



TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

Modalidad profesional (6 ECTS)

MÁSTER DE FÍSICA MÉDICA

**CÁLCULO DE BLINDAJES PARA UNA NUEVA
INSTALACIÓN DE PET-TC EN EL HOSPITAL CLÍNICO
UNIVERSITARIO LOZANO BLESA**

Autora: Sonia Serrano Zabaleta

Tutoras: Cristina Santa Marta Pastrana

M^a Ángeles Rivas Ballarín

Curso académico 2016-2017

Zaragoza, Septiembre de 2017

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica

Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

*A Inés y Víctor, por sonreírme cada mañana cuando abro los ojos
y recordarme el porqué de todo*

AGRADECIMIENTOS

A Alejandro B., Alejandro G., Araceli, Aurora, Aznar, Esther, Luisa, Miguel, Pablo y Pedro por todo lo que me han enseñado y lo bien que me han hecho sentir durante todo el tiempo de mi residencia.

A M^a Ángeles, por todo lo anterior más por toda la ayuda prestada en la realización de este trabajo.

A Sara, por hacer que los hospitales me parezcan ahora más amigables.

A mi tutora Cristina, por su paciencia durante el largo proceso de terminar el máster.

A Víctor, por todos los madrugones que han hecho posible llegar hasta aquí.

CÁLCULO DE BLINDAJES PARA UNA NUEVA INSTALACIÓN DE PET-TC EN EL HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO LOZANO BLESA

Resumen

El objetivo de este trabajo de fin de máster del Máster de Física Médica en itinerario de perfil laboral ha sido el cálculo de los blindajes necesarios para la instalación de un equipo PET-TC en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, de Zaragoza.

En España no existe un protocolo específico sobre cómo deben diseñarse dichos blindajes. Únicamente, el Real Decreto 783/2001 por el que se aprobó el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes, establece los límites de dosis permitidos para trabajadores y miembros del público. Por ello, el diseño de las barreras en esta instalación se ha basado en el conocimiento general sobre la física de las radiaciones ionizantes y en el informe del grupo de trabajo 108 de la Asociación Americana de Física Médica (American Association of Physicists in Medicine, AAPM).[1] Los cálculos se realizaron en Matlab, mediante el desarrollo de un script y de una aplicación con interfaz gráfica, que facilita el cálculo de blindajes para instalaciones de PET, TC y PET-TC, así como el cálculo inverso, es decir, a partir de unos blindajes conocidos, estimar la dosis que llega a un determinado punto.

Los resultados del cálculo de blindajes fueron verificados de manera independiente por otra especialista en radiofísica hospitalaria del servicio. La interfaz del programa se escribió en inglés, de forma que pueda ser utilizado de forma libre por cualquiera que lo necesite y será distribuido a través de la web de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM).

Abstract

The primary goal of this final Project is to obtain the Master's Degree in Medical Physics (profesional itinerary) is to determine the shielding required at the new Lozano Blesa University Clinical Hospital (Saragossa) PET-CT facility.

In Spain, there is no specific protocol for the design of this type of shielding. Only the Royal Decree 783/2001, which regulates the ionizing radiation protection in the hospital environment, dictates the allowed dose limits for workers and public. For this reason, the shielding design in these premises was based on general knowledge of the physics of ionizing radiation and on the no. 108 task group report by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM).[1] A script and an app were developed in Matlab in order to calculate the shielding required by any PET, CT or PET-CT facility, along with the inverse calculation, i.e., estimation of the dose at a point given known shieldings.

The shielding calculations were independently verified by another medical physicist who works at the hospital. The app graphical interface was written in English so that it may be freely used by anyone who finds it useful. It will be distributed through the Spanish Society of Medical Physics (Sociedad Española de Física Médica, SEFM) web.

