



Universidad de Valladolid

FACULTAD DE CIENCIAS

TRABAJO DE FIN DE GRADO

GRADO EN FÍSICA

Radiofísica: Software para el cálculo de los blindajes de una sala de radiografía general

Autora: Sara Torres González

Tutores: Juan Roberto García Pérez de Schofield.
Ana Cristina López Cabeceira.

Año: 2025

*A mis tutores, Juan y Anacris,
por su paciencia y compromiso durante el trabajo.*

*A mi familia,
por su apoyo incondicional y por creer en mí.*

*A mis amigos,
por estar siempre.*

Gracias.



Relación del TGF con el Grado en Física

Todas las asignaturas del Grado en Física han contribuido de alguna manera al desarrollo de este Trabajo Fin de Grado, proporcionando una base sólida de conocimientos fundamentales y habilidades técnicas.

A continuación, se destacan aquellas asignaturas que guardan una relación más directa con los contenidos y métodos aplicados en este estudio:

- **Primer curso:** Fundamentos de Campos y Ondas, Fundamentos de Física Cuántica y Estadística, Técnicas Experimentales en Física I y Física Computacional.
- **Segundo curso:** Mecánica y Ondas, Física de Materiales y Técnicas Experimentales en Física II.
- **Tercer curso:** Electromagnetismo, Técnicas Experimentales en Física III y Física Cuántica.
- **Cuarto curso:** Física Nuclear y de Partículas, Técnicas Experimentales en Física IV, Electrodinámica Clásica, Mecánica Cuántica y Física del Estado Sólido.

Finalmente, destacar la valiosa contribución y apoyo proporcionados por las prácticas realizadas en el Hospital Ribera Povisa de Vigo, las cuales han permitido complementar la formación teórica con experiencia práctica directa en un entorno profesional.



Índice

Resumen y abstract

1. Motivación	1
2. Fundamento teórico	3
2.1. Componentes de un equipo de rayos X para radiografía	3
2.2. Capacidades y funciones de los equipos de radiografía general	10
2.3. Estudios y proyecciones radiográficas más frecuentes	10
2.4. Magnitudes y unidades	16
2.5. Campos de radiación asociados al funcionamiento de un equipo de rayos X	18
2.6. Blindajes	22
2.7. Modelo de Archer para el factor de transmisión	25
3. Lenguaje usado	27
4. Código	29
4.1. Cálculo del kerma en aire por radiación dispersa (K^{S-air})	29
4.2. Cálculo de la máxima transmisión en cada barrera para la radiación dispersa (radiación secundaria), y cálculo del espesor de plomo u hormigón necesario	31
4.3. Cálculo del espesor definitivo del blindaje de las barreras secundarias . . .	35
5. Resultados	37
5.1. Sala del equipo Siemens Ysio F	37
5.2. Sala del equipo Siemens Ysio Max	41

Listado de acrónimos y abreviaturas

Referencias



Anexo: manual de uso



Resumen y abstract

Resumen

Este Trabajo de Fin de Grado tiene como objetivo el desarrollo de un software en Python para el cálculo del blindaje necesario frente a radiación secundaria en una sala de radiografía general, centrándose en el diseño de barreras secundarias. Para ello, se han implementado algoritmos que permiten calcular el kerma en aire producido por la radiación dispersa en todas las barreras (paredes, techo y suelo), tanto para el bucky de mesa como para el bucky de pared. El programa tiene en cuenta parámetros como la ubicación de los buckys, la carga de trabajo, los factores de ocupación y los límites de dosis según diferentes criterios (normal y Sutton). Además, se incluye el cálculo del espesor de blindaje necesario mediante la aplicación de las fórmulas de Archer. El uso de una interfaz gráfica desarrollada con Tkinter permite una interacción sencilla con el usuario y el tratamiento automatizado de archivos CSV. Este software constituye una herramienta útil para el diseño radiológico de instalaciones, facilitando una planificación más precisa, segura y adaptada a cada situación clínica.

Abstract

This Final Degree Project aims to develop a Python-based software tool for calculating the required shielding against secondary radiation in a general radiography room, focusing specifically on the design of secondary barriers. To this end, algorithms have been implemented to calculate the air kerma produced by scattered radiation at all barriers (walls, ceiling, and floor), for both the table bucky and the wall bucky. The program takes into account parameters such as the location of the buckys, workload, occupancy factors, and dose limits according to different criteria (normal and Sutton). Additionally, it includes the calculation of the required shielding thickness using Archer's formulas. The use of a graphical user interface developed with Tkinter allows for simple user interaction and automated processing of CSV files. This software provides a useful tool for the radiological design of facilities, enabling more precise, safer, and better-adapted planning for each clinical situation.



1. Motivación

En el proceso de diseño y construcción de una sala de radiografía general (u otro tipo de sala de radiología) y sus inmediaciones resulta completamente indispensable respetar la cantidad de radiación que llega a cada sala contigua al local donde se realiza la exploración según así lo indique la legislación de cada país.

Sin embargo, los cálculos necesarios para determinar los espesores adecuados de barrera para atenuar la radiación pueden ser complejos, especialmente cuando intervienen múltiples factores como la carga de trabajo, el tipo de radiación, la geometría de la sala o el uso simultáneo de diferentes equipos.

Si bien existen métodos estandarizados en la literatura técnica y normativa, su aplicación práctica suele hacerse de forma manual o mediante hojas de cálculo (como se hizo en las prácticas que precedieron a este trabajo de fin de grado), lo que puede ser propenso a errores, poco escalable y muy tedioso.

En resumen, con este trabajo se pretende facilitar el proceso de diseño de blindajes a través de un software intuitivo, adaptable a distintos escenarios clínicos y capaz de reducir errores humanos, contribuyendo así a mejorar la seguridad en instalaciones radiológicas.

2. Fundamento teórico

2.1. Componentes de un equipo de rayos X para radiografía

- **Consola de mandos o panel de control**

Es el elemento que permite seleccionar los parámetros técnicos de exposición (kV, mA y tiempo de exposición para cada examen).

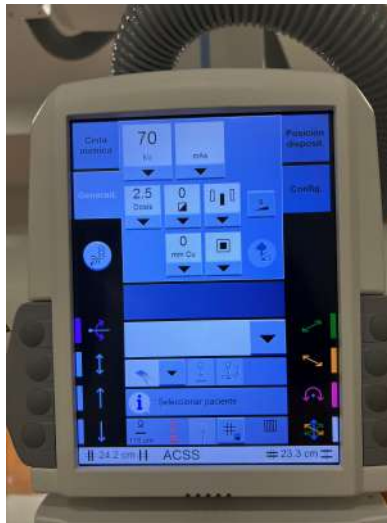


Figura 1: Consola de mandos

- **Transformador**

Se encarga de suministrar energía eléctrica al tubo de rayos X. Va conectado a la red eléctrica y modifica esta energía para adaptarla a las necesidades del tubo, el cual necesita energía para iniciar la emisión termoiónica en el filamento y para acelerar a los electrones desde el cátodo hasta el ánodo. Se utilizan un circuito de bajo voltaje (12 V) y uno de alto voltaje (150.000V) para respectivas tareas.



Figura 2: Transformador

■ Tubo de rayos X

- Estructura externa: soporte, carcasa y envoltura.
 - Soporte: se distinguen tres tipos principales de soportes. Los **soportes desde el techo** usan unas guías articuladas ancladas a este que permiten orientar el tubo como sea conveniente. En cambio, en los soportes **tipo columna**, esta se encuentra fijada al suelo y mediante unas guías es posible orientar el tubo. Por último cabe mencionar el **brazo en C** que proporciona una gran variedad de movimiento de rotación en diferentes planos.
 - Carcasa: hay una parte de los rayos X generados en el tubo que no van dirigidos hacia el paciente, sino que se propagan en cualquier dirección y lo hacen con la misma intensidad que el haz primario. A esta radiación que emerge desde el foco en cualquier dirección se le denomina radiación de fuga. La función de la carcasa es evitar que esa radiación salga al exterior, ahorrando así una exposición innecesaria tanto a pacientes como a profesionales. Esta carcasa está hecha de aluminio o acero con un revestimiento de plomo y tiene una apertura por la que sale el haz de rayos X. La ICRP (International Commission of Radiation Protection) establece que la radiación de fuga medida a un metro de la fuente no debe exceder 1 mGy/h cuando el tubo opera a la máxima potencia.
 - Envoltura: en su interior se encuentran el ánodo y el cátodo con sus componentes. Puede estar hecha de metal o de vidrio termorresistente y su función es la de preservar el vacío en su interior el cual hace más eficaz la producción de rayos X. Si existiera un gas dentro del tubo, los electrones chocarían contra las moléculas de gas en su camino entre cátodo y ánodo

y perderían energía, de modo que no alcanzarían la velocidad deseada. Además esta envoltura tiene que soportar altísimas temperaturas.

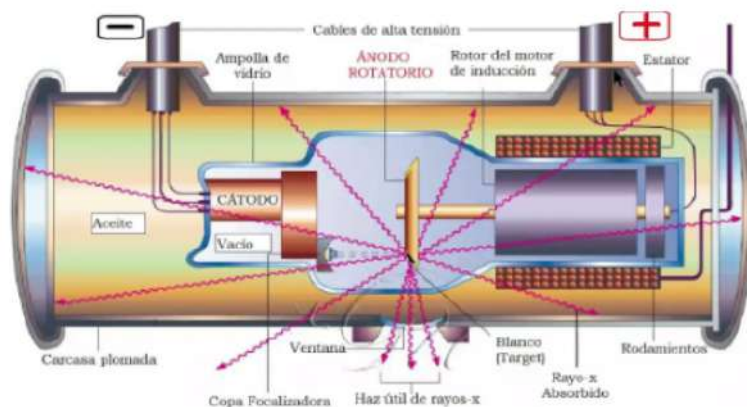


Figura 3: Tubo de rayos X

- Estructura interna: conjuntos de ánodo y cátodo
 - Conjunto del cátodo (polo negativo)
 - ◊ Filamento del tubo de rayos X: es una espiral de alambre similar a la de una bombilla incandescente. Cuando la corriente que atraviesa el filamento es lo bastante intensa, los electrones de la capa externa de los átomos del filamento son expulsados del mismo. Este fenómeno se conoce como **emisión termoiónica**. Usualmente, el filamento está hecho de wolframio toriado, que tiene un muy elevado punto de fusión (aproximadamente 3400°C). Esto resulta de gran interés porque la emisión de electrones solo se logra cuando el filamento alcanza una temperatura elevada (en general por encima de los 2000°C) por lo que es necesario que el material del que esté hecho soporte bien las temperaturas extremadamente altas. El torio reduce la cantidad de calor necesario para liberar electrones, esto aumenta la eficiencia del filamento y prolonga su vida útil.
- Los tubos de rayos X modernos suelen tener dos filamentos de diferente tamaño dispuestos en paralelo, llamados foco fino y foco grueso. El **foco grueso** es el filamento de mayor longitud y por ello puede emitir un mayor número de electrones. Se utiliza cuando se requiere una producción alta de rayos X, como en estudios de áreas corporales gruesas donde se necesita más penetración para atravesar tejidos. El **foco fino** es un filamento más pequeño que emite menos electrones que el foco grueso y produce imágenes con mejor calidad que las del otro foco. Sin embargo, las exposiciones realizadas con foco fino deben tener una mayor duración para obtener la misma densidad óptica

en el receptor de imagen. Ese aumento en el tiempo de disparo incrementa la posibilidad de movimiento del paciente y eleva por tanto el riesgo de penumbra cinética. Además, el tubo sufre un calentamiento mayor y reduce su vida útil.

- ◊ Copa focalizadora: es un pequeño recipiente metálico en el cual se encuentra el filamento. Su función es la de focalizar el haz de electrones y controlar su dispersión. La copa focalizadora se mantiene cargada negativamente para repeler a los electrones que salen del filamento (también con carga negativa). Estos, naturalmente, a su salida del filamento tenderían a repelerse, sin embargo, la carga negativa de la copa focalizadora contrarresta esta repulsión, manteniendo a los electrones en un haz estrecho y dirigiéndolos hacia el ánodo.

