5.1. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}I destinado para BQ de melanoma ocular

La fuente se coloca en esa posición (5.5 cm sobre el fondo del detector) porque es en esa posición donde la respuesta del electrómetro es máxima. Es la zona donde se calibró en el laboratorio.

5.2. Caracterización del CPEI para fuente ^{125}I destinado para BQ de próstata

En todas las partes que forman este apartado se debe tener especial cuidado en colocar correctamente la fuente o tren de fuentes en el inserto; ya que si se descoloca, se obtiene un valor de la medida totalmente incoherente.

Cabe destacar que la posición que ocupa el tren de semillas es siempre la misma respecto al cilindro de la cámara: el tren se coloca en el centro geométrico de dicho cilindro. Es decir, el hecho de rotar el inserto junto al tren de semillas cuando ya están dentro de la cámara no variará la respuesta.

Respecto a la primera parte, se comprueba que la lectura máxima mediante el electrómetro se consigue cuando el tren de 5 semillas se encuentra ocupando desde la posición 3ª a la 7ª de su respectivo inserto. Esta verificación nos demuestra que la verificación óptima de la calibración se obtiene en dicha posición. Por lo que, cuando se vayan a medir 5 semillas, deberán colocarse en dicha posición. El factor k_{pos} que se ha obtenido es el que habría que aplicar a una medida en caso de que no se calibre el tren ocupando la posición de referencia.

Respecto a la segunda parte, se ve que la respuesta óptima se obtiene cuando la fuente individual se encuentra entre la 4ª, 5ª o 6ª posición (se puede observar en la curva como hay un intervalo casi uniforme entre dichas posiciones). Lo cual, verifica lo ya visto en la parte primera: el punto de calibración debe colocarse donde la respuesta sea mayor: posición 5ª sobre inserto. Sin embargo, si se colocase la fuente en la 4ª o 6ª posición, la verificación tendría resultados muy similares; viendo, además, el valor de k_{pos} para dichas posiciones, muy cercanas a $k_{\text{pos}}(5^{\text{a}} \text{ posición, una fuente}) = 1$.

Para la última parte, los valores obtenidos para el factor de posición comparando con los dados por el fabricante son similares en algunos casos y muy diferentes en otros: no hay más que fijarse en la última columna (diferencias) para ver la semejanza y disimilitud entre cada uno de los valores experimental y teórico (certificado) del factor de posicionamiento k_{pos} . Llama la atención que con una y dos semillas la diferencia es bastante elevada: -8.65% y -7.19%, respectivamente. Estos valores, comparados con el resto de diferencias para el resto de trenes son muy altos. Esto puede ser debido a la incertidumbre del posicionamiento de una única fuente o de trenes muy cortos de 2 fuentes.

5.3. Caracterización del CPEI para fuente ^{192}Ir

A partir de la curva de respuesta se puede concluir que en las primeras posiciones la respuesta del sistema formado por la cámara de pozo, electrómetro e inserto es muy buena. Su máximo se encuentra entre los 40-60mm con una intensidad de corriente igual a 37,01 nA.

Se puede comparar con otra curva de respuesta (*ver Anexo n°24*). A partir de la cual, se puede ver la total similitud con la obtenida experimentalmente, aunque no se traten del mismo detector de pozo. En ambas curvas se pueden ver una zona central (entre los 40 y 60 mm) en las que se consigue una zona uniforme y constante.

5.4. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la braquiterapia del melanoma ocular

Como se puede ver, se miden todas las fuentes del lote, en total 24 nuevas fuentes en cada pedido. En este caso, se deben medir todas, puesto que no es posible aplicar inferencia estadística. Aunque se rompa las condiciones de esterilización al verificar su calibración, estas fuentes no están en contacto estrictamente con el ojo. Hay silicona entre el ojo y fuentes, y en la placa de oro entre las fuentes y el párpado.