ÍNDICE

1. DEFINICIÓN DEL TRABAJO Y OBJETIVOS.....	7
1.1. Ámbito de desarrollo.....	7
1.2. Objetivos.....	7
1.3. Plan de trabajo.....	7
2. INTRODUCCIÓN.....	8
2.1. El Servicio de Medicina Nuclear en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa.....	8
2.2. Bases físicas del PET.....	9
2.3. El PET-TC.....	12
2.4. Cálculo de blindajes.....	13
2.5. Instalación del equipo de PET-CT.....	17
3. METODOLOGÍA.....	20
3.1. Cálculo de blindajes aplicado al Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa.....	20
3.2. Cálculo de blindajes para instalaciones de radiodiagnóstico.....	24
3.3. Desarrollo del programa de cálculo en Matlab.....	25
3.4. Verificación independiente de los resultados.....	25
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	26
4.1. Cálculo directo de los blindajes necesarios para el PET que se instalará en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa.....	26
4.2. Cálculo inverso. Verificación.....	34
4.3. Programa de cálculo.....	40
5. CONCLUSIONES.....	43
BIBLIOGRAFÍA.....	44
ANEXO: CÓDIGO DEL SCRIPT.....	45

1. DEFINICIÓN DEL TRABAJO Y OBJETIVOS

1.1. Ámbito de desarrollo

Esta aportación se enmarca dentro del flujo de trabajo propio de un especialista hospitalario en física médica dedicado al área de la protección radiológica, y fue realizado dentro del programa de formación de la residencia en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza.

1.2. Objetivos

El objetivo fundamental de este trabajo es el cálculo de los blindajes necesarios para una instalación real que albergará un equipo diagnóstico de PET-CT dentro del Servicio de Medicina Nuclear del citado hospital, así como crear una aplicación de fácil uso que facilite esta labor en el futuro para los radiofísicos de cualquier centro hospitalario, bien como herramienta principal de cálculo, bien como método independiente de cálculo redundante.

1.3. Plan de trabajo

El plan de trabajo se ha compuesto de las siguientes etapas:

- Fase de documentación y estudio.
- Desarrollo de un script en Matlab para el cálculo de dosis que recibirían los trabajadores y el público en distintos puntos de interés de la instalación, y de los blindajes necesarios para reducirlas a las permitidas.
- Desarrollo de una aplicación en Matlab con interfaz gráfica.
- Fase de verificación de los resultados, mediante comparación con los cálculos realizados por otra especialista en radiofísica hospitalaria de forma independiente.

2. INTRODUCCIÓN

2.1. El Servicio de Medicina Nuclear en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

La medicina nuclear es una especialidad médica que utiliza fuentes radiactivas no encapsuladas con fines diagnósticos o terapéuticos. En un servicio típico de medicina nuclear, aproximadamente un 5-10% de la actividad clínica o asistencial se dedica a la terapia, mientras que del 90 al 95% se dedica al diagnóstico.

En el caso de los procedimientos diagnósticos, un elemento radiactivo suele administrarse unido a una sustancia que será captada específicamente por algún tejido o sistema del organismo. Estos elementos radiactivos suelen ser isótopos de periodo de semidesintegración corto que emiten radiación gamma o positrones, de forma que su decaimiento sea rápido y el paciente pueda realizar vida normal apenas unas horas después de la exploración. La radiación emitida será detectada en una gammacámara SPECT o un PET. En muchos tratamientos en que el elemento radiactivo es suministrado con intención terapéutica, también la radiación emitida puede ser detectada desde el exterior para estimar la efectividad del tratamiento o la dosis de radiación administrada. Frente a la imagen médica obtenida mediante rayos X, que aporta información únicamente morfológica, los estudios con isótopos radiactivos proporcionan también información funcional respecto a los procesos fisiológicos y, en muchos casos, las alteraciones se detectan antes de que produzcan cambios anatómicos detectables en una radiografía convencional.

Los instrumentos utilizados en Medicina Nuclear que permiten obtener imágenes planares de la distribución del radioisótopo inyectado en el cuerpo se denominan gammacámaras o cámaras de Auger. Como su nombre indica, permiten convertir la proyección de la distribución de radioisótopo en una imagen 2D o gammagrafía. Los modelos más avanzados, las gammacámaras SPECT, proporcionan también información volumétrica mediante la Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (Single Photon Emission Computerized Tomography, SPECT). El Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa cuenta con dos gammacámaras SPECT, una Infinia Hawkeye y una Millenium, ambas de General Electric (Fig. 1).



Figura 1. Gammacámaras Millenium (izquierda) e Infinia Hawkeye (derecha).