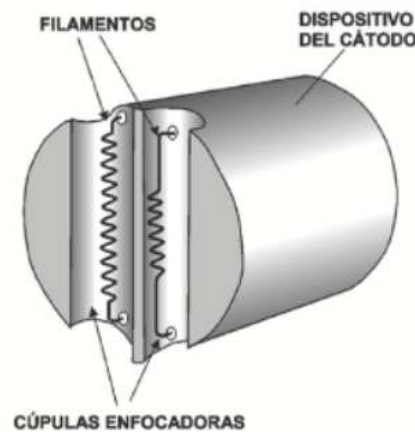


Figura 4: Filamentos

- Conjunto del ánodo (polo positivo)
Actualmente, los ánodos son de tipo rotatorio, estos consisten en un disco, generalmente de wolframio o de alguna aleación de este que rota a una velocidad de 3600 rpm (utilizando para ello un motor de inducción magnética) en el momento de la exposición. La elección del material para el blanco se hace teniendo en cuenta lo siguiente: el material ha de tener un elevado punto de fusión que le permita soportar las elevadas temperaturas que se generan dentro del tubo sin fundir, presentar buenos valores de conductividad térmica que le permitan disipar calor y tener un número atómico (Z) elevado. Dicho disco tiene el borde inclinado, esto es crucial porque influye en la forma en la que se proyecta y distribuye la energía en el área de impacto, lo cual afecta tanto a la disipación de calor como a la calidad de la imagen. Esto se explica introduciendo los conceptos de punto focal real y punto focal efectivo. El **punto focal real** es el área del ánodo donde impactan los electrones procedentes del cátodo. Puesto que

el calor se distribuye de manera uniforme sobre este, cuanto más amplio sea el punto focal real mayor cantidad de calor podrá acumular antes de que se llegue a dañar el ánodo. Sin embargo, cuanto mayor sea el área del foco menor detalle podremos observar en las radiografías. De este modo, para que exista un equilibrio entre la disipación de calor y la calidad de la imagen se da una angulación de entre 5° y 15° a la superficie anódica. Debido a esta angulación, cuando la superficie inclinada de la mancha focal es vista desde la dirección en la cual los rayos salen del tubo de rayos X, la superficie parece menor. Es decir, el tamaño del **punto focal efectivo** es considerablemente menor que el del foco real.

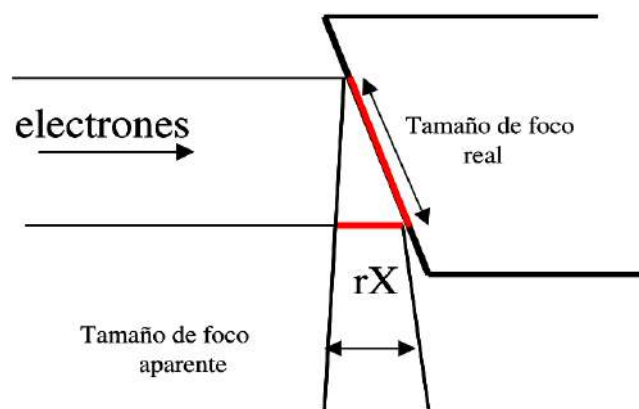


Figura 5: Foco real y foco efectivo

- **Colimador:** es un dispositivo de plomo que se sitúa a la salida del tubo de rayos X y sirve para limitar el área irradiada. Los colimadores contienen varios niveles de láminas de plomo, las cuales se pueden mover a la voluntad del operador para ampliar o reducir el tamaño del haz de la radiación. Un ajuste adecuado de la colimación puede suponer menor dosis para el paciente y la producción de menor radiación dispersa, esto además de una mejor calidad de imagen implica una reducción de la dosis que reciben los profesionales sanitarios.
- **Mesas y dispositivos murales**
 - Bucky de mesa: es el lugar donde ubicamos al paciente durante la exposición. Debe contar con un tablero hecho de un material radiotransparente, como la fibra de carbono, que no interfiera con las imágenes. Su diseño debe permitir múltiples movimientos que faciliten optimizar el posicionamiento del paciente, lo que es crucial para obtener imágenes claras y precisas. La mesa además de sostener al paciente proporciona los espacios en los que se alojan el receptor de imagen, los exposímetros automáticos y la rejilla antifusora.



Figura 6: Bucky de mesa

- Bucky de pared: los dispositivos murales son elementos que contienen el receptor de imagen y la rejilla que se emplean en procedimientos que no se realizan en la mesa de exploración. Pueden deslizarse por una columna en vertical para situarse en la posición deseada, bascular u orientarse en posición horizontal. En su superficie pueden tener líneas de referencia que corresponden a los valores preestablecidos de colimación automática y a las marcas de localización de los exposímetros automáticos.



Figura 7: Bucky de pared

- **Rejilla antidifusora:** es un dispositivo que se sitúa entre el paciente y el receptor de imagen y está formado por una serie de láminas de plomo dispuestas en paralelo (material radioopaco) separadas por un material radiotransparente. Esta rejilla bloquea la radiación dispersa que incide en ángulos diferentes al haz primario. Es decir, solo permite el paso de los rayos X que viajan en línea recta desde la fuente hasta el detector. Es un elemento muy eficiente, elimina el 90 % de la radiación dispersa, aunque absorbe también parte de la directa. Como consecuencia, su uso implica valores más altos en los parámetros de exposición y por tanto un ligero incremento de la dosis recibida por el paciente.

En resumen, la rejilla antidifusora produce un aumento de la nitidez y contraste de la imagen al reducir la radiación dispersa. Especialmente, en imágenes de estructuras anatómicas densas donde la dispersión es mayor. En el caso de exploraciones de zonas reducidas o pediátricas debe valorarse si compensa la relación entre la calidad de imagen y el aumento de dosis que se recibe.

La **frecuencia o densidad de rejilla** es una medida del número de láminas de plomo por centímetro de superficie y suele expresarse en líneas por centímetro (l/cm) o líneas por pulgada (lpi). Las rejillas suelen tener frecuencias comprendidas entre 60 y 120 por pulgada.



Figura 8: Rejilla antidifusora

- **Control automático de exposición (AEC):** es un dispositivo que mide la cantidad de radiación que llega al receptor de imagen y concluye automáticamente la exposición cuando ha llegado a este la suficiente radiación para proporcionar una imagen válida para el diagnóstico. Normalmente, consta de una o varias cámaras de ionización (radiotransparentes) situadas entre el paciente y la película.
- **Receptores de imagen:** son los dispositivos donde los rayos X forman una imagen que debe procesarse para convertirse en una imagen diagnóstica que pueda almacenarse. En la actualidad conviven dos técnicas de obtención de imagen: la radiografía computarizada (CR) y la radiografía digital directa (DR).

2.2. Capacidades y funciones de los equipos de radiografía general

Los equipos de radiografía general permiten obtener imágenes diagnósticas de distintas regiones anatómicas mediante la emisión de radiación ionizante. Utilizando estas imágenes los profesionales de la salud son capaces de detectar fracturas óseas, ciertos tumores y otras masas anormales, neumonía, algunos tipos de lesiones, calcificaciones, objetos extraños o problemas dentales. Además, dado que las imágenes de rayos X son rápidas y sencillas, resultan especialmente útiles en el diagnóstico y tratamiento de urgencias.

2.3. Estudios y proyecciones radiográficas más frecuentes

■ Tórax

- PA (posteroanterior) de tórax

Realización: el paciente tiene que estar en bipedestación con su parte anterior en contacto con el bucky de pared y su plano sagital medio perpendicular al

plano del chasis. El mentón ha de estar elevado y los hombros dirigidos hacia delante para que la escápula no interfiera en la visualización de los pulmones. Utilidad: sirve para evaluar las siguientes estructuras: los vértices pulmonares, ambas clavículas, cayado de la aorta, vértice del corazón, ángulos costodiafrágmaticos, pulmones, bronquios, costillas, escápulas, últimas cervicales y primeras lumbares.

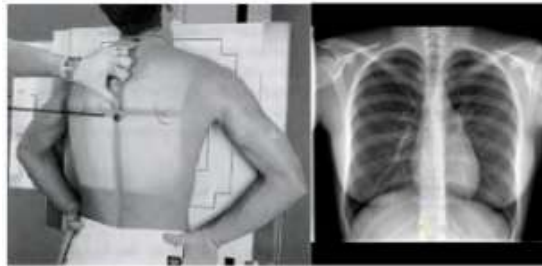


Figura 9: Tórax PA

- Lateral de tórax

Realización: el paciente ha de estar de pie apoyando el lado izquierdo sobre el bucky de pared para que el corazón no se magnifique. El borde superior del chasis ha de quedar por encima de los hombros para que puedan verse los vértices de los pulmones. El rayo central irá en horizontal dirigido al plano coronal medio a la altura de la punta de la escápula.

Utilidad: permite visualizar el cayado de la aorta, pulmones, costillas, manubrio del esternón, bronquios, ángulo esternal, senos costodiafrágmaticos, cúpula izquierda y derecha del diafragma y cuerpos vertebrales dorsales.

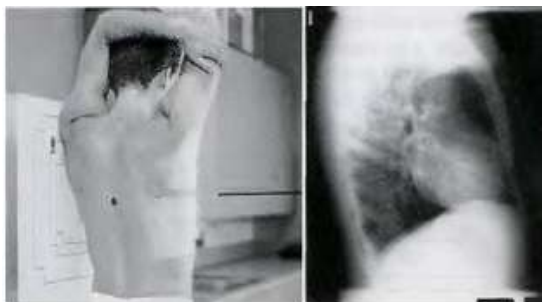


Figura 10: Tórax lateral

- **Columna lumbar**

- AP (anteroposterior) de columna lumbar

Realización: en situación normal se hace decúbito supino, pero si el paciente no puede apoyar su espalda en la mesa se le hará de pie en el bucky de mural.

El plano sagital medio del cuerpo ha de coincidir con la línea media de la mesa.

Utilidad: con esta proyección se observa el cuerpo vertebral de la dorsal doce, cabezas de la costilla undécima y duodécima, cuerpos vertebrales desde las lumbar 1 a la lumbar 5, parte del sacro, articulaciones sacroilíacas, espacios discales intervertebrales, articulación LV-SI (articulación lumbosacra), apófisis espinosas, apófisis transversas y pedículos.

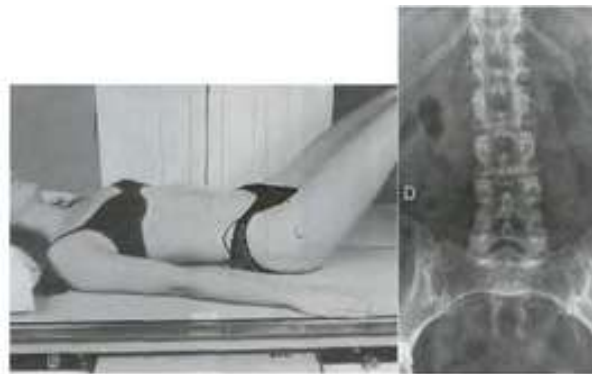


Figura 11: AP de columna lumbar

- Lateral de columna lumbar

Realización: Se hace en decúbito lateral o en bipedestación, pero lo más habitual es hacerlo en decúbito lateral. Las piernas deberán estar flexionadas para evitar que se pueda mover durante la exploración. Los codos también tienen que estar por delante del cuerpo y flexionados formando un ángulo de 90°. Debe ponerse soporte bajo las lumbares para que el eje longitudinal de la columna quede paralelo al plano de la mesa.

Utilidad: se pueden observar los cuerpos vertebrales desde la L1 hasta L5 además de la 12ª dorsal, sacro, articulación LV-SI, apófisis espinosas, apófisis transversas, láminas del arco vertebral, pedículos del arco vertebral, espacios discales intervertebrales, agujeros intervertebrales o de conjunción y ambas crestas ilíacas.

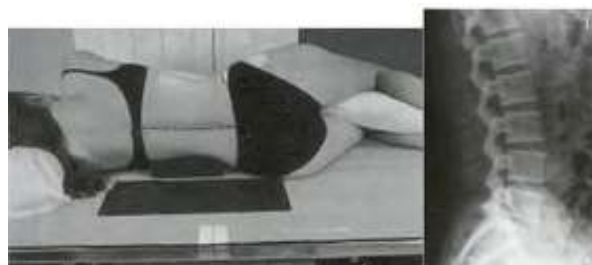


Figura 12: Lateral de columna lumbar

■ Pelvis AP

Realización: el paciente debe estar en decúbito supino con ambas piernas extendidas y las manos sobre el pecho. El plano sagital medio del paciente ha de coincidir con la línea media de la mesa. Ambas piernas deben estar rotadas internamente y los pies en contacto.

Utilidad: la radiografía AP de pelvis permite observar los huesos iliacos, el sacro, el coxis, y las ramas púbicas e isquiáticas. Se visualizan también las articulaciones sacroilíacas y las articulaciones de la cadera.