Observando la Tabla VIII de valores recogidos durante dicho proceso de verificación, se puede ver que los valores son muy similares. Por lo que estos valores pueden deberse a que el electrómetro o la cámara estaban estabilizados al completo durante el proceso de calibración.

Como conclusión final, vemos que el acuerdo entre la actividad TKRA teórica y experimental es elevada (desviación igual a -2.51%).

Los percentiles nos muestran que el 90% de los datos recogidos tienen una diferencia menor del 3.54%; o bien, el 10% de las medidas tiene una diferencia mayor al 3.54%. El percentil 10 se traduce en que el 90% de los datos cuentan con una diferencia mayor al -2.97%, o lo que es lo mismo; el 10% tienen una diferencia menor al -2.97%. Lo que supone muy buenos resultados en términos generales.

Respecto a la curtosis, se obtiene el mismo valor tanto si se trabaja con la TKRA experimental como si se trabaja con la diferencia entre ella y la teórica. Se obtiene un valor igual a 0.33, por lo que es positivo, lo que se traduce en que la distribución tendrá una forma próxima a la distribución normal de Gauss, aunque un poco más puntiaguda, mayor concentración de los datos alrededor de la media que en las colas de dicha distribución. Obteniendo así, una curva definida como leptocúrtica.

El coeficiente de correlación entre la TKRA experimental y la diferencia entre el valor teórico y experimental es igual 1. Esto se traduce en que ambas variables están relacionadas completamente (relación lineal positiva perfecta).

Por último, no se puede comparar las variabilidades de las TKRA con la desviación de las diferencias entre el valor teórico y experimental, son distintas variables dentro del mismo conjunto. No cabe realizar el estudio entre ellas.

5.5. Verificación de la calibración de las fuentes de baja tasa ^{125}I , destinadas para la braquiterapia de próstata

En cada implante (intervención) de próstata se llegan a usar una media de 49,25 semillas. Como se puede ver, se mide 5 de ellas, generalmente. Ya que la media de semillas implantadas es casi 50, y se debe medir el 10% de ellas, es decir, 5. Se miden siempre ocupando desde la posición 3ª a 7ª en el inserto. No se pueden medir todas las fuentes, ya que una vez que se verifique su calibración, son inservibles para el implante, ya que no estarían esterilizadas.

La moda en la diferencia de TKRA tiene un valor de 0,016 %. La clase de la fuente usada con más frecuencia es la clase 6. Seguimiento de fuentes de clase 5 y, por último, las de clase 7. El rango delimita los valores de la diferencia de cada clase, por lo que el resto de datos se encuentran en ese recorrido delimitado por los valores límite. El rango de la TKRA entre el día de referencia y el día de la intervención es muy similar y poco extenso. Se obtiene un valor positivo de la desviación típica, distinto de 0 pero muy cercano. Muestra que los datos tienen valores muy similares (entre -5% y 5%). La dispersión de los datos de TKRA tratados es mínima. No se pueden comparar las variabilidades de las TKRA con la desviación de las diferencias ya que son distintas variables dentro del mismo conjunto. Sin embargo, se puede decir que la variabilidad dentro de cada conjunto es baja. Es decir, las medidas no son iguales, pero muy similares. Esto se traduce en que los datos son muy poco sensibles a valores extremos. Respecto a los percentiles, tienen su uso para la dispersión o variabilidad. Por ejemplo, el percentil 95 muestra que el 95% de los datos tienen una diferencia menor al 2%, y el 5% de estos presenta una diferencia mayor a ese dato. O bien, el percentil 5: el 95% de los datos tienen una diferencia mayor al -4%, y el 5% tiene una diferencia menor que -4%. Se obtiene una curtosis positiva, es decir, tiene una forma más puntiaguada que una distribución normal de Gauss y con una concentración mayor de datos alrededor de la media. Esto se conoce como curva leptocúrtica, la cual se caracteriza por una desviación de los datos muy pequeña. Si se tiene en cuenta que los parámetros de media, mediana y moda de la diferencia no coinciden, se llega a que la distribución de diferencias tendrá forma asimétrica negativa (*fig. 16*): hay menos datos en la mitad inferior que en la mitad superior.

