



Verificación anual de un conjunto de  
aplicadores utilizados para radioterapia  
intraoperatoria en el HUC  
TFG - 2021/2022

Realizado por  
**Maite Azkonobieta Carballo**  
alu0101278209@ull.edu.es

Estudiante de  
Grado en Física, Universidad de La Laguna, Tenerife

Dirigido por  
Carlos Garrido Bretón - cgarrido@ull.edu.es  
Manuel Eulalio Torres Betancort - metorres@ull.edu.es

En colaboración con  
Hospital Universitario de Canarias (HUC)

# Índice

<b>Agradecimientos</b>	<b>2</b>
<b>Resumen</b>	<b>3</b>
<b>Abstract</b>	<b>4</b>
<b>Motivación</b>	<b>5</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>6</b>
1.1. Objetivos . . . . .	6
1.2. Interacción radiación - materia orgánica . . . . .	6
1.2.1. Rayos X . . . . .	8
1.3. Radioterapia intraoperatoria . . . . .	9
1.3.1. Contexto. Cáncer de mama . . . . .	10
<b>2. Material y Métodos. Dosimetría absoluta.</b>	<b>12</b>
2.1. Material . . . . .	13
2.2. Metodología y montaje experimental. . . . .	17
2.2.1. Montaje experimental . . . . .	18
2.2.2. Metodología . . . . .	21
<b>3. Resultados y discusión</b>	<b>24</b>
<b>4. Conclusiones</b>	<b>35</b>
<b>5. Anexos</b>	<b>36</b>
5.1. Material y Métodos. Dosimetría absoluta con películas radiocrómicas . . . . .	36
5.1.1. Material . . . . .	36
5.1.2. Metodología y Montaje experimental. . . . .	38
5.2. Resultados y Discusión . . . . .	43
5.3. Participación en una operación . . . . .	51
<b>6. Bibliografía</b>	<b>52</b>

## Agradecimientos

---

*Gracias a mis tutores Carlos y Manuel por acercarme al mundo de la radiofísica y ver que se puede hacer buena física hasta con lo más pequeño.*

# Resumen

---

En la actualidad, el sector de la radiofísica está creciendo en España, gracias a las inversiones que están haciendo los hospitales públicos en equipos para tratamientos como la radioterapia. En concreto, el Hospital Universitario de Canarias (HUC) ha adquirido el equipo ioRT-50 (Intraoperative radiation therapy - 50 keV) que puso en marcha en 2019 para realizar técnicas de radioterapia superficial y radioterapia intraoperatoria. El equipo consiste en un brazo articulado que sostiene un tubo de rayos X de baja energía, un depósito de agua y un conjunto de aplicadores, que permite impartir tratamientos de radioterapia.

Estos aplicadores emiten una distribución de radiación característica, y para medirla se utiliza una cámara de ionización y películas radiocrómicas. Se trabaja con un voltaje pico de 70 kV y tiempos de disparo de 1 y 2 minutos. El parámetro que se mide es la dosis [Gy] y se relaciona con la profundidad [mm].

Se realiza la verificación anual de los aplicadores y se diseña un nuevo método de medida para su comprobación, el cual se ha incorporado en el Hospital Universitario. Además los datos obtenidos se incluirán en la base de datos del sistema del Hospital.

# Abstract

---

Currently, the radiophysics sector is growing in Spain, thanks to the investments that public hospitals are making in equipment for treatments such as radiotherapy. Specifically, the University Hospital of Canary Islands (HUC) has acquired the ioRT-50 (Intraoperative radiation therapy - 50 keV) equipment, launched in 2019, to perform superficial radiotherapy and intraoperative radiotherapy techniques. The equipment consists of an articulated arm that holds a low-energy X-ray tube, a water tank and a set of applicators, which allows imparting treatments of radiotherapy.

These applicators emit a characteristic radiation distribution. To measure it, an ionization chamber and radiochromic films are used. It works with a peak voltage of 70 kV and shooting times of 1 and 2 minutes. The parameter that is measured is the dose [Gy] and it is related to the depth [mm].

The annual verification of the applicators is carried out and a new method of measure has been designed, which has been incorporated into the University Hospital. In addition, the data obtained will be included in the database of the Hospital system.

# Motivación

---

The health specialty of radiophysics (RFIR) is very little known among students of the Degree in Physics at the University of La Laguna. In fact, there is no subject that goes into this field. However, in Spain, there is an increasing demand for physicists specialized in radiophysics.

It is a quite interesting field of Physics, which has a lot to develop. That is why I decided to do this end-of-degree project, in addition to the internship, to learn about radiophysics and see if it could be an option for my future job.

---

La especialidad sanitaria de radiofísica (RFIR) es muy poco conocida entre los estudiantes del Grado en Física de la Universidad de La Laguna. De hecho no hay ninguna asignatura que se adentre en esta rama. Sin embargo, en España, cada vez hay más demanda de físicos especializados en radiofísica. Esta especialidad, una vez superada la prueba de acceso, consiste en tres años de formación teórico-práctica en un Hospital, en la cual se tratan temas relacionados con el uso de las radiaciones en el sector médico.

Es una rama de la Física bastante interesante, que le queda mucho por desarrollar. Por eso decidí realizar este trabajo de fin de grado, además de las prácticas, para aprender sobre la radiofísica y ver si podría ser una opción de futuro laboral.

# 1. Introducción

---

The objective of this project is to verify the integrity of the applicators of the ioRT-50 equipment in the HUC. They are used in intraoperative radiotherapy to treat breast cancer.

The verification consists in taking measurements of doses received with an ionization chamber and radiochromic films and analyzing them with different methods. The data are used to compare the dose distributions of each applicator with the theoretical dose distributions.

In the following sections it is explained how the radiation interacts with the organic matter; what is the physical basis of the X rays; how are they used in radiotherapy; what the breast cancer is, as well as how is it treated with intraoperative radiotherapy.

---

## 1.1. Objetivos

El objetivo de este proyecto es verificar la integridad de los aplicadores utilizados en la técnica de radioterapia intraoperatoria para cáncer de mama que se imparte en el HUC.

La verificación consiste en realizar medidas de dosis de radiación absorbida con una cámara de ionización y películas radiocrómicas, y en analizar esos datos con distintos métodos. Los datos se utilizarán para comparar la distribución de dosis característica de cada uno de los aplicadores con las distribuciones modelizadas que se están empleando en los tratamientos.

## 1.2. Interacción radiación - materia orgánica

La radiación interactúa de manera particular con la materia orgánica y el conocimiento de ésta tiene aplicaciones en el ámbito de la medicina, en concreto, en la radiología.

La *radiación* es la emisión, propagación y transferencia de energía en forma de ondas electromagnéticas o partículas. Si la radiación transporta energía suficiente como para provocar ionización en el medio que atraviesa (extrayendo los electrones de sus estados ligados al átomo), se dice que es una *radiación ionizante*. Puede tener forma de ondas electromagnéticas (rayos gamma o rayos X) o partículas (partículas alfa y beta o neutrones).

En los tejidos vivos la ionización produce cambios químicos y afecta al ADN, produciendo roturas, cambios en las bases, uniones cruzadas etc. En general, las células son más sensibles en la parte del ciclo de división. La Ley de Bergonie-Tribondeau<sup>7</sup> se trata de un conjunto de tres principios relacionados con el comportamiento de las células ante las radiaciones ionizantes. Una célula es más radiosensible si tiene: mayor actividad reproductiva, mayor porvenir de divisiones y sus funciones menos diferenciadas.

Los efectos de la radiación sobre los tejidos pueden ser (Figura 1):<sup>8</sup>

- Agudos (inflamación, hemorragia) o tardíos (atrofia, esclerosis, fibrosis, cáncer).
- Somáticos:
  - Determinísticos: debidos a la muerte celular. La gravedad del daño aumenta con la dosis recibida
  - Estocásticos: tienen carácter aleatorio. La gravedad del daño es independiente de la dosis recibida. Pueden ser hereditarios.
- Genéticos o hereditarios

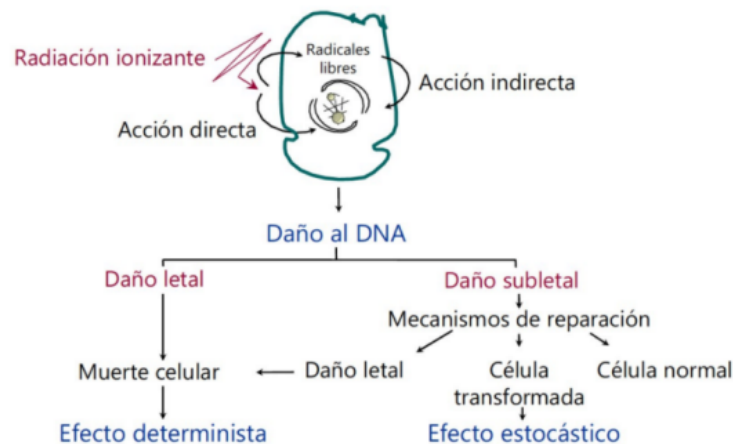


Figura 1: Efectos de la radiación ionizante



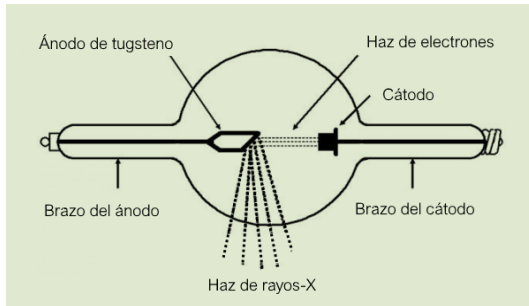
### 1.2.1. Rayos X

Los rayos X fueron descubiertos por Wilhelm Conrad, un físico alemán, en 1895. Con el auge de la radioterapia a principios del siglo XX, también se desarrollaron los tubos de rayos X, los cuales son los generadores de este tipo de radiación.

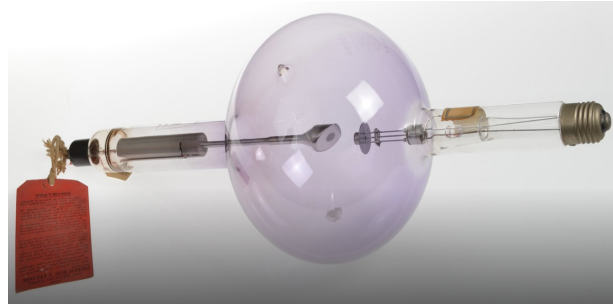
El *tubo de rayos X* (Figura 2) consiste en un tubo con dos electrodos (cátodo y ánodo) en el vacío, una fuente de electrones (el cátodo caliente) y un blanco. En el equipo de radioterapia intraoperatoria, ioRT-50, el blanco es de cobre (Cu), filtrado por 0,5 mm de agua y 0,5 mm de titanio (Ti).

Los electrones generados se aceleran aplicando una diferencia de potencial suficientemente alto entre el cátodo y el ánodo. Por consiguiente, los electrones viajan a través del tubo y cuando impactan sobre el blanco, el 99 % de la energía cinética del electrón (Ecuación (1)) se emite en forma de calor y el 1 % se transforma en rayos X (Figura 2a).

$$E_{cin} = \frac{m_e c^2}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} [eV] \quad (1)$$



(a) Fundamento físico de un tubo de rayos X



(b) Primeros tubos de rayos X



(c) Tubo de rayos X actual

Figura 2: Tubo de rayos X, fundamento físico y modelos

Para evitar el sobrecalentamiento de la estructura, ya que la mayor parte de la energía se transforma en calor, el ánodo debe estar refrigerado.

Henry Moseley, físico inglés, estudió los rayos X emitidos por los metales cuando se bombardeaban con electrones y descubrió que cada metal tenía una frecuencia de emisión característica, proporcional al cuadrado de su número atómico (Figura 3). Por lo que determinó la ley de Moseley (Ecuación (2)).

$$\sqrt{f} = k_1(Z - k_2) \quad (2)$$

donde  $f$  es la frecuencia;  $k_1$  y  $k_2$  constantes dependientes de las líneas espectrales y  $Z$  el número atómico. Cada elemento tendrá valores distintos.<sup>13</sup>

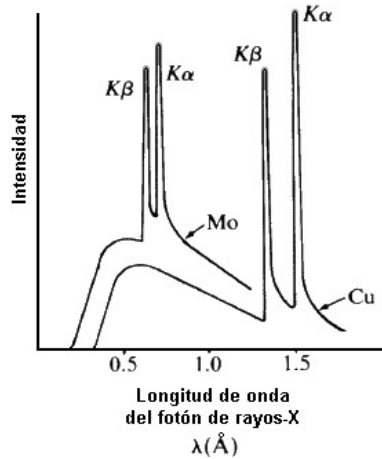


Figura 3: Espectro de rayos X

Por tanto, lo que ocurre es que la energía cinética de los electrones excita los átomos del metal y al volver a su estado fundamental emiten fotones de alta energía a la frecuencia correspondiente al número atómico del elemento.

### 1.3. Radioterapia intraoperatoria

La *radioterapia* es un tratamiento que hace uso de altas dosis de radiación de manera controlada para eliminar las células cancerosas o ralentizar su crecimiento, dañando su ADN. Cuando las células dañadas mueren, se descomponen y el cuerpo las desecha. Este proceso biológico dura semanas o meses.<sup>10</sup>

Hay dos tipos de radioterapia, *radioterapia de haz externo* y *radioterapia interna*. Se utiliza una o la otra dependiendo de ciertos factores como el tipo de cáncer, el tamaño del tumor, su ubicación, el historial médico del paciente, su edad etc.

Cuando se planifica un tratamiento de radioterapia, se considera la respuesta tumoral y el daño al tejido sano, puesto que al incrementar la dosis de radiación, se incrementa tanto el efecto sobre el tumor como sobre el tejido sano.

En radioterapia, un tumor se considera controlado cuando todas sus células han perdido la capacidad de proliferación y, por consiguiente, la capacidad de invasión local y de metástasis.<sup>11</sup>

Una aplicación directa de tratamientos de radioterapia es el **cáncer de mama**. En algunos casos la paciente se somete a una tumorectomía, es decir, una extirpación del tumor, y antes de cerrar la incisión, se administra una única dosis de radiación elevada en el lecho tumoral. Posteriormente se cierra la incisión y se finaliza la cirugía. Este procedimiento se llama *radioterapia intraoperatoria (IORT Intraoperative Radiotherapy)*, una técnica que entra dentro de la radioterapia interna. Para ello se utilizan equipos como el ioRT-50, el cual ha sido caracterizado y analizado en este proyecto. El ioRT-50 contiene un aplicador por el cual se emiten rayos X de baja energía (70 keV) y administra dosis del orden de 10 – 20 Gy.

Los beneficios de la radioterapia intraoperatoria son muchos, reduciendo los costes del tratamiento y mejorando la calidad de vida del paciente.<sup>9</sup> El procedimiento es localizado, la recuperación es sencilla, en 24-48 horas se da de alta y se hacen revisiones cada tres meses, ya que los tejidos normales responden a la muerte celular producida por la radiación aumentando su tasa de proliferación.<sup>12</sup>

### 1.3.1. Contexto. Cáncer de mama

Se ha mencionado previamente que el cáncer de mama es un ejemplo de tumores que se tratan con radioterapia, concretamente con radioterapia intraoperatoria. Y es interesante, ya que es una enfermedad que afecta a miles de personas al año en España, y es un problema real y actual que es importante tratar. Es por eso que a continuación se pone en contexto y se define el cáncer de mama.

Como se ha expuesto, esta enfermedad es un asunto sustancial. En España, en 2019 se contaron 33.307 casos nuevos. En los años 2020 y 2021 se contabilizaron a grandes rasgos los casos nuevos por motivo de la pandemia por Covid-19. Sin embargo, las cifras fueron del orden de los 35.000 casos anuales<sup>1,2</sup>.