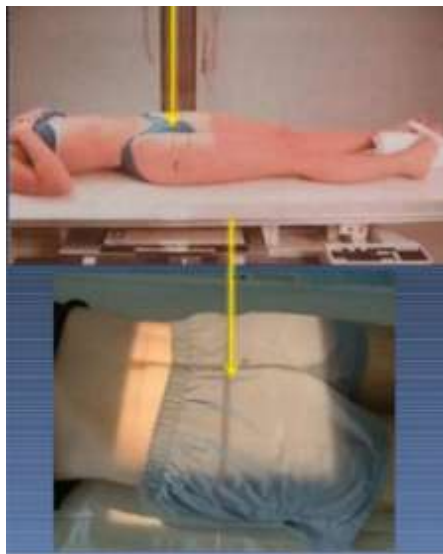


Figura 13: Pelvis AP

■ Cráneo

● Cráneo PA

Realización: el paciente se coloca erecto o en decúbito prono, con la frente y la nariz apoyadas en el bucky. El plano sagital medio (PSM) debe encontrarse perpendicular al chasis, al igual que línea órbito-meatal (LOM). Los conductos auditivos externos (CAE) deben quedar equidistantes al receptor y las manos se colocan a ambos lados de la cabeza como apoyo.

Utilidad: esta exploración permite visualizar el hueso frontal, la crista galli (hueso etmoides), las celdas etmoidales posteriores y los huesos temporales, incluyendo los peñascos.



Figura 14: Cráneo PA

- Cráneo lateral

Realización: el paciente se coloca erecto o en decúbito semiprono, apoyando el lado afectado sobre el bucky. La cabeza debe estar en posición lateral, con el plano coronal (PC) alineado con el centro del chasis. El plano medio debe estar perpendicular al receptor y la línea infraorbitomeatal (LIM) paralela al eje transversal del chasis.

Utilidad: este estudio permite observar el hueso frontal, occipital, apófisis clinoides, dorso de la silla turca y porción escamosa de los parietales y temporales.

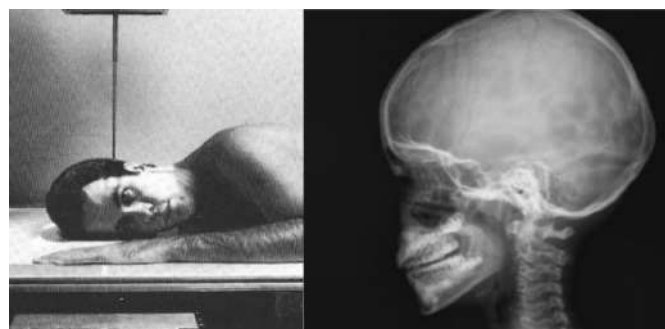


Figura 15: Cráneo lateral

- **Columna cervical**

- Columna cervical AP

Realización: esta exploración se hace con el paciente decúbito supino, bipedestación o sedestación. La cabeza debe estar reclinada para que la línea ángulo de la boca - conducto auditivo sea perpendicular a la película. Los hombros han de estar descendidos, la barbilla elevada y la boca cerrada.

Utilidad: con esta radiografía deben poder observarse los cuerpos vertebrales desde la tercera vértebra cervical hasta la séptima, apófisis espinosas, apófisis unciforme, apófisis transversas, espacio discal intervertebral, los pedículos y la base del cráneo.



Figura 16: Columna cervical AP

- Columna cervical lateral

Realización: el paciente se coloca de pie, con la cabeza y el cuello en posición estrictamente lateral. El plano medio debe de estar paralelo al receptor y se debe elevar ligeramente la barbilla. El borde superior del chasis debe ir situado a la altura del ángulo de los ojos.

Utilidad: observación de las vértebras cervicales de C1 a C7, apófisis espinosas, transversas y unciformes, pedículos y láminas, articulaciones intervertebrales y base del cráneo.



Figura 17: Columna cervical lateral

- Abdomen AP

Realización: la radiografía se toma con el paciente acostado boca arriba (decúbito supino) en la mesa de exploración, con el plano sagital medio perpendicular a la mesa. El abdomen debe estar centrado en relación al receptor de imagen.

Utilidad: permite observar el hígado, el bazo, el estómago, los intestinos, y otros órganos abdominales, así como el tracto digestivo y estructuras circundantes



Figura 18: Abdomen AP

2.4. Magnitudes y unidades

■ Kerma en aire

El kerma en aire se define como la energía cinética (en J) transferida por los fotones de rayos X a los electrones liberados por unidad de masa (kg) de aire ionizado. Su unidad, según el SI, es el Gy, que es igual a J/kg.

El kerma en aire se considera una magnitud fundamental en radiología diagnóstica, ya que sirve como base para definir y calcular otras magnitudes específicas utilizadas en la protección radiológica como las que se verán a continuación.

■ Producto kerma-área (KAP)

Se define como la integral del kerma en aire sobre todo el área del haz de rayos X en un plano perpendicular al eje del haz.

$$P_{KA} = \int_A K(x, y) dx dy \quad (1)$$

Las unidades del KAP son $Gy \cdot cm^2$

■ Kerma en aire incidente sobre el paciente (INAK o K_i)

Es la magnitud específica de aplicación más sencilla de medir en radiología diagnóstica. Se define como el kerma en aire del haz de rayos X incidente, medido en el eje central del haz en la superficie del paciente, sin incluir la radiación retrodispersada que es la parte del haz de rayos X que, tras incidir en el cuerpo del paciente, se dispersa en dirección contraria a la del haz incidente.

Sus unidades son el Gy aunque en radiología diagnóstica es muy común utilizar el mGy debido al orden de magnitud de las dosis.



■ **Kerma en aire en la superficie de entrada del paciente K_e**

Es el kerma en aire medido en el eje central del haz en la superficie del paciente. Esta magnitud sí que incluye la radiación retrodispersada.

El kerma en aire en la superficie de entrada se puede medir directamente, pero en caso contrario también se puede calcular utilizando la fórmula (2).

Donde B es el **factor de retrodispersión**, el cual depende del tamaño del campo, calidad de la radiación y material de retrodispersión. Este factor está tabulado, pero también puede ser medido usando un maniquí.

$$K_e = K_i \cdot B \quad (2)$$

■ **Dosis en la superficie de entrada del paciente (DSE)**

Se define como la dosis absorbida en el punto de intersección del eje central del haz de radiación con la superficie del paciente, incluyendo el efecto de retrodispersión en el paciente. Es una magnitud usualmente utilizada para la estimación de dosis a pacientes en radiología simple. La DSE se mide en unidades de J/kg o Gy.

Es importante distinguir entre kerma en aire y dosis absorbida, ya que aunque ambas se expresan en Gy, representan fenómenos distintos. El kerma representa la energía cinética transferida por fotones a electrones en un volumen de aire, mientras que la dosis absorbida representa la energía depositada por esos electrones en el medio (en este caso, el tejido del paciente). En regiones cercanas a la superficie del cuerpo, como la piel, no se cumple el equilibrio electrógeno local, por lo que el kerma y la dosis absorbida difieren.

Además, debido al efecto de retrodispersión, un volumen de tejido irradiado absorbe más dosis cuando está rodeado de otros tejidos que si estuviera aislado. Esto implica que cuanto mayor es el tamaño del campo de irradiación, mayor será la DSE, ya que se incrementa la contribución de radiación secundaria procedente de tejidos adyacentes. En general, la DSE es superior al kerma en aire medido en la superficie de entrada. Ambas magnitudes se relacionan mediante la expresión (3). μ_{en}/ρ serían los coeficientes másicos de absorción de energía del medio (tejido blando del paciente) en el numerador y del aire en el denominador.

$$DSE = K_e \cdot \left(\frac{(\mu_{en}/\rho)_{tejido}}{(\mu_{en}/\rho)_{aire}} \right) \quad (3)$$

2.5. Campos de radiación asociados al funcionamiento de un equipo de rayos X

■ Haz primario y haz residual

Se llama radiación directa o primaria a la que emerge del tubo de rayos X en la dirección de utilización, es decir, a la que se emplea para radiografiar al paciente. El haz de radiación directa tras cruzar al paciente recibe el nombre de haz residual.

■ Campo de la radiación dispersa

Es la región del espacio donde se propaga la radiación dispersa, es decir, la que se produce cuando el haz primario de rayos X interactúa con el paciente y se desvía en múltiples direcciones. Este fenómeno ocurre principalmente por efecto Compton, mediante el cual los fotones transfieren parte de su energía a electrones del tejido y cambian de dirección.

Esta radiación reduce la calidad de la imagen y aumenta la dosis de radiación dentro de la sala.

■ Campo de la radiación de fuga

Se denomina radiación de fuga a la radiación que sale a través de la coraza de plomo en la que está encapsulado el tubo, y que no forma parte del haz útil. Esta radiación, como es lógico, debe ser mínima (inferior a 1 mGy a un metro de distancia del tubo y en una hora de utilización continua del equipo al máximo kilovoltaje y amperaje al que éste pueda operar).

La **radiación secundaria** se refiere a la suma de la radiación de fuga y la radiación dispersa. Todas estas radiaciones están representadas en la figura 19.

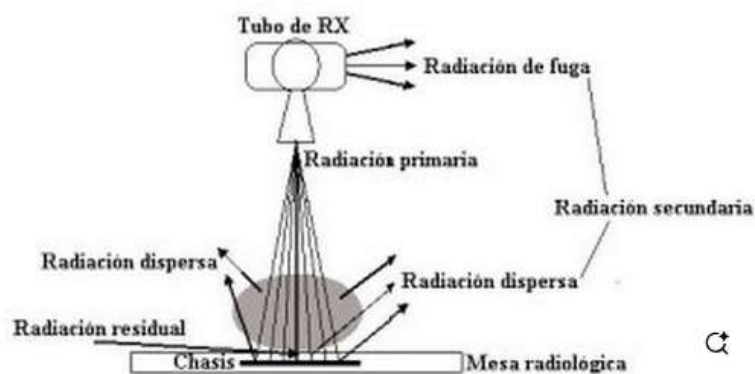


Figura 19: Tipos de radiaciones

■ Características básicas de un haz de rayos X

- Distribución espacial

Los rayos X, al igual que la luz visible, se emiten desde un punto y se expanden en forma de cono. Su intensidad disminuye con la distancia (ley del inverso del cuadrado). La intensidad del haz no es uniforme en toda la superficie del mismo, sino que depende del ángulo en el que se emiten los fotones desde el foco, siendo menor en la parte más cercana al ánodo. Esta variación de intensidad es lo que se conoce como **efecto talón**. La disminución de intensidad del haz a ángulos aproximadamente paralelos a la superficie del ánodo se debe a la absorción de alguno de los fotones por el propio ánodo. Este efecto se ve aumentado por las rugosidades del ánodo y estas van aumentando con el uso del tubo y el empleo de valores altos de kV y mAs.

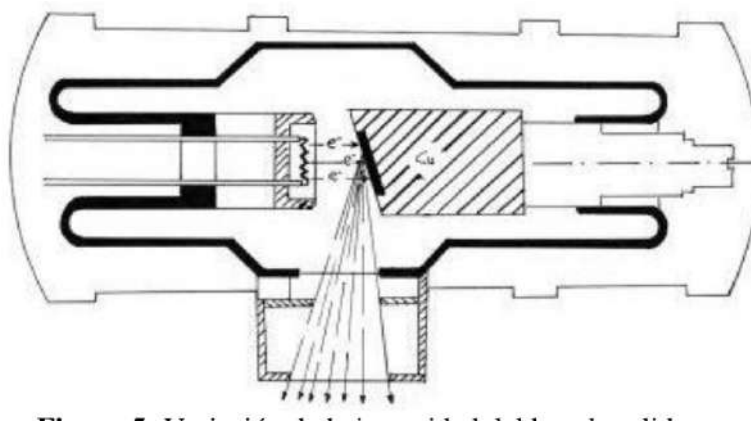


Figura 20: Efecto talón

- Intensidad (fluencia)

La intensidad del haz de rayos X se define como el número de fotones de rayos X en el haz útil multiplicado por la energía de cada fotón. En el espectro de rayos X esa intensidad de rayos X es proporcional al área bajo la curva del espectro. Existen diversos factores que afectan a la intensidad del haz de rayos X, que el operador puede variar en cada exposición.

- Miliamperios segundo (mAs)

Los mAs representan la carga total que fluye entre el cátodo y el ánodo del tubo de rayos X durante el disparo. Se obtienen como el producto de la corriente del tubo, en miliamperios (mA), y el tiempo de exposición, en segundos (s). Esta carga es directamente proporcional al número de electrones que alcanzan el blanco del tubo y, por tanto, al número total de rayos X generados.

Cuando se duplica la carga, es decir, los mAs, se duplica la cantidad de fotones producidos. Esta relación se expresa mediante la fórmula (4).



