



Universidad Internacional de La Rioja (UNIR)

Escuela Superior de Ingeniería y Tecnología

Grado en Física

Comparación de sistemas de cálculo de dosis para tratamientos con placas COMS

Trabajo de fin de estudio presentado por:	Kenia Aranda González
Director/a:	Jorge Giner Navarro
Fecha:	2025-07-16

Agradecimientos

A mis abuelos, que aunque ya no estén conmigo, han sido y serán mi principal motivación para seguir avanzando y lograr todo lo que me proponga. Espero que estéis orgullosos de mí.

A mi familia y a mi pareja, por no dudar ni un momento de que lo conseguiría y por acompañarme en cada paso de este proceso.

A mi tutor Jorge y a Alberto, coordinador del Grado, por su paciencia, motivación y confianza, que han sido imprescindibles para seguir avanzando incluso en los momentos de duda.

Gracias a Benigno y a María. A Benigno, por su labor como docente, por transmitirme la pasión por su trabajo, por despertar esa inquietud en mí con sus clases y permitirme vivirla en este proyecto. Y a María, porque sin tu conocimiento y ayuda, este trabajo no habría sido posible.

Y por último, gracias a mis compañeras de la UNED por ser ese apoyo moral durante estos años de carrera, por no soltarme de la mano y por confiar en que llegaríamos a este momento. Gracias por recordarme que, incluso en una universidad a distancia, no estaba sola.

Resumen

La braquiterapia ocular con placas COMS permite tratar melanomas y tumores intraoculares con alta precisión, administrando dosis elevadas al tumor mientras se protegen estructuras críticas del ojo. Este trabajo desarrolla y valida una herramienta de cálculo dosimétrico en Python, basada en los formalismos TG-43 y TG-129, que calcula de forma transparente la dosis en distintos puntos del ojo en condiciones homogéneas y heterogéneas. Validada frente al software clínico Plaque Simulator, la herramienta muestra una alta concordancia, con errores generalmente inferiores al 5 % y dentro de los márgenes aceptados. Además de servir como método de verificación dosimétrica, facilita comprender el impacto de los parámetros físicos en la distribución de dosis, aportando un recurso práctico y fiable en braquiterapia ocular.

Palabras clave: Braquiterapia, COMS, placas COMS, melanoma ocular, cálculo redundante

Abstract

Ocular brachytherapy using COMS plaques is a highly precise treatment for uveal melanoma and other intraocular tumors, delivering high doses to the tumor while sparing critical ocular structures. This work presents the development and validation of an independent dosimetric calculation tool in Python, based on the AAPM TG-43 and TG-129 formalisms, allowing transparent and clear dose calculations at various ocular points under both homogeneous and heterogeneous conditions. The tool was validated against the clinical software Plaque Simulator, showing high agreement with relative errors generally below 5% and within accepted clinical margins. In addition to serving as an independent dose verification method, this development enhances the understanding of physical parameters affecting dose distribution, establishing a practical and reliable resource for dosimetric verification in ocular brachytherapy with COMS plaques in routine clinical practice.

Keywords: Brachytherapy, COMS, COMS plaques, Ocular melanoma, Redundant calculation

Índice de contenidos

1. Introducción	1
1.1. ¿Qué es la radioterapia?	2
1.2. La braquiterapia	4
1.3. Formalismo TG-43	5
1.3.1. Fundamentos del formalismo TG-43	6
1.3.2. Limitaciones del uso del formalismo TG-43	8
1.3.3. Desintegración del yodo-125 ^{125}I	9
1.4. El melanoma ocular	10
1.5. Placas COMS, qué son y cómo se utilizan	12
1.5.1. ¿Qué son?	12
1.5.2. ¿Cómo se utilizan?	14
1.6. ¿Por qué la braquiterapia en melanomas oculares?	15
2. Objetivos y motivación	16
3. Material y métodos	18
3.1. Material	18
3.1.1. <i>Plaque Simulator</i> (Software comercial)	18
3.1.1.1. Proceso de simulación	19
3.1.1.2. Correcciones matemáticas a considerar	22
3.1.1.3. Justificación del uso de <i>Plaque Simulator</i> en este trabajo	22
3.1.2. Herramienta desarrollada en <i>Python</i>	22
3.1.2.1. Fundamentos físicos	23
3.1.2.2. Conceptos dosimétricos clave y formulas implementadas	25
3.1.2.2.1. Parámetros fundamentales del TG-43	25
3.1.2.2.2. Coordenadas de las semillas en las placas COMS	26

3.1.2.2.3. $g_L(r)$ y $F(r)$	31
3.1.2.2.4. Corrección heterogénea (Silastic + oro)	32
3.1.2.2.5. Puntos clínicos evaluados	34
3.1.2.3. Estructura del código desarrollado en <i>Python</i>	34
3.1.2.4. Validación frente a <i>Plaque Simulator</i>	38
4. Resultados	39
4.1. Configuraciones evaluadas	39
4.2. Resultado de dosis homogénea (sin atenuación T_r)	40
4.3. Resultado de dosis heterogénea (con atenuación T_r)	42
5. Análisis y conclusiones	46
5.1. Limitaciones y posibles mejoras	47
6. Anexo	49
6.1. Programa desarrollado <i>tfg_calculodosis.py</i>	49
Bibliografía	54

1. Introducción

El tratamiento contra el cáncer es uno de los mayores retos de la medicina actual, tanto por la gran diversidad de tipos de tumores existentes como por las características de cada paciente. Entre las herramientas de tratamiento disponibles, la radioterapia se ha consolidado como una de las más relevantes en la lucha contra esta enfermedad, siendo empleada en un porcentaje elevado de los casos como parte del tratamiento complementario o incluso el principal.

La radioterapia hace uso de las radiaciones ionizantes para alterar el material genético de las células, impidiendo que puedan replicarse y proliferar. Su éxito radica en la posibilidad de dañar las células tumorales, que suelen ser susceptibles de mayores daños en su ADN, mientras se preservan los tejidos sanos circundantes en la medida de lo posible. Sin embargo, lograr esta precisión en el tratamiento requiere de un planeamiento cuidadoso y de un conocimiento detallado de las interacciones de la radiación con la materia y de la distribución de la dosis en el volumen objetivo.

Entre las distintas modalidades de radioterapia que existen en la actualidad, la braquiterapia se consolida como una técnica de alta precisión que permite colocar las fuentes radiactivas en las proximidades del tumor. Esta modalidad presenta ventajas relevantes, como la capacidad de administrar dosis muy elevadas en volúmenes localizados, la rápida caída de la dosis fuera de la zona de interés, y la posibilidad de reducir el tiempo de tratamiento, lo que se traduce en una mejor calidad de vida y recuperación para el paciente.

En el caso específico de los tumores oculares, como los melanomas oculares, la braquiterapia se realiza mediante el uso de placas COMS cargadas con semillas radiactivas que se colocan en contacto con la esclera, permitiendo irradiar el tumor de forma precisa mientras

se conservan estructuras críticas como el nervio óptico. Para planificar y verificar estos tratamientos, actualmente se emplean herramientas clínicas avanzadas como el *Plaque Simulator* de *Eye Physics*, que implementan protocolos como el TG-43 y el TG-129 de la AAPM.

Este Trabajo de Fin de Grado se centra en el desarrollo de una herramienta de cálculo de dosis en *Python* que permita reproducir los cálculos de dosis realizados en braquiterapia ocular según el formalismo TG-43, y utilizando las configuraciones geométricas de las placas COMS definidas en el protocolo TG-129. La herramienta se ha diseñado con el objetivo de servir como método de verificación dosimétrica independiente, cumpliendo con las exigencias de seguridad establecidas en la normativa española vigente y facilitando al mismo tiempo la comprensión y verificación del proceso dosimétrico por parte del usuario.

A lo largo de este trabajo se presentarán los fundamentos físicos de la radioterapia y la braquiterapia, se describirá el melanoma ocular y las características de las placas COMS (*Collaborative Ocular Melanoma Study*), y se detallarán los aspectos teóricos del formalismo TG-43 y su implementación en el cálculo de dosis. Posteriormente, se expondrán los resultados obtenidos con la herramienta desarrollada, comparándolos con los generados por el *software Plaque Simulator*, analizando las similitudes y diferencias encontradas y evaluando el impacto de la corrección por heterogeneidades en la distribución de dosis.

Con este enfoque, se busca no solo cumplir con los requisitos técnicos de la verificación dosimétrica en la braquiterapia ocular, sino también aportar transparencia y comprensión a un proceso que, en muchas ocasiones, permanece oculto tras las interfaces de los programas clínicos utilizados en la práctica hospitalaria.

1.1. ¿Qué es la radioterapia?

La radioterapia es un tipo de tratamiento que usa la radiación ionizante para tratar distintos tipos de tejidos. Su uso más conocido es para tratar las lesiones cancerígenas, conjuntos de células que se replican fuera de control y que no son detectadas por el sistema inmunológico.

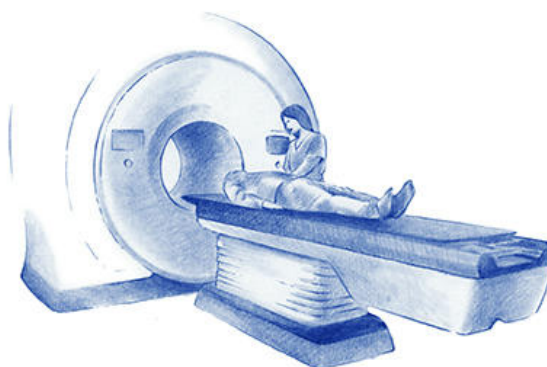


Figura 1: Tratamiento de radioterapia externa. Fuente: HC Marbella [1]

Con la radioterapia, se consigue ionizar los átomos y moléculas que forman parte de las células objetivo. Este proceso de ionización genera moléculas cargadas y muy inestables, que tienden a reaccionar rápidamente con otras moléculas dentro de la célula, alterando su estructura y funcionamiento. Cuando la radiación alcanza el ADN o las moléculas que lo rodean, puede provocar roturas en sus cadenas o cambios en su estructura, generando mutaciones que afectan al material genético de la célula.

En condiciones normales, las células tienen mecanismos de reparación que les permiten corregir estos daños. Sin embargo, cuando estos mecanismos fallan, las células pueden acumular daños en su ADN que no son reparados de forma adecuada. La acumulación de estos daños no detectados es una de las causas por las que se originan los tumores, ya que las células defectuosas continúan dividiéndose de forma incontrolada al no reconocer que su ADN está dañado.

Sin embargo, las alteraciones producidas por la radiación llegan a ser tan significativas que pueden ser identificadas por la célula y activar la muerte celular programada, lo que lleva a su autodestrucción. Este proceso es el que se busca aprovechar en radioterapia para eliminar las células cancerígenas, que suelen tener una capacidad reducida de reparar daños en el ADN, en comparación con las células sanas.

Una de las condiciones para que un tumor pueda seguir creciendo y dividiéndose de forma descontrolada, es el aporte constante de oxígeno y nutrientes, que estimulan la formación de nuevos vasos sanguíneos dentro del tumor, en un proceso conocido como angiogénesis.

Estos vasos sanguíneos creados por el tumor suelen ser estructuralmente desorganizados y frágiles [2], lo que genera regiones con flujo sanguíneo irregular. La radioterapia, además de producir daños directos en el ADN de las células tumorales, también daña estos vasos sanguíneos, reduciendo el aporte de nutrientes al tumor y contribuyendo a su destrucción de manera indirecta.

Según el último informe [3] de la «Asociación Española Contra el Cáncer» sobre el tratamiento de radioterapia en España, de todas las personas que son diagnosticadas con cáncer en nuestro país, el 60% necesita radioterapia en algún punto del tratamiento.

Hay distintos tipos de radioterapia, siendo la más extendida en uso la de rayos X. Entre otros tipos, se encuentra la radiación de electrones, de rayos gamma, de protones y hadrones. En la actualidad se hay disponibles varias técnicas de aplicación de la radioterapia, siendo una de ellas la braquiterapia, en la que se coloca la fuente radiactiva en contacto con el tumor.

Se emplea el concepto de dosis absorbida como el daño por radiación ionizante a un tejido. El concepto de dosis absorbida se puede definir como la energía absorbida y empleada en producir ionizaciones por unidad de masa. En el Sistema Internacional la dosis absorbida se mide en Gray (Gy), que es una unidad equivalente al J/kg.

1.2. La braquiterapia

La braquiterapia, como se ha mencionado anteriormente es uno de los tipos disponibles de tratamiento con radioterapia. Consiste en colocar fuentes radiactivas en contacto o en el interior del tejido que se desea tratar. A diferencia de la radioterapia externa, donde el haz de radiación se emite desde un acelerador lineal situado fuera del cuerpo, en la braquiterapia las fuentes están colocadas a pocos milímetros del objetivo terapéutico, lo que permite administrar dosis muy altas en zonas localizadas, con un rápido descenso en regiones adyacentes y un mínimo daño a tejidos sanos.

Una característica fundamental de las fuentes empleadas en braquiterapia es que se encuentran encapsuladas. Estas cápsulas, además de servir para confinar el material

radiactivo y darle robustez mecánica, impiden la salida de partículas cargadas, como los electrones o rayos beta, permitiendo únicamente la emisión de fotones, principalmente rayos gamma o rayos X característicos que son los responsables de la entrega de dosis a los tejidos.

La braquiterapia se clasifica en términos generales en alta tasa de dosis (HDR, High Dose Rate) y baja tasa de dosis (LDR, Low Dose Rate), en función de la actividad de las fuentes y de la tasa de administración de la dosis. Las fuentes radiactivas más utilizadas para los implantes de baja tasa son el yodo-125 (^{125}I) y el paladio-103 (^{103}Pd), que emiten fotones de baja energía. Debido a esto, el alcance de la dosis se reduce considerablemente respecto a la radioterapia externa, donde las energías son del orden de MeV. La braquiterapia es especialmente útil en el tratamiento de tumores pequeños, accesibles y localizados, como los de próstata, cérvix, mama o como en este trabajo, el melanoma ocular.