Por definición, el *cáncer de mama* es el crecimiento descontrolado de las células mamarias. Se origina por mutaciones genéticas vinculadas al proceso de envejecimiento. La media de edad está en 63 años, siendo casi la totalidad mujeres. Es el segundo tipo de cáncer más común en las mujeres.<sup>345</sup>

La mama consta de tres partes generales: lobulillos, conductos y tejido conectivo (Figura 4). Los lobulillos son las glándulas que producen leche; los conductos son los tubos que transportan la leche al pezón; y el tejido conectivo (formado por tejido fibroso y adiposo) rodea y sostiene todas las partes de la mama. La mayoría de los cánceres de mama comienzan en los conductos o en los lobulillos.

El tumor se puede extender fuera de la mama a través de los vasos sanguíneos y los vasos linfáticos. Si esto ocurre, se dice que ha ocurrido metástasis.<sup>6</sup>

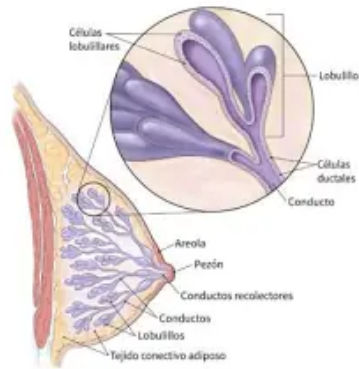


Figura 4: Partes de la mama

Se clasifica en estadios, dependiendo de cuál de las cuatro características cumpla:

- El tamaño del tumor
- Invasivo o no invasivo (local)
- Si ha tomado los ganglios linfáticos (regional)
- Si se ha propagado fuera de la mama (distante)

Los estadios van desde 0 hasta IV, donde el estadio 0 corresponde al cáncer local y el estadio IV al cáncer distante.

Dependiendo del estadio y las características del paciente (edad, sexo, presencia de otras enfermedades, embarazo, . . . ), se suministra un tratamiento u otro. Los más usados son la cirugía, la radioterapia y la quimioterapia. Este último tratamiento es muy invasivo, doloroso, conlleva muchos efectos secundarios y es caro. Por lo que en los últimos años se ha optado más por la radioterapia en conjunto con la cirugía, ya que son tratamientos localizados, menos dolorosos, con menos efectos secundarios y más económico. Sin embargo falta mucho por desarrollar en este área de tratamientos para el cáncer y es en lo que se está volcando la ciencia relacionada con la medicina.

## 2. Material y Métodos. Dosimetría absoluta.

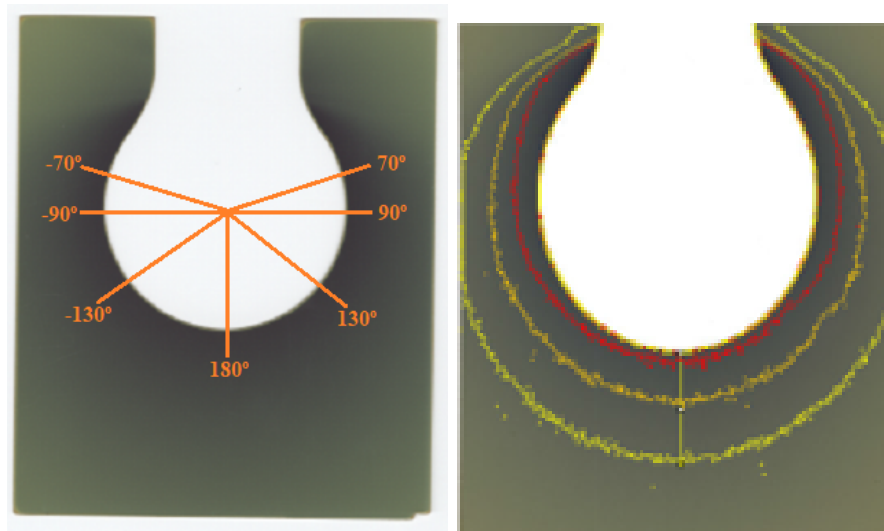
---

In the following sections, it is explained the instruments and digital tools used in this project, as well as the methodology and the experimental setup.

Most important instruments and digital tools are: the intraoperative radiotherapy equipment, ioRT-50; the applicators; ionization chamber, that receives the charge that is going to be transformed in dose; radiochromic films, made by a radiation sensitive material and spreadsheet, for data treatment.

And the methodology and the experimental setup consists in making an absolute dosimetry test with an ionization chamber and radiochromic films. The one of radiochromic films is explained in the sections 5.1 and 5.2 of the annexed.

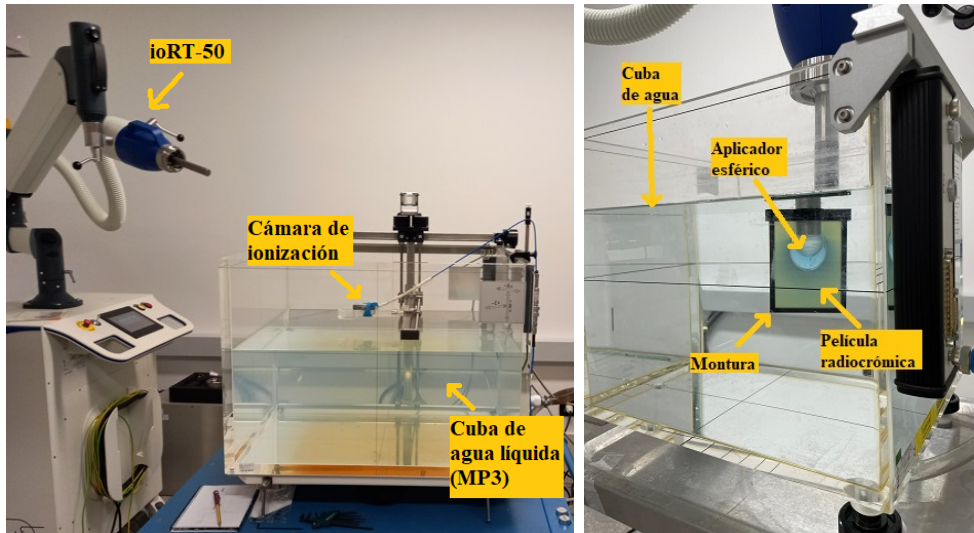
---



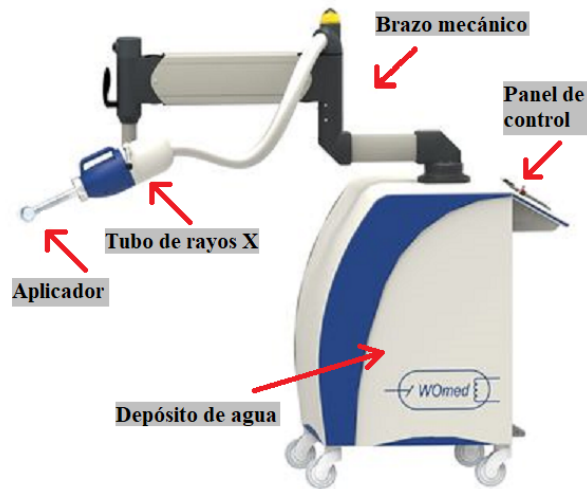
(a) Direcciones de los perfiles de las películas radiocrómicas (b) Isodosis de una película radiada

Figura 5: Dosimetría absoluta con películas radiocrómicas

## 2.1. Material



(a) Montaje experimental. Dosis absoluta con CÁMARA. (b) Montaje experimental. Dosis absoluta con PELÍCULA.



(c) ioRT-50

Figura 6: Montajes experimentales de la dosimetría absoluta y equipo ioRT-50

### ioRT-50

El equipo utilizado para la verificación de los aplicadores es el **ioRT-50** (intraoperative radiation therapy)<sup>14</sup> (Figura 6c), de la empresa alemana *Eckert & Ziegler-Womed*. Se trata de un carro móvil con un brazo mecánico. En él se sostiene un tubo de rayos X, donde se generan fotones de energías del orden de los keV, impactando sobre un blanco de cobre (Cu), filtrado por 0,5 mm de agua y 0,5 mm de titanio (Ti). De esa manera, se filtran y se emiten a través de un aplicador. Para la refrigeración tiene un depósito de agua. Y para controlar la unidad de forma remota, se dispone de un panel de control.

Este equipo trabaja con voltaje pico de 50 kV cuando se utiliza para terapia superficial y con voltaje pico de 70 kV para técnica de intraoperatoria.

### Aplicadores

Existen dos tipos de aplicadores: cilíndricos para terapia superficial y esféricos para radioterapia intraoperatoria.

Aplicadores cilíndricos para terapia superficial: d1/15, d1/3, d2/15, d2/30, d3/30, d5/30 (Figura 7).



Figura 7: Aplicadores cilíndricos

Aplicadores esféricos para radioterapia intraoperatoria: SP35, SP40, SP45 SP50, SP55 (Figura 8).

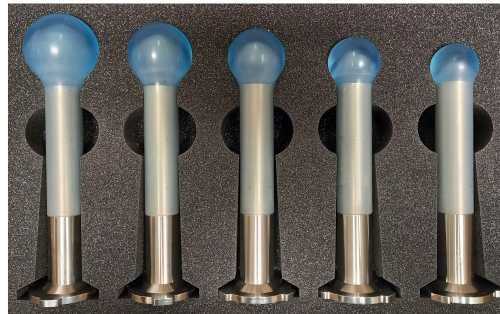
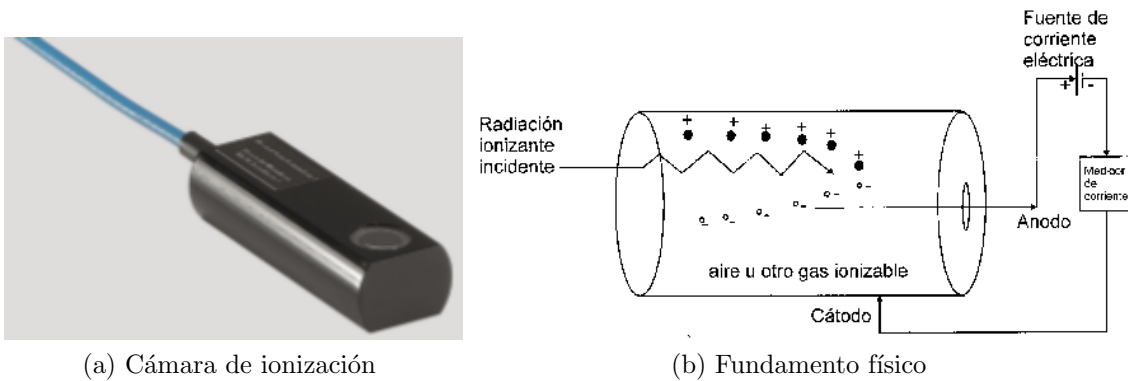


Figura 8: Aplicadores esféricos

### Cámara de ionización

Una *cámara de ionización* (Figura 9a) es un dispositivo que detecta radiaciones ionizantes. El principio consiste en un volumen en el que se han colocado dos electrodos separados por gas neutro, como el aire. Cuando inciden los rayos X, interaccionan con las moléculas del gas neutro, formando un par de iones, es decir un electrón libre y un ion con carga positiva. Al aplicar una diferencia de potencial, los iones se mueven hacia los electrodos de signo opuesto, creando una corriente. La cámara mide la carga recogida [nC] y es transmitida a un *electrómetro* (Figura 9b).

La cámara que se usa para mediciones de dosis de referencia en haces de fotones de baja energía es la *23342 soft X-Ray chamber*, una cámara plano-paralela, no impermeable y ventilada. Tiene un volumen sensible nominal de  $0.02\text{ cm}^3$  y trabaja en un rango de voltaje de entre 15 kV y 70 kV.



(a) Cámara de ionización

(b) Fundamento físico

### Electrómetro

Un *electrómetro* (Figura 9) es un voltímetro electrónico de alta sensibilidad. Se utiliza en física nuclear ya que es capaz de medir las pequeñas cargas que deja el paso de la radiación ionizante.



Figura 9: Electrómetro



**MP3 Water Phantom System** Este sistema funciona como un maniquí de agua líquida. Consiste en un depósito de agua de gran tamaño ( $600 \times 500 \times 408 \text{ mm}^3$ ) (Figura 10a). Se utiliza para dosimetría y permite el movimiento vertical y horizontal de los detectores, como las cámaras de ionización. Para ello dispone de un soporte y un mando para controlar la posición en cada eje con precisión de orden de  $10^{-4} \text{ m}$ .<sup>23</sup>

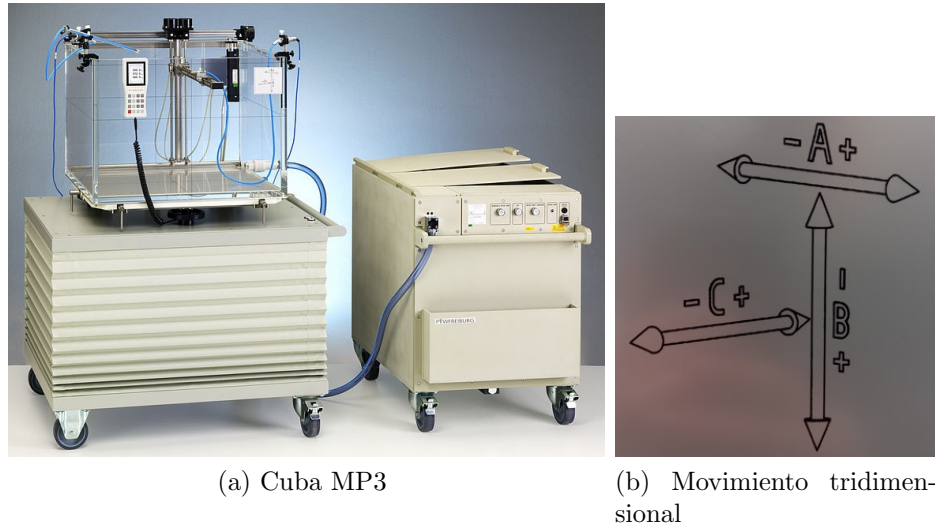


Figura 10: Cuba MP3 y características

### Transportador de ángulos, Barómetro y Termopar

El *transportador de ángulos* (Figura 11a) es una herramienta útil para posicionar los aplicadores a ciertos ángulos. Y el *barómetro* (Figura 11b) y el *termopar* (Figura 11c) son instrumentos que miden la presión y temperatura, correspondientemente.



Figura 11: Transportador de ángulos, Barómetro y Termopar

### Películas radiocrómicas

Para los controles de calidad se usan muestras inorgánicas. Para eso se desarrollaron las *películas radiocrómicas* (Figura 12), un material sensible a la radiación, que se oscurece de manera proporcional a la dosis suministrada. Las usadas son las películas EBT3 (External Beam Therapy), de la empresa GAFChromic. Son láminas formadas por tres capas: una capa activa de 27 m de espesor, entre dos sustratos de poliéster transparente con un espesor de 120 m cada uno. Las dimensiones de cada lámina son 20.3 cm × 25.4 cm. Las láminas son simétricas y están diseñadas para eliminar la aparición de anillos de Newton. Es recomendable su uso en un rango de dosis entre 0.01Gy y 30Gy.<sup>16</sup>

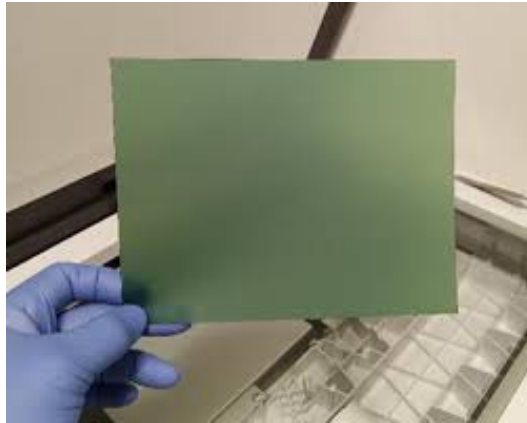


Figura 12: Película radiocrómica

### Hoja de cálculo

La *hoja de cálculo* es una gran herramienta digital para el tratamiento de datos. Permite organizar los datos, hacer operaciones, representar gráficas con su ajuste etc.

## 2.2. Metodología y montaje experimental.

La metodología y el montaje consiste en reproducir los pasos que se dieron en el hospital al diseñar el proceso de medida y control de calidad, y verificar la constancia de la tasa de radiación. Se mide la distribución de cada aplicador empleando una cámara de ionización y películas radiocrómicas.