$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{mAs_1}{mAs_2} \quad (4)$$

◦ Kilovoltios (kV)

El cambio en la cantidad de rayos X es aproximadamente proporcional al cuadrado de la tensión, es decir, si se dobla la tensión, la cantidad de rayos X se multiplica por cuatro:

$$\frac{I_1}{I_2} = \left(\frac{kV_1}{kV_2} \right)^2 \quad (5)$$

• Espectro energético

Los fotones que integran el haz de rayos X emitido por el tubo presentan una distribución continua en energías con valores comprendidos, teóricamente, entre 0 y un valor máximo que corresponde al valor de tensión o kilovoltaje aplicado al tubo de rayos X. A esta distribución de energías se la denomina **espectro continuo**.

Además de esta componente continua, el espectro de rayos X está formado también por una parte **discreta** en forma de picos de gran intensidad que se superponen a la primera. Estos picos se denominan radiación característica, esta se produce en el tubo de rayos X, cuando un electrón proyectil, procedente del cátodo, interacciona con un átomo del ánodo ionizándolo, es decir, arrancándole un electrón (A) de las capas atómicas más internas, se produce una transición de otro electrón (B) orbital desde una capa más externa hasta el hueco en esa capa interna. Esta transición va acompañada por la emisión de un fotón de rayos X que tiene una energía precisamente igual a la diferencia de las energías de ligadura de los correspondientes electrones orbitales (Energía ligadura A - Energía ligadura B). Dado que la energía de ligadura de los electrones en cada capa es distinta y característica para cada elemento, los rayos X característicos producidos en diversos elementos también lo serán. Es decir, dependen del material del blanco.

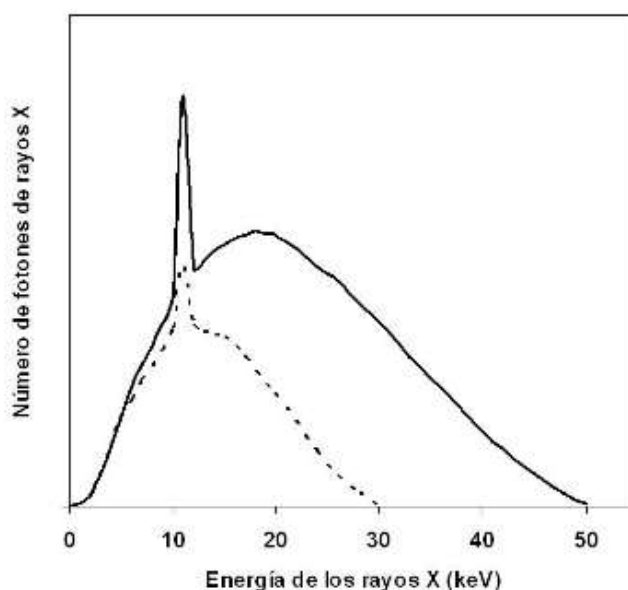


Figura 21: Espectro del haz de rayos X

Factores que modifican la forma del espectro del haz de rayos X

- La corriente del tubo y el tiempo de exposición
Modificando estos parámetros el espectro de emisión de fotones cambiará de altura pero no de forma.
- Potencial del tubo
El cambio en la tensión afecta a la amplitud y a la posición del espectro de emisión de rayos X. Cuando la tensión aumenta, el área bajo la curva aumenta aproximadamente con el cuadrado del factor por el que se elevó el kilovoltaje. Además, al subir la tensión se producen más fotones en todas las energías, pero especialmente en las más altas. Entonces, la forma del espectro cambia, se desplaza hacia la derecha y como consecuencia de este desplazamiento, también se incrementa la energía media del haz, que es el valor promedio ponderado de las energías de todos los fotones emitidos. La energía máxima de la emisión, en keV es siempre numéricamente igual a la tensión en kV.
- Material del blanco
Los espectros de los haces de rayos X generados con blancos de distintos materiales se diferencian más en su parte discreta que en su parte continua. Cuando aumenta el número atómico del material del blanco, el espectro discreto se desplaza hacia la derecha, debido a la radiación característica de energía más alta (de acuerdo con la Ley de Moseley). Este fenómeno es el resultado directo de la mayor energía de ligadura de los electrones de los elementos con número atómico más alto.



- Filtración y capa hemirreductora

La filtración, produce, por una parte, un aumento de la energía media del haz al eliminar o disminuir los fotones de baja energía. Esta filtración tiene como objetivo reducir la dosis innecesaria al paciente, ya que los fotones de baja energía son absorbidos por los tejidos superficiales y no contribuyen a la formación de la imagen. Sin embargo, al filtrar el haz se produce también un efecto no deseado, la atenuación de los fotones de altas energías del espectro. Si se filtra en exceso el haz de radiación, será necesario incrementar el número de fotones que salen del tubo, y esto producirá un mayor calentamiento del mismo, que en determinadas circunstancias puede no ser aceptable rendimiento y vida útil.

Los filtros atenúan de manera distinta los fotones de baja energía y los de alta energía, por ello, el conocimiento del kilovoltaje no resulta suficiente para conocer la calidad del haz, es decir, su capacidad de penetración en la materia. Por este motivo se define el concepto de **capa hemirreductora**. La CHR es el espesor de un material absorbente (generalmente aluminio para rayos X diagnósticos) necesario para reducir a la mitad la intensidad del haz de rayos X.

La calidad o capacidad de penetración de un haz de rayos X de diagnóstico viene determinada por la tensión de disparo (kV) y la CHR (habitualmente especificada en milímetros de aluminio (mmAl) equivalentes).

2.6. Blindajes

■ Materiales

Existen diferentes tipos de materiales que han sido utilizados tradicionalmente como protección frente a la radiación ionizante. En este apartado se tratarán algunos de ellos, pero es importante destacar de entre todos el plomo, pues es considerado el material más adecuado y práctico para ser utilizado en el ámbito de las salas que albergan equipos de rayos X con fines de diagnóstico médico.

- Lámina de plomo

Es un material versátil que se utiliza comúnmente para el blindaje de techos, paredes, suelos y demás particiones. Al ser maleable, se suele fijar a tableros de madera contrachapada para mantener un espesor uniforme y facilitar su instalación.

La lámina de plomo está disponible en una gama estándar de seis espesores que se encuentran en el cuadro 1, estos están codificados según la masa por unidad de superficie, es decir, el producto de la densidad del plomo por el espesor de la lámina. Existen dos tipos de láminas de plomo:

- Plomo laminado: se fabrica conforme a la norma europea (BSEN 12588; BSI, 2006), que regula características como la composición, homogeneidad



y una tolerancia de $\pm 5\%$ en el grosor indicado.

- Plomo fundido a máquina: no se fabrica conforme a ninguna norma y no puede producirse con las tolerancias de espesor de plomo laminado. Además de la variabilidad de su espesor presenta también el inconveniente de agrietarse con mayor facilidad que el plomo laminado al ser doblado. Sin embargo, tiene como ventaja que es ligeramente más barato.

Código	3	4	5	6	7	8
Espesor nominal (mm)	1.32	1.80	2.24	2.65	3.15	3.55
Masa por unidad de superficie (kg/m^2)	15.0	20.5	25.5	30.1	35.8	40.4
Peso de plancha 3000×300 mm (kg)	13	18	23	27	32	36
Peso de plancha 6000×300 mm (kg)	27	37	46	54	64	72

Cuadro 1: Propiedades según código de lámina

- Ladrillo

Es una opción económica para el blindaje, especialmente en estructuras ya existentes. Su capacidad para atenuar la radiación depende de su densidad y composición química. Los ladrillos estándar tienen una densidad de aproximadamente $1600 \text{ kg}/\text{m}^3$, mientras que los de mayor densidad ofrecen un mejor blindaje gracias a su mayor contenido de óxido de hierro. Es importante aclarar que únicamente los ladrillos macizos constituyen una barrera homogénea y útil frente a los rayos X.

- Placas de yeso laminado

Están compuestas por sulfato de calcio hidratado prensado entre dos capas de papel. Los grosores más comunes son 9,5 mm, 12,5 mm y 15 mm con densidades superficiales aproximadas de 6,5, 8,5 y $10 \text{ kg}/\text{m}^2$ respectivamente. Se pueden colocar múltiples capas para mejorar el aislamiento frente a rayos X de baja energía, como los utilizados en mamografía o radiología dental.

- Hormigón

En edificios nuevos, los forjados de hormigón suelen tener al menos 150 mm de espesor y una densidad estándar de $2350 \text{ kg}/\text{m}^3$. Normalmente esto es suficiente como blindaje ante la radiación, pero algunas estructuras usan hormigón ligero (densidad igual o inferior a $1800 \text{ kg}/\text{m}^3$) que pueden requerir introducir algún tipo de blindaje adicional. Existen también forjados con geometrías especiales que reducen el espesor real en ciertas zonas cuya eficacia como barrera frente a los rayos X debe ser verificada.

Aunque en radiología general el uso de hormigón estándar suele ser suficiente, existen situaciones clínicas en las que se requieren mayores niveles de atenuación, como en salas de radioterapia con aceleradores lineales o instalaciones de medicina nuclear. En estos casos se emplean hormigones de alta densidad, que incorporan agregados especiales como barita (BaSO_4), magnetita (Fe_3O_4) o hematita (Fe_2O_3) con el objetivo de aumentar la capacidad de absorción de



la radiación. Estos materiales permiten alcanzar densidades entre 2800 y 3800 kg/m^3 , mejorando significativamente la eficacia del blindaje sin necesidad de aumentar el espesor del muro.

- Vidrio plomado

El vidrio plomado, en apariencia, es similar al vidrio plano común, pero está formulado específicamente con un alto contenido de óxidos de plomo (48 %) y bario (15 %), lo que le confiere sus propiedades de blindaje frente a la radiación. Es más frágil que el vidrio común y puede romperse con relativa facilidad. Su limpieza debe realizarse con un paño suave junto con alcohol isopropílico y tras ella debe secarse completamente.

Este vidrio plomado se usa comúnmente en mamparas de rayos X, ventanas de observación o pantallas de seguridad en aeropuertos. Las placas de vidrio plomado no suelen superar una superficie 2000 mm x 1000 mm y el diseñador del blindaje debe confirmar el espesor del vidrio que se utilizará en función del requisito de equivalencia en plomo especificado.

- Disposición de los blindajes en las barreras

La instalación del blindaje radiológico en una sala no solo depende de los materiales utilizados, sino también de su correcta disposición en paredes, techos, suelos y elementos estructurales como puertas y ventanas. Actualmente, existen numerosas empresas especializadas en la fabricación e instalación de estos blindajes, ofreciendo productos como paneles prefabricados, puertas, marcos y pantallas de vidrio plomado.

- Paredes, techo y suelo

- Paneles de contrachapado plomado

Consisten en unas láminas de plomo unidas por presión a planchas de contrachapado. Su instalación es sencilla y se lleva a cabo utilizando juntas planas o en esquina. Para evitar filtraciones de radiación en estas esquinas se usan listones plomados de unos 50 mm de ancho y 25 mm de espesor.

Para paredes y techos suele ser necesario un grosor mínimo de 12 mm en el contrachapado, pero hay que tener en cuenta que en el techo el peso no debe superar los 25 kg de para facilitar la instalación. En cambio, para suelos, es posible usar paneles con contrachapado de 9 mm en lugar de 12 mm.

- Paneles de cartón-yeso plomado

Son paneles similares a los clásicos de pladur, pero con una lámina de plomo del grosor requerido en la exposición radiológica específica.

Los paneles de cartón-yeso plomado se instalan sobre perfiles metálicos y para evitar fugas de radiación en las juntas entre paneles deben solaparse o cubrirse con bandas de plomo.



Las principales ventajas que presenta este material es su fácil instalación y su acabado estético.

- Paneles de construcción con base de bario.

Son una alternativa libre de plomo para el blindaje radiológico. Una capa de este material equivale a unos 0,5 mm de plomo, por lo que habitualmente son necesarias tres o cuatro capas para alcanzar los niveles de protección adecuados. Sin embargo, esta opción suele ser mucho más costosa que alguna de las tradicionales como el plomo y su uso está restringido a únicamente las paredes.

- Puertas y marcos con revestimiento de plomo

En las salas de radiografía general las puertas suelen estar blindadas utilizando plomo, pues no se considera práctica ninguna otra alternativa. Para lograr una protección efectiva, se instala un conjunto completo formado por la hoja de la puerta y el marco, ambos revestidos de plomo. Las puertas recubiertas con hasta 6 mm de plomo pueden abrirse manualmente, pero si se requiere un espesor mayor, suelen instalarse mecanismos automáticos con asistencia motorizada.

En las salas de radiografía general no suelen ser necesarios espesores de plomo superiores a 2 mm para las puertas/marcos.