Además de las habitaciones ocupadas por estos equipos, donde se realizan las exploraciones diagnósticas, en un servicio de Medicina Nuclear hospitalario se distinguen otras áreas funcionales bien diferenciadas: la radiofarmacia, donde se reciben, marcan y/o producen los radiofármacos, las habitaciones para pacientes ingresados por tratamientos metabólicos, la sala de informes y despachos de los médicos especialistas, donde se procesan los datos procedentes de las exploraciones y tratamientos y la zona administrativa de secretaría, citaciones y salas de espera de los pacientes. Todos estos espacios deben ser tenidos en cuenta al diseñar la distribución del servicio, de forma que se optimicen los blindajes necesarios y se minimicen las exposiciones del público y del personal.

2.2. Bases físicas del PET

Para realizar un estudio por PET es necesario inyectar un marcador que incorpore un radioisótopo emisor de positrones. Para ello, se utilizan radionucleidos con un déficit de neutrones en el núcleo, como el ^{18}F , ^{13}N , ^{11}C o el ^{15}O . Estos isótopos se obtienen en ciclotrones, aceleradores de partículas compuestos por dos electrodos huecos semicirculares en forma de “D” separados por un pequeño espacio en el que se ha hecho el alto vacío. Cerca del centro del ciclotrón se encuentra una fuente de iones que son acelerados en el espacio entre las “Ds” por un campo eléctrico alterno de alta frecuencia. Cuando llegan al electrodo semicircular, los iones describen media circunferencia debido a

un campo magnético generado por un electroimán, hasta que vuelven a llegar al espacio entre “Ds”, donde son repetidamente acelerados. Conforme ganan energía, su órbita dentro de los electrodos describe una semicircunferencia de mayor radio, de forma que una vez alcanzada la energía deseada, los iones salen del ciclotrón por un conducto en la periferia del aparato y son dirigidas hacia un blanco (ver Fig. 2). Los núcleos de los radionucleidos obtenidos de este modo suelen tener un exceso de carga positiva, por lo que tienden a decaer emitiendo positrones. Sus periodos de semidesintegración son muy cortos en la mayoría de los casos (9,97 minutos para el ^{13}N , 20,4 minutos para el ^{11}C y 2,03 minutos para el ^{15}O),[2] por lo que su utilización como marcadores solo es factible cuando el propio centro sanitario dispone de un ciclotrón dedicado en sus instalaciones, lo que no es habitual.

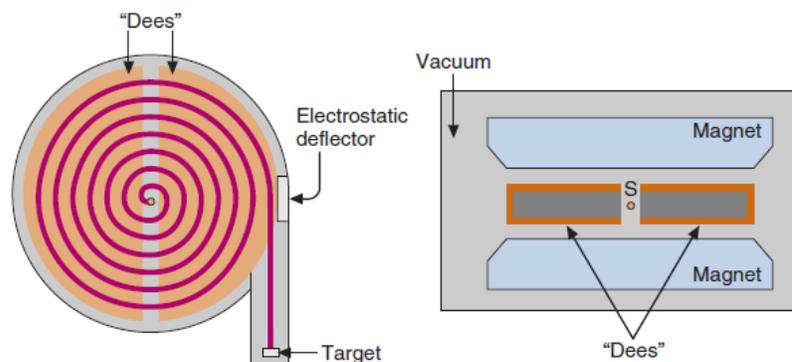


Figura 2. Esquema de un ciclotrón positivo visto desde arriba (izquierda) y desde el lateral (derecha). S es la fuente de iones positivos.[2]

El ^{18}F , por el contrario, posee un periodo de semidesintegración de unos 110 minutos, lo que da el margen suficiente para que pueda ser transportado, con una actividad aceptable, desde un centro externo al hospital. Por ello, el radiofármaco más comúnmente usado es la fluorodeoxiglucosa (FDG), marcada con ^{18}F . Se trata de un análogo de la glucosa que nos permite visualizar en imágenes tomográficas la distribución de glucosa en el cuerpo, lo que puede utilizarse para detectar procesos inflamatorios y tumorales.