Se encuentran varias modalidades de braquiterapia en función de cómo se introducen las fuentes en el organismo:

1. Intersticial: Las fuentes se insertan directamente en el tejido mediante agujas o catéteres.
2. Intracavitaria: Las fuentes se introducen en cavidades naturales.
3. Intraoperatoria: Las fuentes se colocan durante una intervención quirúrgica.
4. De contacto: Se colocan sobre la piel o en contacto con lesiones externas.
5. Epiescleral: Específica para los tumores oculares.

En el caso de la braquiterapia ocular, como la que se analiza en este trabajo, se utiliza una técnica epiescleral mediante placas COMS, que permiten fijar con precisión un conjunto de semillas radioactivas coincidiendo con el tumor intraocular. Gracias al posicionamiento milimétrico de estas fuentes y a su emisión localizada de fotones, se puede conseguir una distribución de dosis altamente focalizada, minimizando el daño de estructuras sensibles como el nervio óptico o el cristalino.

1.3. Formalismo TG-43

Las simulaciones de Monte Carlo son el método más preciso para calcular la dosis absorbida, ya que es capaz de adaptarse con gran detalle a la geometría y física del tratamiento. No obstante, para estandarizar y facilitar los cálculos para braquiterapia, la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) desarrolló el formalismo TG-43 [4], un protocolo ampliamente adoptado que define parámetros de dosis específicos para cada modelo de fuente.

Este formalismo ha sido actualizado para incorporar mejoras en la definición de magnitudes físicas, en la representación geométrica de las fuentes y en las recomendaciones metodológicas para obtener los datos necesarios para la planificación clínica.

1.3.1. Fundamentos del formalismo TG-43

El formalismo TG-43, fue propuesto originalmente por la AAPM en 1995 [4] y actualizado en 2004 por el grupo de trabajo TG-43 [5]. Como se hace referencia en la anterior sección, es un protocolo que permite calcular la dosis entregada por una fuente en un punto específico, bajo condiciones ideales (en un medio homogéneo de agua infinita y sin tener en cuenta la heterogeneidad de tejidos ni el efecto de blindajes).

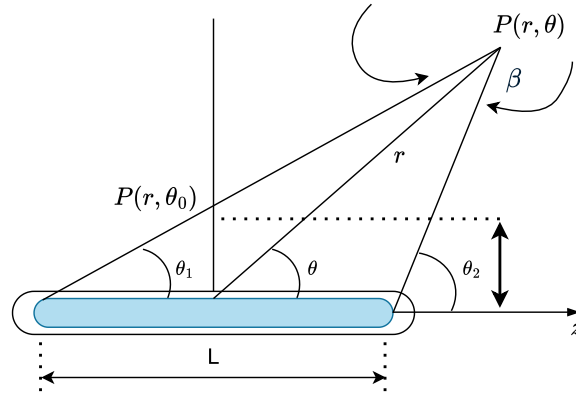


Figura 2: Sistema de coordenadas para el formalismo dosimétrico TG-43. Fuente: [6]

El modelo de dosis propuesto en TG-43 para una fuente lineal simétrica es el siguiente:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad 1.$$

Donde:

- $\dot{D}(r, \theta)$: Tasa de dosis en agua en el punto $P(r, \theta)$. Se suele expresar con las siguientes unidades: $cGy \cdot h^{-1}$.
- S_K : Fuerza del kerma de aire. Es habitual emplear una unidad patrón «U» definida como: $1U = 1\mu Gy \cdot m^2 \cdot h^{-1}$. En lugar de utilizar la actividad (número de desintegraciones por segundo), se hace uso de la fuerza de kerma en aire S_K como parámetro base.
- Λ : Constante de tasa de dosis en agua. Sus unidades son: $cGy \cdot h^{-1} \cdot U^{-1}$.
- $G_L(r, \theta)$: Función geométrica que estima la influencia de la distribución física del radio-nucleido en la distribución de la dosis. Sus unidades son: cm^{-2} . En el caso ideal de una fuente puntual, esta función se correspondería con el inverso del cuadrado de la distancia, $\frac{1}{r^2}$, como ocurre con una emisión esférica en un medio homogéneo. En cambio, al tratarse de una fuente lineal, su expresión depende del ángulo y de su posicionamiento a lo largo del eje.
- $G_L(r_0, \theta_0)$: Función anterior evaluada en un punto concreto para normalizar. Sus unidades son: cm^{-2} .
- $g_L(r)$: Función de dosis radial, determinada bajo la premisa de que la fuente puede ser representada en un segmento lineal. No tiene unidades.
- $F(r, \theta)$: Función de anisotropía en dos dimensiones. No tiene unidades. Esta función tiene en cuenta que la fuente está encapsulada y tiene forma alargada. El material de encapsulado y la geometría hacen que la distribución de dosis no sea isótropa. Si la fuente fuera puntual, todos los puntos a igual distancia recibirían la misma dosis; pero en una fuente real la dosis depende también del ángulo θ , y cambia a diferentes distancias.

En este formalismo los valores de Λ , $g_L(r)$, y $F(r, \theta)$ se obtienen mediante simulaciones Monte Carlo para cada tipo de fuente, y se encuentran tabulados en las publicaciones de la AAPM. La geometría estándar de referencia es un medio de agua infinita, con un punto de referencia situado a $r_0 = 1cm$ y $\theta_0 = 90^\circ$.

La tasa de dosis siguen la ley de decaimiento exponencial. Luego la dosis se obtiene integrando, y resulta:

$$D(r, \theta) = \dot{D}(r, \theta) \frac{1 - e^{-\lambda t}}{\lambda}, \quad 2.$$

siendo:

- λ : constante de decaimiento del isótopo utilizado
- t : tiempo de tratamiento.

Aunque el formalismo TG-43 permite describir con gran precisión la distribución de dosis teniendo en cuenta la distancia y la orientación con respecto a la fuente, en el programa desarrollado en Python para este trabajo se ha adoptado la aproximación puntual de la fuente para simplificar los cálculos. En esta aproximación:

- Se considera la fuente como puntual, asumiendo que toda la actividad se concentra en un punto. Esto implica que la función geométrica se simplifica de la siguiente manera:

$$\frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \approx \frac{1}{r^2} \quad 3.$$

- Al considerar la fuente puntual, se elimina la dependencia angular, por lo que en el cálculo de la dosis no se realizarán cálculos angulares.

La ecuación de la tasa de dosis se reduce, por tanto, a:

$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g_L(r) \cdot F(r) \quad 4.$$

donde $F(r)$ se toma como la anisotropía sin dependencia en el ángulo.

Esta simplificación es adecuada en el caso de la braquiterapia ocular con placas COMS, ya que las dimensiones de las fuentes son pequeñas en comparación con las distancias oculares con las que se trabajan. Además, la geometría de los implantes hace que el ángulo θ mostrado en Figura 2 se mantenga próximo a 90° , lo que implica que las distancias de interés son relativamente similares a la longitud de las semillas. Todo ello permite obtener resultados válidos con una gran reducción en la complejidad de los cálculos.

1.3.2. Limitaciones del uso del formalismo TG-43

Sin embargo, el uso de este formalismo tiene varias contrapartidas a nivel de dosis y médico. La principal es:

1. **Sobreestimación de la dosis en ciertas regiones** [6]: en el formalismo TG-43 se asume un medio homogéneo de agua infinita, que ignora variables del entorno y de los materiales usados.

Esto conduce de manera inevitable a las siguientes consecuencias:

1. **Desfase entre dosis prescrita y dosis real entregada**
2. **Riesgo en estructuras sensibles**
3. **Limitación en personalización del tratamiento:** Al tratarse de datos tabulados y simplificados a nivel geométrico, se limita en gran medida la individualización del tratamiento.

En relación con lo expuesto, un reciente Real Decreto [7] que establece los criterios de calidad y seguridad de las unidades de radioterapia, exige la verificación dosimétrica con la comparación del tiempo de tratamiento planificados con un sistema de cálculo redundante para la dosis absorbida.

En lo referente a la braquiterapia, los tratamientos deben ser comparados y validados por al menos por un sistema de cálculo paralelo de tiempos de tratamiento por posición de parada de fuente o por dosis absorbida en puntos.

1.3.3. Desintegración del yodo-125 ^{125}I

El yodo-125 (^{125}I) es uno de los radionucleidos más utilizados en braquiterapia. En la Clínica Universidad de Navarra es el radiosótomo adoptado para los tratamientos de braquiterapia de baja tasa, motivo por el cual se incluye a continuación una breve descripción de su proceso de desintegración. Se trata de un isótopo radiactivo que decae por captura electrónica, que el proceso por el cual un electrón de la capa más interna del átomo es capturado por el núcleo, transformando un protón en un neutrón. Como resultado, el yodo-125 se convierte en telurio-125 (^{125}Te) en un estado excitado.

Este estado excitado de Te-125 se desexcita de manera rápida emitiendo fotones de baja energía, que son los responsables de la entrega de dosis en el tratamiento. Las principales emisiones del ^{125}I son e 27.2 keV, 27.5 keV 31 keV y 35.5 keV con una energía media de 28.5 keV [8].

El ^{125}I emite varios fotones con distintas energías durante su desintegración, pero todas estas emisiones se producen como consecuencia de un único proceso de decaimiento nuclear por captura electrónica. Por eso, aunque el espectro de energías sea variado, todas las emisiones están asociadas al un mismo ritmo de desintegración, que viene dado por una única constante de decaimiento y en consecuencia, de una única vida media [9]. Esta vida media, que es de aproximadamente 59,4 días, es adecuada tanto para implantes permanentes (en los que las semillas se dejan colocadas y no se retiran) como para tratamientos de corta duración, como la braquiterapia ocular, ya que la actividad de esas semillas permanece prácticamente constante durante los 3 a 5 días habituales de tratamiento.

Al ser una fuente encapsulada, los electrones generados durante el proceso de reorganización atómica no abandonan la cápsula. Esto implica que la única radiación que contribuye a la dosis externa es la de los fotones, lo cual justifica su uso de un modelo exclusivamente basado en la propagación de fotones en el formalismo TG-43.

1.4. El melanoma ocular

El melanoma ocular es un tipo de cáncer que aparece en las células que pigmentan los ojos. Al igual que la piel, los ojos tienen capacidad de producir pigmento o «melanina», que son las células afectadas en este caso.

Este tipo de tumor puede aparecer en distintas zonas del ojo, aunque es más frecuente en la úvea. Entre los principales síntomas se incluyen visión borrosa, destellos, pérdida de campo visual o incluso cambios visibles en la forma del iris, como la aparición de un punto oscuro que crece progresivamente.

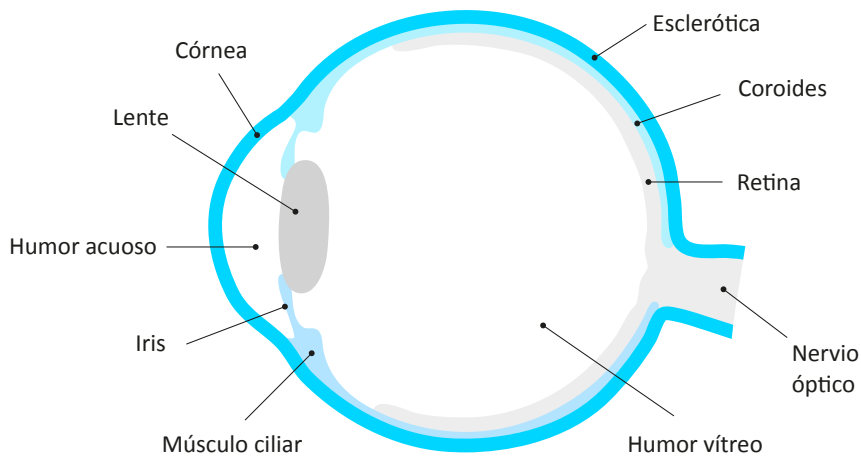


Figura 3: Distintos tipos de melanoma ocular. Fuente: [10]

Por su reducido tamaño y por el movimiento involuntario del ojo, es difícil definir un tratamiento con radioterapia externa para este tipo de cáncer, por lo que se suele recurrir a la braquiterapia. En el caso de utilizar la braquiterapia, se coloca en la zona afectada una placa con semillas radioactivas que liberan paulatinamente la dosis. Estas placas, más conocidas como placas COMS (*Collaborative Ocular Melanoma Study*), se fijan quirúrgicamente a la esclera.

Distintas entidades internacionales han desarrollado una serie de orientaciones de cara a los tratamientos de lesiones oculares con semillas radioactivas. Un ejemplo es el protocolo TG-129 [6] de la AAPM, que sigue a su vez el formalismo del TG-43. En él se proporcionan recomendaciones sobre el cálculo de dosis y su verificación de manera independiente, la planificación sobre la colocación y carga de la placa, y en general una serie de verificaciones que comprenden un proceso de seguridad en el tratamiento.

Respecto al eje de coordenadas seguido, en el formalismo TG-129 el origen del eje de coordenadas se sitúa en la base del tumor, desde donde se mide la distancia al ápex (punto más elevado del tumor hacia el interior del ojo). En el caso del *software* que acompañará los resultados y desarrollos de este trabajo (ver Sección 3.1.1), el sistema de coordenadas se sitúa en el centro de la placa (ver Figura 4), lo que genera diferencias a la hora de realizar el estudio que deben ser consideradas al comparar resultados de dosis.