- Ventanas de observación

Las ventanas de observación suelen instalarse en zonas donde se realizan procedimientos especiales y el operador del equipo se encuentra en una sala separada. Una ventana de observación blindada consiste en un marco con plomo metálico en su interior adecuadamente solapado con el cristal de vidrio plomado, proporcionando protección completa del hueco estructural.

2.7. Modelo de Archer para el factor de transmisión

El modelo empírico desarrollado por Archer en 1983 permite describir la atenuación de rayos X en condiciones de haz amplio al atravesar distintos materiales. A diferencia del modelo exponencial clásico, que es válido solo para haces estrechos, el modelo de Archer tiene en cuenta tanto la absorción como la dispersión dentro del material, proporcionando así resultados más realistas en contextos clínicos.

Este modelo se basa en tres parámetros característicos del material y de la calidad del haz: α , β y γ . Estos parámetros deben determinarse experimentalmente o consultarse en tablas específicas, ya que dependen de la densidad, composición y energía del haz de radiación. A partir de ellos, es posible calcular:

- La **transmisión** B , que indica la fracción de radiación que atraviesa un determinado espesor de material.



- El **espesor necesario** para reducir la transmisión de la radiación hasta un valor deseado.

La fórmula para calcular la transmisión B en función del espesor x del material es:

$$B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha\gamma x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}}$$

Si se conoce el valor deseado de B , la fórmula puede invertirse para calcular el espesor x necesario:

$$x = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left(\frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right)$$

Este modelo es especialmente útil para diseñar blindajes adaptados a las características particulares de cada instalación. Gracias a su forma funcional, puede implementarse fácilmente en hojas de cálculo o programas informáticos, como se hace en este trabajo, facilitando tanto la estimación de la transmisión para un espesor dado como la determinación del espesor necesario para cumplir con un determinado criterio de protección radiológica.



3. Lenguaje usado

Python fue creado por Guido Van Rossum, un programador de computación de los Países Bajos en 1989 en el Centrum Wiskunde & Informatica (CWI). En un primer momento fue un proyecto desarrollado con el fin de mantenerse ocupado durante las vacaciones de Navidad.

Guido Van Rossum publicó la primera versión del código Python (versión 0.9.0) en 1991. Dicha versión ya incluía buenas características, como algunos tipos de datos y funciones para la gestión de errores.

Python 1.0 se lanzó en 1994 con nuevas funciones para procesar fácilmente una lista de datos, como la asignación, el filtrado y la reducción.

Python es un buen lenguaje para la primera toma de contacto con la programación ya que a diferencia de lo que ocurre con otros lenguajes Python tiene un cierto acercamiento al lenguaje humano, que hace que se vea como algo más próximo a lo conocido y, por tanto, más sencillo de entender y aprender a trabajar.

Además de la ventaja que se acaba de citar, Python presenta otros beneficios:

- Multiplataforma y de código abierto: Python es compatible con diferentes sistemas operativos y está disponible de forma gratuita, lo que lo hace accesible.
- Versatilidad: Python se puede utilizar en una amplia gama de aplicaciones. Sus campos de aplicación más frecuentes son:
 - Análisis de datos: Python es la opción preferida para muchas tareas de ciencia de datos debido a su amplio conjunto de bibliotecas como son NumPy o Pandas.
 - Machine learning: las bibliotecas como TensorFlow y scikit-learn proporcionan un conjunto completo de herramientas para construir y entrenar modelos de aprendizaje automático.
 - Desarrollo web: Python es ampliamente utilizado en el desarrollo web gracias a frameworks populares como Django y Flask.
 - DevOps: Python se utiliza en la automatización de tareas y la gestión de infraestructuras en el campo de DevOps. Su facilidad de uso, combinada con bibliotecas como Fabric y Ansible, permite a los desarrolladores automatizar procesos y administrar sistemas de manera eficiente.
- Comunidad activa: Python cuenta con una gran comunidad de desarrolladores que ofrecen soporte, comparten conocimientos y colaboran en proyectos.
- Utilizado por grandes empresas: Python es ampliamente utilizado por empresas de renombre en diversos sectores, lo que demuestra su relevancia y demanda en el mercado laboral.



Finalmente, la idea de desarrollar esta herramienta en Python también ha estado inspirada por la existencia de un software libre ya implementado en este lenguaje y dedicado al mismo ámbito. En particular, el proyecto `pyrateShield`, disponible públicamente en PyPI, ha servido como referencia para comprobar la viabilidad de implementar este tipo de cálculos en Python y ha reafirmado la idoneidad del lenguaje para este tipo de aplicaciones.



4. Código

4.1. Cálculo del kerma en aire por radiación dispersa (K^{S-air})

Tipo de exploración	Tensión (kV)	N.º exploraciones	KAP (Gy·cm ²)
Abdomen AP	80	224	2.16
Columna lumbar AP	85	789	1.33
Columna lumbar LAT	85	765	2.14
Articulación lumbo-sacra	90	896	1.94
Pelvis AP	85	546	1.90
Columna torácica AP	80	898	0.75
Columna torácica LAT	90	378	1.27

Cuadro 2: Ejemplos de parámetros técnicos y número de exploraciones anuales para distintas proyecciones.

La radiación secundaria incluye

- La radiación dispersada por el paciente.
- La radiación dispersada por el sistema de colimación del haz primario.
- La radiación de fuga que emite el tubo de rayos X a través de su coraza blindada.

Cuando se mide la radiación secundaria a 1 metro del paciente la fuente secundaria o terciaria más importante de las citadas es la radiación dispersa emitida por el paciente. Por este motivo, en lo que sigue se habla de radiación dispersa aunque debe entenderse que las fórmulas incluyen la contribución de todas las fuentes secundarias (e incluso terciarias) medidas a 1 metro de distancia del paciente. Para distancias superiores a 1 metro, es conocido que se puede aplicar la ley del inverso del cuadrado de la distancia como aproximación más que adecuada.

Para comenzar los cálculos que se presentarán a continuación es necesario conocer los parámetros que se muestran en la cabecera del cuadro 2 tanto para el bucky de pared como para el de mesa. Estos tendrán que ser introducidos por el usuario de la forma que se explica en el apartado de manual de uso del código.

En primer lugar, el programa usa una función llamada `pedir_distancia` para obtener los datos de las distancias en metros desde tanto el bucky de pared como el de mesa hasta las barreras secundarias: pared 1, pared 2, pared 3, pared 4, suelo y techo. Esta función filtra si se introduce un valor no válido para las distancias, es decir, devuelve un error si se le entrega algo distinto a un número positivo.



■ Bucky de mesa

Lo primero que hay que calcular es el $KAP_{anual}^i(kV)$ para cada tipo de exploración (i) haciendo uso de la fórmula (6). Si en ella se introduce el KAP^i en $Gy \cdot cm^2$ se obtendrá $KAP_{anual}^i(kV)$ en $Gy \cdot cm^2/año$.

$$KAP_{anual}^i(kV) = (n^{\circ}anual)_i \cdot KAP_{valorusuario}^i \quad (6)$$

A continuación, se calcula el valor del producto kerma-área para cada tensión. Este se determina sumando sobre los distintos tipos de exploración realizados a un mismo valor de tensión tal y como muestra la fórmula (7).

$$KAP_{anual}(kV) = \sum_i KAP_{anual}^i(kV) \quad (7)$$

Seguidamente, se calcula el valor máximo del kerma por radiación dispersa, en $\mu Gy/año$, para la tensión kV tal y como se muestra en (8).

$$K_{1m}^{S-air} = S_{max}(kV) \cdot KAP_{anual}(kV) \quad (8)$$

Donde S es el llamado factor de dispersión, que se define como:

$$S = \frac{K_{1m}^{S-air}}{KAP} \quad (9)$$

y cuyas unidades son $\mu Gy \cdot [Gy \cdot cm^2]^{-1}$.

Siendo K_{1m}^{S-air} el kerma en aire por radiación dispersa a una distancia de 1 metro del paciente y KAP el producto kerma-área del disparo radiográfico que produce dicha radiación dispersa.

S_{max} representa el máximo valor del kerma en aire por dispersión (por unidad de KAP) sobre una pared que diste 1 metro del paciente.

Cuando se hacen radiografías con el paciente en el bucky de mesa debemos distinguir entre la radiación dispersa que incide sobre las paredes de la sala, el techo y el suelo, porque la fórmula para el valor máximo del factor de dispersión S_{max} es distinta en cada caso.

• Para las paredes de la sala

$$S_{max}(kV) = [(0,031 \cdot kV) + 2,5] \quad (10)$$

• Para el techo

$$S_{max}(kV) = [(0,058 \cdot kV) + 4,8] \quad (11)$$

• Para el suelo

$$S_{max}(kV) = [(0,011 \cdot kV) + 0,9] \quad (12)$$



Finalmente, para pasar de la distancia de referencia 1 metro a la distancia "d" también medida en metros se corregirá según el factor $1/d^2$, siendo d la mínima distancia del paciente a la barrera, es decir, la distancia perpendicular.

$$K_{d(m) | \max}^{S-air} = \frac{K_{1 m | \max}^{S-air}}{d^2} \quad (13)$$

■ Bucky de pared

Todos los cálculos para el bucky de pared son análogos a los realizados para el de mesa, pero hay que tener en cuenta que el haz de rayos X es horizontal cuando se dirige hacia el bucky mural y como consecuencia se debe distinguir, por un lado, entre la radiación dispersa que incide sobre las dos paredes a los lados del haz, el techo y el suelo; por otro lado, la que incide sobre la pared que está detrás del tubo de rayos X y, por último, la incidente en la pared que está detrás del bucky ya que esto determinará la forma de obtener S_{max} .

- Para las paredes de la sala a los lados del haz, el techo y el suelo

$$S_{max}(kV) = [(0,031 \cdot kV) + 2,5] \quad (14)$$

- Para la pared que está detrás del tubo de rayos X

$$S_{max}(kV) = [(0,058 \cdot kV) + 4,8] \quad (15)$$

- Para la pared que está detrás del bucky de mural

$$S_{max}(kV) = [(0,011 \cdot kV) + 0,9] \quad (16)$$

En el código, estos cálculos que se acaban de explicar se realizan mediante una única función a la que se llama dos veces (una para cada bucky) que lee los datos que se le pasan y en función de si se trata del bucky de mesa o de pared realiza los cálculos utilizando las fórmulas (10), (11), (12) o las (14), (15), (16) respectivamente. Además, esta función también se encarga de almacenar los cálculos realizados en DataFrames que se vuelcan en archivos de extensión .csv separados para cada bucky (`analisis_por_tension_mesa.csv` y `analisis_por_tension_pared.csv`).

4.2. Cálculo de la máxima transmisión en cada barrera para la radiación dispersa (radiación secundaria), y cálculo del espesor de plomo u hormigón necesario

Para calcular el espesor del material de blindaje (plomo u hormigón) x para cada barrera se usa la fórmula (17).



$$\sum_{Buckys} \sum_{kV} K_{d(m)|max}^{S-air} \cdot B_{kV} \leq \frac{P}{T} \quad (17)$$

Donde $K_{d(m)|max}^{S-air}$ se ha calculado en el apartado anterior y B_{kV} es el factor de transmisión que se calcula con la fórmula de Archer inversa (18).

$$B_{kV} = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) \cdot e^{\alpha \cdot \gamma \cdot x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}} \quad (18)$$

Es decir, el objetivo será encontrar el mínimo valor de x que verifique la desigualdad (17). Esto se hará aplicando el método de dicotomía.

Para encontrar el espesor mínimo x que cumpla la desigualdad (17), se define la función

$$f(x) = \sum_{Buckys} \sum_{kV} K_{d(m)|max}^{S-air} \cdot B_{kV}(x) - \frac{P}{T} \quad (19)$$

El objetivo es encontrar el valor mínimo de x tal que

$$f(x) \leq 0,$$

es decir, que la suma ponderada de la radiación transmitida sea menor o igual al límite permisible.

Método de dicotomía

Para hallar el valor x que cumple $f(x) = 0$, se aplica el método numérico de **dicotomía**:

1. Se elige un intervalo inicial $[x_{\min}, x_{\max}]$ donde se sospecha que está la solución, con $f(x_{\min}) > 0$ y $f(x_{\max}) < 0$.
2. Se calcula el punto medio

$$x_{\text{medio}} = \frac{x_{\min} + x_{\max}}{2}$$

y se evalúa $f(x_{\text{medio}})$.

3. Según el signo de $f(x_{\text{medio}})$, se actualiza el intervalo:

$$\begin{cases} x_{\min} \leftarrow x_{\text{medio}}, & \text{si } f(x_{\text{medio}}) > 0 \\ x_{\max} \leftarrow x_{\text{medio}}, & \text{si } f(x_{\text{medio}}) \leq 0 \end{cases}$$



4. Se repite el proceso hasta que la diferencia $x_{\text{máx}} - x_{\text{mín}}$ sea menor que una tolerancia ε , obteniendo así una aproximación del espesor mínimo x .