La medida con *películas* es extensa y consiste en montar una *tira sensitométrica* con los aplicadores cilíndricos y medir las distribuciones usando con los aplicadores esféricos, películas radiocrómicas y una cuba de agua líquida. Los materiales utilizados, el montaje experimental, el método y los resultados están desarrollados en los **apartados 5.1 y 5.2 del anexo**. La conclusión es que se trabajó con un voltaje menor del límite inferior al que trabajan las películas, por lo que los datos tienen grandes incertidumbres y es poco reproducible.

En la medida con *cámara de ionización* se obtienen la relación entre carga y dosis y la relación entre la dosis absoluta y la profundidad en agua líquida.

### 2.2.1. Montaje experimental

El montaje de la dosis absoluta con cámara consiste en llenar la cuba MP3 de agua líquida, colocar un aplicador esférico en el ioRT-50 e insertar la cámara de ionización en la cuba (Figura 13). Como se muestra en las especificaciones de la cámara 9a no es impermeable, por lo que se tiene que proteger con un preservativo (Figura 14). Esta parte es crucial, ya que si en algún momento se filtrara agua en la cámara, quedaría inservible.

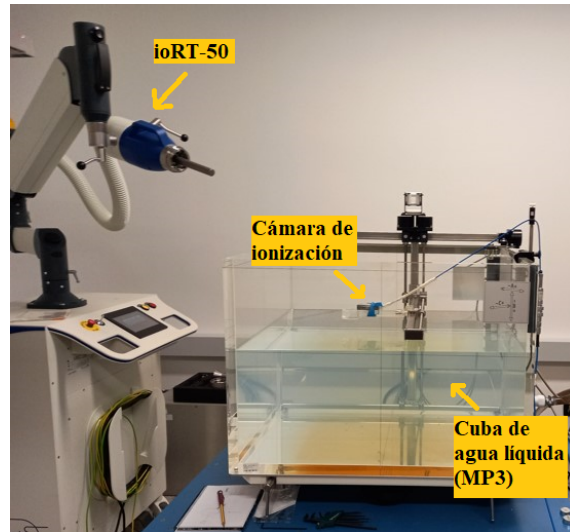


Figura 13: Montaje experimental

La cuba dispone de unas sujeciones para que la cámara se pueda colocar vertical y horizontalmente. Lo cual permite realizar una dosimetría absoluta a lo largo de los perfiles que se utilizarán en la caracterización.

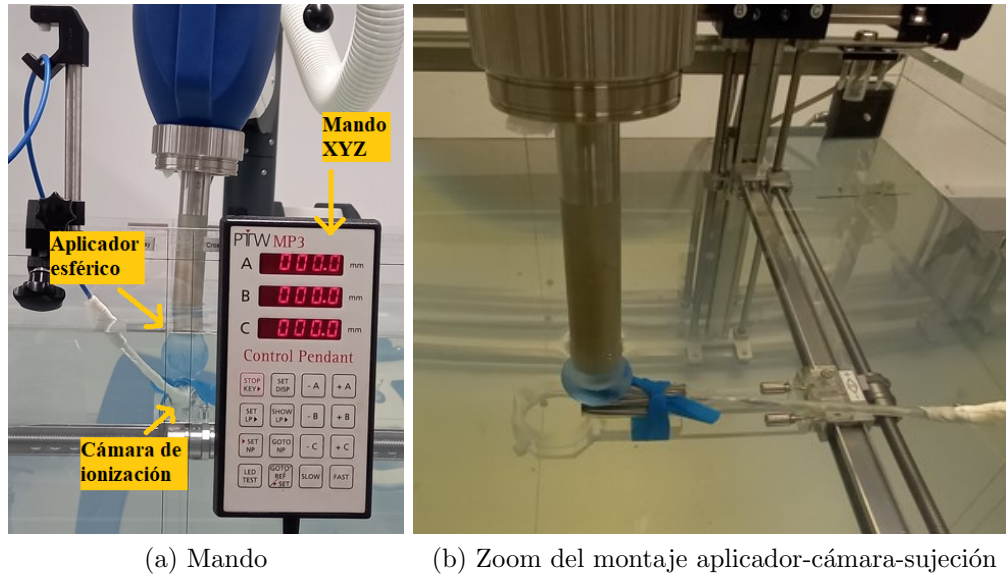


Figura 14: Montaje Experimental

El objetivo es que la cámara de ionización mida la carga en las direcciones más relevantes, a  $70^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $130^\circ$  y  $180^\circ$ . Para ello es necesario poner el aplicador y la cámara en distintas posiciones.

Para los ángulos de  $90^\circ$  y  $180^\circ$ , se mete el aplicador de forma vertical, para el primero se coloca la cámara en la horizontal (Figura 15a) y para el segundo se coloca la cámara en la vertical, debajo del aplicador (Figura 15b).

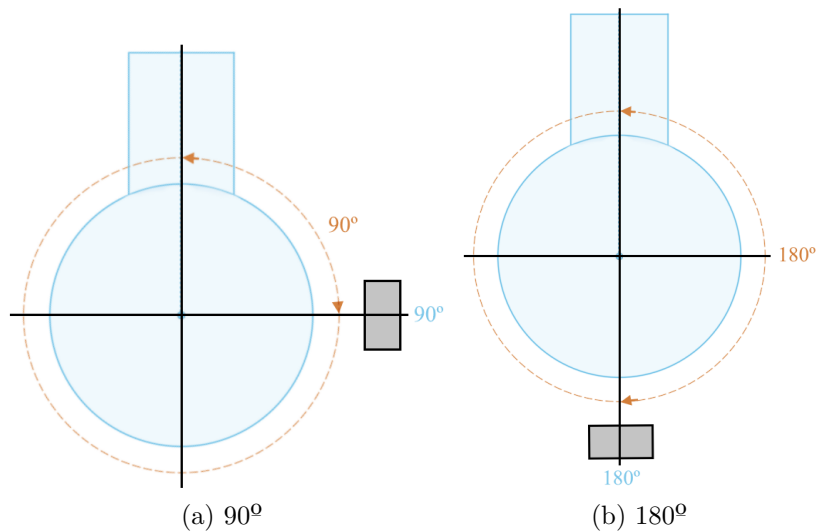


Figura 15: Posición del aplicador para los ángulos  $90^\circ$  y  $180^\circ$

Para el ángulo de  $70^\circ$ , se coloca la cámara en la horizontal y se gira el aplicador  $20^\circ$

respecto a la vertical, es decir,  $70^\circ$  respecto a la horizontal (Figura 16). Para medir los ángulos se utiliza un transportador de ángulos o goniómetro.

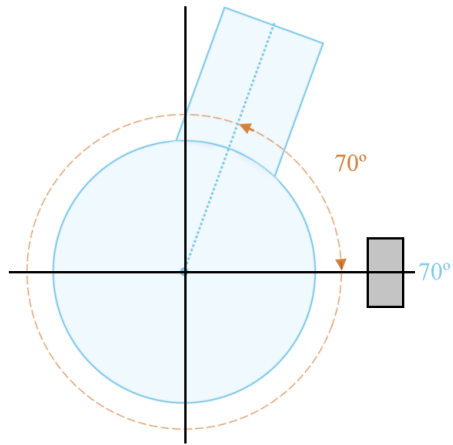


Figura 16: Posición del aplicador para el ángulo del  $70^\circ$

Para el ángulo de  $130^\circ$ , existen dos opciones. Colocando la cámara en la horizontal, se gira el aplicador  $40^\circ$  respecto a la vertical, es decir,  $50^\circ$  respecto a la horizontal (Figura 17a). Colocando la cámara en la vertical, se gira el aplicador  $50^\circ$  respecto a la vertical, es decir,  $40^\circ$  respecto a la horizontal (Figura 17b).

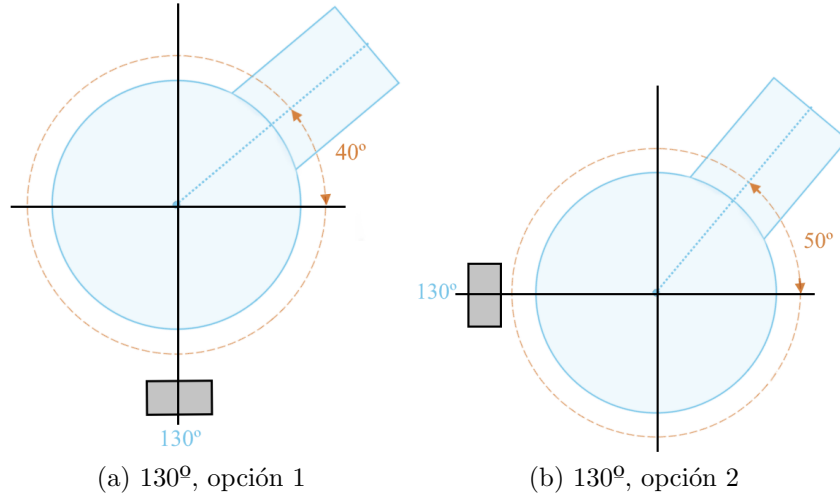


Figura 17: Posiciones del aplicador para el ángulo de  $130^\circ$

En cada ángulo hay que posicionar la cámara a distintas profundidades para relacionar la dosis con la profundidad. Las profundidades son 0 mm, 5 mm, 10 mm y 15 mm. Cada disparo es de 1 min.

Lo más delicado es la colocación de la cámara en la superficie del aplicador. Hay que tener en cuenta que la cámara tiene que quedar a  $0\text{mm}$ , sin embargo, como el movimiento se controla con un mando y la visibilidad es escasa, hay que tener cuidado de que no choque con el aplicador, ya que se podría romper la lente. Es por eso que en ocasiones la cámara no ha estado justamente en la superficie y eso influye en los datos.

### 2.2.2. Metodología

Una vez hecho el montaje, se introduce el tiempo de disparo en el software que está conectado al equipo y se irradia. Esto se hace siempre desde una sala blindada y cumpliendo con los protocolos de seguridad radiológica.

Se toman los valores de carga  $Q$  [nC] que indique la cámara de ionización al electrómetro y se vuelcan a una hoja de cálculo, donde a partir de esos valores de carga, se calcula la dosis absorbida  $D$  [Gy]. Se generan cinco hojas de cálculo, una para cada aplicador, y en cada hoja se crean cuatro tablas, una para cada ángulo. En esas tablas se indica la profundidad, los valores de carga y la transformación a dosis.

Para ello se utiliza el protocolo *TRS-398*,<sup>22</sup> basado en los estándares de dosis absorbida en agua:

$$D = QK_{PT}K_qN_{D,W}[Gy] \quad (3)$$

donde  $K_{PT}$  es un factor que depende de la temperatura y la presión,  $K_q$  un factor de corrección y  $N_{D,W}$  el factor de calibración del detector. Los factores de corrección y calibración se encuentran en el Calibration Certificate (PTW) que dispone el hospital y para calcular el factor  $K_{PT}$  se miden la presión de la sala con un barómetro y la temperatura del agua con un termopar sumergible. (Tabla 1)

Magnitud	Valor
$K_q$	1,025(70kV, 4mmAl)
$N_{D,W}$	$1,542 * 10^9 Gy/C = 1,542 Gy/nC$
$K_{PT}$	$\frac{T*1atm}{P*293K}$

Tabla 1: Factores de conversión carga-dosis

Para cada aplicador esférico se radian cuatro ángulos ( $70^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $130^\circ$  y  $180^\circ$ ), a nueve profundidades cada uno (0, 1, 2, 3, 5, 10, 15, 20 y 25 mm), lo que da un total de ciento ochenta disparos.

Por supuesto cabe recordar que para cada ángulo se mueve el aplicador y la cámara, y con el mando se ajusta la cámara lo más cerca posible de la superficie del aplicador. Para cada profundidad hay que coger el mando y mover la cámara de milímetro en milímetro. Y para cada disparo hay que poner a cero el electrómetro. Por último hay que tener en cuenta que el equipo ioRT-50 tiene un sistema de refrigeración en el que cada ciertas horas tiene que estar 5 minutos sin disparar. La toma de datos es por tanto un proceso de varios días.

Una vez obtenidos todos los datos, se representa gráficamente la dosis [Gy/min] frente a la profundidad [mm] para cada aplicador y ángulo medido.

Realmente los fotones se emiten desde la parte superior del aplicador esférico (Figura 18a), mientras que en el análisis se trata como si se emitieran desde el centro del aplicador esférico (Figura 18b). La razón de esto es obtener un modelo sencillo y reproducible.

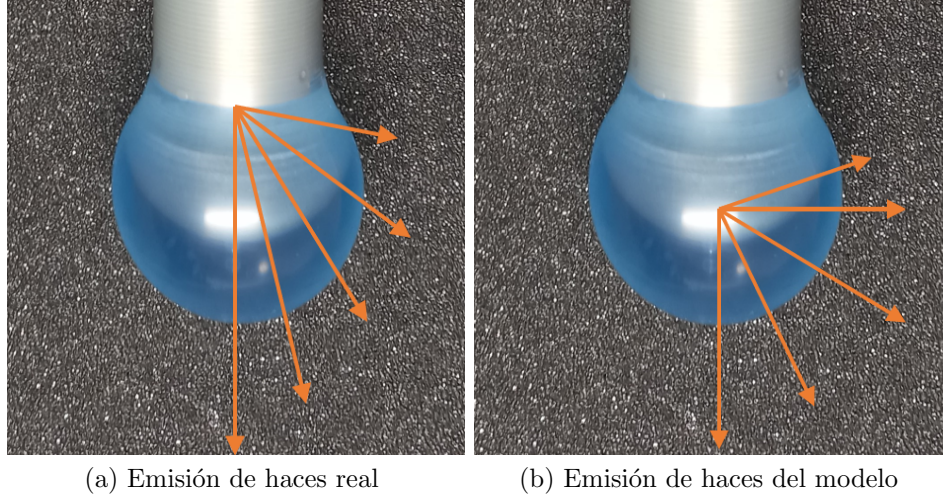


Figura 18: Emisión de haces de radiación para aplicador esférico

El modelo propone un ajuste de caída exponencial (Ecuación (4)) tal que:

$$f(x) = De^{-\mu x} \quad (4)$$

donde  $D$  es la dosis,  $\mu$  el coeficiente de decaimiento y  $x$  la profundidad.

Los fotones más energéticos tienen gran capacidad de penetración y llegan perfectamente en toda la línea de  $180^\circ$ , sin embargo, en ángulos menores como  $70^\circ$ , se encuentran los fotones menos energéticos y gran radiación dispersa. Por eso cabe esperar que la dosis en superficie sea más alta en ángulos pequeños. Esto hace que el decaimiento sea mayor también en ángulos pequeños, porque los fotones son menos energéticos y apenas penetran.

Para verificar que este modelo es aceptable se incluye en la hoja de cálculo la dosis en superficie y el coeficiente de decaimiento para cada ángulo de cada aplicador.



### 3. Resultados y discusión

The following section shows the results of the dose versus depth that have been taken by the two of the methods: with the ionization chamber and with the radiochromic films.

#### Dosimetría absoluta con cámara de ionización

A continuación se analizan los perfiles de dosis de cada ángulo de cada aplicador, donde se indica a su vez la ecuación de ajuste (Ecuación (4)) y el coeficiente de correlación de Pearson ( $R^2$ ).