Durante la exploración PET, algunos protones de los núcleos atómicos del radionucleido se convierten en neutrones, emitiendo positrones y neutrinos. A su paso por el cuerpo del paciente, los positrones se ven frenados debido a su interacción con el resto de la materia, y cuando se encuentran casi en reposo (aproximadamente en 10^{-9} s) y en la proximidad de un electrón, son aniquilados, generándose en este proceso dos fotones de 511 keV cada uno y que son emitidos en la misma dirección, pero en sentidos opuestos. Su llegada al detector del PET, compuesto de centelleadores inorgánicos, es casi simultánea. De este

modo, cuando se detectan dos fotones de aproximadamente 511 keV en una ventana temporal de 4-12 ns, el evento queda registrado, y posteriormente se identifica la línea de coincidencia como la recta que une los dos puntos del detector donde se han registrado los fotones, y a partir de la información obtenida de todas las desintegraciones se reconstruye la distribución del radioisótopo en el paciente. De este modo, el PET no necesita colimador, y por ello su sensibilidad es 100 veces la de una gammacámara, obteniéndose además una resolución espacial que es aproximadamente el doble que en el SPECT.

Además de los eventos anteriormente descritos, llamados eventos o coincidencias verdaderas, también se registran coincidencias no verdaderas (erróneas), de dos tipos: aleatorios y por dispersión (ver Fig. 3). Los eventos no verdaderos producen ruido y artefactos y son debidos a diferentes causas.

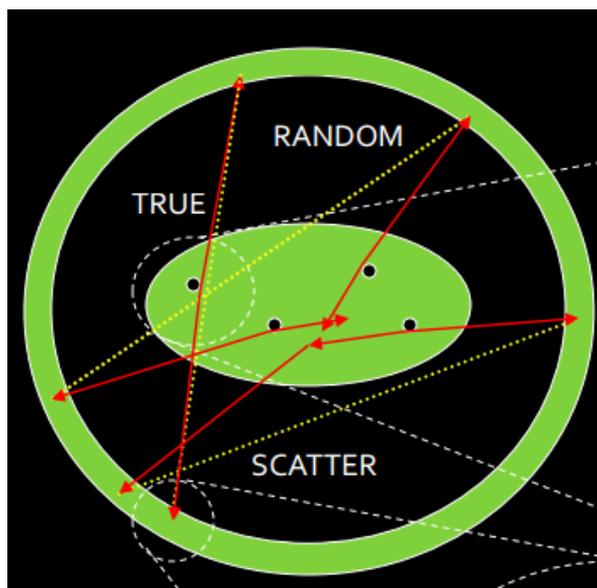


Figura 3. Representación de una coincidencia real ('true'), aleatoria ('random') y de dispersión ('scatter').

Una fuente de errores es la dispersión Compton. Si uno de los fotones producto de la aniquilación sufre efecto Compton, varía tanto su trayectoria como su energía. La ventana energética de los detectores actuales está entre 300 y 650 keV, por lo que los fotones Compton pueden ser contabilizados como válidos y calcular así una línea de coincidencia errónea, lo que daría lugar al registro de una coincidencia por dispersión. También se puede dar el caso de que dos fotones que no proceden de la misma aniquilación incidan a la vez en detectores opuestos, lo que da lugar a una coincidencia aleatoria. La tasa de este tipo

de eventos crece con el cuadrado de la actividad del radiofármaco inyectado, mientras que la tasa de eventos verdaderos y por dispersión crece de forma aproximadamente lineal. Como además es preceptivo irradiar al paciente lo mínimo posible, es necesario utilizar la actividad adecuada en cada servicio, en función de los equipos disponibles, de su sensibilidad, filtros y capacidad de reconstrucción de la imagen, de forma que se irradie razonablemente, pero sin comprometer por ello la calidad del estudio.

2.3. El PET-TC

El PET-TC fue diseñado por David Townsend, Ron Nutt et al. en 1998.[3] Es un sistema de imagen híbrido en el que se realizan, sucesivamente, un escáner PET y una CT que, no solo nos aporta información anatómica con mayor resolución que el PET, sino que mejora la reconstrucción del PET al permitir realizar correcciones por la atenuación y dispersión que experimentan los fotones al atravesar el cuerpo del paciente. En un PET-TC, los equipos PET y TC se montan en serie (ver Fig. 4), de forma que se realiza un examen a continuación del otro, no simultáneamente pero muy próximos en el tiempo, y los sistemas se integran a través de una cierta coordinación mecánica –sobre todo de la mesa- y del software.