De esta forma, el método de dicotomía permite calcular de forma eficiente el espesor mínimo necesario para que la barrera cumpla con el límite de dosis permitido, resolviendo numéricamente la desigualdad (17) mediante la condición $f(x) \leq 0$.

Para hacer estos cálculos en primer lugar se reorganizan los datos obtenidos en los CSV del apartado anterior en un nuevo archivo CSV (`kerma_con_material.csv`).

Es decir, se combinan los datos de los dos archivos .csv anteriores en un solo DataFrame `df_combinado`, para ello, se hace un bucle for que recorre las filas del csv asociado al bucky de pared y las almacena en una lista que luego volcará en el nuevo DataFrame y lo mismo para el bucky de mesa.

A este mismo CSV que se ha creado se le añaden a continuación el resto de datos necesarios para realizar los cálculos de este apartado.

Obviamente, es necesario conocer el material empleado para el blindaje de cada una de las barreras. Es por ello que se recorre el conjunto de barreras únicas presentes en el archivo combinado y se llama una única vez a la función `pedir_material(barrera)` para cada una de ellas. Las selecciones realizadas por el usuario se almacenan en un diccionario llamado `materiales`, que asocia cada barrera con su correspondiente material de blindaje.

Posteriormente, se añade una nueva columna al `df_combinado` llamada "material", utilizando el método `.map()` para asignar el material seleccionado a cada fila según el valor de la columna "barrera". Finalmente, el DataFrame actualizado se guarda en el nuevo archivo CSV llamado `kerma_con_material.csv`.

Si el usuario selecciona "ambos" como material para una barrera, se generan dos copias de esa fila en el DataFrame: una con "plomo" y otra con "hormigón". En caso contrario, se mantiene la fila original con el material correspondiente. Todas las filas resultantes se almacenan en una lista, con la que se construye un nuevo DataFrame llamado `df_combinado_expandido`, que se guarda en el archivo `kerma_con_material.csv`.

A continuación, hay que asignar valores de α , β y γ (de la fórmula (18)) para cada fila del CSV `kerma_con_material.csv`, que se obtienen de un archivo llamado `coeficientes.csv`, donde se encuentran tabulados en función del material y el kilovoltaje. Para ello, se recorre fila por fila el archivo `kerma_con_material.csv`, se extrae el material y la tensión correspondiente, y se buscan los coeficientes del material para el valor de tensión inmediatamente superior o igual disponible. Si no existe una tensión superior, se utiliza el coeficiente correspondiente a la mayor tensión disponible para ese material.



En la desigualdad (17) aparece P , que es el límite de dosis anual que se mide en $mSv/año$. Los valores de P dependen del criterio utilizado. Este código ofrece al usuario dos distintos, el criterio normal y Sutton. La selección de este se hace mediante la función `elegir_criterio()` que muestra una ventana donde el usuario puede escoger entre estos dos criterios radiológicos. Al confirmar la selección, esta función llama a otra llamada `pedir_P_por_barrera()` para continuar.

La función `pedir_P_por_barrera(criterio)` crea una nueva ventana con un menú desplegable por cada barrera encontrada en el CSV, que permite seleccionar el tipo de zona en función del criterio previamente elegido. Al pulsar "Guardar", se recogen todas las selecciones en el diccionario `seleccion_P`, se asignan los valores correspondientes a una nueva columna P en el DataFrame, y se guarda el archivo actualizado `kerma_con_material.csv`.

El único dato que falta para poder empezar a operar es el factor de ocupación T para cada barrera, que es un valor entre 0 y 1.

Para obtener estos valores de T , en primer lugar, se define una lista con los nombres de las barreras para las que se va a pedir el factor de ocupación. Seguidamente, se ejecuta `pedir_T_por_barrera()` que es una función que llama primero a `mostrar_sugerencias()` para informar al usuario y luego, para cada barrera de la lista, abre un diálogo para que el usuario introduzca un valor para el factor T . Si se introduce un valor inválido o no introduce nada, muestra un mensaje de error y repite la solicitud hasta que el dato sea correcto.

Finalmente, lee el archivo CSV `kerma_con_material.csv`, añade la nueva columna T con los valores introducidos para cada barrera y guarda el archivo actualizado.

El proceso de cálculo comienza con la llamada a la función principal `calcular_blindajes()`. Dentro de esta función, primero se lee el archivo CSV llamado `kerma_con_material.csv` y luego los datos leídos se agrupan por barrera y material para poder procesar cada conjunto de forma independiente.

Para cada grupo correspondiente a una combinación de barrera y material, se verifica que los datos estén completos y sean válidos. Si es así, se llama a la función `dicotomia()` pasando los datos del grupo para calcular el espesor de blindaje necesario.

En la función `dicotomia()`, se evalúa inicialmente la `función_objetivo` en los extremos del intervalo definido para el espesor (por defecto, desde x_{\min} hasta x_{\max}) para asegurar que exista un cambio de signo, condición necesaria para aplicar el método de dicotomía. En caso de no existir dicho cambio, se va aumentando el límite superior x_{\max} (multiplicándolo por dos) hasta encontrar un intervalo válido o hasta alcanzar un valor máximo razonable. Si no se encuentra una solución válida, la función lanza un error.

Una vez asegurado el cambio de signo, el método de dicotomía se aplica de forma iterativa: en cada paso se calcula el punto medio del intervalo, se evalúa la función objetivo en



ese punto y se ajusta el intervalo según el signo del resultado. El objetivo es encontrar la raíz de la función, es decir, el espesor x que cumple con la condición de protección radiológica requerida. El proceso continúa hasta que la diferencia entre los extremos del intervalo es inferior a la tolerancia establecida, o hasta alcanzar el número máximo de iteraciones.

La función objetivo evalúa, para un espesor dado x , la suma del kerma corregido ajustado por el factor de transmisión, restando el valor P/T . Para calcular el factor de transmisión para cada energía, la función objetivo llama a `calcular_factor_transmision()`, que aplica la fórmula inversa de Archer (18) utilizando los coeficientes α , β y γ . Esta función devuelve el valor de $B_{KV}(x)$ o cero en caso de errores numéricos, como desbordamientos o divisiones por cero.

Con el valor obtenido de la función objetivo, la función `dicotomia()` decide cómo ajustar el intervalo en la siguiente iteración, con el fin de encontrar el espesor mínimo necesario que garantice que la dosis transmitida no supere el límite permitido.

Finalmente, una vez obtenido el espesor para cada grupo de barrera y material, la función `calcular_blindajes()` almacena los resultados en una lista. Tras procesar todos los grupos, se construye un `DataFrame` con los resultados, que se ordena y guarda en un archivo CSV denominado `resultados_blindaje.csv`.

4.3. Cálculo del espesor definitivo del blindaje de las barreras secundarias

Para calcular el espesor definitivo en las paredes hay que tener en cuenta que, en el mercado español de materiales para la construcción, el plomo se comercializa habitualmente en planchas de 1 mm, 1,5 mm y 2 mm .

En el caso del suelo y del techo, esta adaptación solo se realiza si el espesor de hormigón existente en la realidad es menor al que se requiere según el cálculo teórico. Para ello, el programa sigue el siguiente flujo:

En primer lugar, se ejecuta la función `agregar_espesor_plomo_real()`, que calcula el espesor de plomo necesario para cada barrera secundaria. Esta función emplea internamente `calcular_espesor_plomo_optimo()`, la cual genera todas las combinaciones posibles de planchas comerciales y selecciona la mínima combinación que cumpla con el espesor requerido.

A continuación, si el usuario ha introducido datos reales sobre el espesor y la densidad del hormigón existente, se ejecuta la función `agregar_espesor_corregido()`, que recalcula el espesor efectivo del hormigón teniendo en cuenta su densidad real frente a la densidad estándar de referencia (2.35 g/cm^3).

Por último, se ejecuta la función `crear_csv_final()`, que analiza los datos de cada ba-



rrera que en el caso de las paredes, selecciona directamente el espesor de plomo calculado según el formato comercial y en el del techo y el suelo, compara el espesor real de hormigón corregido con el espesor mínimo requerido. Si el hormigón existente es suficiente, se conserva, si no, se sustituye por planchas de plomo.

El resultado final se guarda en un archivo `blindaje_final.csv`, que contiene, para cada barrera secundaria, el material definitivo a emplear (plomo u hormigón) y el espesor a instalar, ajustado a formatos comerciales y condiciones reales de obra.

5. Resultados

A continuación, se exponen dos ejemplos de uso del programa implementado, aplicados a dos salas reales del Hospital Ribera Povisa de Vigo.

5.1. Sala del equipo Siemens Ysio F

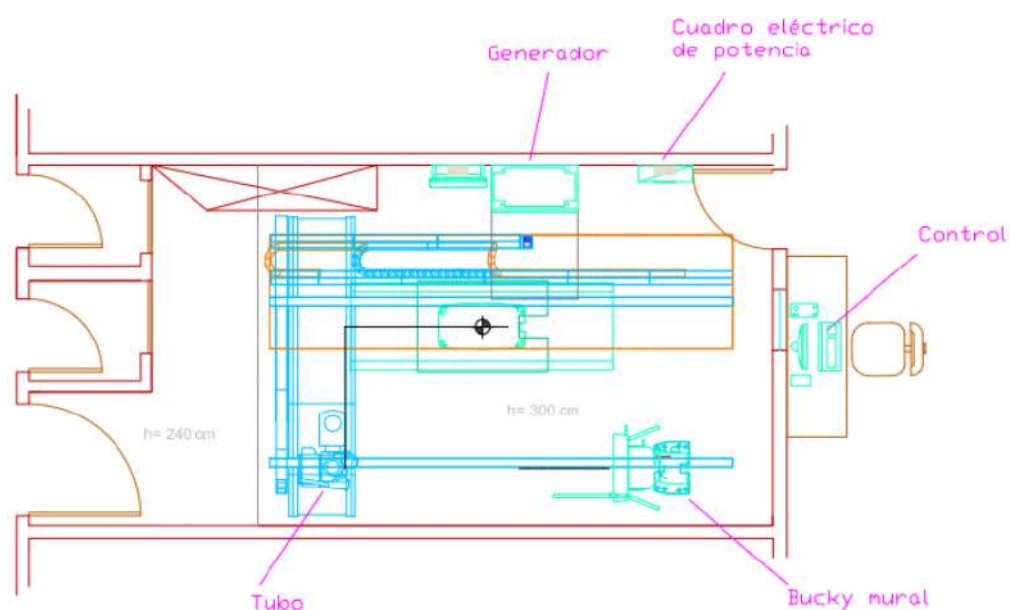


Figura 22: Plano sala Ysio F

Las distancias recogidas en el cuadro 3 se han obtenido del plano de la figura 22.

Cuadro 3: Distancias desde los buckys a las distintas barreras

Barrera	Distancia desde bucky de mesa/m	Distancia desde bucky de pared/m
Pared 1	1.44	2.66
Pared 2	2.65	1.50
Pared 3	1.75	0.53
Pared 4	3.05	4.20
Suelo	1.00	1.50
Techo	2.40	1.90

La selección de materiales por barrera es la siguiente: plomo para las cuatro paredes y



ambos materiales para suelo y techo.

Como ya se ha explicado, T varía en función del tipo de área situada detrás de cada barrera, ya que no es lo mismo proteger una zona de paso ocasional que una sala de trabajo ocupada continuamente.

- **Pared 1:** detrás de ella se encuentra la sala del telemando, por lo que $T = 1$.
- **Pared 2:** al otro lado hay un pasillo de personal de radiodiagnóstico. Para este tipo de espacios se asigna $T = 1$.
- **Pared 3:** tras ella hay otra sala de radiografía con lo que $T = 1$
- **Pared 4:** esta pared colinda con un pasillo público, esto implica un valor del factor de ocupación $T = 0,25$.
- **Suelo:** debajo de esta sala se encuentra la Unidad de Corta Estancia y Observación del Servicio de Urgencias con lo que $T = 1$.
- **Techo:** en la planta superior se encuentra un almacén del Servicio de Farmacia, $T = 0,25$.

$P = 0,3$ mSv/año para todos los locales contiguos a la esta sala de radiografía.

Los espesores del suelo y el techo son de 15 cm y la densidad del hormigón de estos se considera $2,35 \text{ g/cm}^3$.