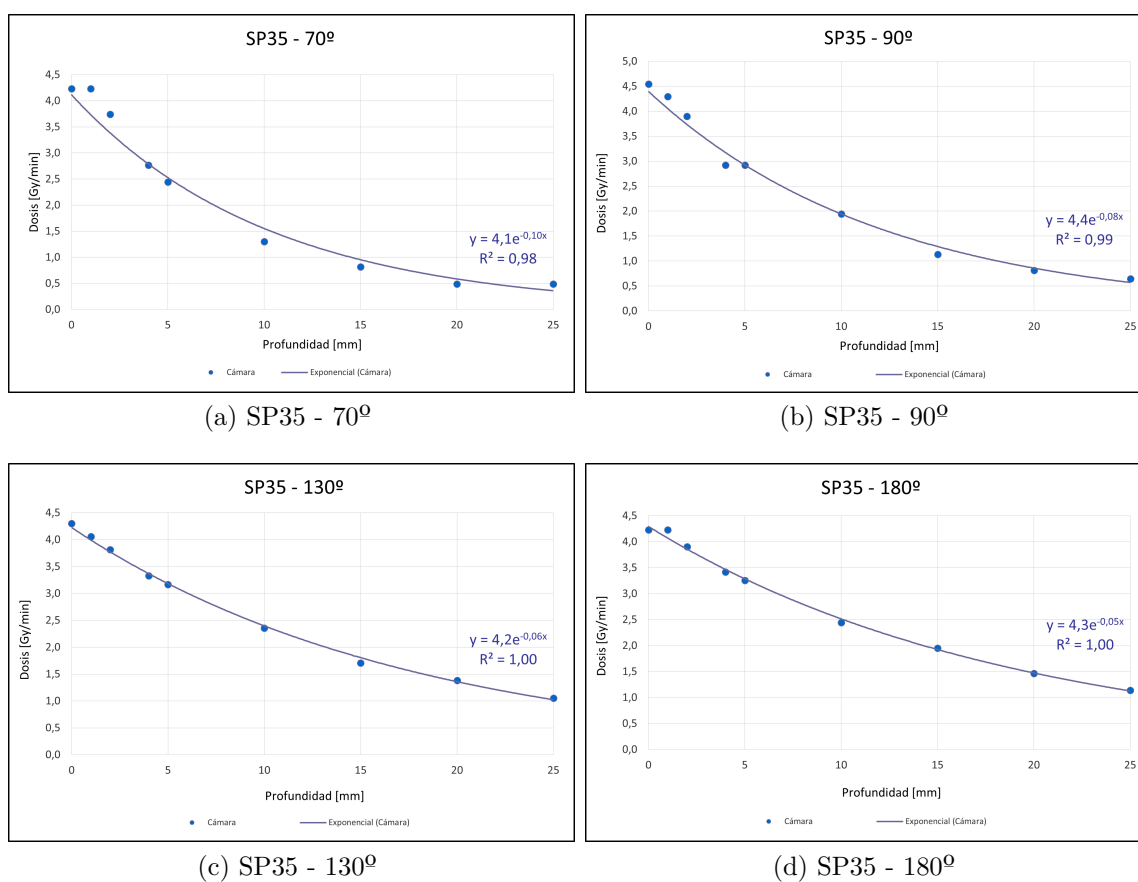


Figura 19: SP35 - Cámara

El aplicador SP35 presenta errores en los ángulos más pequeños (Figura 19a, Figura 19b), sin embargo, se ajusta bien a la exponencial en los ángulos más grandes (Figura 19c, Figura 19d). Por una parte es razonable que la dosis en superficie se desvíe, ya que al ser un aplicador muy pequeño, es muy difícil centrar la cámara en la esfera y colocarla pegada al aplicador.

Es probable que en los ángulos de  $70^\circ$  y  $90^\circ$  la cámara se haya colocado por encima del centro de la esfera (Figura 16 Figura 15a), lo que hace que la dosis en superficie sea más alta y a medida que nos alejamos, decae rápidamente.

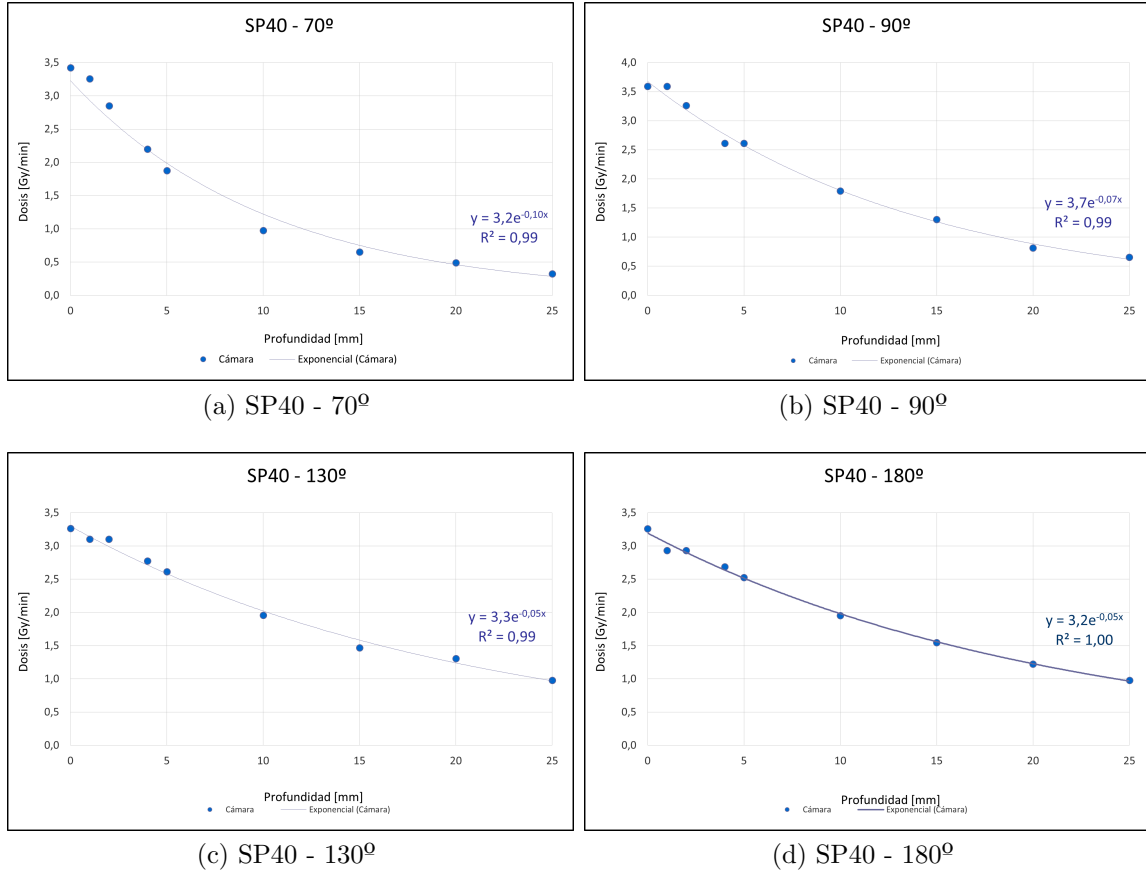


Figura 20: SP40 - Cámara

El aplicador SP40 también presenta errores considerables en el ángulo de  $70^\circ$  (Figura 20a). Esto seguramente también se debe al centrado de la cámara (Figura 16).

Aun así, a rasgos generales, los datos son buenos, ya que exceptuando el ángulo de  $70^\circ$ , la dosis y el decaimiento de  $90^\circ$  es más alta que la de  $180^\circ$  ( $D_0 = 3,7 \text{ Gy/min}$  vs  $D_0 = 3,2 \text{ Gy/min}$  y  $\mu = 0,07$  vs  $\mu = 0,05$ ) (Figura 20a, Figura 20d).

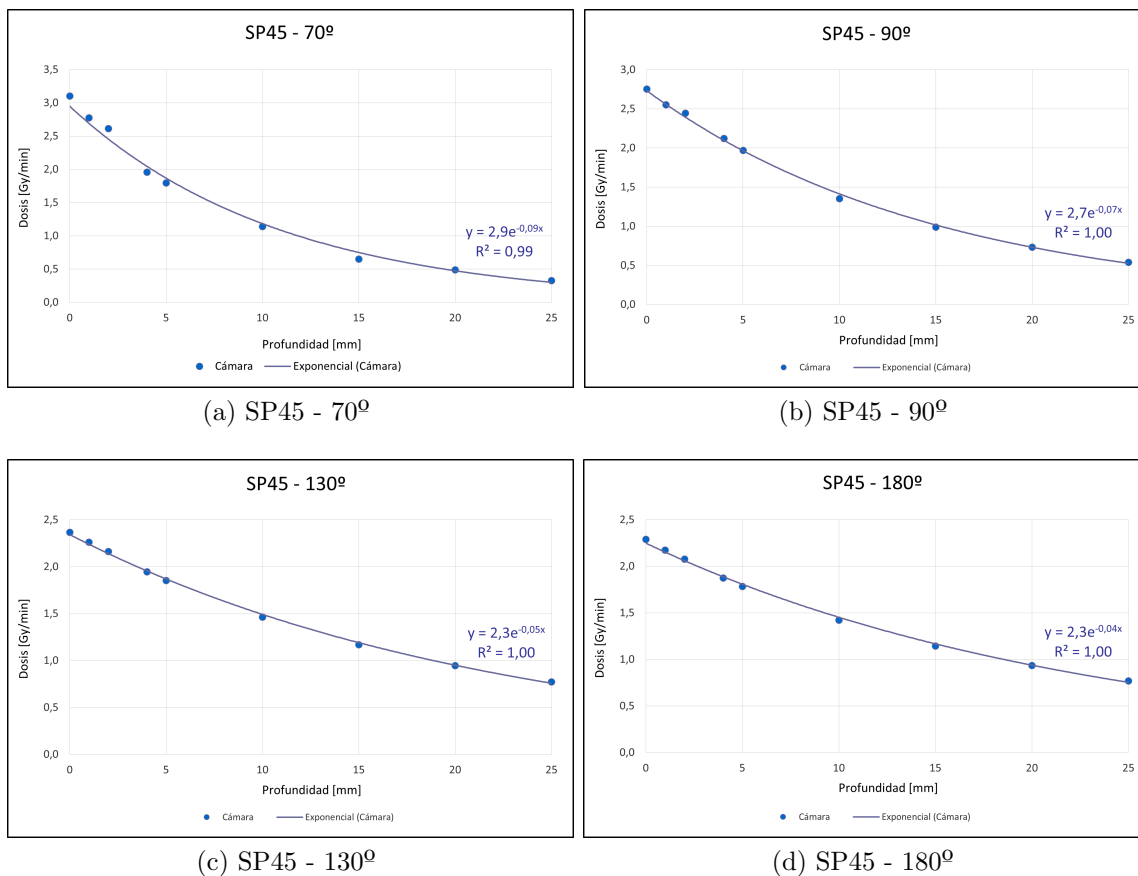


Figura 21: SP45 - Cámara

El aplicador SP45 se ajusta bastante bien al modelo, con un decaimiento suave y con dosis adecuadas a cada profundidad (Figura 21). A ángulos pequeños la dosis en superficie es mayor que a ángulos grandes ( $Do = 2,9 Gy/min$  para  $70^\circ$  vs  $Do = 2,3 Gy/min$  para  $180^\circ$ ). Y el decaimiento es mayor en ángulos pequeños que en grandes ( $\mu = 0,09$  para  $70^\circ$  vs  $\mu = 0,04$  para  $180^\circ$ ) (Figura 21a, Figura 21d).

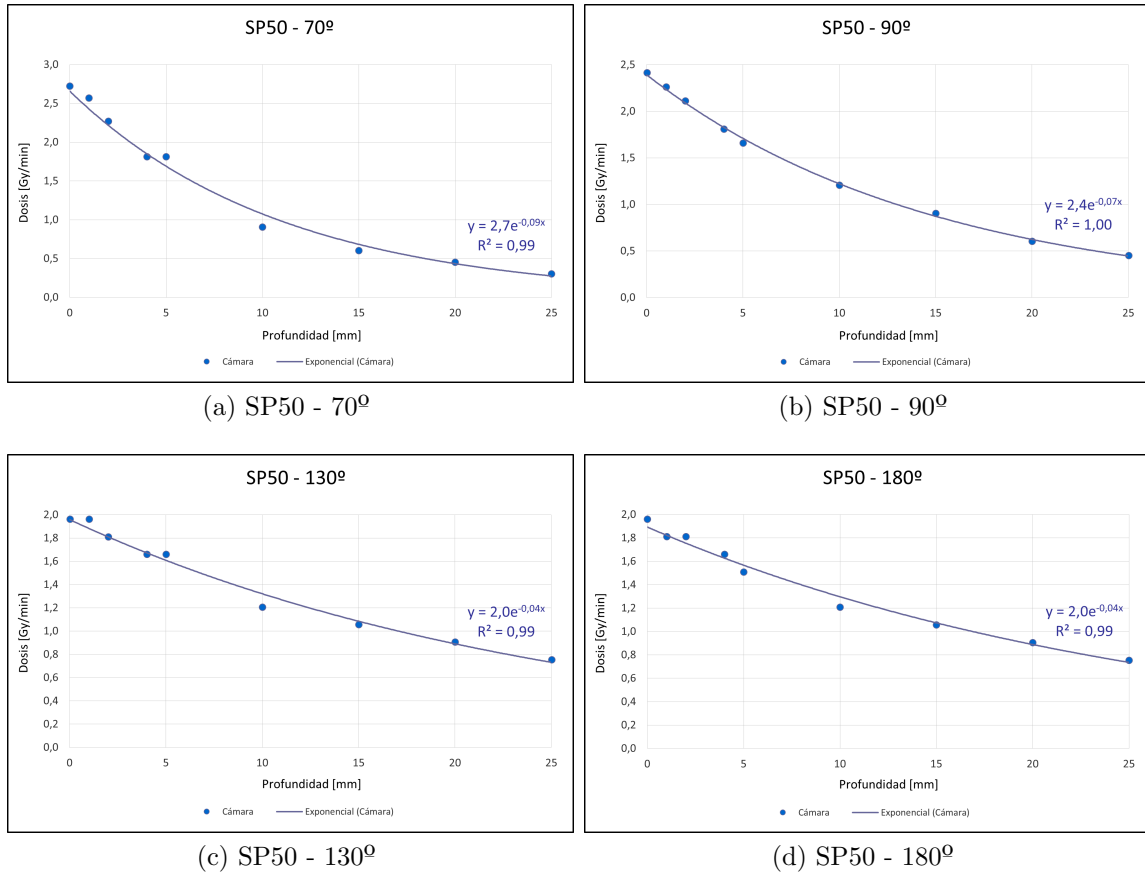


Figura 22: SP50 - Cámara

El aplicador SP50 también tiene un buen comportamiento (Figura 22) de la dosis en superficie y el decaimiento de ángulos pequeños a ángulos grandes ( $D_0 = 2,7 Gy/min$  para 70° vs  $D_0 = 2,0 Gy/min$  para 180° y  $\mu = 0,09$  para 70° vs  $\mu = 0,04$  para 180°) (Figura 22a, Figura 22d).