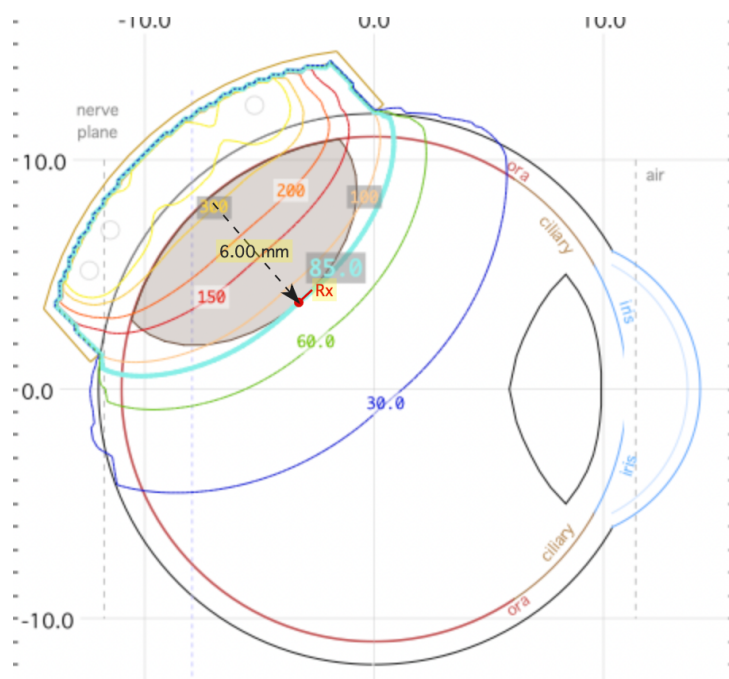


Figura 4: Sistema de coordenadas en el software utilizado Eye Physics.

1.5. Placas COMS, qué son y cómo se utilizan

1.5.1. ¿Qué son?

Las placas COMS son dispositivos utilizados frecuentemente en los tratamientos de braquiterapia, y en específico en los melanomas oculares. Como se menciona en el anterior apartado, la finalidad principal de estas placas es acercar lo máximo posible la fuente radioactiva a la zona afectada. Se consigue reducir la superficie expuesta a la radiación, y se focaliza la dosis.

Cada placa COMS consta de una capa de oro que sirve como blindaje (Modulay), reduciendo así la exposición hacia el exterior. En su interior, la placa contiene varias semillas radiactivas insertadas en un portador de semillas de Silastic, un elastómero de grado biomédico con cavidades para la colocación precisa de las semillas [6]. Actualmente, se dispone de placas desde los 10 mm de diámetro hasta los 22 mm, con variación entre cada una de ellas de 2 mm. Al aumentar el diámetro, las placas permiten portar más semillas radiactivas.

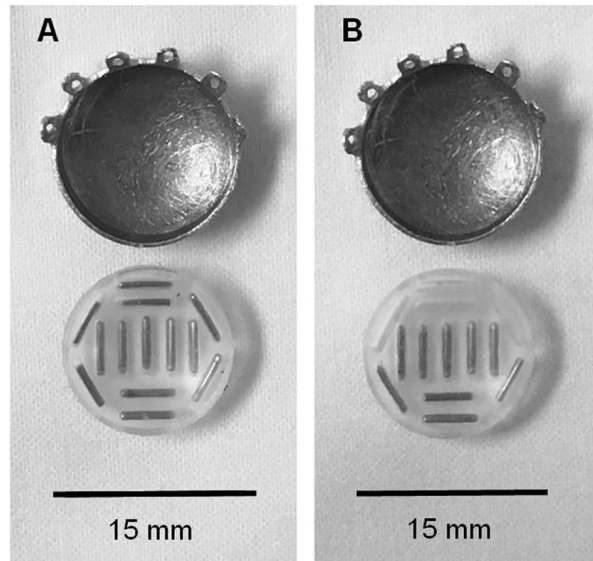


Figura 5: Fotografía de la estructura 2 placas COMS. Fuente: [11]

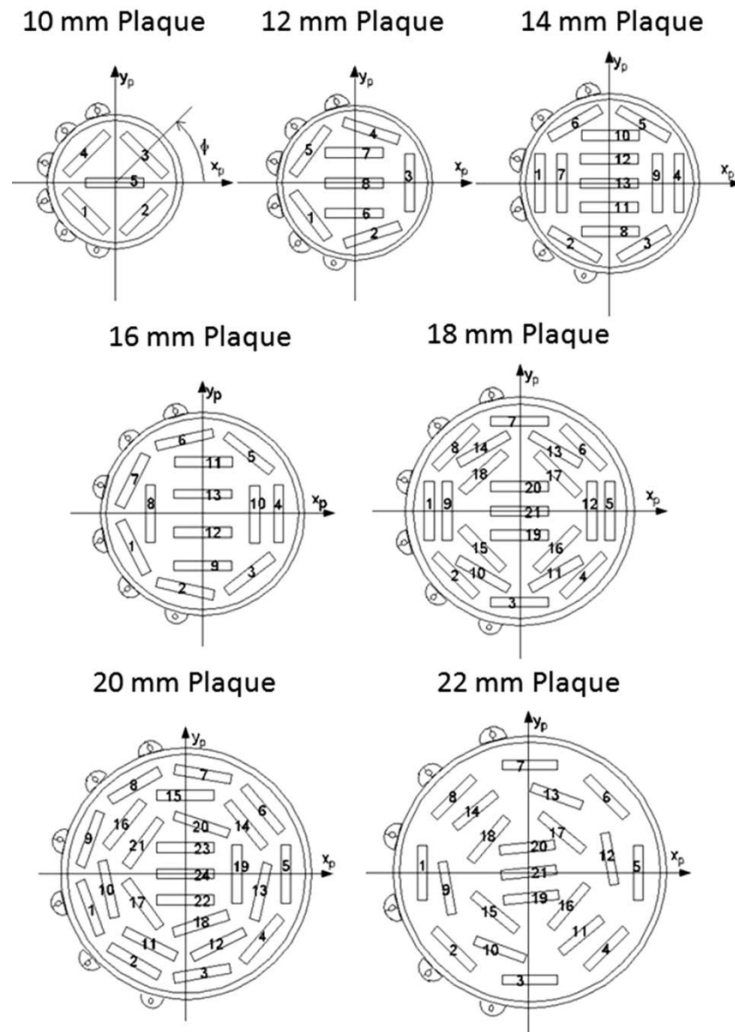


Figura 6: Fotografía de una placas COMS con distinto diámetro. Fuente: [6]

Tras observar la estructura de la placa COMS, se puede apreciar la distinción entre la carcasa de oro, que actúa como blindaje exterior, y el portador de semillas fabricado en *Silastic* (silicona médica). Esta separación estructural tiene consecuencias clínicas y dosimétricas importantes.

El *software* empleado en este trabajo (*Plaque Simulator de Eye Physics*) introduce en los cálculos una corrección por la densidad del material *Silastic*, lo cual reduce la dosis estimada en el punto de prescripción en comparación con un modelo que no tenga en cuenta esta absorción adicional. En el formalismo TG-129 se hace mención a esta corrección como una opción válida, pero su uso no es obligatorio.

Se crea así un «agujero científico» en la estandarización del tratamiento con placas COMS, ya que en algunos sistemas de planificación se incorpora esta corrección y en otros no. Esto tiene un impacto directo y significativo en la dosis calculada (entre un 7% y un 21% [6]), lo cual es clínicamente relevante.

1.5.2. ¿Cómo se utilizan?

Para tratar al paciente con este tipo de dispositivo, se sigue de manera general el siguiente procedimiento:

1. **Planificación del tratamiento:** Se selecciona el tamaño adecuado de la placa en función del tamaño y la localización del tumor a tratar. A partir de imágenes tomadas a través de ecografía y resonancias magnéticas entre otros, se determina la posición tridimensional de la lesión. La carga de semillas se diseña específicamente para la lesión, y así garantizar un tratamiento suficiente para las condiciones y características del tumor. La planificación incluye el cálculo de la dosis y el tiempo de tratamiento.
2. **Colocación quirúrgica:** La placa se implanta mediante un procedimiento quirúrgico. Se realiza una apertura en el ojo y se fija la placa en la esclera, asegurando que las semillas queden en contacto directo con la base del tumor. La fijación puede hacerse con puntos de sutura específicos a través de las «asas» de la placa. Es crucial un posicionamiento milimétrico para garantizar la efectividad del tratamiento, y evitar lesiones en zonas sanas.

3. **Tratamiento:** La placa permanece en la posición durante varios días (normalmente entre 3 y 7 días), de este modo, se reduce la tasa de dosis a tejidos sanos. Una vez finaliza el tiempo de tratamiento, se realiza la retirada de la placa con otro procedimiento quirúrgico, y se realiza un seguimiento para poder valorar la respuesta al tratamiento y posibles efectos secundarios.

1.6. ¿Por qué la braquiterapia en melanomas oculares?

La braquiterapia es realmente útil en los casos donde se requiere una alta focalización de la dosis y un tratamiento localizado, que resulta prácticamente esencial en estructuras delicadas como las del ojo. En el contexto del melanoma ocular, esta técnica ha demostrado una alta tasa de control del tumor y una preservación de las funciones del globo ocular, siendo una alternativa eficaz frente a otros tratamientos incluso a la extirpación del ojo [12].

Una de las principales razones por la que es tan eficaz y está extendido su uso en tumores oculares es que la fuente radiactiva se coloca muy cerca del tumor, lo que permite entregar una dosis elevada al tejido maligno mientras se minimiza la exposición a estructuras críticas cercanas al ojo como el nervio óptico o el cristalino.

Este tipo de tratamiento también presenta otras ventajas, como por ejemplo:

- Evita irradiación del cuerpo entero.
- Reduce la necesidad de fraccionamiento del tratamiento, suele realizarse en una sola intervención con duración limitada (3–7 días).
- Facilita un control eficaz incluso en tumores de pequeño tamaño, donde la radioterapia externa sería de difícil aplicación por las limitaciones geométricas o por el movimiento del propio ojo.

2. Objetivos y motivación

Uno de los aspectos fundamentales en la práctica clínica de la braquiterapia ocular es la verificación dosimétrica independiente. Esta verificación es una exigencia legal, que como se menciona anteriormente, viene recogida en el Real Decreto sobre garantía de calidad en radioterapia, que establece que todo tratamiento debe ser planificado y comparado mediante al menos dos métodos distintos. Para el caso de la braquiterapia con placas COMS, los cálculos de dosis deben ser verificados por un sistema de cálculo redundante que asegure que el tratamiento cumple con los requisitos clínicos de eficacia y seguridad.

Actualmente, esta tarea la realizan los físicos médicos de los hospitales, que utilizan *software* clínico especializado como por ejemplo *Plaque Simulator (Eye Physics)*. Este programa permite calcular la dosis entregada en un tumor ocular mediante simulaciones que implementan el formalismo TG-43 y las recomendaciones del formalismo TG-129.

Sin embargo, se trata de un *software* con una interfaz compleja: gran número de ventanas con infinidad de opciones dependiendo de en cuál se localice el usuario, con cálculos que además no son visibles. No siempre queda claro qué pasos intermedios realiza el programa, ni cómo aplica ciertas correcciones como las referentes al encapsulado de las semillas o al material *Silastic*.

La motivación principal de este trabajo es simplificar este proceso, desarrollando una herramienta que permita realizar los cálculos dosimétricos de manera más transparente, comprensible y eficaz, basándose en la información pública y accesible de los protocolos que hemos mencionado con anterioridad. Esta herramienta no pretende sustituir al *software* clínico, pero sí servir como método de verificación independiente y como recurso para entender el impacto de las distintas aproximaciones en la estimación de la dosis.

Para ello, se plantea el desarrollo de un código en *Python* que reproduzca el cálculo de dosis mediante el formalismo TG-43, aplicable a configuraciones reales de placas COMS como las definidas en el protocolo TG-129. A lo largo del trabajo se revisará brevemente la base teórica detrás del *software Plaque Simulator* y se compararán sus resultados con los del modelo desarrollado, con el fin de determinar hasta qué punto es posible utilizar este código como método de verificación.

Los objetivos planteados para este trabajo de investigación son los siguientes:

1. Estudiar con cierta profundidad el formalismo de la braquiterapia, en particular el protocolo TG-43: ser capaz de calcular la dosis absorbida en un punto producida por un conjunto de semillas radiactivas.
2. Estudiar un *software* comercial para el cálculo de dosis en el tratamiento de lesiones oculares con semillas radiactivas, analizando sus características y complejidad. Se aconsejará o desaconsejará su uso como herramienta primaria en base a la experiencia obtenida.
3. Comparar los resultados del *software* comercial con los obtenidos mediante un programa desarrollado en Python basado en el mismo formalismo, y evaluar si este último puede ser empleado como cálculo redundante dentro del marco de verificación dosimétrica que exige la legislación vigente.

3. Material y métodos

3.1. Material

Este trabajo se ha estructurado principalmente en dos partes: por un lado, el uso de un software clínico de planificación (*Plaque Simulator*) y por otro, el desarrollo de un código propio en Python que reproduzca los cálculos de dosis según el protocolo TG-43, empleando como referencia geométrica la configuración de placas COMS establecida en el TG-129. A continuación se describen ambos enfoques.

3.1.1. *Plaque Simulator* (Software comercial)

Se ha utilizado el programa *Plaque Simulator* de *Eye Physics* en su versión v6.9.7. *Plaque Simulator* es un software de simulación de tratamientos de braquiterapia ocular con placas COMS que distribuye la empresa *Eye Physics LLC*. Este software solo funciona en sistemas operativos *MacOS* y se distribuye bajo licencia, siendo ampliamente utilizado en unidades de oncología ocular de numerosos centros hospitalarios.