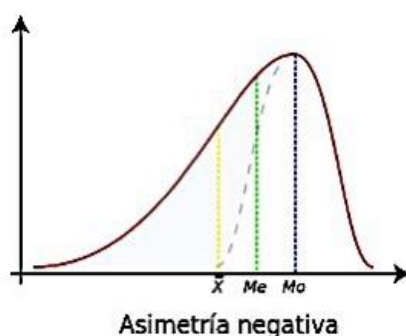


Figura 16: Forma general de una distribución asimétrica negativa.

Las relaciones entre las variables estudiadas son no lineales, porque R es igual o muy próxima a 0. Y además, teniendo en cuenta (*ver Anexo n°25*) se puede ver que todas las correlaciones de la diferencia (%) entre la TKRA el día de la intervención entre el valor teórico y experimental son muy próximos a 0. En el primero de los casos, frente a los días de decaimiento, se obtiene una

correlación inversa. Por otro lado, frente a la temperatura, esta correlación es directa. Y por último, frente a la presión, se puede ver una correlación inversa.

Respecto a la evolución de cada una de las clases, se puede observar que por separado tienen datos de las diferencias muy similares: no hay ninguna tendencia creciente ni decreciente de los datos de las diferencias (pendiente muy próxima a 0 en cada una de las series), aunque puede haber algún caso aislado con valor diferente. Las diferencias de valores más altos se producen para la clase 7, seguida de la clase 6 y por último, la clase 5 que tiene las diferencias con valores más bajos.

5.6. Verificación de la calibración de las fuentes de alta tasa ¹⁹²Ir

Respecto a la comparación entre la TKRA teórica calculada a partir de la dada por el fabricante y la experimental calculada mediante los datos recogidos y sus respectivas correcciones, se obtiene una muy buena similitud entre ambos. En los certificados donde aparece la actividad aparente medida por el fabricante suele aparecer la incertidumbre que se puede llegar a obtener (+/-5%). Es decir, el posible margen de error que se puede obtener con las medidas que se realicen en el hospital. Este valor es el que llevará toda nuestra atención, ya que es el que nos dirá si la verificación de la calibración llevaba a cabo es aceptable, y por lo tanto está lista para poder usarse.

CONCLUSIONES

1. La verificación de la calibración de las fuentes LDR para braquiterapia ocular debe realizarse en la misma posición en la que se realizó en el laboratorio acreditado.
2. Es posible encontrar un factor de corrección para la medida de trenes de fuente según su posición dentro del inserto correspondiente para la braquiterapia de próstata. También hemos encontrado un factor de corrección en función de la longitud de los trenes de fuentes.
3. La curva de respuesta del CPEI en función de la posición de la fuente de alta tasa es comparable con las publicadas aunque siempre debe medirse en la zona de máxima respuesta. En concreto en la zona donde se calibró en el laboratorio acreditado.
4. Se ve que tanto en los dos casos de baja tasa como en el caso de alta tasa las fuentes se mantienen dentro de la tolerancia y que la diferencia entre la medida real y la calculada se mantiene constante con el tiempo.

Como criterio que se sigue en general para toda fuente, ya sea HDR o LDR, se considera la verificación válida si la diferencia entre las TKRA es menor del 3% y mayor de -3%. Si esta se encuentra entre 3% y 5% (o entre -3% y -5%), se debe repetir la medida e investigar posibles fuentes de error. Por último, si es mayor de 5% o menor que -5%, se debe repetir y si se sigue obteniendo el mismo resultado, será el físico quien decida si se usa dicha fuente o si se prescinde de ella. En el caso de que se emplee, se asume la diferencia de dosis que puede ocasionarse, y se puede llegar a corregir con radioterapia externa.