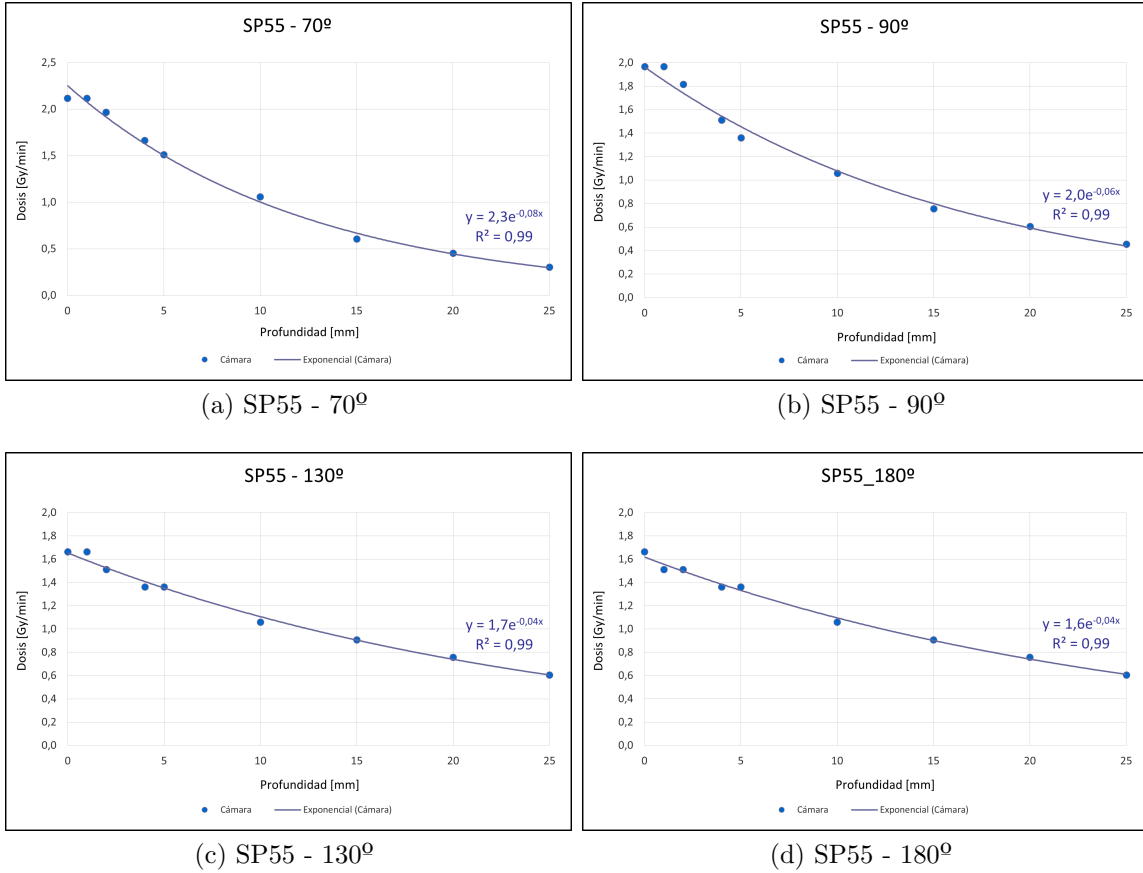


Figura 23: SP55 - Cámara

Finalmente, el aplicador SP55 presenta una pequeña desviación en la dosis en superficie en los ángulos de 70° y 90° (Figura 23a, Figura 23b), probablemente por la mala posición de la cámara. Sin embargo, igual que con los demás aplicadores, la tendencia es correcta, la dosis en superficie y el decaimiento de ángulos pequeños es mayor que en ángulos grandes ( $Do = 2,3 Gy/min$  para 70° vs  $Do = 1,6 Gy/min$  para 180° y  $\mu = 0,08$  para 70° vs  $\mu = 0,04$  para 180°) (Figura 23a, Figura 23d).

En la (Tabla 2) se recoge la dosis en superficie  $Do$  [ $Gy/min$ ] y el decaimiento  $\mu$  para cada aplicador y ángulo. En ella se observa el comportamiento general, que se corresponde perfectamente al modelo y lo que se preveía.

<b>SP35</b>							
70°		90°		130°		180°	
Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$
4,1	0,10	4,4	0,08	4,2	0,06	4,3	0,05
<b>SP40</b>							
70°		90°		130°		180°	
Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$
3,2	0,10	3,7	0,07	3,3	0,05	3,2	0,05
<b>SP45</b>							
70°		90°		130°		180°	
Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$
2,9	0,09	2,7	0,07	2,3	0,05	2,3	0,04
<b>SP50</b>							
70°		90°		130°		180°	
Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$
2,7	0,09	2,4	0,07	2,0	0,04	2,0	0,04
<b>SP55</b>							
70°		90°		130°		180°	
Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$
2,3	0,08	2,0	0,06	1,7	0,04	1,6	0,04

Figura 24: (Tabla 2) Dosis en superficie y decaimiento

## Dosimetría absoluta con películas radiocrómicas

A continuación se analizan los perfiles de dosis de cada ángulo de cada aplicador obtenidos mediante la técnica con películas. Se indica a su vez la ecuación de ajuste (Ecuación (4)), el coeficiente de correlación de Pearson ( $R^2$ ) y barras de error del 10%. En la literatura se exponen errores del 7%,<sup>19</sup> sin embargo en este proyecto se considera un rango superior por motivos de precisión.

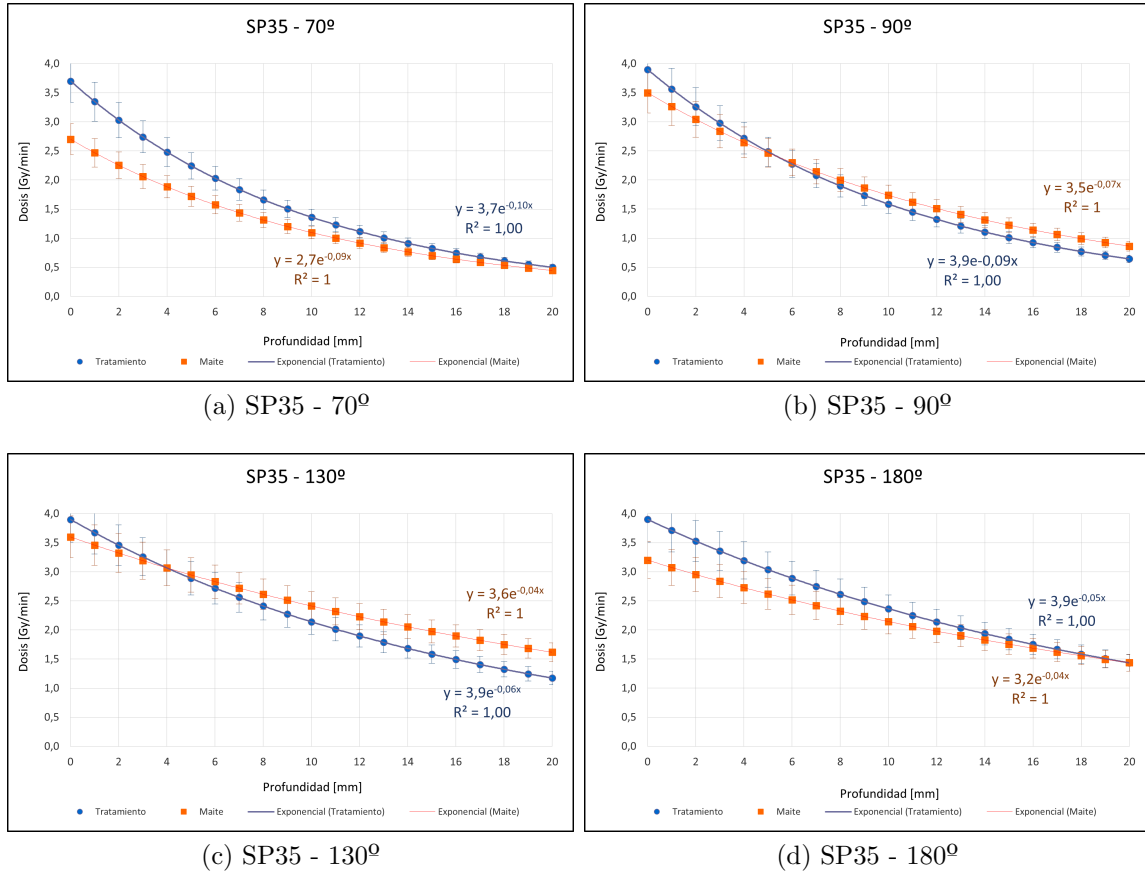


Figura 25: SP35 - Película

Las películas del aplicador SP35 se han comportado bien (Figura 25), excepto el ángulo de 70° (Figura 25a), donde la dosis es menor que la de tratamiento.

Sin embargo, en el resto de ángulos (Figura 25) la dosis entra dentro de los márgenes de error, y tanto la dosis en superficie como el decaimiento cumple que son mayores a ángulos menores ( $Do = 3,5Gy/min$  y  $\mu = 0,07$  en 90° vs  $Do = 3,2Gy/min$  y  $\mu = 0,05$  en 180°).

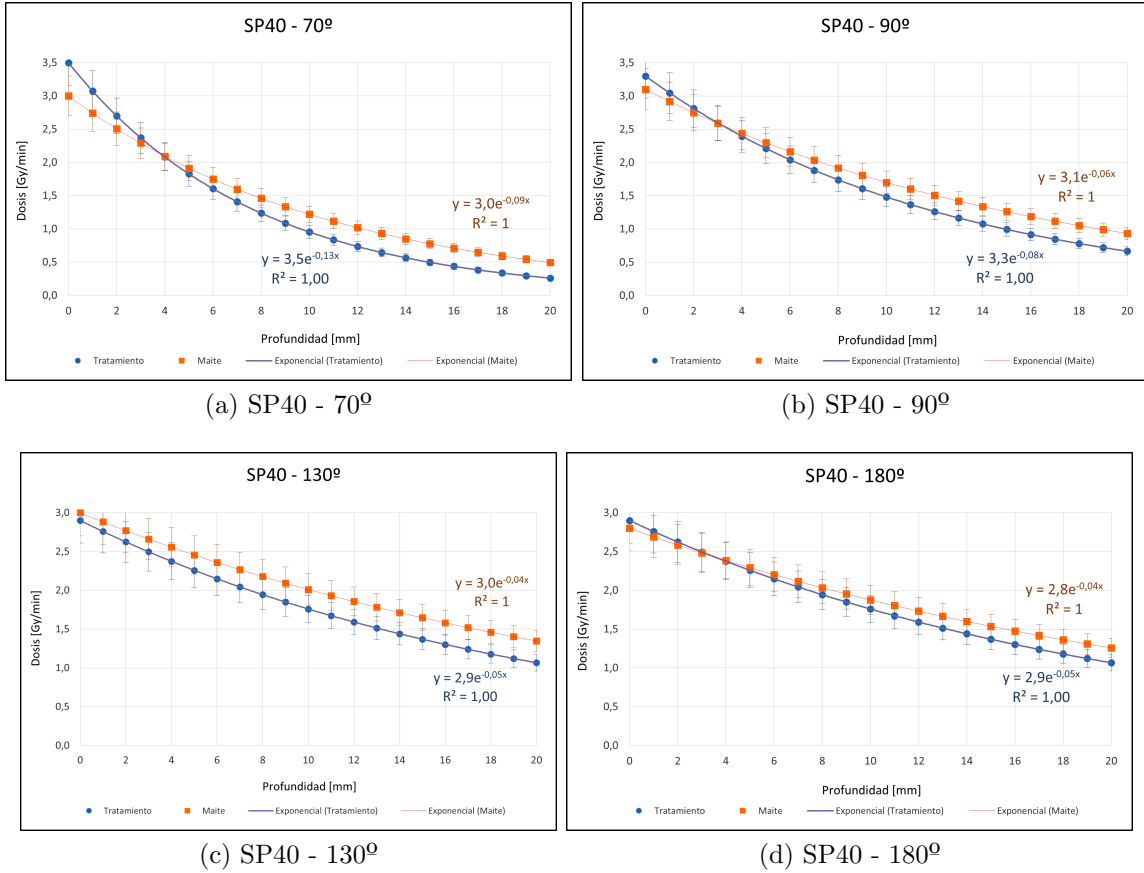


Figura 26: SP40 - Película

Las películas del aplicador SP40 se han comportado bien (Figura 26), la dosis entra dentro de los márgenes de error y la relación de la dosis en superficie y el decaimiento con los ángulos se corresponde bien ( $Do = 3,0Gy/min$  y  $\mu = 0,09$  en  $70^\circ$  vs  $Do = 2,8Gy/min$  y  $\mu = 0,04$  en  $180^\circ$ ).



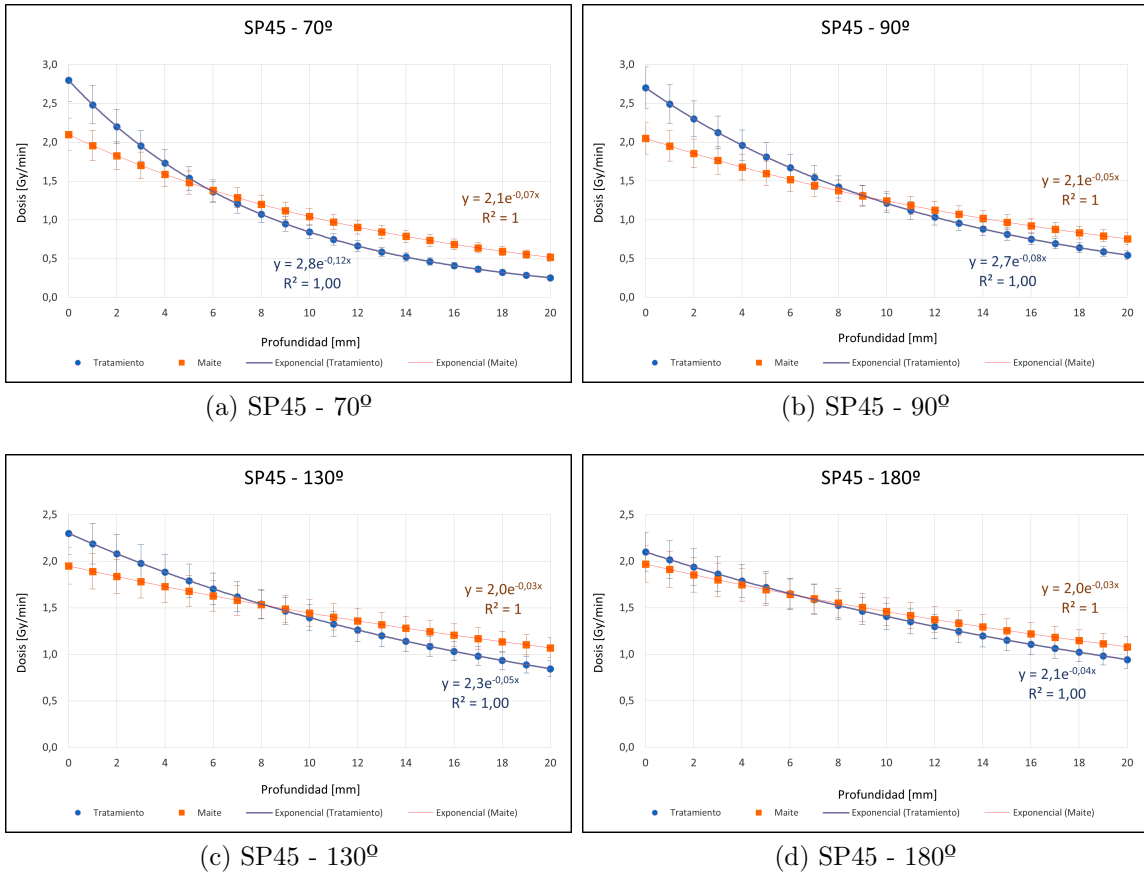


Figura 27: SP45 - Película

Las películas del aplicador SP45 por otro lado no se han comportado tan bien. Presentan desviaciones de la dosis mayores que los márgenes de error. Sin embargo se observa que a profundidades medias la dosis se corresponde perfectamente a la de tratamiento (Figura 27).