El programa aplica el formalismo del protocolo TG-43 y sus extensiones como el TG-129, integrando en su base de datos los parámetros específicos para distintos tipos de semillas y placas, tales como ^{125}I y ^{103}Pd , con la bibliografía y referencias de los datos que utiliza disponible para su consulta.

Entre sus funcionalidades avanzadas, el software permite al usuario modificar tanto la posición de las semillas dentro de la placa como las funciones de distribución de dosis. Esto permite al usuario simular escenarios realistas y adaptados a cada paciente.

Este programa se basa en el método de superposición de las contribuciones de cada semilla durante el tiempo de tratamiento prescrito, y ofrece la realización de cálculos detallados como la dosis entregada en el punto de prescripción y mapas de dosis, además de informes.

Este tipo de programas facilita la planificación de los tratamientos de braquiterapia ocular, que según la normativa española (BOE), deben ser posteriormente verificados de forma independiente mediante cálculo redundante realizado con un segundo sistema de verificación dosimétrica [7]. Esta verificación la realizará el programa desarrollado en Python.

3.1.1.1. Proceso de simulación

El flujo de trabajo en *Plaque Simulator* ha sido el siguiente:

1. Definición de la placa COMS:

- Selección del tamaño de la placa (10 mm, 12 mm, etc.) en función del tamaño y de la localización del tumor.
- Selección del radionucleido a usar en el tratamiento (como por ejemplo ^{125}I Bebig I25.S06).
- Configuración del número y localización de las semillas.

2. Definición de la geometría del tumor:

- Introducción de las dimensiones del tumor.
- Posicionamiento de la placa respecto al tumor.
- Determinación del punto de prescripción, situado típicamente en el ápex del tumor. Mientras que en recomendaciones anteriores se sugería utilizar un punto a una distancia mínima de 5 mm, las recomendaciones actuales aconsejan realizar la prescripción en el ápex.

Comparación de sistemas de cálculo de dosis para tratamientos con placas COMS

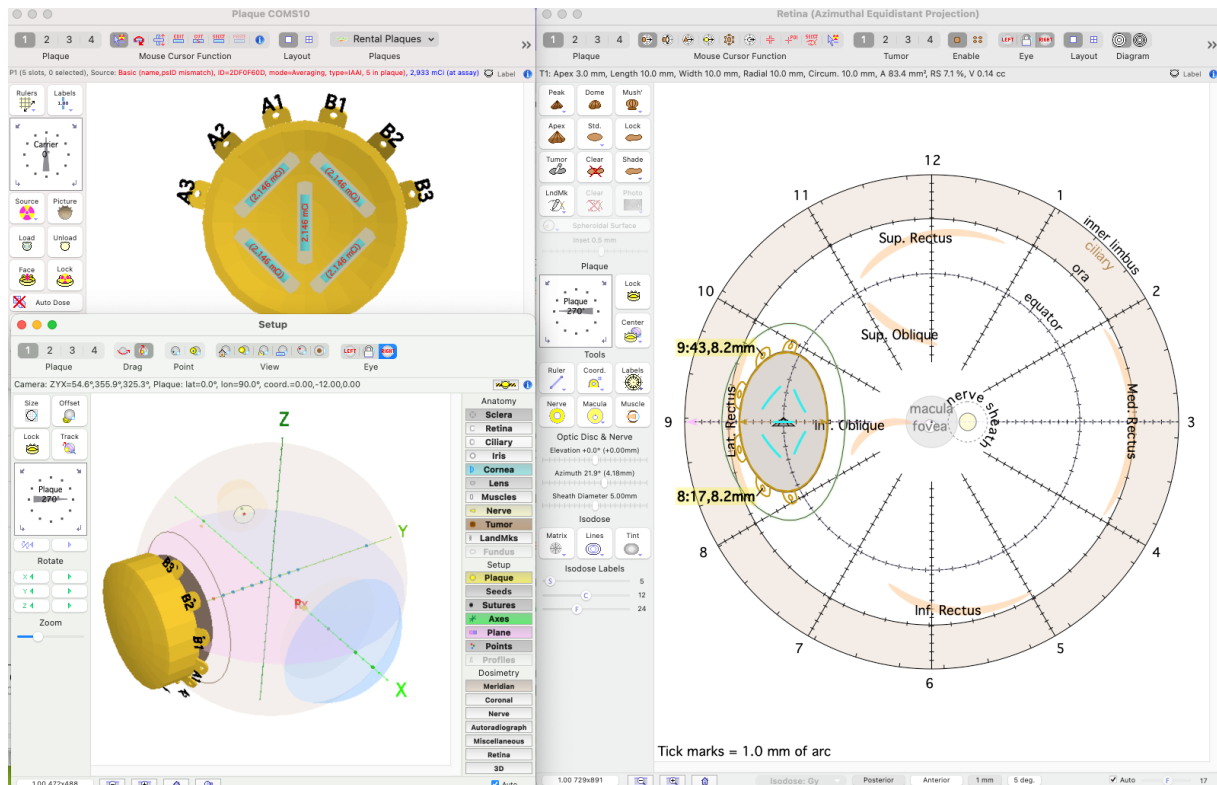


Figura 7: Interfaz de configuración de la placa COMS y parámetros del tumor en Plaque Simulator.

3. Distribución de semillas:

- Selección de la distribución de semillas de manera automática, o por el contrario realizar una colocación manual.
- Carga de las semillas radiactivas.

4. Cálculo de la dosis:

- Selección de la dosis prescrita.
- Determinación del tiempo de tratamiento.
- Selección de las coordenadas sobre las que se realizará el cálculo de dosis.

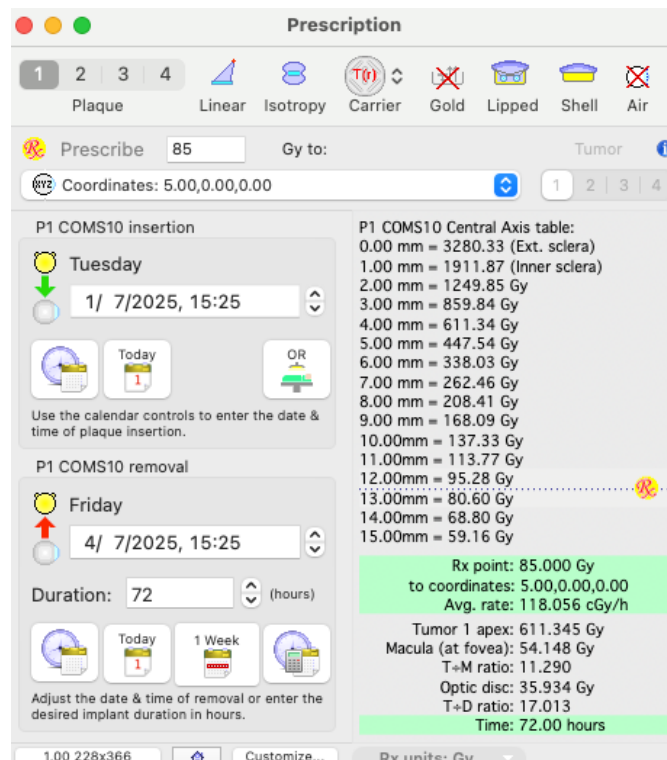


Figura 8: Interfaz de la configuración de prescripción.

5. Exportación de resultados:

- Generación de informe del plan de tratamiento, que incluye:
 1. Coordenadas de tumor y estructuras críticas del ojo.
 2. Tipo de placa utilizada y coordenadas de colocación.
 3. Tiempo de tratamiento y dosis en los puntos de interés definidos.

Plaque Simulator Treatment Plan

P1 COMS10 CAX (mm)	Avg. Dose Rate (cGy/hr)	Total Dose (Gy)	
0.00 Ext. sclera	4189	3016.4	
1.00 Inner sclera	2442	1758.1	
2.00	1596	1149.3	
3.00	1098	790.7	
4.00	780.8	562.2	
5.00	571.6	411.5	
6.00	431.7	310.8	
7.00	335.2	241.3	
8.00	266.2	191.6	
9.00	214.7	154.6	
10.00	175.4	126.3	
Critical Site	Avg. Dose Rate (cGy/hr)	Total Dose (Gy)	Distances & metrics for plaque #1 (mm from plaque center) [plaque coordinates]
Rx: coordinates: 3.00,0.00,0.00	118.1	85.00	12.37 [12.00,-0.00,3.00]
Sclera	2442	1758.1	1.000 [1.00,0.00,0.00]
QA_Point	431.7	310.8	6.000 [6.000,-0.000,0.000]
QA_Check (isotropic pt srce in water)	489.0	352.1	QA_Point / QA_Check = 0.883
Disc center (DC)	45.89	33.04	19.06 [16.10,0.00,-10.21]
Nerve (1mm from DC on nerve axis)	41.48	29.87	19.89 [16.48,0.00,-11.13]
Opposite retina	27.54	19.83	23.00 [23.00,-0.00,0.00]
Lens center	85.98	61.90	14.62 [12.00,-0.00,8.35]
Eye origin	121.7	87.62	12.00 [12.00,0.00,0.00]
Fovea	69.15	49.79	16.14 [11.81,-0.50,-10.99]
Apex of tumor #1	780.8	562.2	4.000 [4.00,-0.00,0.00]
Dose calc. parameters: Line, F[r,φ], PE, T(r), Shell			

Figura 9: Ejemplo de documento generado con los resultados del tratamiento.

Estos resultados son los utilizados como referencia para la comparación y validación del modelo Python desarrollado.

3.1.1.2. Correcciones matemáticas a considerar

Como se ha comentado con anterioridad, un aspecto técnico importante de *Plaque Simulator* es que permite incluir la corrección por atenuación debida al portador *Silastic* y al blindaje de oro. Estas correcciones son recogidas y mencionadas en el protocolo TG-129, aunque se indica que su uso no es obligatorio.

Esto puede repercutir en reducciones en la dosis de alrededor del 9.5–13.8% [13], e incluso son superiores en zonas exteriores de la placa debido al efecto colimador de la carcasa de oro. Esta carcasa de oro (*Modulay*), atenúa la radiación actuando como blindaje y cambia la distribución de la dosis al absorber los fotones de baja energía de las fuentes de ^{125}I utilizadas en braquiterapia ocular.

3.1.1.3. Justificación del uso de Plaque Simulator en este trabajo

El uso de este software se justifica por su uso habitual en entornos clínicos reales, lo que permite amoldar el desarrollo en Python a las necesidades de las unidades de oncología que lo usan. Además, el software constituye una base sólida y validada que sirve como punto de referencia para la evaluación del modelo desarrollado en Python, permitiendo:

- Verificar de forma independiente los cálculos clínicos.
- Entender las operaciones matemáticas realizadas por el software comercial.
- Analizar si un modelo simplificado puede utilizarse como herramienta de verificación redundante, cumpliendo con las exigencias de calidad establecidas en la legislación vigente.

3.1.2. Herramienta desarrollada en Python

Se ha desarrollado el programa `tfg_calculodosis.py` (ver Sección 6.1) en el lenguaje de programación Python. Se trata de una herramienta de cálculo de dosis para braquiterapia ocular con placas COMS. Con esto se consigue reproducir de forma independiente al

software comercial, los valores de dosis recomendados por los protocolos clínicos de referencia.

El código combina la configuración geométrica de las placas establecida en el TG-129 [6] con la parametrización de dosis del formalismo TG-43 [5], para las fuentes de ^{125}I y ^{103}Pd .

La finalidad del desarrollo es:

1. Verificación con cálculo redundante de los resultados generados en el programa *Plaques Simulator*, satisfaciendo los requisitos de control de calidad indicados en la normativa española (BOE).
2. Ofrecer una alternativa transparente donde el radiofísico puede inspeccionar cada paso del cálculo, como por ejemplo en la fase de interpolación lineal de las tablas utilizadas del TG-129, la visualización del impacto de la corrección opcional por las heterogeneidades generadas por Silastic + oro en las dosis, etc.

El programa adopta la misma filosofía de flujo de trabajo que el software comercial:

1. Selección de la placa de preferencia y la actividad de las semillas.
2. Definición del punto de prescripción (ápex tumoral) y del tiempo de tratamiento.
3. Generación de la simulación de dosis en los puntos del ojo requeridos. No solo se calculará la dosis en el tumor, sino que también se evaluará la dosis en estructuras críticas como la retina.
4. Generación de archivo con los resultados.

3.1.2.1. Fundamentos físicos

La **estimación** de la dosis absorbida en la braquiterapia ocular con placas COMS se respalda en tres suposiciones físicas que simplifican en gran manera los cálculos a realizar:

1. Medio de referencia, el agua: En el formalismo TG-43 indica que todas las magnitudes dosimétricas deben evaluarse en agua líquida infinita con densidad $\rho = 0.998 \text{ g cm}^{-3}$ a 22°C . Además, se asume que todos los tejidos intraoculares son equivalentes al agua, por lo que la aproximación resulta aceptable a nivel clínico.
2. Modelo de fuente lineal finita: Las semillas de ^{125}I y ^{103}Pd se modelan como una línea recta de una longitud activa menor o igual a 5mm. Al considerar que la actividad está

uniformemente distribuida a lo largo de ese eje, la emisión puede ser representada como una fuente puntual en el espacio.

3. Principio de superposición: En las placas COMS, todas las semillas quedan separadas por algunos milímetros dentro del portador de *Silastic*. A las energías medias de los fotones de ^{125}I y ^{103}Pd la probabilidad de interacción entre semillas es despreciable, y por lo tanto la dosis total se obtiene como la suma algebraica de todas las contribuciones.