Una discusión actual es la posibilidad propuesta para tener en cuenta la actividad que se mide en el centro sanitario, y no la actividad dada por el certificado para el caso de la calibración de las fuentes usadas para braquiterapia de próstata. En este caso, si la actividad medida es mayor o menor que la del certificado, es el médico el responsable de asumir que el paciente sea tratado con una dosis diferente a la prescrita. Esto está provocando una controversia entre aquellos que apoyan esta nueva medida, como se hace en braquiterapia electrónica, y aquellos que respaldan seguir con la hasta ahora técnica, que consistía en usar la actividad del certificado, aunque se lleve a cabo la verificación.

LISTA DE ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS

LDR	Low Dose Rate (Fuente de Baja Tasa).
HDR	High Dose Rate (Fuente de Alta Tasa).
CPEI	Sistema cámara de pozo- electrómetro- inserto.
HCUV	Hospital Clínico Universitario de Valladolid.
PSA	Antígeno Prostático Específico.
TKRA	Tasa de Referencia de Kerma en Aire.
BED	Dosis Biológica Efectiva.
BQ	Braquiterapia.
TAC	Tomografía Axial Computarizada.
ADN	Ácido desoxirribonucleico.
TDU	Treatment Delivery Unit.
PSA	Antígeno Prostático Específico.
BED	Dosis Biológica Efectiva.
SEFM	Sociedad Española de Física Médica.
RFM	Revista Física Médica.
LPCD	Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
SI	Sistema Internacional.
NIST	Instituto Nacional de Estándares y Tecnología.
IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
ISO	Organización Internacional de Normalización.
GUM	Guía par la Expresión de la Incertidumbre en su Medición.
TG-43	Task Group
ADCL	Acridital Dosimetry Calibration Laboratory
TLD	Terciary Laboratory Dosimetry

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Espectro de radiación.....	2
Figura 2: Dosimetría llevada a cabo para la braquiterapia de cuello de útero.....	6
Figura 3: Dosimetría realizada para braquiterapia de endometrio.....	6
Figura 4: Dosimetría llevada a cabo para planificar tratamiento en braquiterapia de próstata.....	7
Figura 5: Esquema de la cámara de ionización SOURCECHECK (4 π), tipo 33005.....	14
Figura 6: Electrómetro PTW UNIDOS E (PTW TM33005 sn 121655).....	24
Figura 7: Cámara de pozo PTW SOURCECHECK (4 π).....	24
Figura 8: Inserto usado para medida de fuentes oftalmológicas: T33005.1.100. Adaptador para semillas individuales.....	26
Figura 9: Fuente junto al inserto en su correcta posición para su medida.....	26
Figura 10: Inserto especial RapidStrand adapter T33005.1.130. Adaptador para cadenas de semillas.....	27
Figura 11: Inserto destinado para calibración de fuentes de alta tasa: T33004.1.014.....	28
Figura 12: Curva de respuesta del CPEI para una fuente LDR destinada para BQ de próstata.....	30
Figura 13: Curva de respuesta del CPEI para fuente HDR.....	31
Figura 14: Diagrama de semillas medidas en la calibración de las fuentes de próstata.....	33
Figura 15: Evolución temporal de las distintas clases de fuentes.....	34
Figura 16: Forma general de una distribución asimétrica negativa.....	38