Los CSV de los inputs del bucky de pared y mesa están en las imágenes 23 y 24 respectivamente.

```
Tipo de exploración;Tensión (kv);numero de exploraciones anuales;KAP (Gy.cm^2)
Torax PA;125;14700;0.2
Torax LAT;125;7000;0.5
Parrilla costal;65;1050;0.5
Columna cervical AP;70;1100;0.3
Columna cervical LAT;70;1100;0.4
Senos paranasales;75;600;0.7
Hombro AP;70;1350;0.2
```

Figura 23: CSV input pared

```
Tipo de exploración;Tensión (kV);numero de exploraciones anuales;KAP (Gy.cm^2)
Columna torácica AP;85;950;1.2
Columna torácica LAT;90;950;1.8
Columna lumbo-sacra AP;80;1850;2.0
Columna lumbo-sacra LAT;80;1850;3.4
Pelvis AP;75;200;2.5
Abdomen AP;75;4100;2.6
Hombro AP;95;50;0.7
Rodilla AP;60;2200;0.2
Rodilla Lat;60;2250;0.3
Cadera AP;75;1600;2.5
Parrilla costal;65;550;0.5
```

Figura 24: CSV input mesa

Al introducir los datos que se acaban de presentar el programa devuelve los siguientes resultados.

```
blindaje_final.csv
1  Barrera;Material;Espesor necesario
2  Pared 1;plomo;1.5
3  Pared 2;plomo;1.0
4  Pared 3;plomo;2.0
5  Pared 4;plomo;1.0
6  Suelo;hormigon;15.0
7  Techo;hormigon;15.0
```

Figura 25: Resultados blindajes sala Ysio F

- La **Pared 3** presenta el espesor más alto (2,0 mm de plomo). Este resultado es coherente, ya que la distancia entre el bucky de pared y esta barrera es de tan solo 0,53 m, la más corta entre todas las configuraciones analizadas. Dado que el kerma en aire debido a radiación dispersa sigue una ley del inverso del cuadrado de la distancia, este valor se ve notablemente incrementado en distancias cortas, lo que requiere un mayor espesor de atenuación para cumplir los límites de dosis establecidos.
- La **Pared 1** requiere 1,5 mm de plomo. Este resultado también es razonable si se consideran las distancias desde el bucky de mesa (1,44 m) y el de pared (2,66 m). Esta combinación implica una exposición significativa, especialmente si se tiene en cuenta que tras esta barrera se encuentra la sala del telemando, lo que exige una protección completa ($T = 1$).
- Las **Paredes 2 y 4** requieren únicamente 1,0 mm de plomo. Estas barreras se encuentran a distancias más elevadas, de uno de los buckys o de ambos, lo cual reduce considerablemente el kerma disperso que les llega.



- En el caso del **suelo** y el **techo** el programa dice que son necesarios 15 cm de hormigón, pero esto debe ser interpretado de la siguiente manera: esos 15 cm son los centímetros reales de hormigón disponibles en el suelo y el techo que son más que suficientes para garantizar la protección radiológica requerida. El espesor necesario de hormigón para el techo son 5,079 cm y para el suelo 8,977 cm (datos extraídos de un CSV intermedio). Esta diferencia entre el espesor necesario y el espesor disponible proporciona un margen de seguridad adicional, lo cual es positivo desde el punto de vista del diseño radiológico.

La sala adoptó la forma y la estructura que tiene actualmente hacia el año 1997, con blindajes de 1,5 mm de plomo en todas las paredes y sin refuerzo de plomo en techo y suelo, siguiendo la Guía de Seguridad 5.11 del Consejo de Seguridad Nuclear (que contiene criterios y recomendaciones diferentes a los del libro de Sutton et al.). Las puertas tienen láminas de 2 mmPb y el visor plomado es equivalente, también, a 2 mm de plomo. Cuando se instaló el equipo de rayos X Siemens Ysio F en 2021 se reformó la sala pero no se cambiaron los blindajes.

En resumen, puede decirse que los resultados del programa para los espesores necesarios son muy coherentes con los blindajes realmente existentes.

5.2. Sala del equipo Siemens Ysio Max

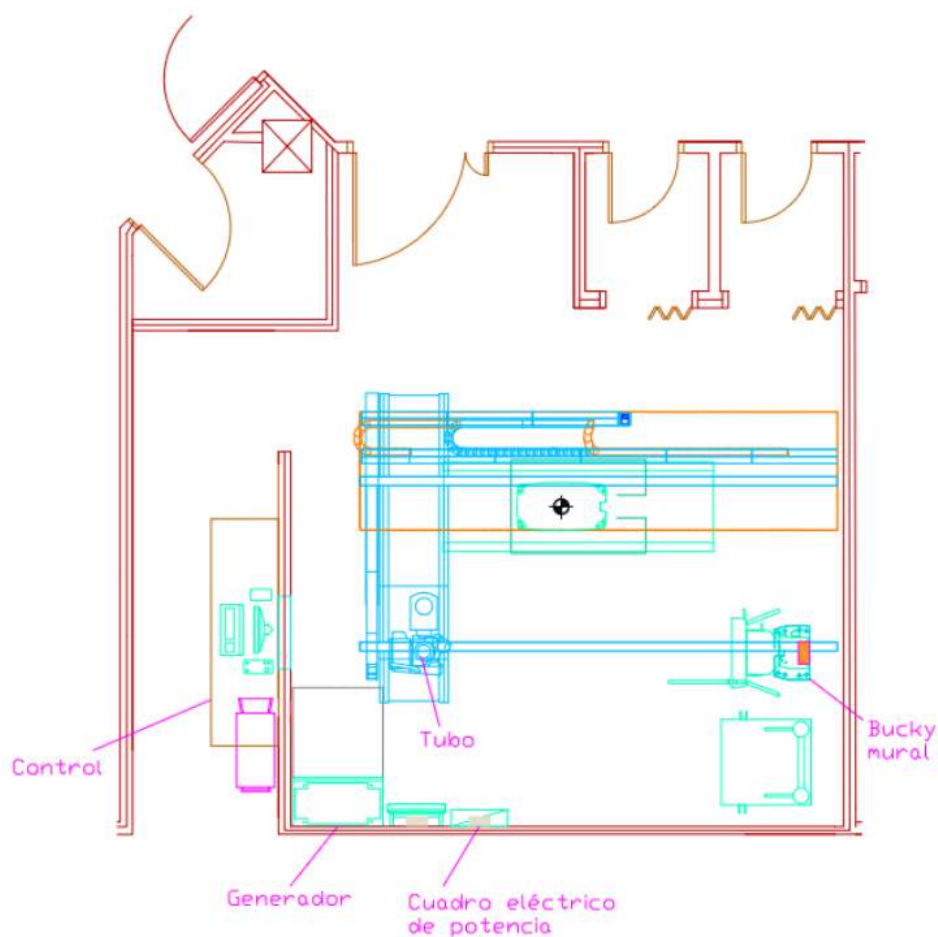


Figura 26: Plano sala Ysio Max

Cuadro 4: Distancias desde los buckys a las distintas barreras

Barrera	Distancia desde bucky de mesa/m	Distancia desde bucky de pared/m
Pared 1	1.75	3.05
Pared 2	2.5	0.9
Pared 3	2.8	1.5
Pared 4	2.42	4.02
Suelo	1.00	1.50
Techo	2.40	1.90



Las distancias del Cuadro 4 han sido extraídas del plano de la figura 26.

Se han elegido los mismos valores de P , densidades, espesores y selección de materiales que en el caso de la sala Ysio F.

En cuanto a los valores de T , se han seleccionado, obviamente, teniendo en cuenta qué hay detrás de cada una de las barreras.

- **Pared 1:** detrás de esta barrera hay un pasillo público, $T = 0,25$.
- **Pared 2:** tras ella se encuentra una sala de ecografía, $T = 1$.
- **Pared 3:** al otro lado de esta pared está el pasillo de personal de radiodiagnóstico, $T = 0,25$.
- **Pared 4:** detrás se encuentra el control del equipo Ysio Max, $T = 1$.
- **Suelo:** debajo está la Sala de Máquinas del Servicio de Mantenimiento, $T = 1/16$.
- **Techo:** sobre la sala del Ysio Max se encuentra una Sala de Climatización del Servicio de Mantenimiento, $T = 1/16$.

Los CSV de los inputs del bucky de pared y mesa están en las imágenes 27 y 28 respectivamente.

```
Tipo de exploración;Tensión (kV);numero de exploraciones anuales;KAP (Gy.cm^2)
Torax PA;125;7350;0.2
Torax LAT;125;3900;0.5
Columna cervical AP;70;650;0.3
Columna cervical LAT;70;650;0.4
Hombro AP;70;1100;0.2
Telemetría (disparo 1);90;700;2.6
Telemetría (disparo 2);90;700;0.4
Telemetría (disparo 3);80;700;0.1
Telemetría (disparo 4);75;700;0.1
```

Figura 27: CSV input pared

```
Tipo de exploración;Tensión (kV);numero de exploraciones anuales;KAP (Gy.cm^2)
Columna dorsal (torácica) AP;85;850;1.2
Columna dorsal (torácica) LAT;90;750;1.8
Columna lumbo-sacra AP;80;1450;2
Columna lumbo-sacra LAT;80;1450;3.4
Pelvis AP;75;600;2.5
Abdomen AP;75;600;2.6
Rodilla AP;60;1200;0.2
Rodilla LAT;60;1250;0.3
Cadera AP;75;550;2.5
```

Figura 28: CSV input mesa

Los resultados obtenidos son lo que se muestran en la Figura 29.

```
Barrera;Material;Espesor necesario
Pared 1;plomo;1.0
Pared 2;plomo;1.0
Pared 3;plomo;1.0
Pared 4;plomo;1.0
Suelo;hormigon;15.0
Techo;hormigon;15.0
```

Figura 29: Resultados blindajes sala Ysio Max

Los resultados obtenidos para el espesor necesario de cada barrera muestran coherencia con las distancias empleadas, los valores de carga de trabajo, los factores de ocupación T , y el nivel de protección requerido.

- **Paredes 1, 2, 3 y 4:** en todos los casos el espesor necesario de plomo calculado es de 1 mm. Esto es coherente dado que las distancias desde los buckys a las paredes son, en general, bastante elevadas.
- **Suelo y Techo:** se ha empleado hormigón como material, y el espesor real disponible en ambos casos es de 15 cm. Este espesor resulta suficiente, ya que el cálculo muestra que bastaría con:
 - 2,281 cm de hormigón para el **suelo**
 - 1,895 cm de hormigón para el **techo**

Esto indica que el espesor real de 15 cm proporciona un margen de seguridad adecuado frente a la radiación dispersa, al igual que ocurría en el apartado anterior.

En la realidad los blindajes existentes son los siguientes:

- **Pared 1:** 1,5 mm de plomo.
- **Pared 2:** 1,5 mm de plomo.
- **Pared 3:** 1,5 mm de plomo.
- **Pared 4 :** 1 mm de plomo.
- **Visor del control:** cristal plomado con espesor equivalente a 2 mm de plomo.
- **Puertas:** todas las puertas cuentan con chapa de 2 mm de plomo.
- **Techo y suelo:** equivalentes a 15 cm de hormigón ordinario, con una densidad $2,35 \text{ g/cm}^3$.



La configuración actual de la sala fue establecida tras una reforma llevada a cabo en el otoño de 2021.

En conjunto, los resultados obtenidos son coherentes con la geometría de la sala, las posiciones relativas de los buckys y la normativa española utilizada para determinar los criterios de protección radiológica.



Listado de acrónimos y abreviaturas

KERMA

Kinetic Energy Released per unit Mass. Energía cinética liberada por unidad de masa debido a la radiación ionizante.

BUCKY

Dispositivo que sostiene y posiciona el receptor de imagen (placa o detector) en radiología.

Gy

Unidad del Sistema Internacional para la dosis absorbida de radiación, equivalente a un julio de energía absorbida por kilogramo de materia.

mSv

Unidad de dosis equivalente de radiación, que mide el efecto biológico de la radiación (milisievert).

Tkinter

Biblioteca estándar de Python para crear interfaces gráficas de usuario (GUI).

CSV

Comma-Separated Values. Formato de archivo de texto plano que almacena datos tabulares, donde cada línea representa un registro y los valores están separados por comas.

ICRP

International Commission on Radiological Protection. Comisión Internacional de Protección Radiológica. Organismo que emite recomendaciones sobre protección contra radiaciones ionizantes.

LPI

Lines Per Inch. Líneas por pulgada.

AEC

Automatic Exposure Control. Control automático de exposición.

CR

Computed Radiography. Radiografía computarizada.

AP

Anteroposterior.

PA

Posteroanterior.

LAT

Lateral.



PSM

Plano sagital medio.

LOM

Línea órbito-meatal

CAE

Conductos auditivos externos.

PC

Plano coronal.

LIM

Línea infraorbitomeatal.