Estos tres pilares permiten reducir la alta complejidad de la interacción radiológica real a un conjunto manejable de factores tabulados, que luego se utilizarán para realizar los cálculos numéricos en el script desarrollado. El resultado es un cálculo más eficiente, que reproduce con alta fidelidad la distribución de la dosis con las siguientes consideraciones:

- Dominio espacial: Las semillas se encuentran en el rango de $0.5\text{mm} \leq r \leq 30\text{mm}$, que corresponde a las distancias desde la fuente para las que el formalismo TG-43 ya proporciona los datos tabulados y mantiene validez en los cálculos clínicos habituales en braquiterapia ocular. El dominio angular se define en $0^\circ \leq \theta \leq 180^\circ$, considerando la anisotropía generada por la propia geometría de la semilla. No obstante, en el trabajo se utiliza la aproximación de fuente puntual, por lo que la dependencia angular no se implementa explícitamente, pero se mantiene como referencia al marco original del TG-43.
- Radionucleidos admitidos: se admitirán ^{125}I y ^{103}Pd , que son los contemplados en TG-43.
- Homogeneidad del material: aunque el calculo principal es para un medio homogéneo, se ofrecerá a su vez los resultados de las dosis en un medio heterogéneo, con atenuaciones adicionales del *Silastic* y de la carcasa de oro. La función que define la corrección de dosis producida por estos agentes se encuentra ya tabulada en TG-129 y será presentada en el siguiente subapartado.

Los fundamentos físicos estudiados nos permitirán garantizar unos resultados fiables y óptimos, siendo a fin de cuentas una condición indispensable para que el programa desarrollado cumpla y actúe como herramienta de verificación.

3.1.2.2. Conceptos dosimétricos clave y formulas implementadas

A continuación, se exponen los parámetros dosimétricos que exige el formalismo TG-43, la forma en la que se combinan en la ecuación de dosis, y la procedencia de los valores numéricos que se usarán para la interpolación lineal.

3.1.2.2.1. Parámetros fundamentales del TG-43

Como se ha estudiado en Sección 1.3.1, la tasa de dosis en agua se describe mediante la Ecuación 1 del formalismo TG-43. Esta ecuación integra el efecto de la geometría de la fuente, la función de dosis, la anisotropía de la emisión y la constante de tasa de dosis en agua, permitiendo calcular de forma precisa la distribución de dosis en un medio de referencia de agua líquida infinita.

La tasa de dosis tras un tiempo en específico se obtiene aplicando el decaimiento exponencial del radionucleido, que se incluye en el cálculo de dosis total depositada (Ecuación 2). Este decaimiento está caracterizado por la constante de decaimiento λ , relacionada con la vida media del radionucleido utilizado, y que define cómo disminuye la tasa de dosis con el tiempo de exposición en tratamiento.

El protocolo TG-43 ya proporciona los valores tabulados y validados mediante las simulaciones de Monte Carlo para cada radionucleido y tipo de fuente, lo que permite obtener de forma rápida los valores de $g_L(r)$ y $F(r)$.

En base a los parámetros revisados en Sección 1.3.1, el programa desarrollado pide al usuario por consola la introducción de los siguientes valores:

- Diámetro de placa COMS seleccionada.
- Valor de S_K (fuerza de kerma en aire).
- Radionucleido seleccionado (^{125}I o ^{103}Pd).
- El tiempo de tratamiento.

Todos los demás términos y funciones necesarias para el cálculo de la dosis (Λ , $G_L(r)$, $g_L(r)$, $F(r)$, λ) se encuentran ya cargados en el programa desarrollado, junto con los valores característicos de cada radionucleido, ofreciendo al usuario la rapidez y simplicidad en la introducción de los datos, y por lo tanto en el cálculo de la dosis.

Con ello se cumple uno de los objetivos principales de este trabajo: ofrecer una herramienta de cálculo dosimétrico sencilla de usar, pero robusta y coherente con los protocolos internacionales en braquiterapia ocular.

3.1.2.2.2. Coordenadas de las semillas en las placas COMS

Las posiciones de cada semilla se han tomado de la documentación del *software Plaque Simulator* [14], donde se proporcionan para cada una de las placas COMS las coordenadas cartesianas del centro de la cápsula respecto al eje central de la placa. A continuación, se presentan las tablas con estos datos.

Tabla 1: Localización de las semillas para la placa COMS de 10 mm. Fuente: [14]

Semilla	$x_{pc}mm$	$y_{pc}mm$	$z_{pc}mm$
1	-2.03	-2.03	-2.10
2	2.03	-2.03	-2.10
3	2.03	2.03	-2.10
4	-2.03	2.03	-2.10
5	0.00	0.00	-2.40

Tabla 2: Localización de las semillas para la placa COMS de 12 mm. Fuente: [14]

Semilla	$x_{pc}mm$	$y_{pc}mm$	$z_{pc}mm$
1	-3.52	-2.56	-1.69
2	-1.34	-4.13	-1.69
3	-4.35	0.00	-1.69
4	-1.34	4.13	-1.69
5	3.52	2.56	-1.69
6	0.00	-2.38	-2.19
7	0.00	2.50	-2.17
8	0.00	0.00	-2.40

Tabla 3: Localización de las semillas para la placa COMS de 14 mm. Fuente: [14]

Semilla	$x_{pc} mm$	$y_{pc} mm$	$z_{pc} mm$
1	-5.34	0.00	-1.31
2	-2.79	-5.83	-1.22
3	2.79	-4.83	-1.22
4	5.57	0.00	-1.22
5	2.79	4.83	-1.22
6	-2.79	4.83	-1.22
7	-3.78	0.00	-1.77
8	0.00	-3.78	-1.77
9	3.78	0.00	-1.77
10	0.00	-3.78	-1.87
11	0.00	-1.91	-2.27
12	0.00	1.91	-2.27
13	0.00	0.00	-2.40

Tabla 4: Localización de las semillas para la placa COMS de 16 mm. Fuente: [14]

Semilla	$x_{pc} mm$	$y_{pc} mm$	$z_{pc} mm$
1	-4.50	-3.64	-1.12
2	-1.33	-5.75	-0.87
3	3.64	-4.50	-1.12
4	5.90	0.00	-1.07
5	3.85	4.75	-1.04
6	-1.38	5.96	-1.87
7	-5.68	4.75	-0.87
8	-4.05	0.00	-1.79
9	0.00	-3.85	-1.85
10	4.46	0.00	-1.72
11	0.00	4.46	-1.65
12	0.00	-1.98	-2.26
13	0.00	1.98	-2.26

Tabla 5: Localización de las semillas para la placa COMS de 18 mm. Fuente: [14]

Semilla	$x_{pc} mm$	$y_{pc} mm$	$z_{pc} mm$
1	-7.70	0.00	-0.03
2	-5.44	-5.44	-0.03
3	0.00	-7.70	-0.03
4	5.44	-5.44	-0.03
5	7.70	0.00	-0.03
6	5.44	5.44	-0.03
7	0.00	7.70	-0.03
8	-5.44	5.44	-0.03
9	-6.20	0.00	-0.92
10	-3.10	-5.37	-0.92
11	3.10	-5.37	-0.92
12	6.20	0.00	-0.92
13	3.10	5.37	-0.92
14	-3.10	5.37	-0.92
15	-3.18	-3.18	-1.64
16	3.18	-3.18	-1.64
17	3.18	3.18	-1.64
18	-3.18	3.18	-1.64
19	0.00	-2.00	-2.25
20	0.00	2.00	-2.25
21	0.00	0.00	-2.40

Tabla 6: Localización de las semillas para la placa COMS de 20 mm. Fuente: [14]

Semilla	$x_{pc} mm$	$y_{pc} mm$	$z_{pc} mm$
1	-8.08	-2.94	0.64
2	-4.30	-7.45	0.64
3	1.49	-8.47	0.64
4	6.59	-5.53	0.64
5	8.60	0.00	0.64
6	6.59	5.53	0.64
7	1.49	8.47	0.64
8	-4.30	7.45	0.64
9	-8.08	2.94	0.64
10	-6.53	-1.49	-0.65
11	-2.91	-6.04	-0.65
12	2.91	-6.04	-0.65
13	6.53	-1.49	-0.65
14	5.24	4.18	-0.65
15	0.00	6.70	-0.65
16	-5.24	4.18	-0.65
17	-3.80	-2.76	-1.57
18	1.45	-4.47	-1.57
19	4.70	0.00	-1.57
20	1.45	4.47	-1.57
21	-3.80	2.76	-1.57
22	0.00	-2.25	-2.21
23	0.00	2.25	-2.21
24	0.00	0.00	-2.40
25	-9.20	0.00	1.15

Tabla 7: Localización de las semillas para la placa COMS de 22 mm. Fuente: [14]

Semilla	$x_{pc} mm$	$y_{pc} mm$	$z_{pc} mm$
1	-6.51	-6.51	1.15
2	0.00	-9.20	1.15
3	6.51	-6.51	1.15
4	9.20	0.00	1.15
5	6.51	6.51	1.15
6	0.00	9.20	1.15
7	-6.51	6.51	1.15
8	-7.19	-1.27	-0.29
9	-2.50	-6.86	-0.29
10	4.69	-5.59	-0.29
11	7.19	1.27	-0.29
12	2.50	6.86	-0.29
13	-4.69	5.59	-0.29
14	-3.09	-3.68	-1.53
15	3.68	-3.09	-1.53
16	3.09	3.68	-1.53
17	-3.68	3.09	-1.53
18	0.20	-2.24	-2.21
19	-0.20	2.24	-2.21
20	0.00	0.00	-2.40

Las tablas de coordenadas incluidas para cada diámetro de placa COMS constituyen la entrada geométrica de nuestro algoritmo. Cuando el usuario selecciona, por ejemplo, la placa de 14 mm, el código carga la lista de coordenadas y las reserva para operar con ellas.

A partir de esa selección, el programa recorrerá cada punto clínico (ápex, retina, esclera...) y para cada semilla, determinará la distancia r desde el centro de la semilla hasta el punto.

Como revisaremos en la Sección 3.1.2.2.3, además se interpolan los factores $G_L(r)$ y $F(r)$ del formalismo TG-43. El resultado de esta interpolación se sustituirá en la ecuación de cálculo de dosis, y devolverá la contribución de la semilla. El código sumará una a una todas las contribuciones de las semillas, obteniendo la dosis total para cada uno de nuestros puntos. Para la opción heterogénea se aplicará el factor de atenuación, tabulado en TG-129 (ver Sección 3.1.2.2.4).

3.1.2.2.3. $g_L(r)$ y $F(r)$

Para implementar correctamente el formalismo TG-43 en el cálculo de dosis, es imprescindible considerar la función de dosis radial $G_L(r)$ y la función de anisotropía $F(r)$. Todos los valores de éstas se han tomado del informe para TG-43 [6].

Para el caso de ^{125}I , los valores de $G_L(r)$ se han tomado de la Tabla II, mientras que para ^{103}Pd se han obtenido de la Tabla III. En cuanto a la función $F(r)$, los datos se han extraído de la Tabla VIII para ^{125}I y de la Tabla X para ^{103}Pd . Se han reflejado todos estos valores en la Tabla 8, Tabla 9, Tabla 10 y Tabla 11.

Tabla 8: Valores de $g_L(r)$ para la fuente Bebig I25.S06 de ^{125}I . Fuente: [5]

$r[\text{cm}]$	Bebig I25.S06
0.10	1.010
0.15	1.018
0.25	1.030
0.50	1.030
0.75	1.020
1.00	1.000
1.50	0.937
2.00	0.857
3.00	0.689
4.00	0.538
5.00	0.409
6.00	0.313
7.00	0.232
8.00	0.176
9.00	0.134
10.00	0.0957

Tabla 9: Valores de $g_L(r)$ para la fuente Theragenics 200 de ^{103}Pd . Fuente: [5]

$r[\text{cm}]$	Theragenics 200
0.10	0.911
0.15	1.21
0.25	1.37
0.30	1.38
0.40	1.36
0.50	1.30
0.75	1.15
1.00	1.000
1.50	0.749
2.00	0.555
2.50	0.410
3.00	0.302
3.50	0.223
4.00	0.163
5.00	0.0887
6.00	0.0482
7.00	0.0262
10.00	0.00615

Tabla 10: Tabla de $F(r)$ para el modelo Bebig I25.S06 (^{125}I). Fuente: [5]

r cm	0.25 cm	0.5 cm	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm	7 cm
$F(r)$	1.122	0.968	0.939	0.939	0.938	0.940	0.941	0.949

Tabla 11: Tabla de $F(r)$ para la fuente Theragenics 200 (^{103}Pd). Fuente: [5]

r cm	0.25 cm	0.5 cm	0.75 cm	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm	7 cm
$F(r)$	1.130	0.880	0.859	0.855	0.870	0.884	0.895	0.897	0.918

La incorporación de $G_L(r)$ y $F(r)$ mediante interpolación lineal permite al programa evaluar la dosis en cualquier punto del globo ocular, incluso en posiciones no recogidas en las tablas originales del TG-43. Esto garantiza que el cálculo de dosis sea adaptable y continuo, respetando el rigor del formalismo, y convierte la herramienta desarrollada en una opción fiable para la verificación dosimétrica.

3.1.2.2.4. Corrección heterogénea (Silastic + oro)

Antes de presentar la tabla, resulta conveniente introducir el concepto de factor de corrección. El protocolo TG-129 define $T(r)$ como un factor de corrección que cuantifica

la reducción de dosis causada por la presencia del portador de semillas de *Silastic* y del blindaje de oro en las placas COMS. Como se ha comentado anteriormente, estos materiales introducen una atenuación que no es considerada en los cálculos de dosis en agua homogénea del formalismo TG-43, y cuya magnitud varía según la distancia al punto de cálculo.