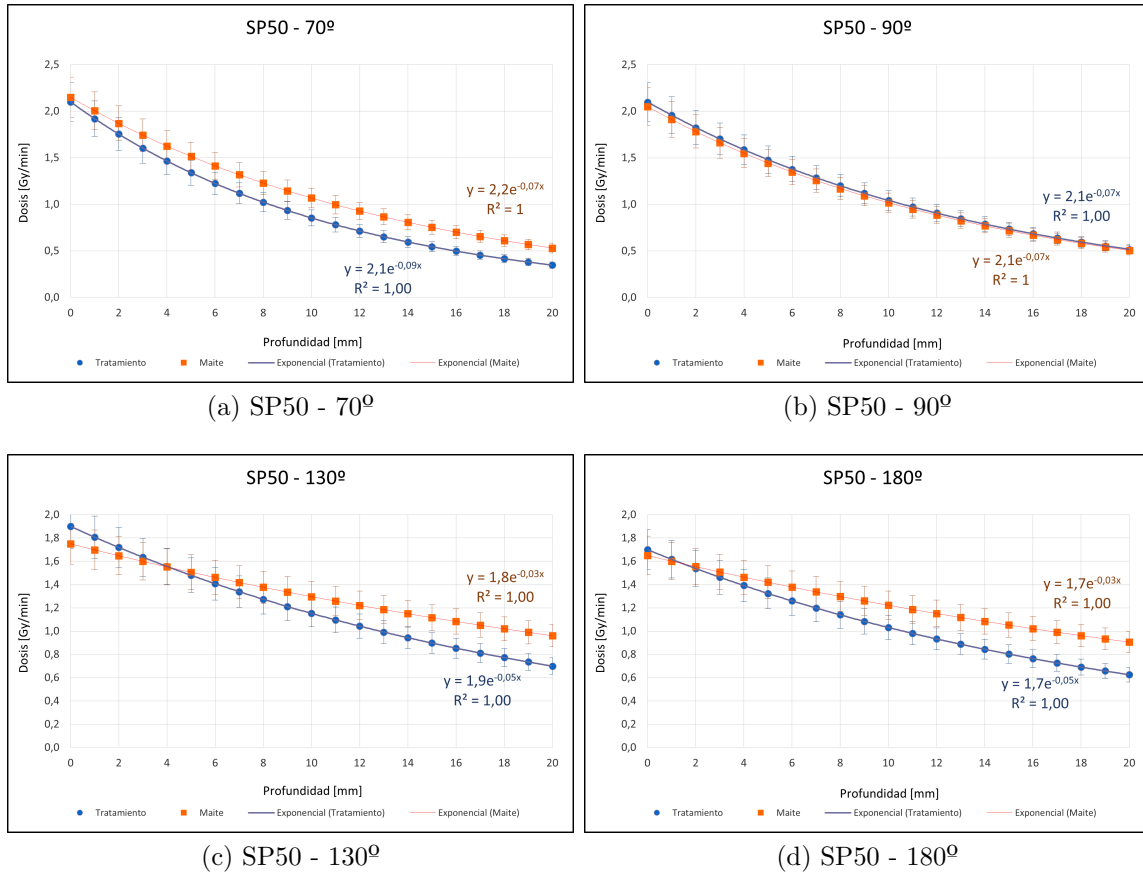


Figura 28: SP50 - Película

Las películas del aplicador SP50 han respondido bien (Figura 28). La dosis entra dentro de los márgenes de error y el decaimiento es bueno. La relación de la dosis en superficie y el decaimiento con los ángulos se corresponde bien ( $Do = 2,2Gy/min$  y  $\mu = 0,07$  en  $70^\circ$  vs  $Do = 1,7Gy/min$  y  $\mu = 0,05$  en  $180^\circ$ ).

Sin embargo, a mayores profundidades la dosis supera los márgenes de error. Esto ocurre porque la propia película atenúa la dosis y por tanto, se tiene una mayor imprecisión.

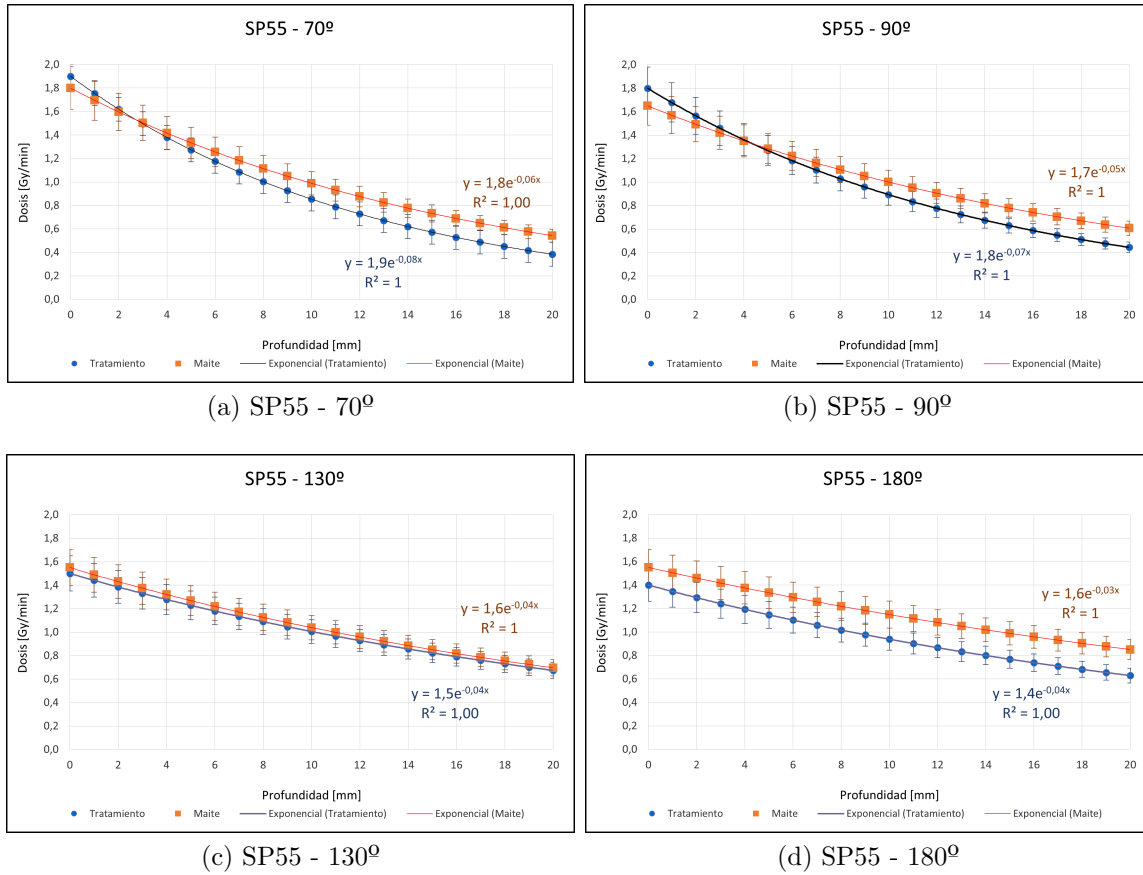


Figura 29: SP55 - Película

Las películas del aplicador SP55 han respondido bien también (Figura 29). La dosis entra dentro de los márgenes de error y el decaimiento es bueno. La relación de la dosis en superficie y el decaimiento con los ángulos se corresponde bien ( $Do = 1,8Gy/min$  y  $\mu = 0,06$  en  $70^\circ$  vs  $Do = 1,6Gy/min$  y  $\mu = 0,03$  en  $180^\circ$ ).

Sin embargo, en este caso, a mayores profundidades la dosis también supera los márgenes de error, por la propia atenuación de las películas.

## 4. Conclusiones

---

It is concluded that the applicators maintain their integrity. Also that the dosimetry with ionization chamber is more precise and reliable than the dosimetry with the radiochromic films.

Intraoperative radiotherapy is a promising area in which is much to investigate and invest.

---

Haciendo la comparativa de los resultados obtenidos con cámara y con película, se concluye que utilizar la cámara es mucho más preciso y fiable.

Respecto a la medida con películas, se ha trabajado con una energía menor que el límite inferior en el que trabajan las películas y se utilizaron pocas de ellas por cada aplicador. Sin embargo, analizando los perfiles de dosis sin normalizar, se observa que teniendo en cuenta la baja precisión de las películas, la dosis en el entorno de la profundidad de prescripción, entra dentro de los márgenes de error.

Es por ello que se propone trabajar con películas para bajas energías y tomar un conjunto de medidas mayor para poder promediar y desechar aquellas que superan los márgenes de error. Siempre y cuando se haga de forma automatizada, para eliminar posibles errores intermedios.

Respecto a la medida con cámara, se ha demostrado experimentalmente que recoger los datos para el ángulo de  $70^\circ$  no es fidedigno, ya que el montaje tiene grandes limitaciones a la hora de colocar y centrar tanto el aplicador en el ángulo correspondiente como la cámara en el centro de la esfera y pegada a la superficie del aplicador. Sin embargo, son medidas fiables, ya que se toma la dosis de forma directa.

Finalmente, se ha verificado la integridad de los aplicadores. La radioterapia intraoperatoria es una técnica puntera que ofrece grandes ventajas. Todavía queda mucho por investigar e invertir y es por ello que es un campo con mucho futuro, interdisciplinar y muy interesante.

## 5. Anexos

---

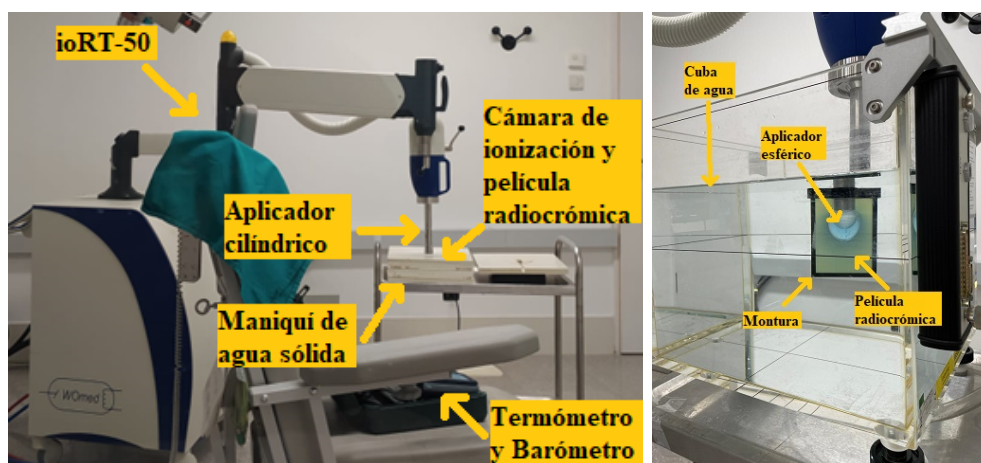
In addition to the main work, an extension of the project was made. It consists in an absolute dosimetry using radiochromic films. This is an indirect measurement of the dose that presents some limitations.

---

### 5.1. Material y Métodos. Dosimetría absoluta con películas radiocrómicas

#### 5.1.1. Material

En esta parte de proyecto también se han utilizado la cámara de ionización con el electómetro y una cuba de agua líquida más pequeña simple.



(a) Montaje experimental. Tira sensitométrica

(b) Montaje experimental. Dosimetría absoluta con PELÍCULA

Figura 30: Montaje experimental

#### Maniqués (o fantomas)

Los *maniqués* (Figura 31) son objetos que se utilizan en controles de calidad, calibración de equipos y dosimetría. Existen dos tipos, maniqués antropomórficos y de calibración. Los maniqués antropomórficos están hechos de un material similar al tejido humano y se usan en radioterapia y dosimetría para asegurar que la dosis emitida es la recibida. En cambio, los maniqués de calibración son piezas con diferentes densidades conocidas. Estos se usan para controles de calidad de imagen.<sup>15</sup>

Para los equipos de radioterapia intraoperatoria se usan dos tipos de maniqués de calibración antropomórficos: de *agua sólida* y de *polimetilmetacrilato (PMMA)*. El agua sólida está hecha principalmente de carbono (67%), oxígeno (20%) e hidrógeno (8%) y el PMMA tiene como fórmula química ( $C_5O_2H_8$ ). El objetivo es que sean materiales con densidad másica y número atómico parecidos al agua, o lo que es lo mismo, la misma densidad electrónica que el agua. La densidad másica del agua es  $1 \text{ gr/cm}^3$ , la del agua sólida,  $1.02 \text{ gr/cm}^3 \pm 0.005$  y la del PMMA  $1,18 \text{ g/cm}^3$ .

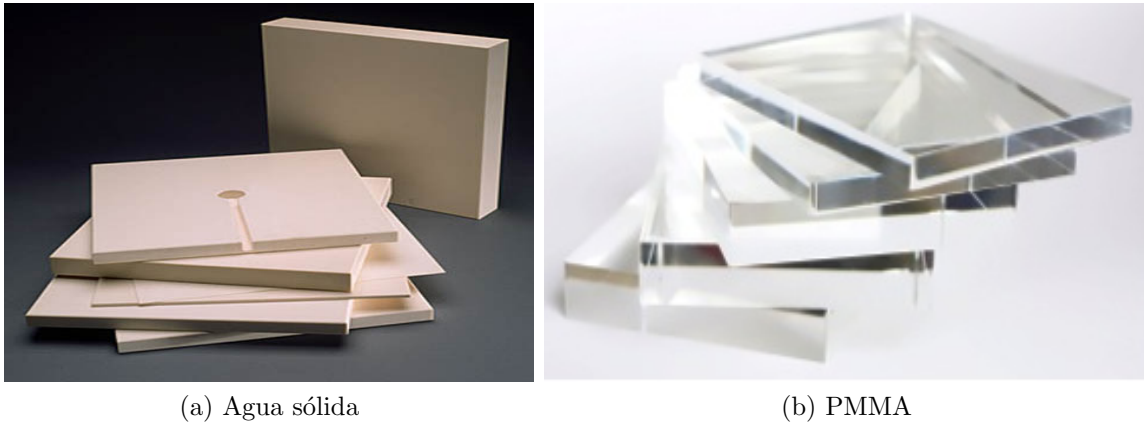


Figura 31: Maniqués

### Escáner

Una vez irradiadas las películas hay que esperar 24h y luego escanearlas. El *escáner* que dispone el hospital es el *Epson 12000XL*. Hay dos modos principales de escaneo: modo foto y modo película. El *modo foto* se basa en la reflexión de luz del documento, donde las zonas oscuras reflejan poca luz y las blancas mucha. El fundamento del *modo película*, en cambio, es la transmisión de la luz, en el cual es necesario un complemento para el escáner que se usa como fuente de luz desde arriba en vez de desde abajo. En cualquiera de los dos modos, las características óptimas de escaneo son: color 48-bit, con resolución de 72 ppp (puntos por pulgada), alta calidad y formato Multi-TIFF.

### Software ImageJ

Los escaneos se exportan al software *ImageJ* para el tratamiento de datos. En él se pueden obtener por ejemplo perfiles que den el valor de píxel con la distancia. Como el escaneo se ha hecho en RGB (Red, Green, Blue), se selecciona el canal verde, ya que es el que mejor calidad tiene. El canal azul enseguida se satura y el canal rojo es parecido al verde, pero por las características de las películas, es mejor el verde.

### 5.1.2. Metodología y Montaje experimental.

#### Tira sensitométrica

Para la verificación de los aplicadores, se comienza construyendo la tira sensitométrica, es decir, la relación entre dosis y valor de píxel. Para ello se utiliza el aplicador cilíndrico d3/30 y películas.<sup>17</sup>

Se recortan ocho películas de aproximadamente 4x4 cm. Una se deja sin radiar para tomarla de referencia y a las otras siete se irradian 70 keV. Los tiempos de disparo son: 15 s, 30 s, 45 s, 1 min, 1 min 15 s, 1 min 30 s, 1 min 45 s y 2 min. Es importante colocar las películas con la misma orientación, ya que como se ha visto en las especificaciones del material, tiene cierta simetría, y así se reducen los errores intermedios.

El montaje experimental consiste colocar un maniquí de agua sólida de 8cm de grosor al lado del equipo ioRT-50. Encima se deposita la cámara de ionización, con una protección de 5mm de agua sólida. Entre la cámara y los 5mm de agua sólida se pone la película recortada y en esa disposición se centra el aplicador (Figura 32). Después de cada disparo se cambia de película.



Figura 32: Montaje experimental. Tira sensitométrica.

Una vez hecho el montaje, se miden la temperatura y la presión atmosférica de la sala. Se introduce el tiempo de disparo en el software *RadControl II* y se irradia. Esto se hace siempre desde una sala blindada y cumpliendo con los protocolos de seguridad radiológica. Se toman los valores de carga  $Q$  [nC] que indique la cámara de ionización al electrómetro para cada película radiada. Y a partir de los valores de carga, se calcula la dosis absorbida  $D$  [Gy] (Ecuación (3)).

A las 24 horas de la toma de datos se escanean las películas, y con el software ImageJ se toman los valores de píxel y su desviación estándar en la región de interés (ROI), es decir, el centro del círculo (Figura 33).