BIBLIOGRAFÍA

- [1] SEFM. Radiofísica Hospitalaria [Internet]. 2017. [Consultado el 13 de mayo de 2022]. Disponible en: <https://sefm.es/radiofisica-hospitalaria/>
- [2] Julián C. *¿Qué es la radiación?* [Internet] [Consultado el 8 de noviembre de 2021]. Disponible en: <https://www.fisimat.com.mx/que-es-la-radiacion/>
- [3] Francisco J. *El espectro electromagnético: la longitud de onda*. 10 de septiembre de 2018. [Internet] [Consultado el 16 de noviembre de 2022]. Disponible en: <https://cifpn1.com/electronica/?p=4034>
- [4] Prieto Pachón L. *Memoria de prácticas de empresa de Lidia Prieto Pachón*. Valladolid. 2021.
- [5] Tomé López C. *El descubrimiento de los rayos X*. Experiencia docet. 2019.
- [6] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. X-Rays. [Internet][Consultado el 15 de noviembre de 2021]. Disponible en: <https://www.nibib.nih.gov/sites/default/files/2022-05/Fact-Sheet-X-Rays.pdf>
- [7] Instituto Nacional del Cáncer. *¿Qué es el cáncer?* [Internet][Consultado el 19 de diciembre de 2021]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/naturaleza/que-es>
- [8] Inforadioterapia. *Historia de la radioterapia*. [Internet][Consultado el 15 de noviembre de 2021]. Disponible en: <https://inforadioterapia.com/radioterapia/historia-de-la-radioterapia/>
- [9] SEOR. *Información sobre la braquiterapia*. [Internet][Consultado el 22 de noviembre de 2021]. Disponible en: https://seor.es/wp-content/uploads/bqt- informacion-general_revisado.pdf
- [10] Guerrero Alcalde R. *Fraccionamiento e isoefecto en Radioterapia*. En: Brosed Serreta A., Guirado Llorente D. *Fundamentos de Física Médica. Radiobiología y principios de Oncología*. Madrid. 2016.
- [11] Pérez -Calatayud J, Brosed Serreta A. *Tipos y especificación de fuentes en Braquiterapia*. En: Brosed Serreta A., Pérez-Calatayud J. *Fundamentos de Física Médica. Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad*. Madrid. 2014.
- [12] Lliso Valverde F, Pérez-Calatayud J, Carmona Meseguer V, Frutos Baraja J.M. *Calibración de fuentes mediante el detector de pozo*. En: Brosed Serreta A., Pérez-Calatayud J. *Fundamentos de Física Médica. Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad*. Madrid. 2014.
- [13] Pérez Calatayud J, Arrans Lara R, Frutos Baraja J.M, Guisasola Bera-sategui A, Macías Jaén J, Valverde Morán J. *Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia*. En: SEFM. 2000.
- [14] Brosed Serreta A. *Magnitudes y unidades radiológicas de uso general*. En: Brosed Serreta A. *Fundamentos de Física Médica. Medida de la radiación*. Madrid. 2011.

- [15] Salazar C, Castillo S. *Fundamentos básicos de Estadística*. 1ª Ed. Del Castillo Galarza, Raúl Santiago. 2018.
- [16] DeWerd L, Ibbott G, Meigooni A, Mtich M, Rivard M, Stump K, Thomadsen B, Venselaar J. *A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources*. 2011. DOI: 10.1118/1.3533720
- [17] Bozydar Knyziak A, Rzodkiewicz W. *Measurement methods of ionization current and electric charges in radiation dosimetry*. Science Direct. 2016.
- [18] *Efecto fotovoltáico*. [Internet][Consultado el 3 de septiembre de 2022]. Disponible en: <https://cumbrepuebloscop20.org/energias/solar/efecto-fotovoltáico/>
- [19] *Efecto Compton*. [Internet][Consultado el 2 de septiembre de 2022]. Disponible en: <http://espiadellabo.com/2013/03/el-efecto-compton-vamos-a-hacer-rebotar-fotones/>
- [20] Patel Narayan P, Majumdar Vishnu, Vijayan V, Hota Pradeep K.. *In-air calibration of an HDR 192Ir brachytherapy source using therapy ion chambers*. Volumen 5. Department of Medical Physics A. H. Regional Cancer Centre Cuttack 753007, India. Department of Physics Govt. College of Science, Raipur-492010, India. Health Physics Unit, Institute of Physics, Bhubaneswar-751005, India