Por ello, $T(r)$ se define como:

$$T(r) = \frac{D_{\text{hetero}}(r)}{D_{\text{homo}}(r)} \quad 5.$$

Los valores utilizados en este trabajo se han extraído directamente de las tablas del TG-129 y se han implementado en el programa para su interpolación lineal. A continuación, se presenta la Tabla 12 correspondiente para ^{125}I y ^{103}Pd :

Tabla 12: Valores de la función de corrección de dosis $T(r)$ para ^{125}I y ^{103}Pd . Fuente: [6]

$r[\text{mm}]$	$T(r) \text{ } ^{125}\text{I}$	$T(r) \text{ } ^{103}\text{Pd}$
0	0.922	0.836
1	0.921	0.836
2	0.919	0.836
3	0.915	0.836
4	0.910	0.834
5	0.905	0.830
6	0.899	0.827
7	0.892	0.823
8	0.886	0.820
9	0.880	0.816
10	0.874	0.814
11	0.868	0.811
12	0.863	0.809
14	0.853	0.804
16	0.845	0.801
18	0.838	0.798
20	0.833	0.796
25	0.822	0.792
30	0.816	0.789
35	0.811	0.788
40	0.808	0.787

En el programa desarrollado, $T(r)$ es calculada mediante interpolación lineal para la distancia r para el punto a estudiar. Una vez se obtiene un valor, se multiplica sobre la dosis previamente calculada en condiciones de medio homogéneo, de modo que la expresión para la dosis heterogénea tomará la forma:

$$D_{\text{hetero}}(r) = D_{\text{homo}}(r) \cdot T(r) \quad 6.$$

Esto permite al usuario obtener de forma rápida tanto la dosis bajo condiciones ideales de agua como la dosis corregida considerando la presencia real del *Silastic* y el blindaje de oro.

3.1.2.2.5. Puntos clínicos evaluados

El programa calcula la dosis según el protocolo TG-129, tanto en condiciones de medio homogéneo como con la corrección heterogénea, en cuatro puntos de interés:

- Ápex tumoral: corresponde a la coordenada del extremo del tumor. Se evaluarán 2 puntos distintos.
- Centro de placa (COMS): punto situado en (5, 0, 0) mm, alineado con el centro geométrico de la placa.
- Retina: punto situado en (22, 0, 0) mm, siendo una localización en la retina posterior.
- Esclera: punto situado en (0, 0, 0) mm, superficie interna de la esclera donde se apoya la placa.

Estos puntos se seleccionan por su relevancia al evaluar la cobertura tumoral, la dosis en estructuras críticas y la verificación de la correcta distribución del tratamiento.

El resultado para cada punto se presentará en una tabla comparativa, lo que permite contrastar de manera inmediata los valores generados por el código desarrollado con aquellos obtenidos mediante el software *Plaque Simulator*, garantizando así la verificación dosimétrica de nuestro desarrollo en el proceso de creación.

3.1.2.3. Estructura del código desarrollado en *Python*

El programa desarrollado en *Python* es el núcleo operativo del cálculo de dosis en este trabajo, implementando tanto el formalismo TG-43 como las recomendaciones del protocolo TG-129 de forma transparente, comprensible y adaptable para el usuario.

Se ha diseñado por módulos, dando la posibilidad modificar parámetros clínicos de entrada, analizar casos específicos y comprender cada fase del cálculo, alineándose con uno de los objetivos principales del trabajo: disponer de una herramienta de cálculo accesible, fiable y sencilla de auditar paso a paso por el usuario.

1. Entrada de parámetros:

El usuario debe introducir los siguientes datos:

- Diámetro de la placa COMS, siendo los valores permitidos 10, 12, 14, 16, 18, 20 o 22 mm.
- Ápex tumoral en mm.
- Tiempo de tratamiento en horas.
- AKS en U, correspondiente a la suma de la actividad de todas las semillas implantadas.
- Radionucleido seleccionado, siendo los valores permitidos ^{125}I o ^{103}Pd .

A partir de esta selección:

- El programa asignará de manera automática las coordenadas de las semillas de la placa seleccionada desde las tablas de *Plaque Simulator* (ver Sección 3.1.2.2.2).
- Se cargan automáticamente las constantes dosimétricas como la constante de dosis en agua (Λ), la vida media del radionucleido seleccionado, el factor de conversión de actividad (U a mCi) y la constante de decaimiento.

2. Carga de tablas y valores de referencia

Para garantizar la coherencia con el formalismo estudiado, el código incorporará de manera interna:

- Tablas de $g_L(r)$ (ver Sección 3.1.2.2.3): la función de dosis radial, interpolada linealmente en función de la distancia a cada semilla.
- Tablas de $F(r)$ (ver Sección 3.1.2.2.3): la función de anisotropía, que se interpola linealmente según la distancia radial.
- Tablas del factor de corrección heterogénea $T(r)$ (ver Sección 3.1.2.2.4): que permiten obtener la reducción de dosis provocada por el *Silastic* y el blindaje de oro de las placas COMS.

De este modo, el usuario solo necesita aportar los datos clínicos básicos, ya que el resto de valores y fórmulas se encuentran preconfigurados y referenciados según los protocolos de consenso.

3. Bucle de cálculo de semilla por punto

Para cada punto de interés (retina, apex, esclera, punto COMS), el programa desarrollado recorrerá todas las semillas de la placa

- Cálculo geométrico
 - Se calcula la distancia r entre el punto de interés (x_0, y_0, z_0) y el centro de cada semilla (x, y, z) . Sigue la expresión:

$$r_i = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2} \quad 7.$$

- Se aplica el factor geométrico normalizado $G_L = \frac{1}{r^2}$, simplificando el cálculo al considerar la fuente como lineal finita.
- Interpolación de las funciones de TG-43
 - Se interpola el valor de $g_L(r)$ según r .
 - Se interpola el valor de $F(r)$ según r .
- Cálculo de la tasa de dosis
 - Se calcula la tasa de dosis con los resultados del bloque anterior, sustituyéndolos en:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot G_L \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad 8.$$

- Aplicación del decaimiento radiactivo
 - Se calcula el decaimiento radiactivo con la dosis obtenida en el bloque anterior:

$$D(r, \theta) = \dot{D}(r, \theta) \cdot \frac{1 - e^{-\lambda t}}{\lambda} \quad 9.$$

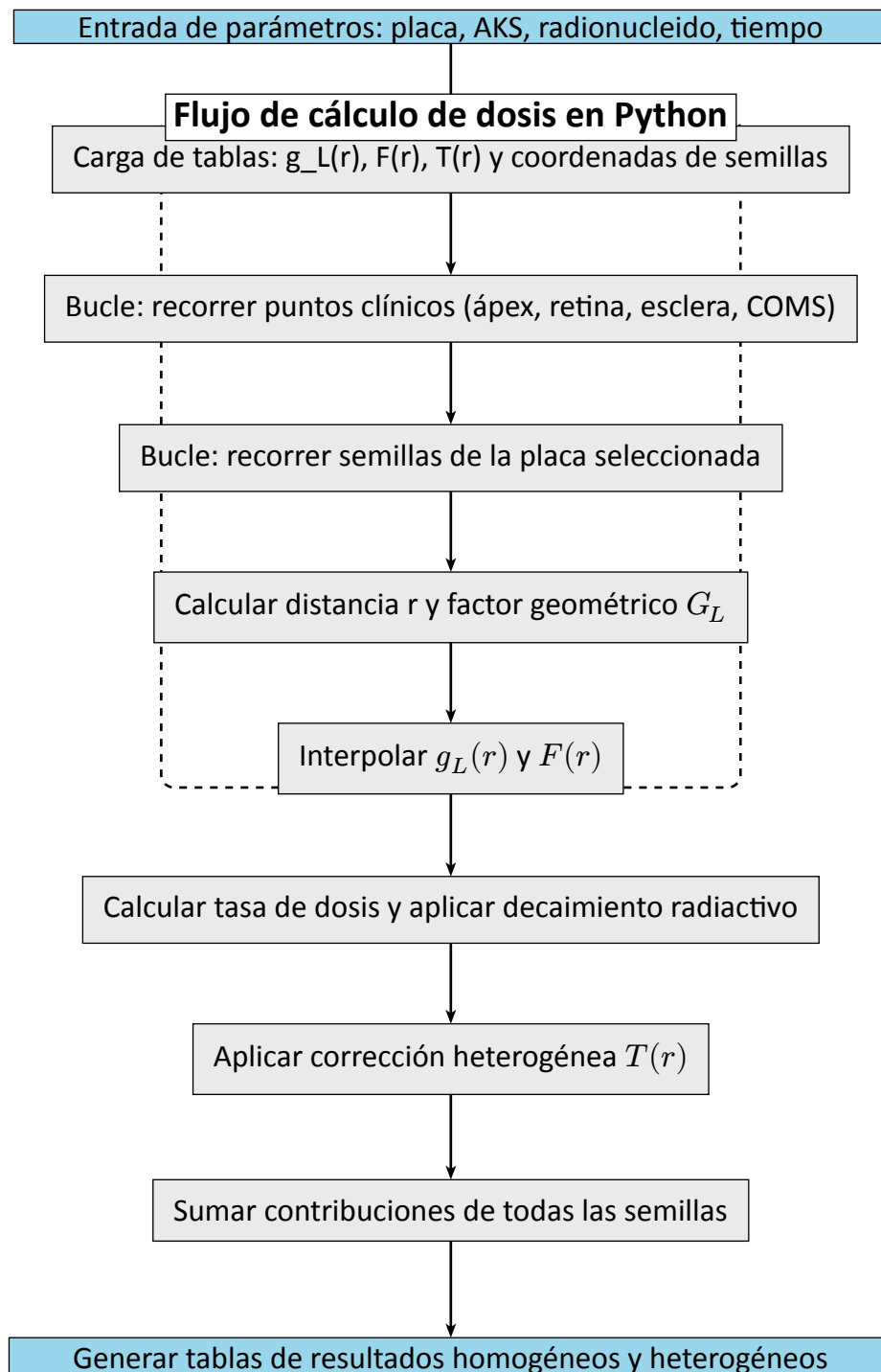
- Aplicación del factor de corrección heterogéneo:
 - Para el caso del cálculo heterogéneo, la atenuación sobre la dosis se aplica con la siguiente fórmula:

$$D_{\text{hetero}}(r) = D_{\text{homo}}(r) \cdot T(r) \quad 10.$$

- Suma de las contribuciones
 - Se acumulan las contribuciones de cada semilla, sumando al valor de dosis del punto de interés

4. Generación de resultados

Tras completar el cálculo en todos los puntos definidos, el programa generará una tabla-resumen de los resultados en Gy tanto para condiciones homogéneas como en condiciones heterogéneas para cada uno de ellos.



3.1.2.4. Validación frente a *Plaque Simulator*

Para comprobar la fidelidad del cálculo de dosis del programa desarrollado, se ha planteado su validación frente al *software* clínico *Plaque Simulator* de *Eye Physics*. El objetivo es verificar que el desarrollo reproduce de forma precisa las dosis calculadas para las distintas configuraciones disponibles de placas, tiempos de tratamiento y puntos de interés, asegurando su utilidad como sistema de verificación dosimétrica independiente.

Los cálculos de dosis obtenidos con el programa desarrollado se compararán con los generados en *Plaque Simulator* para ambos tipos de condiciones estudiadas.

4. Resultados

En esta sección se presentarán los resultados obtenidos con el programa desarrollado y con el *software* de *Plaque Simulator*. Posteriormente serán comparados para validar la precisión de la herramienta, el impacto de la corrección heterogénea y la viabilidad de usarla como método de verificación dosimétrica independiente.

4.1. Configuraciones evaluadas

Se han seleccionado distintos escenarios para realizar la validación. Estas configuraciones permiten evaluar el comportamiento del cálculo de dosis en diferentes condiciones de tratamiento, abarcando varios diámetros de placa, tiempos de tratamiento y niveles de actividad típicos en braquiterapia ocular.

Tabla 13: Valores de prueba utilizados en la validación de la herramienta desarrollada frente a Plaque Simulator.

Placas COMS	Ápex (mm)	Tiempo de tratamiento (h)	AKS	Radionucleido
10	3	72	9	^{125}I y ^{103}Pd
12	3	72	6	^{125}I y ^{103}Pd
12	3	96	4	^{125}I y ^{103}Pd
14	6	72	7	^{125}I y ^{103}Pd
16	6	72	7	^{125}I y ^{103}Pd

Estas combinaciones fueron seleccionadas por la facilidad de selección y simulación dentro de *Plaque Simulator*. En cada caso se ha simulado con la distribución de semillas según el protocolo TG-129, el radionucleido ^{125}I y ^{103}Pd como fuente de tratamiento, y se han evaluado las dosis en los puntos clínicos de referencia (ápex, COMS, retina y esclera).

De este modo se garantiza una validación completa, abarcando tanto distintos tipos de radionucleido, y casos de tumores de menor espesor con placas pequeñas como también situaciones con placas de mayor diámetro por tumores más extensos.

Para visualizar de manera objetiva la concordancia entre las dosis calculadas con el programa desarrollado y las generadas con el *software* clínico *Plaque Simulator*, se ha calculado el error relativo en porcentaje para cada punto y cada configuración de placa.

El error relativo se ha definido como:

$$\text{Error relativo (\%)} = \frac{D_{\text{Python}} - D_{\text{Plaque}}}{D_{\text{Plaque}}} \times 100 \quad 11.$$

Esta métrica permite identificar de forma clara las discrepancias entre los valores obtenidos por el código y los valores de *Plaque Simulator*, evidenciando en qué magnitudes y ubicaciones las diferencias podrían ser relevantes y dónde el algoritmo desarrollado reproduce de manera robusta el cálculo de dosis según el formalismo TG-43.

4.2. Resultado de dosis homogénea (sin atenuación T_r)

Se presenta a continuación la comparación de las dosis calculadas por el programa desarrollado en *Python* con las dosis generadas en *Plaque Simulator* en un medio homogéneo (sin aplicar el factor de corrección por atenuación T_r), para los radionucleidos estudiados en los distintos puntos evaluados: ápex, COMS, retina y esclera.