KAP

Kerma area product. Producto kerma área

INAK

Incident Air Kerma. Kerma en aire incidente sobre el paciente.

DSE

Entrance Surface Dose. Dosis en la superficie de entrada del paciente.

CHR

Capa hemirreductora.

mmPb

Millimeters of lead. Milímetros de plomo (espesor equivalente de plomo).



Referencias

- [1] IMADINE. Componentes de una sala de rayos X. Disponible en: https://imadine.com.mx/componentes-de-una-sala-de-rayos-x/#elementor-toc__heading-anchor-4. [Consulta: 15 de diciembre de 2024].
- [2] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB). X-rays. Disponible en: <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/x-rays>. [Consulta: 3 de enero de 2025].
- [3] Cleveland Clinic Abu Dhabi. General X-ray (Radiography). Disponible en: <https://www.clevelandclinicabudhabi.ae/en/health-hub/health-resource/diagnostics-and-testing/general-x-ray-radiography>. [Consulta: 22 de mayo de 2025].
- [4] Calameo. Radiología General. Disponible en: <https://www.calameo.com/read/0014112385c512714ee77>. [Consulta: 9 de febrero de 2025].
- [5] Monografías.com. Protección radiológica hospitalaria: epidemiología y riesgos. Disponible en: <https://www.monografias.com/trabajos-pdf/proteccion-radiologica-hospitalaria-epidemiologia-riesgos/proteccion-radiologica-hospitalaria-epidemiologia-riesgos3>. [Consulta: 28 de marzo de 2025].
- [6] Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). IRD.OP.GR.T04.09 - Protección radiológica. Disponible en https://csn.ciemat.es/pluginfile.php/146/mod_folder/content/0/IRD.OP.GR.T04.09.pdf. [Consulta: 6 de abril de 2025].
- [7] Alura Cursos. ¿Qué es Python? Historia y guía para iniciar. Disponible en: <https://www.aluracursos.com/blog/que-es-python-historia-guia-para-iniciar>. [Consulta: 17 de diciembre de 2024].
- [8] Walther Curo Blog. Historia de Python. Disponible en: <https://blog.walthercuro.com/historia-de-python/>. [Consulta: 2 de febrero de 2025].
- [9] Paradigma Digital. ¿Por qué elegir Python como lenguaje de programación? Disponible en: <https://www.paradigmadigital.com/dev/por-que-elegir-python-como-lenguaje-programacion/>. [Consulta: 21 de junio de 2025].
- [10] Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), *Determinación del blindaje en salas de radiodiagnóstico. Procedimiento IRD.OP.GR.T03.09*, Madrid, España. Disponible en: https://csn.ciemat.es/pluginfile.php/146/mod_folder/content/0/IRD.OP.GR.T03.09.pdf. [Consulta: 30 de mayo de 2025].
- [11] International Atomic Energy Agency (IAEA). *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, 2005, 2nd edition.



- [12] DG Sutton, CJ Martin, JR Williams y DJ Peet, *Radiation Shielding for Diagnostic Radiology*, 2^a ed., The British Institute of Radiology, Reino Unido, 2012. ISBN: 978-0-905749-74-7.
- [13] Piernas Díaz, Francisco. *Design and Development of an X-Ray Machine*. Trabajo de Fin de Grado, Grado en Física, Universidad de Granada, Granada, 2019.
- [14] Tovar, M.V.M., Cejudo, A.J., y Vergara, M.F. *Magnitudes y unidades en la dosimetría de rayos-X en radiología diagnóstica*. XI International Symposium and XXI National Congress on Solid State Dosimetry, Hermosillo, Sonora, México, 28 de septiembre al 2 de octubre de 2009.
- [15] *U.D. 5: Componentes y funcionamiento de los equipos de radiología convencional*. Campus Formación, rama sanitaria. Documento docente sin autor, s.f.



Anexo: manual de uso

Este proyecto es un programa en Python que calcula el kerma en aire por radiación dispersa para una sala de radiografía general y determina los espesores de blindaje necesarios para diferentes tipos de barreras secundarias.

Requisitos previos

- Tener instalado **Python 3.7** o superior.
- Librerías requeridas:
 - pandas: manipulación de datos
 - numpy: cálculos numéricos
 - tinkter: interfaz gráfica (incluida en Python estándar)

```
pip install pandas numpy tkinter
```

- Tener en un mismo fichero los siguientes archivos:
 - `apartadoa.py`: es el archivo principal, el que lanza el programa.
 - `coeficientes.csv`: el usuario no debe editar este archivo en ningún momento.
 - `input_pared.csv`
 - `input_mesa.csv`

Estos dos últimos archivos son en los que el usuario ha de introducir los datos para cada uno de los buckys y deben presentar la siguiente forma (CSV con separador ;) para que pueda correr el programa:

```
Tipo de exploración;Tensión (kV);numero de exploraciones anuales;KAP (Gy.cm^2)
Abdomen AP;80;224;2.16
Columna lumbar AP;85;789;1.33
Columna lumbar LAT;85;765;2.14
Articulación lumbo-sacra;90;896;1.94
Pelvis AP;85;546;1.9
Columna torácica AP;80;898;0.75
Columna torácica LAT;90;378;1.27
```

Ejecución del programa

En primer lugar se ejecuta el script principal de la siguiente forma:

```
python apartadoa.py
```

A continuación aparecerán ventanas gráficas para introducir las distancias mínimas desde cada uno de los buckys a cada barrera como la de la imagen 30. Deben introducirse valores positivos en metros.

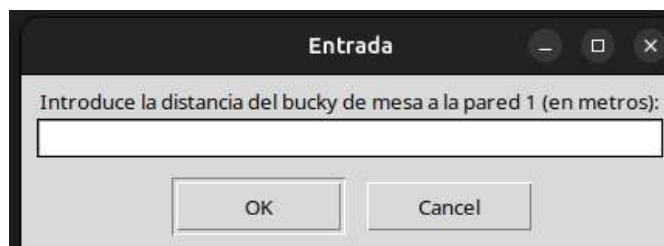
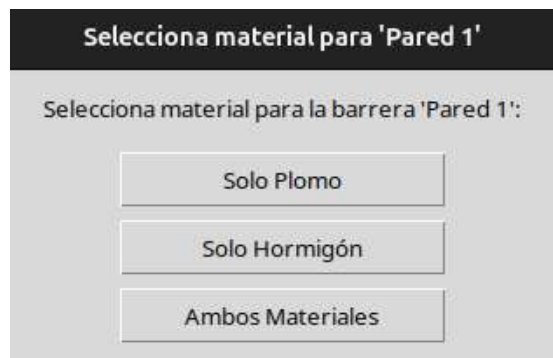


Figura 30: Ventana para pedir distancia

Lo siguiente es seleccionar el material de blindaje que se quiere utilizar para cada una de las barreras mediante las ventanas que se van abriendo.



La siguiente selección es la del criterio radiológico que se quiera utilizar:

Seleccionar criterio

Selecciona el criterio para P:

☒ Criterio normal

☐ Criterio Sutton

Continuar

Según el criterio elegido se abrirá una ventana con desplegables que permiten elegir el valor de P para cada barrera.

Seleccionar P por barrera

Pared 1:

Zonas público/vigiladas (0.3 mSv/año)

- Zonas público/vigiladas (0.3 mSv/año)
- Almacén chasis CR (0.025 mSv/año)

Pared 3:

Zonas público/vigiladas (0.3 mSv/año)

Pared 4:

Zonas público/vigiladas (0.3 mSv/año)

Techo:

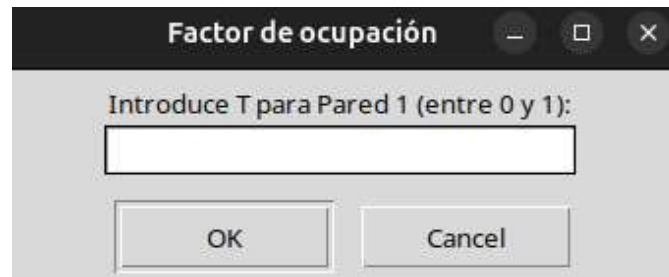
Zonas público/vigiladas (0.3 mSv/año)

Suelo:

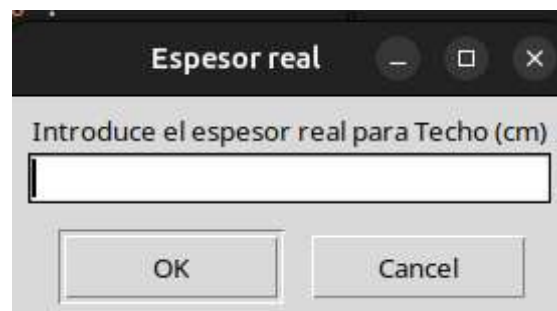
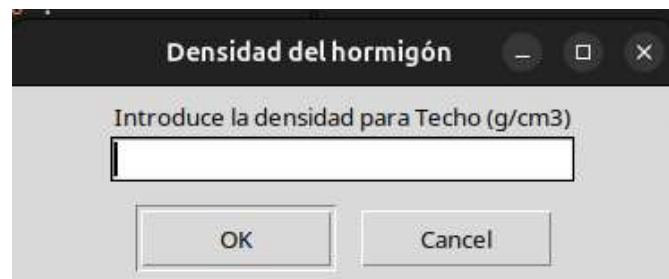
Zonas público/vigiladas (0.3 mSv/año)

Guardar

Seguidamente, se introducen los factores de ocupación (T) para cada barrera (valores entre 0 y 1).



Finalmente, para hormigón se introducen la densidad real y espesor existente para techo y suelo.



Al completar todos los pasos, el programa generará en la misma carpeta los archivos con los resultados.

Archivos obtenidos

Al correr el código se generan los siguientes archivos CSV de salida con los resultados.

- `analisis_por_tension_mesa.csv` y `analisis_por_tension_mesa.csv`. Estos presentan las siguientes columnas con los resultados: Tensión (kV), KAP anual (Gy.cm^{-2}), `Smax_pared`, `Smax_techo`, `Smax_suelo`, `Kerma_max_pared`, `Kerma_max_techo`,



Kerma_max_suelo, Kerma_corregido_pared1, Kerma_corregido_pared2, Kerma_corregido_pared3, Kerma_corregido_pared4, Kerma_corregido_techo y Kerma_corregido_suelo

- `kerma_con_material.csv`, el cual da los resultados de la forma que se presenta a continuación

```
tension;kerma_corregido;barrera;bucky;material;alpha;beta;gamma;P;T
80.0;1.779;Pared 1;mesa;plomo;3.504;20.37;0.755;0.3;1.0
85.0;5.902;Pared 1;mesa;plomo;3.504;20.37;0.755;0.3;1.0
90.0;3.622;Pared 1;mesa;plomo;2.507;15.33;0.912;0.3;1.0
80.0;1.001;Pared 2;mesa;plomo;3.504;20.37;0.755;0.3;1.0
85.0;3.32;Pared 2;mesa;plomo;3.504;20.37;0.755;0.3;1.0
90.0;2.037;Pared 2;mesa;plomo;2.507;15.33;0.912;0.3;1.0
80.0;2.251;Pared 3;mesa;plomo;3.504;20.37;0.755;0.3;1.0
```

- `resultados_blindaje.csv`, éste da los cálculos detallados de espesores para cada barrera y material.

```
Barrera;Material;Espesor_mm;Espesor_cm;P_mSv;T;Verificacion;Densidad_real;Espesor_real;Espesor_real corregido;Espesor plomo real
Pared 1;plomo;1.452;0.145;0.3;1.0;1e-06;0.0;0.0;0.0;1.5
Pared 2;plomo;0.88;0.088;0.3;1.0;-1e-06;0.0;0.0;0.0;1.0
Pared 3;plomo;0.76;0.076;0.3;1.0;-1e-06;0.0;0.0;0.0;1.0
Pared 4;plomo;0.601;0.06;0.3;1.0;0.0;0.0;0.0;0.0;1.0
Suelo;hormigon;77.936;7.794;0.3;1.0;1e-06;2.6;25.0;27.659574468085104;0.0
Suelo;plomo;1.024;0.102;0.3;1.0;-0.0;0.0;0.0;0.0;1.5
Techo;hormigon;78.97;7.897;0.3;1.0;0.0;2.35;20.0;20.0;0.0
Techo;plomo;1.033;0.103;0.3;1.0;-0.0;0.0;0.0;0.0;1.5
```

- `blindaje_final.csv`. Este es el archivo que contiene los espesores finales necesarios del material utilizado para los blindajes.

```
Barrera;Material;Espesor necesario
Pared 1;plomo;1.5
Pared 2;plomo;1.0
Pared 3;plomo;1.0
Pared 4;plomo;1.0
Suelo;plomo;1.5
Techo;plomo;1.5
```