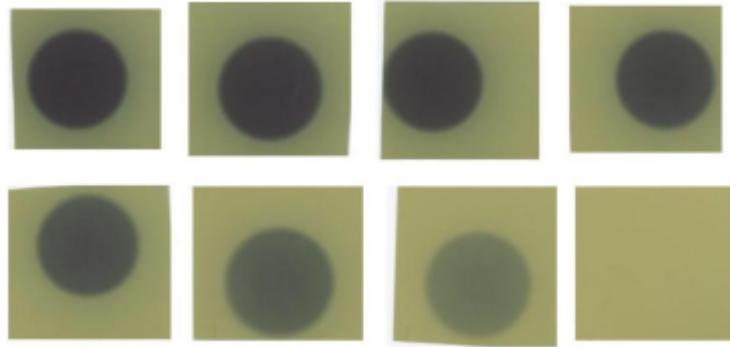


Figura 33: Tira sensitométrica

Finalmente, se hace una gráfica de dosis absorbida frente a los valores de píxel y se representa el mejor ajuste.<sup>1819</sup> (Figura 39).



### Dosimetría absoluta con películas radiocrómicas.

Para calcular la dosis absoluta con este método se utilizan cinco aplicadores esféricos y películas radiocrómicas recortadas con la forma del aplicador. El hospital dispone de las películas en planchas, pero no están recortadas las plantillas de cada aplicador, por lo que hasta ahora se han cortado a tijera. Esto provoca una mayor incertidumbre en los bordes, lo que se traslada a errores en la dosis. Para solucionarlo se decidió cortar las plantillas a láser. En un principio se barajó la idea de fabricar una cortadora láser a partir de las impresoras 3D de la universidad. Sin embargo, quedaba fuera de las competencias del trabajo y fue descartada. Por lo que finalmente se contactó con una empresa que ofrece corte a láser de  $CO_2$  (*Makarográfica - La Laguna*). Y gracias al departamento de Física de la Universidad de La Laguna, se pudo financiar el proyecto y cortar 8 plantillas para cada aplicador (Figura 34).

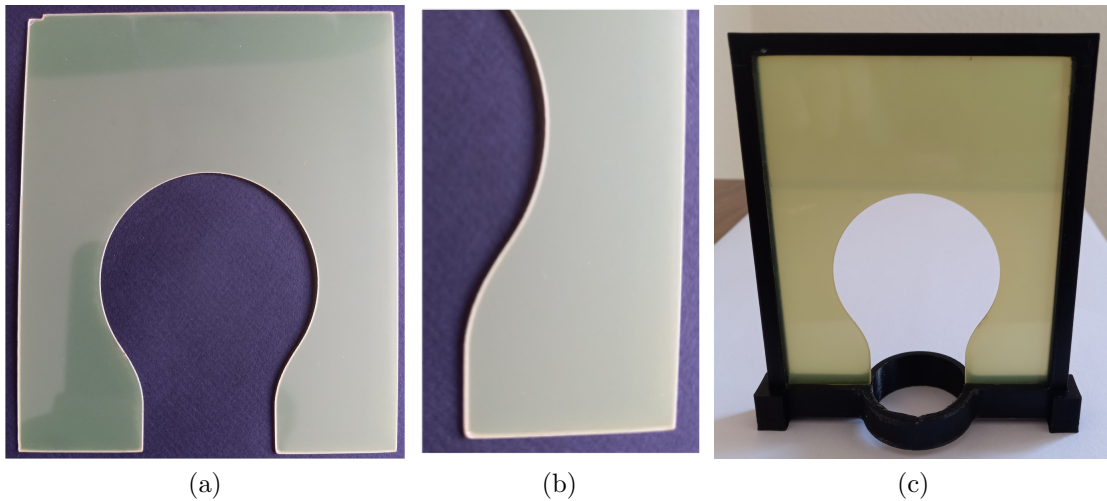


Figura 34: Plantilla de aplicador esférico

Se observa que el borde está bien sellado y las curvas son suaves, lo que es muy favorable para la reducción de errores en el borde.

Una vez obtenidas las películas cortadas, se procede a preparar el montaje experimental (Figura 35)<sup>20,21</sup> Se necesita una cuba llena de agua líquida a temperatura ambiente. Cada plantilla se ajusta a una montura (Figura 34c) y se sujeta a su correspondiente aplicador.

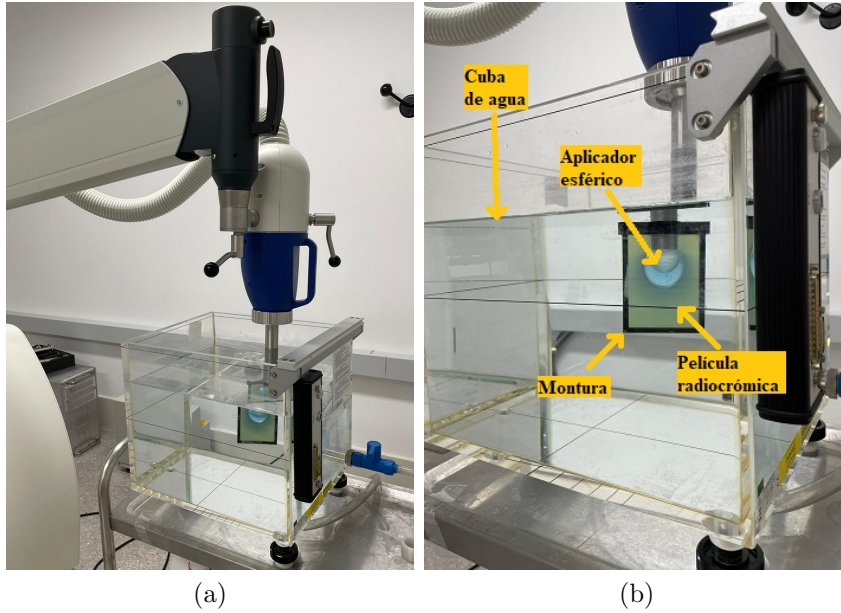


Figura 35: Montaje experimental. Dosimetría absoluta con PELÍCULA

Así, cumpliendo los protocolos de seguridad (Figura 36), se irradian 2 películas por aplicador. Lo que da un total de 10 disparos. Los aplicadores SP35 Y SP40 se irradian durante 1 min y el resto durante 2 min.

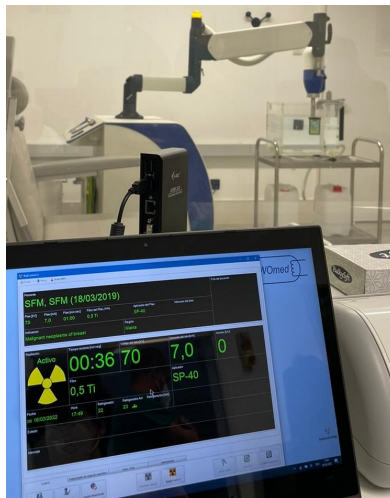


Figura 36: Sala de seguridad y software RadControlIII

A las 24 horas se escanean las películas, y con el software *ImageJ* se trazan líneas rectas desde el centro del semicírculo del aplicador hasta el final de la película a distintos grados. Este método se comentó en el apartado 5.2 *Metodología*, donde la razón es obtener un modelo sencillo y reproducible. Los ángulos más relevantes son:  $70^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$ ,  $130^{\circ}$  y  $180^{\circ}$  y sus opuestos. Hay que tener en cuenta que el *ImageJ* toma el ángulo  $0^{\circ}$  en otra posición, por lo que hay que hacer una conversión de ángulos (Figura 37).

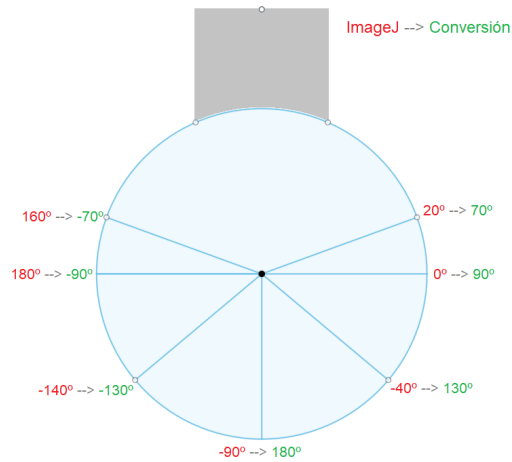


Figura 37: Conversión de ángulos

Así, por cada línea recta se selecciona la herramienta *Plot Profile*, que representa una gráfica de valor de píxel frente a distancia en píxeles (Figura 38). Estos datos se recogen en una lista y se procesan en una *hoja de cálculo*.

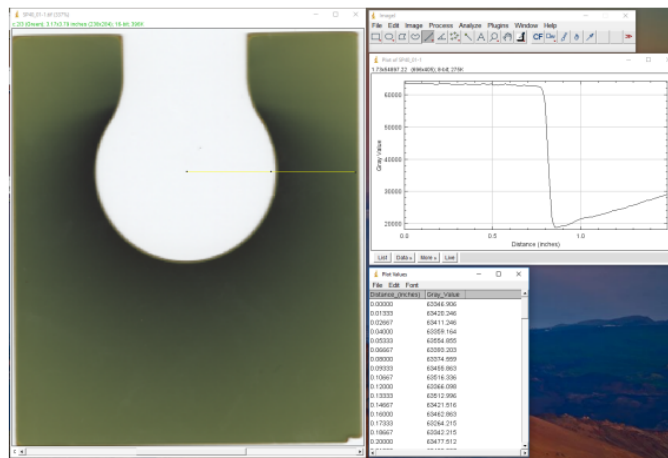


Figura 38: Plot profile - ImageJ

Como es de esperar, la zona donde no hay película es la que mayor valor de píxel tiene, cuando empieza la película, es la zona más radiada y hay una caída abrupta del valor de píxel. Con la distancia, a medida que la película ha recogido menos radiación, el valor de píxel va aumentando.

El objetivo es conocer la relación entre el valor de píxel y la dosis, por tanto solo nos interesan los valores de la película radiada, no de la zona en blanco. Por eso hay que buscar el valor mínimo de píxel, el cual corresponde al borde de la película y coger los datos a partir de ahí.

Para cada aplicador y para cada ángulo se crea una tabla en Excel con los valores de píxel, y usando la tira sensitométrica, se convierte el valor de píxel en valor de dosis. Y finalmente se hace corresponder el valor de dosis [Gy] a profundidad [mm], es decir, la dosis relativa. Se dice relativa porque se ha calculado de manera indirecta.

## 5.2. Resultados y Discusión

### Tira sensitométrica

En la construcción de la tira sensitométrica, el fabricante propone un ajuste hiperbólico para la relación dosis-píxel, y efectivamente, aunque se parece mucho al exponencial, observamos que es ligeramente mejor. Las barras de error se calculan a partir de la desviación estándar que da el software *ImageJ*.

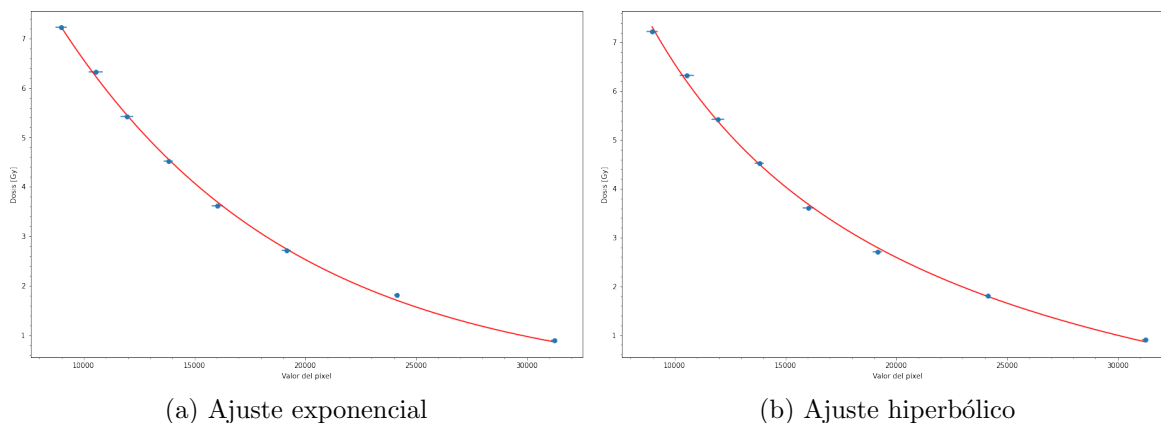


Figura 39: Dosis [Gy] frente a Valor de Píxel [mm]

### Dosimetría absoluta con películas radiocrómicas

Por otro lado, al hacer el procesamiento de datos de la dosimetría absoluta con las películas, se observó que la dosis que estaban recogiendo las películas y su decaimiento eran demasiado pequeños en comparación con los datos de archivo (Escaneo 1 - Tabla 3).

Por tanto, se decidió volver a escanear las películas de los aplicadores esféricos. Entonces se encontró que las características de escaneo iniciales e ideales para las películas se habían borrado. Esto es importante, porque el escaneo está directamente relacionado con el valor de píxel. Y es por eso que es recomendable escanear de la misma manera la tira sensitométrica y todas las demás películas. Por tanto, se escanearon las películas de los aplicadores esféricos con otras características (Escaneo 2 - Tabla 3).

		SP35							
		70°		90°		130°		180°	
		Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$
<b>Escaneo 1</b>		2,7	0,12	3,9	0,10	3,6	0,06	2,9	0,05
<b>Escaneo 2</b>		2,0	0,07	2,8	0,07	2,7	0,04	2,3	0,03
<b>Datos de archivo</b>		3,7	0,10	3,9	0,09	3,9	0,06	3,9	0,05

		SP40							
		70°		90°		130°		180°	
		Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$
<b>Escaneo 1</b>		2,8	0,12	3,1	0,09	2,8	0,05	2,6	0,05
<b>Escaneo 2</b>		2,2	0,09	2,5	0,07	2,3	0,04	2,4	0,04
<b>Datos de archivo</b>		3,5	0,13	3,3	0,08	2,9	0,05	2,9	0,05

Figura 40: (Tabla 3) Comparación dosis en superficie (Do) y decaimiento ( $\mu$ )

Sin embargo, al volver a hacer el tratamiento de datos, se observa que los valores siguen siendo demasiado bajos en comparación con los datos de archivo. Esto sí tiene explicación. Había pasado demasiado tiempo desde que se hizo la medida hasta que escaneó por segunda vez, entonces las películas estaban dañadas.

En consecuencia, se decidió volver a repetir todo desde el principio, los disparos y el tratamiento de datos de la tira sensitométrica y la dosis relativa. Esta vez se escanearon todas las películas igual, con las características de escaneo que se consideraron adecuadas (Escaneo definitivo - Tabla 4).

		SP35							
		70°		90°		130°		180°	
		Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$
<b>Escaneo definitivo</b>		3,5	0,07	3,6	0,04	3,3	0,04	3,3	0,04
<b>Datos de archivo</b>		3,7	0,10	3,9	0,09	3,9	0,06	3,9	0,05

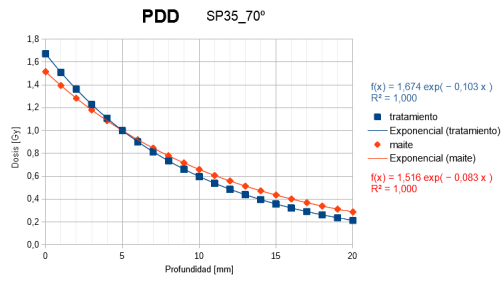
  

		SP40							
		70°		90°		130°		180°	
		Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$	Do	$\mu$
<b>Escaneo definitivo</b>		3,1	0,06	3,0	0,04	2,8	0,04	2,8	0,04
<b>Datos de archivo</b>		3,5	0,13	3,3	0,08	2,9	0,05	2,9	0,05

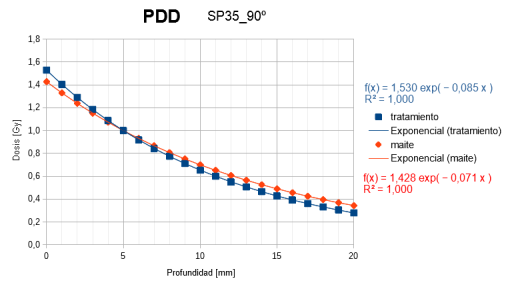
Figura 41: (Tabla 4) Comparación dosis en superficie (Do) y decaimiento ( $\mu$ )

La dosis y el decaimiento volvieron a dar valores pequeños. Por lo tanto, se planteó que las películas estaban fallando. Las que dispone el hospital trabajan de 100 KeV a MeV, y en este proyecto se han utilizado a 70 KeV, menos del límite inferior. Es por eso que podrían estar absorbiendo poca radiación. Los datos de archivo se tomaron también con este modelo de películas, pero se usó otro lote que respondió bien a la energía de 70 kV. Y se sabe que son correctos, porque están contrastados con medidas directas de la dosis con la cámara de ionización usando maniqués de agua sólida. De hecho, son los que se usan en la planificación de tratamientos.