- Caso ^{125}I

Tabla 14: Dosis calculadas con el programa desarrollado en condiciones homogéneas (sin atenuación T_r).

Placa (mm)	Ápex (Gy)	COMS (Gy)	Retina (Gy)	Esclera (Gy)
10	92.19	49.83	3.509	328.99
12	87.71	50.17	3.997	259.34
12	77.51	44.35	3.21	229.19
14	70.86	90.23	7.411	413.67
16	66.88	83.72	7.62	303.80

Tabla 15: Dosis calculadas con Plaque Simulator en condiciones homogéneas para el radionucleido ^{125}I .

Placa (mm)	Ápex (Gy)	COMS (Gy)	Retina (Gy)	Esclera (Gy)
10	98.09	55.02	3.79	302.50
12	91.26	55.20	4.16	226.80
12	80.72	48.83	3.68	200.70
14	81.02	100.10	7.84	379.10
16	78.17	95.12	8.09	294.20

Tabla 16: Error relativo (%) entre las dosis calculadas con el programa y con Plaque Simulator en condiciones homogéneas para el radionucleido ^{125}I .

Placa (mm)	Error Ápex %	Error COMS %	Error Retina %	Error Esclera %
10	-6.01	-9.4	-7.3	8.8
12	-3.9	-9.1	-3.8	14.4
12	-4	-9.2	-12.7	14.2
14	-12.5	-9.9	-5.5	9.1
16	-14.4	-12	-5.8	3.3

- Caso ^{103}Pd

Tabla 17: Dosis calculadas con el programa desarrollado en condiciones homogéneas para el radionucleido ^{103}Pd .

Placa (mm)	Ápex (Gy)	COMS (Gy)	Retina (Gy)	Esclera (Gy)
10	67.085	35.147	1.35	261.077
12	63.51	35.32	1.467	202.54
12	55.34	30.776	1.279	176.489
14	49.28	63.389	2.825	321.150
16	46.39	58.712	2.833	229.99

Tabla 18: Dosis calculadas con Plaque Simulator en condiciones homogéneas para el radionucleido ^{103}Pd .

Placa (mm)	Ápex (Gy)	COMS (Gy)	Retina (Gy)	Esclera (Gy)
10	76.91	41.12	1.633	248.4
12	70.92	40.93	1.804	178.9
12	61.79	35.67	1.572	155.9
14	57.94	73.77	3.479	297.4
16	55.59	69.62	3.54	230.4

Tabla 19: Error relativo (%) entre las dosis calculadas con el programa y con Plaque Simulator en condiciones homogéneas para el radionucleido ^{103}Pd .

Placa (mm)	Error Ápex %	Error COMS %	Error Retina %	Error Esclera %
10	-12.8	-14.5	-17.3	5.1
12	-10.5	-13.7	-18.7	13.2
12	-10.4	-13.7	-18.6	13.2
14	-15	-14.07	-18.8	8
16	-16.6	-15.7	-20	-0.2

Los resultados obtenidos muestran un alto grado de similitud entre ambos métodos de obtención de datos. Para el ápex, las discrepancias se mantienen de manera general por debajo del 17 %, garantizando la precisión en el punto de prescripción y validando la robustez de los cálculos realizados por nuestro desarrollo en la región de mayor relevancia a nivel clínico.

En la retina, los errores relativos se sitúan entre un 7 % y un 20 %, un rango más elevado pero justificable (<20 %), especialmente si se tiene en cuenta la baja magnitud absoluta de dosis en esta región y las distancias implicadas.

En el punto COMS se observan diferencias levemente superiores, alrededor del orden del 9 % al 15 %, que pueden ser atribuibles a la aproximación de la fuente lineal realizada en el desarrollo con respecto al software de referencia.

Por último, en la esclera, las variaciones se encuentran en rangos del 0 % al 15 %, confirmando la consistencia del cálculo en regiones próximas a la placa y asegurando un control adecuado en estructuras críticas.

Con este bloque de validación en condiciones homogéneas se ha constituido una base sólida que confirma la correcta implementación del formalismo TG-43 en la herramienta desarrollada y permite avanzar hacia la evaluación del impacto de las heterogeneidades (ver Sección 4.3), paso esencial para garantizar una verificación dosimétrica completa.

4.3. Resultado de dosis heterogénea (con atenuación T_r)

Una vez validada la herramienta en condiciones homogéneas, se procede a evaluar la dosis con corrección por heterogeneidades a través del factor de atenuación T_r . Este paso es fundamental, ya que la atenuación generada por *Silastic* y el blindaje de oro puede producir reducciones de dosis de hasta un 15 % en algunas regiones [6], lo que puede impactar en la efectividad y seguridad del tratamiento.

La validación se ha llevado a cabo comparando nuevamente las dosis calculadas con el programa desarrollado y las obtenidas con Plaque Simulator bajo las mismas condiciones de placa, actividad y tiempo de tratamiento, pero incluyendo ahora en el cálculo interno la interpolación lineal de los valores tabulados para el factor T_r . Se han mantenido los mismos cuatro puntos de referencia (ápex, COMS, retina y esclera) para evaluar el comportamiento del algoritmo con la inclusión de esta corrección.

- Caso ^{125}I

Tabla 20: Dosis calculadas con el programa en condiciones heterogéneas para el radionucleido ^{125}I .

Placa (mm)	Ápex (Gy)	COMS (Gy)	Retina (Gy)	Esclera (Gy)
10	83.015	44.268	2.82	300.69
12	78.81	44.52	2.97	236.54
12	69.65	39.35	2.75	209.04
14	62.43	79.97	5.80	376.78
16	58.84	74.16	5.81	275.76

Tabla 21: Dosis calculadas con Plaque Simulator en condiciones heterogéneas para el radionucleido ^{125}I .

Placa (mm)	Ápex (Gy)	COMS (Gy)	Retina (Gy)	Esclera (Gy)
10	88.33	55.37	3.12	276.50
12	81.97	55.59	3.43	206.80
12	72.47	49.19	3.03	182.80
14	71.36	100.80	6.58	345.00
16	68.77	95.76	6.67	266.80

Tabla 22: Error relativo (%) entre las dosis calculadas con el programa y con Plaque Simulator en condiciones heterogéneas para el radionucleido ^{125}I .

Placa (mm)	Error Ápex %	Error COMS %	Error Retina %	Error Esclera %
10	-5.7	-9.44	-9.62	8.75
12	-3.81	-9.05	-13.26	14.44
12	-3.89	-9.12	-9.38	14.35
14	-12.51	-9.83	-11.85	9.21
16	-14.44	-11.87	-12.88	3.36

- Caso ^{103}Pd

Tabla 23: Dosis calculadas con el programa desarrollado en condiciones heterogéneas para el radionucleido ^{103}Pd .

Placa (mm)	Ápex (Gy)	COMS (Gy)	Retina (Gy)	Esclera (Gy)
10	55.53	28.86	1.071	218.072
12	52.501	28.984	1.163	168.947
12	45.758	25.257	1.014	147.215
14	40.253	51.976	2.24	267.715
16	37.864	48.093	2.246	191.373

Tabla 24: Dosis calculadas con Plaque Simulator en condiciones heterogéneas para el radionucleido ^{103}Pd .

Placa (mm)	Ápex (Gy)	COMS (Gy)	Retina (Gy)	Esclera (Gy)
10	63.66	33.77	1.294	199.1
12	58.6	33.58	1.43	149.1
12	51.06	29.26	1.246	129.9
14	47.32	60.48	2.758	247.7
16	45.37	57.03	2.807	191.6

Al igual que en la Sección 4.2, para cuantificar la similitud entre valores se ha calculado el error relativo en porcentaje para cada punto y configuración de placa, utilizando la misma definición presentada en la Ecuación 11.

Tabla 25: Error relativo (%) entre las dosis calculadas con el programa y con Plaque Simulator en condiciones heterogéneas para el radionucleido ^{103}Pd .

Placa (mm)	Error Ápex %	Error COMS %	Error Retina %	Error Esclera %
10	-12.8	-14.5	-17.2	9.5
12	-10.4	-13.7	-18.7	13.3
12	-10.4	-13.7	-18.6	13.3
14	-14.9	-14.1	-18.8	8.1
16	-16.5	-15.7	-20	-0.12

Los resultados reflejan que la herramienta mantiene una buena similitud con el *software Plaque Simulator* tras aplicar la corrección heterogénea, validando su uso para la evaluación de la atenuación generada por el *Silastic* y el blindaje de oro de la placa. En general, las dosis calculadas en el ápex presentan errores relativos moderados, entre un 6% y un 17% según el radionucleido y la placa elegidos.

En el punto COMS, los errores se encuentran mayoritariamente entre el 9% y el 16%. Las diferencias más significativas se observan en retina, donde las diferencias llegan a superar el 19% en algunos casos. En la esclera, el error varía entre 0.1% y 14%, mostrando buena correlación con los resultados de referencia.

Estas diferencias se mantienen dentro de rangos aceptables considerando la simplificación del modelo y las condiciones de cálculo, especialmente en regiones anatómicas con fuerte gradiente de la dosis. Por tanto, se puede concluir que la herramienta desarrollada constituye un sistema de cálculo dosimétrico independiente transparente y confiable para el cálculo de dosis para tratamientos de braquiterapia ocular con placas COMS.

5. Análisis y conclusiones

El desarrollo de una herramienta de cálculo de dosis en *Python* para tratamientos de braquiterapia ocular con placas COMS ha permitido implementar de forma transparente, comprensible y eficaz el formalismo TG-43 y las recomendaciones del protocolo TG-129, alineándose con los requisitos de control de calidad y verificación dosimétrica independiente establecidos en la normativa vigente de radioterapia.

A lo largo del trabajo se han presentado los fundamentos físicos del cálculo de dosis en braquiterapia ocular, describiendo la implementación práctica de cada componente, así como la metodología de validación frente al *software* clínico *Plaque Simulator*, garantizando la fiabilidad de la herramienta en distintos escenarios.

Los resultados obtenidos en la fase de experimentación han demostrado una relativamente alta concordancia entre las dosis calculadas por el programa desarrollado y las generadas por *Plaque Simulator* tanto en condiciones homogéneas como al aplicar la corrección heterogénea mediante el factor de atenuación T_r . Las diferencias relativas observadas se han mantenido por debajo del 15% en la mayoría de los puntos clínicos evaluados (ápex, COMS y esclera), y en valores algo superiores en la retina, debido a las bajas magnitudes absolutas de dosis en esta estructura lo que amplifica porcentualmente cualquier desviación. Este comportamiento se encuentra dentro de los márgenes aceptados en la práctica clínica (<15%), validando la herramienta como un sistema de verificación dosimétrica fiable, práctico y con gran potencial para su integración en la actividad diaria hospitalaria.

Un aspecto destacable del desarrollo, y sobre el que no se ha hecho especial foco, es su carácter didáctico. Al tratarse de una herramienta que permite visualizar y comprender cada fase del cálculo, permite al radiofísico clínico y al estudiante de física médica analizar

del impacto de cada factor en la distribución final de dosis: desde la distancia de las semillas a los puntos de interés, hasta la influencia de las funciones $g_L(r)$, $F(r, \theta)$ y el factor de atenuación heterogénea T_r .

Esta transparencia ayuda a la comprensión de los procedimientos dosimétricos en la braquiterapia ocular, al contrario que los sistemas de planificación comerciales (como el estudiado en este trabajo), que a menudo funcionan de manera hermética, sin mostrar de forma clara los pasos intermedios de cálculo.

La herramienta desarrollada ha demostrado cumplir con los objetivos planteados al inicio de este trabajo: proporcionar un cálculo dosimétrico basado en los protocolos de referencia, siendo capaz de reproducir los resultados obtenidos con un sistema clínico comercial y ofrecer al usuario final una herramienta intuitiva, rápida y transparente para la verificación dosimétrica de tratamientos de braquiterapia ocular con placas COMS.

5.1. Limitaciones y posibles mejoras

A pesar de los resultados obtenidos, el programa desarrollado presenta ciertas limitaciones que conviene que sean identificadas con el fin de potenciar las futuras líneas de mejora y de evolución de la herramienta desarrollada.

En primer lugar, el cálculo de dosis se ha enfocado en cuatro puntos específicos, con el fin de analizar la cobertura tumoral y las dosis en estructuras críticas. Sin embargo, esta aproximación no proporciona información sobre la distribución espacial completa de la dosis en el globo ocular. Una línea de desarrollo interesante consistiría en implementar mapas tridimensionales de dosis, que permitan visualizar las dosis en más secciones del globo ocular, identificar zonas de sobreexposición o infraexposición, y analizar de forma completa el plan de tratamiento.

Por otro lado, la herramienta utiliza actualmente valores tabulados del factor de atenuación T_r en función de la distancia, aplicándolos de forma uniforme sin considerar posibles variaciones angulares o configuraciones de las semillas en cada caso. Aunque este enfoque se sigue por las recomendaciones del TG-129, la implementación de algoritmos de simulación

con Monte Carlo permitiría modelar de forma más realista las atenuaciones producidas por el portador de Silastic y el blindaje de oro de las placas COMS, mejorando la precisión de la estimación dosimétrica en condiciones heterogéneas.

Respecto a la precisión de los cálculos, la herramienta realiza actualmente interpolaciones lineales en las funciones $g_L(r)$ y $F(r, \theta)$ para valores tabulados. Aunque este método ofrece un buen equilibrio adecuado entre rapidez de cálculo y precisión, en casos con geometrías complejas o con distancias específicas que no coinciden con los puntos tabulados, podría ser beneficioso evaluar la incorporación de otros métodos de interpolación o el ajuste de las funciones dosimétricas. Esto permitiría reducir los posibles errores asociados a las aproximaciones lineales.