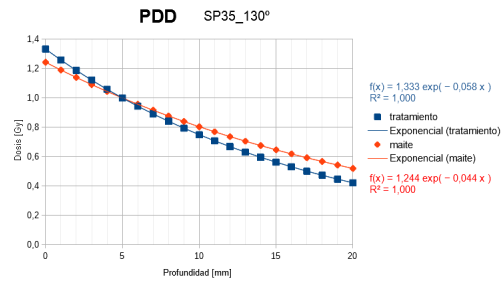
No obstante, para no desechar los datos, se analiza la atenuación y la desviación de las **PDD** (*Percentage Depth Dose curve*), es decir, la *dosis [Gy] frente a profundidad [mm]*, normalizadas a la profundidad de prescripción (5 mm) y se comparan con los datos de archivo.



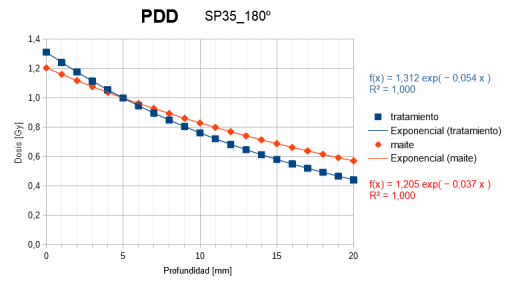
(a) SP35 - 70°



(b) SP35 - 90°

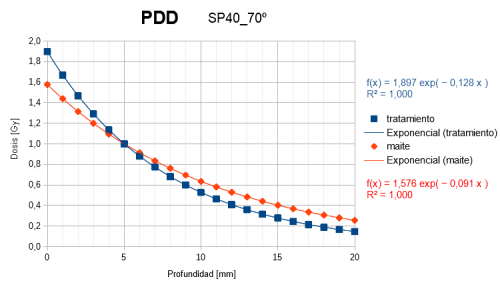


(c) SP35 - 130°

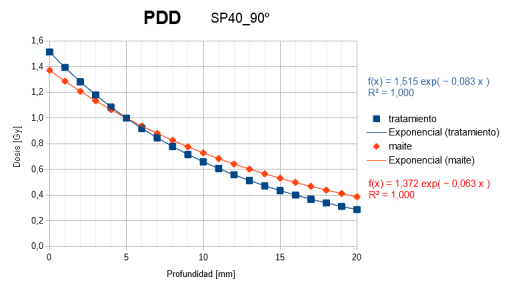


(d) SP35 - 180°

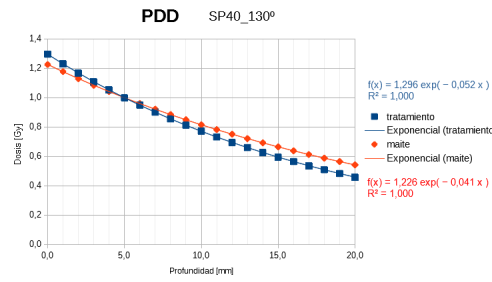
Figura 42: SP35 - PDD normalizada a 5 mm



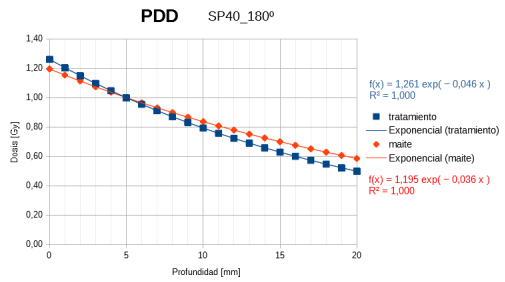
(a) SP40 - 70°



(b) SP40 - 90°



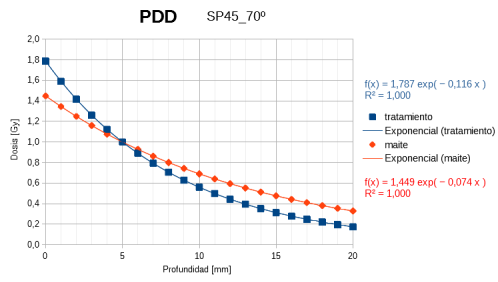
(c) SP40 - 130°



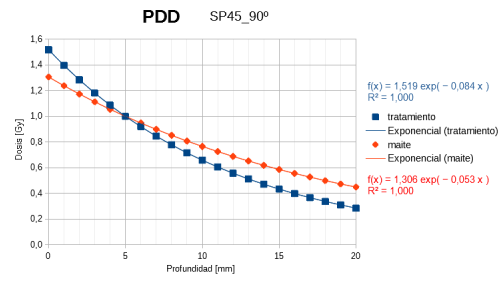
(d) SP40 - 180°

Figura 43: SP40 - PDD normalizada a 5 mm

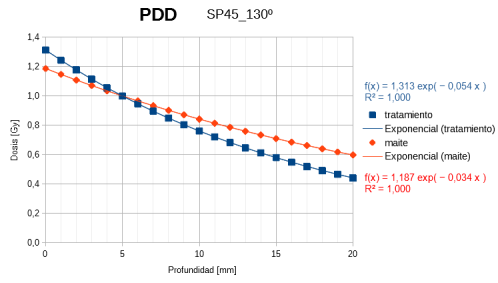




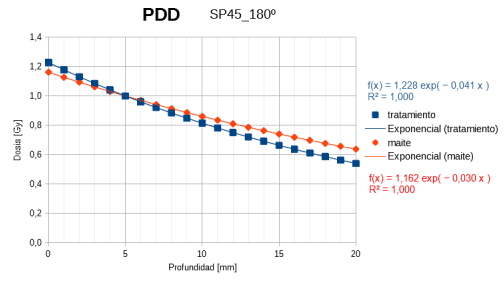
(a) SP45 - 70°



(b) SP45 - 90°

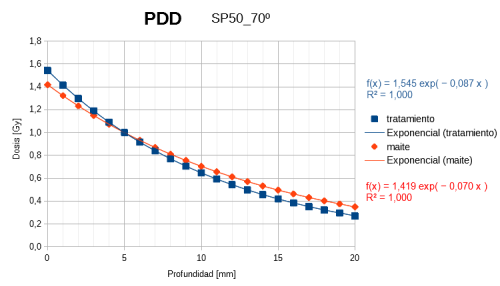


(c) SP45 - 130°

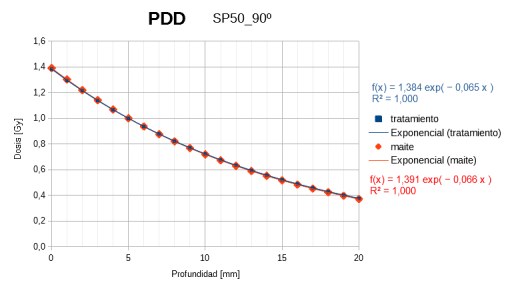


(d) SP45 - 180°

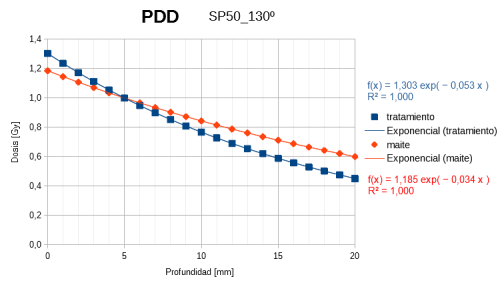
Figura 44: SP45 - PDD normalizada a 5 mm



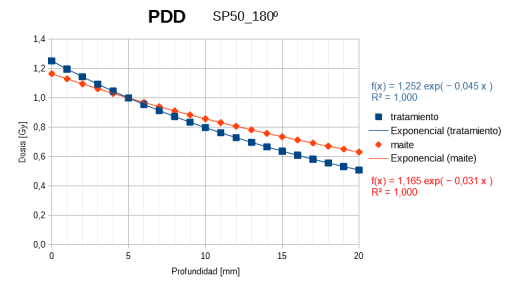
(a) SP50 - 70°



(b) SP50 - 90°



(c) SP50 - 130°



(d) SP50 - 180°

Figura 45: SP50 - PDD normalizada a 5 mm

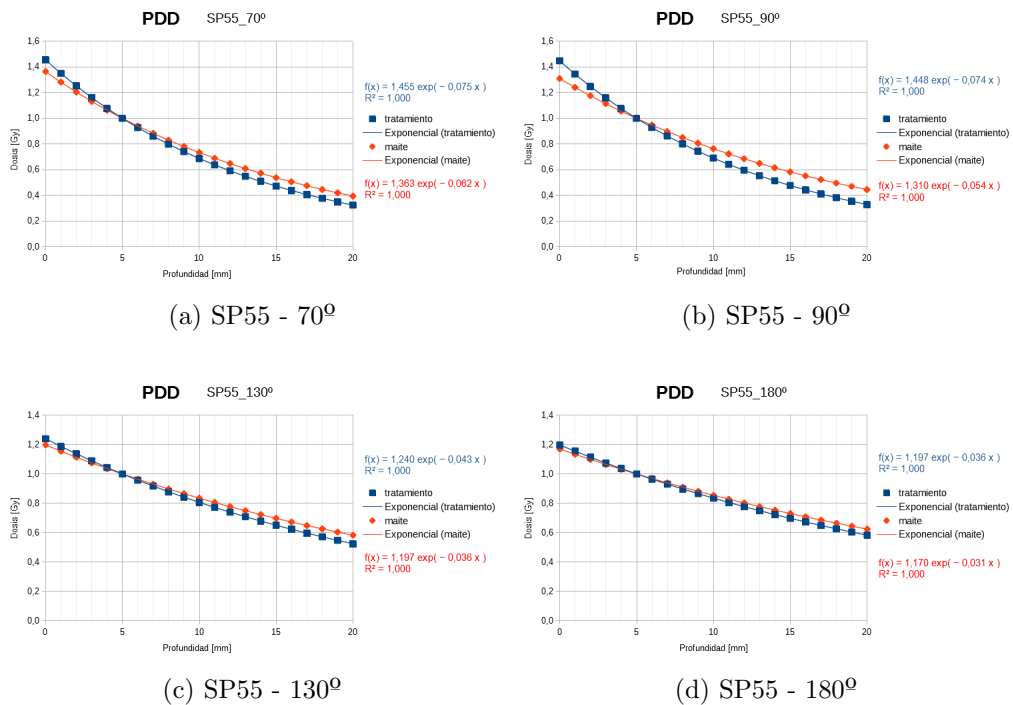


Figura 46: SP55 - PDD normalizada a 5 mm

Se observa que el decaimiento es mayor de lo que debería, lo que quiere decir que la dosis cae rápidamente. En torno a la profundidad de prescripción la dosis es buena, en cambio, a medida que la profundidad aumenta los valores son estimados.

Es por ello que se concluye que esta técnica es poco reproducible y tiene grandes incertidumbres. Se trabajó con una energía menor que el límite inferior en el que trabajan las películas y se utilizaron pocas de ellas por cada aplicador. Sin embargo, analizando los perfiles de dosis sin normalizar (Figura 25, Figura 26, Figura 27, Figura 28, Figura 29), se observa que teniendo en cuenta la baja precisión de las películas, la dosis en el entorno de la profundidad de preinscripción, entra dentro de los márgenes de error.

Es por ello que se propone trabajar con películas que trabajen bien a ese rango de energías y tomar un conjunto de medidas mayor para poder promediar y desechar aquellas que superan los márgenes de error.

### 5.3. Participación en una operación

Para ver el funcionamiento real del equipo y qué papel desempeña el radiofísico, tuve la oportunidad de verlo in situ en quirófano. Lo primero que se hace es transportar el equipo a quirófano. El/la médico/a protege el equipo con un plástico y un preservativo, enciende la máquina y se conecta al software *RadControl-II*. En este momento el tumor ya ha sido extirpado, por lo que comienza el procedimiento para irradiar.

El tiempo de disparo ya ha sido previamente calculado. Para saber cuánta radiación ha recibido la paciente fuera de la mama, se colocan cuatro pequeñas películas: dos en la cara y dos en el pecho. Y al día siguiente, por los métodos que hemos descrito se calcula la dosis recibida, que tiene que estar dentro de ciertos márgenes. Aunque la radiación que llega sea mínima, se hace esta comprobación.

Los médicos introducen el aplicador correspondiente en la mama y hacen una costura para sujetarlo. A continuación, todos los trabajadores salen del quirófano y se cierran las puertas blindadas para que no pase radiación hacia el exterior. Se pone en marcha el software y se programa el disparo. En todo momento se monitoriza a la paciente y hay cámaras para observar que todo va bien. Cuando se termina el disparo (menos de 10 minutos), se abren las puertas, se retira el aplicador de la mama, se apaga, se deja refrigerar y se quita el plástico. El radiofísico recoge los trozos de película y finalmente, los médicos terminan la operación. Fue impactante, pero enriquecedor.

## 6. Bibliografía

---

### Referencias

- [1] *Asociación española contra el cáncer. Sobre el cáncer de mama*
- [2] *Asociación española contra el cáncer. Datos.*
- [3] *Breast cancer.org*
- [4] *Instituto Nacional del Cáncer (NIH). Cáncer de mama.*
- [5] *Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades (CDC)*
- [6] *American Cancer Society*
- [7] *Clínica Universidad de Navarra – Diccionario Médico – Ley de Bergonie-Tribondeau*
- [8] *Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes. HUC. Carlos Garrido Bretón.*
- [9] *Sunil W Dutta. Intraoperative radiation therapy for breast cancer patients: current perspectives. Dovepress. 2017*
- [10] *Instituto Nacional del Cáncer (NIH). Radioterapia para el cáncer.*
- [11] *Ciudad Platero, Juan; Sánchez-Reyes Fernández, Alberto; Sanjuanbenito Ruiz de Alda, Waldo y Velázquez Miranda, Santiago. Radiobiología clínica. Sociedad Española de Física Médica, 2003.*
- [12] *Top Doctors España. Radioterapia intraoperatoria*
- [13] *Ley de Moseley*
- [14] *Garrido Bretón y Fernando Fernández Belmonte. ioRT-50. HUC. Curso Formación Continuada SEFM 2021. Braquiterapia Electrónica y Radioterapia Intraoperatoria*
- [15] *Phantom - Radiopaedia*
- [16] *Slobodan Devic. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. Physica Medica. 2016.*
- [17] *Manual: Efficient Protocols for Accurate Radiochromic Film Calibration and Dosimetry*
- [18] *Sou-Tung Chiu-Tsao. Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies. American Association of Physicists in Medicine. 2005. DOI: 10.1118/1.2065467*

- [19] *Elsa Y. León Marroquin. Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density.* Journal of applied clinical medical physics, volume 17, number 5, 2016
- [20] *Sergio Lozares. In vivo dosimetry in low-voltage IORT breast treatments with XR-RV3 radiochromic film.* Physica Medica. 2021.
- [21] *M. Avanzo et al. In vivo dosimetry with radiochromic films in low-voltage intraoperative radiotherapy of the breast.* 2012.DOI: 110.1118/1.3700175
- [22] *Abdullah Abudra'A. Development of new dosimetric standards for low energy X-rays ( 50 keV) used in contact radiotherapy.* Université Paris-Saclay, 2017.NNT : 2017SACLS489. tel-01756399v1Pinche aquí.
- [23] MP3 Water Phantom System. *PTW. The Dosimetry Company*Pinche aquí.
- [24] Detectors for Ionizing Radiation including Codes of Practice, Edition 2022. *PTW. The Dosimetry Company*Pinche aquí.