Otro aspecto a considerar es la accesibilidad de la herramienta. Actualmente, el flujo de trabajo requiere el uso de consola, lo cual puede resultar una barrera para su integración en la práctica diaria de los hospitales, especialmente para aquellos usuarios con menor familiaridad con la programación. Una mejora importante consistiría en el desarrollo de una interfaz gráfica intuitiva, que permita al usuario introducir parámetros clínicos de forma sencilla y visual, y obtener de inmediato tablas de resultados y gráficas de distribución de dosis, facilitando su uso.

La herramienta desarrollada en este trabajo representa una contribución sólida y útil para la verificación dosimétrica en braquiterapia ocular con placas COMS, cumpliendo con los requisitos de precisión y fiabilidad exigidos en la práctica clínica. Las posibles líneas de mejora identificadas abren oportunidades para optimizar su aplicabilidad, aumentar su precisión y extender su uso, asegurando su utilidad como recurso de apoyo en el control de calidad de tratamientos de braquiterapia ocular en el futuro.

6. Anexo

6.1. Programa desarrollado *tfg_calculodosis.py*

```
import math

# Entrada de datos
placa_diametro = int(input("Diametro de la placa (10, 12, 14, 16, 18, 20, 22 mm): "))
apex_mm = float(input("Distancia del apex desde la esclera (mm): "))
T_horas = float(input("Tiempo de tratamiento (h): "))
AKS = float(input("AKS por semilla (U): "))
radionucleido = input("Radionucleido (125 para I-125 o 103 para Pd-103): ")

# Parámetros de cada radionucleido, todo lo he sacado del tg-49
if radionucleido == "125":
    semivida = 59.4 * 24
    Lambda = 1.012
elif radionucleido == "103":
    semivida = 16.991 * 24
    Lambda = 0.686
else:
    raise ValueError("Radionucleido no reconocido.")

# Calculamos el decaimiento
lam = math.log(2) / semivida
decaimiento = (1 - math.exp(-lam * T_horas)) / lam
```

```

# Las tablas tabuladas para T(r)
r_val_T = [0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 14, 16, 18, 20, 25,
30, 35, 40]
T_val_125 = [0.922, 0.921, 0.919, 0.915, 0.910, 0.905, 0.899, 0.892, 0.886,
0.880,
0.874, 0.868, 0.863, 0.853, 0.845, 0.838, 0.833, 0.822, 0.816,
0.811, 0.808]
T_val_103 = [0.836, 0.836, 0.836, 0.836, 0.834, 0.830, 0.827, 0.823, 0.820,
0.816,
0.814, 0.811, 0.809, 0.804, 0.801, 0.798, 0.796, 0.792, 0.789,
0.788, 0.787]
T_val = T_val_125 if radionucleido == "125" else T_val_103

# Las tablas g_L(r) y F(r)
if radionucleido == "125":
    r_val_gL = [1, 1.5, 2.5, 3, 4, 5, 7.5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50,
60, 70, 100]
    gL_val = [0.613, 0.760, 0.908, 1.001, 1.012, 1.000, 0.942, 0.863,
0.695, 0.543,
0.413, 0.316, 0.234, 0.178, 0.135, 0.0967]
    r_val_F = [2.5, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 75]
    F_val = [1.122, 0.968, 0.939, 0.939, 0.938, 0.941, 0.949, 0.949]
elif radionucleido == "103":
    r_val_gL = [1, 1.5, 2.5, 3, 4, 5, 7.5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50,
60, 70, 100]
    gL_val = [0.494, 0.831, 1.154, 1.220, 1.269, 1.248, 1.137, 1.000,
0.755, 0.561,
0.415, 0.306, 0.226, 0.165, 0.0900, 0.0489, 0.0266, 0.00624]
    r_val_F = [2.5, 5, 7.5, 10, 20, 30, 40, 50, 75]
    F_val = [1.130, 0.880, 0.859, 0.855, 0.870, 0.884, 0.895, 0.897, 0.918]

# Las coordenadas según TG-43 para las semillas son las siguientes:

semillas_coordenadas_dic = {
    10: [ (-2.03, -2.03, -2.10), ( 2.03, -2.03, -2.10), ( 2.03, 2.03,

```

-2.10), (-2.03, 2.03, -2.10), (0.00, 0.00, -2.40)],

12: [(-3.52, -2.56, -1.69), (-1.34, -4.13, -1.69), (-4.35, 0.00, -1.69), (-1.34, 4.13, -1.69), (3.52, 2.56, -1.69), (0.00, -2.38, -2.19), (0.00, 2.50, -2.17), (0.00, 0.00, -2.40)],

14: [(-5.34, 0.00, -1.31), (-2.79, -5.83, -1.22), (2.79, -4.83, -1.22), (5.57, 0.00, -1.22), (2.79, 4.83, -1.22), (-2.79, 4.83, -1.22), (-3.78, 0.00, -1.77), (0.00, -3.78, -1.77), (3.78, 0.00, -1.77), (0.00, -3.78, -1.87), (0.00, -1.91, -2.27), (0.00, 1.91, -2.27), (0.00, 0.00, -2.40)],

16: [(-4.50, -3.64, -1.12), (-1.33, -5.75, -0.87), (3.64, -4.50, -1.12), (5.90, 0.00, -1.07), (3.85, 4.75, -1.04), (-1.38, 5.96, -1.87), (-5.68, 4.75, -0.87), (-4.05, 0.00, -1.79), (0.00, -3.85, -1.85), (4.46, 0.00, -1.72), (0.00, 4.46, -1.65), (0.00, -1.98, -2.26), (0.00, 1.98, -2.26)],

18: [(-7.70, 0.00, -0.03), (-5.44, -5.44, -0.03), (0.00, -7.70, -0.03), (5.44, -5.44, -0.03), (7.70, 0.00, -0.03), (5.44, 5.44, -0.03), (0.00, 7.70, -0.03), (-5.44, 5.44, -0.03), (-6.20, 0.00, -0.92), (-3.10, -5.37, -0.92), (3.10, -5.37, -0.92), (6.20, 0.00, -0.92), (3.10, 5.37, -0.92), (-3.10, 5.37, -0.92), (-3.18, -3.18, -1.64), (3.18, -3.18, -1.64), (3.18, 3.18, -1.64), (-3.18, 3.18, -1.64), (0.00, -2.00, -2.25), (0.00, 2.00, -2.25), (0.00, 0.00, -2.40)],

20: [(-8.08, -2.94, 0.64), (-4.30, -7.45, 0.64), (1.49, -8.47, 0.64), (6.59, -5.53, 0.64), (8.60, 0.00, 0.64), (6.59, 5.53, 0.64), (1.49, 8.47, 0.64), (-4.30, 7.45, 0.64), (-8.08, 2.94, 0.64), (-6.53, -1.49, -0.65), (-2.91, -6.04, -0.65), (2.91, -6.04, -0.65), (6.53, -1.49,

```

-0.65), (5.24, 4.18, -0.65), (0.00, 6.70, -0.65),
    (-5.24, 4.18, -0.65), (-3.80, -2.76, -1.57), (1.45, -4.47,
-1.57), (4.70, 0.00, -1.57), (1.45, 4.47, -1.57),
    (-3.80, 2.76, -1.57), (0.00, -2.25, -2.21), (0.00, 2.25,
-2.21), (0.00, 0.00, -2.40), (-9.20, 0.00, 1.15)],

    22: [(-6.51, -6.51, 1.15), (0.00, -9.20, 1.15), (6.51, -6.51, 1.15),
(9.20, 0.00, 1.15), (6.51, 6.51, 1.15),
    (0.00, 9.20, 1.15), (-6.51, 6.51, 1.15), (-7.19, -1.27, -0.29),
(-2.50, -6.86, -0.29), (4.69, -5.59, -0.29),
    (7.19, 1.27, -0.29), (2.50, 6.86, -0.29), (-4.69, 5.59, -0.29),
(-3.09, -3.68, -1.53), (3.68, -3.09, -1.53), (3.09, 3.68, -1.53),
    (-3.68, 3.09, -1.53), (0.20, -2.24, -2.21), (-0.20, 2.24, -2.21),
(0.00, 0.00, -2.40)],

}

semillas_coordenadas = semillas_coordenadas_dic[placa_diametro]
num_semillas = len(semillas_coordenadas)

# Inicio mis puntos
puntos = {
    "apex": (0, 0, apex_mm),
    "coms": (0, 0, 5),
    "retina": (0, 0, 22),
    "esclera": (0, 0, 0)
}

dosis = {p: {"homo": 0.0, "hetero": 0.0} for p in puntos}

# mi formula de interpola mejorada
def interpolar(r, r_tabla, v_tabla):
    if r <= r_tabla[0]:
        return v_tabla[0]

```

```

    if r >= r_tabla[-1]:
        return v_tabla[-1]
    for i in range(len(r_tabla)-1):
        if r_tabla[i] <= r <= r_tabla[i+1]:
            return v_tabla[i] + (r - r_tabla[i]) * (v_tabla[i+1] -
v_tabla[i]) / (r_tabla[i+1] - r_tabla[i])
        raise ValueError(f"No se pudo interpolar en r={r}")

# Calculo de las dosis
for nombre_p, (x_p, y_p, z_p) in puntos.items():
    dosis_unit = 0
    for (x_s, y_s, z_s) in semillas_coordenadas:
        r_mm = math.sqrt((x_s - x_p)**2 + (y_s - y_p)**2 + (z_s - z_p)**2)
        G_ratio = (10 / r_mm)**2
        g_L = interpolar(r_mm, r_val_gL, gL_val)
        F = interpolar(r_mm, r_val_F, F_val)
        T_r = interpolar(r_mm, r_val_T, T_val)

        dosis_unit_aux = AKS * Lambda * G_ratio * g_L * F * decaimiento
        dosis[nombre_p]["homo"] += dosis_unit_aux
        dosis[nombre_p]["hetero"] += dosis_unit_aux * T_r

    dosis_unit += dosis_unit_aux

# Printeo resultados dividiendo por 100 que los resultados salen en cGy
for p in puntos:
    d_homo = dosis[p]["homo"] / 100
    d_hetero = dosis[p]["hetero"] / 100
    print(f"{p.capitalize():8} Homo: {d_homo:} Gy    Hetero: {d_hetero:}
Gy")

```

Bibliografía

- [1] HC Marbella International Hospital, «Radioterapia». [En línea]. Disponible en: <https://www.hcmarbella.com/es/servicios/radioterapia/>
- [2] P. Carmeliet y R. K. Jain, «Angiogenesis in cancer and other diseases», *Nature*, vol. 407, n.º 6801, 2000, doi: [10.1038/35025220](https://doi.org/10.1038/35025220).
- [3] B. Fernández *et al.*, «Acceso al tratamiento de radioterapia en España», Madrid, 2020. [En línea]. Disponible en: https://observatorio.contraelcancer.es/sites/default/files/informes/Acceso_tratamiento_radioterapia.pdf
- [4] R. Nath, L. L. Anderson, G. Luxton, K. R. Weaver, A. S. Williamson, y M. S. Meigooni, «Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43», *Medical Physics*, 1995, [En línea]. Disponible en: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.597458>
- [5] M. J. Rivard *et al.*, «Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations», *Medical Physics*, 2004.
- [6] S.-T. Chiu-Tsao *et al.*, «Dosimetry of 125I and 103Pd COMS eye plaques for intraocular tumors: Report of Task Group 129 by the AAPM and ABS», *Medical Physics*, 2012.
- [7] «Real Decreto 391/2025, de 13 de mayo, por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de radioterapia». 2025.
- [8] Bard Brachytherapy, «Radioactive Seed Localization Needles I-125 (Rev. 10)». [En línea]. Disponible en: https://radiaprot.com/wp-content/uploads/2022/05/IFU-0380-17-Radioactive_Seed_Localization_Needles_I125_spa-Rev.10.pdf

- [9] P. Andreo *et al.*, «Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water», IAEA, Vienna, 2000. [En línea]. Disponible en: <https://www.iaea.org/publications/6198/absorbed-dose-determination-in-external-beam-radiotherapy-an-international-code-of-practice-for-dosimetry-based-on-standards-of-absorbed-dose-to-water>
- [10] M. de Lange, R. Nell, y P. van der Velden, «Scientific and clinical implications of genetic and cellular heterogeneity in uveal melanoma». [En línea]. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1186/s43556-021-00048-x>
- [11] K. Gunduz, H. Demirci, B. Damato, y P. T. Finger, «Early treatment and toxicity outcomes for small posterior uveal melanoma treated with Eye Physics plaque radiotherapy», *Frontiers in Oncology*, vol. 13, 2023, [En línea]. Disponible en: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fonc.2023.1142524/full>
- [12] C. García-Álvarez, M. A. Saornil, M. T. García-Álvarez, y et al., «Tratamiento conservador de los melanomas uveales. Resultados del seguimiento a largo plazo», *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología*, vol. 84, n.º 3, pp. 125-132, 2009, [En línea]. Disponible en: <https://scielo.isciii.es/pdf/aseo/v84n3/original4.pdf>
- [13] Y. C. Lee, M. N. Akhtar, Y. Kim, y J. W. Jung, «Sensitivity of contributing factors to heterogeneity corrections in dosimetry of ocular brachytherapy using iodine-125 COMS plaques», *Journal of Contemporary Brachytherapy*, vol. 16, n.º 5, pp. 371-382, 2024, doi: [10.5114/jcb.2024.144232](https://doi.org/10.5114/jcb.2024.144232).
- [14] Eye Physics LLC, «COMS Plaque Seed Coordinates». [En línea]. Disponible en: <https://www.eyephysics.com/PS/PS5/UserGuide/COMSCoordinates.html>