La posibilidad de combinar estas dos exploraciones para un mismo posicionamiento del paciente y en un tiempo casi simultáneo es de alta utilidad en el diagnóstico y tratamiento de muchas enfermedades, entre ellas el cáncer. El PET proporciona información sobre la localización de los focos cancerígenos (tumores primarios, metástasis, etc.), mientras que la TC nos aporta la exactitud espacial necesaria para la planificación de un tratamiento de radioterapia, así como información fiable sobre la atenuación de los tejidos que se aprovecha tanto para el cálculo de depósito de dosis como para mejorar la reconstrucción tomográfica del PET. En el sistema sanitario público de Aragón no se dispone hasta la fecha de ningún PET ni PET-TC, y hasta el momento los enfermos de cáncer que necesitan este tipo de estudios son derivados a otros centros médicos de carácter privado. La mesa de este equipo, de superficie curva, es muy diferente a la mesa de radioterapia, de superficie plana, por lo que, al no existir aún programas fiables de registro deformable, no se aprovecha toda la información del estudio. Los oncólogos radioterápicos deben delimitar los volúmenes a tratar como una aproximación entre las imágenes del PET y las imágenes

de otro TC con una geometría compatible con las mesas de tratamiento de radioterapia, realizado con un intervalo generalmente de semanas y con otro posicionamiento del paciente que, en casos como los cánceres de cabeza-cuello, puede ser radicalmente diferente. Por ello, la adquisición del nuevo equipo PET-TC, con mesa e inmovilizadores similares a los de radioterapia, mejorará notablemente la calidad de los tratamientos, al permitir reducir el margen del volumen a tratar que, a su vez, reducirá la irradiación de los tejidos sanos adyacentes.



Figura 4. (Izquierda) Esquema de un PET-TC.[4] (derecha) PET-TC Philips.

Cuando el PET se instala solo, sin una TC asociada, se utiliza una fuente de ^{68}G o ^{137}Cs para realizar un escáner inicial del paciente. A partir de la radiación transmitida detectada, se hace una estimación de la atenuación del paciente que se utiliza para corregir la señal detectada en el estudio PET y mejorar así la calidad de la imagen.

2.4. Cálculo de blindajes

El blindaje es una barrera física con factor de transmisión B que absorbe parcialmente la radiación. Concretamente, B es el cociente entre el equivalente de dosis efectiva en un punto cuando no hay barrera interpuesta y el equivalente de dosis efectiva en ese mismo punto cuando existe una barrera de un cierto material y espesor x . Una vez averiguado qué valor de B va a permitir que no sobrepasemos nuestro límite de diseño P en el lado de la barrera en el que se encuentran los trabajadores de la instalación y el público en general, calcularemos el espesor del blindaje en función de las propiedades del material elegido para su construcción, generalmente plomo u hormigón, según el espacio disponible, la resistencia al peso de la estructura arquitectónica y el presupuesto.

El límite de diseño P debe ser tal que asegure que ni los trabajadores ni el público superen los límites de dosis establecidos por las leyes y reglamentos de cada país. En España, por ejemplo, el Real Decreto 783/2001 por el que se aprobó el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes, establece que el límite de dosis permitido es de 6 mSv/año para los trabajadores expuestos de categoría B, y de 1 mSv/año para el público. Ya que parte del personal va a estar en contacto con el paciente sin barreras interpuestas mientras inyecta y coloca al paciente, es necesario que el límite de dosis en las habitaciones contiguas sea inferior a 6 mSv/año, para asegurar que no se alcance ese valor. Teniendo en cuenta las necesidades de los trabajadores, un límite de diseño P seguro para las zonas generalmente ocupadas por los trabajadores expuestos puede ser de 3 mSv/año.

Para una instalación PET-TC, la principal fuente de exposición es el propio paciente inyectado con un radiofármaco de actividad $A(t)$, generalmente producida por el ^{18}F . Aunque en ocasiones pueden utilizarse otros radioisótopos emisores de positrones, éstos suelen tener un período de semidesintegración menor, por lo que cualquier blindaje calculado considerando que todas las exploraciones se realizarán con ^{18}F debería ser adecuado también si en algún momento se usaran otros radioisótopos. El blindaje de una instalación de PET presenta la particularidad, frente a otras instalaciones de medicina nuclear como las gammacámaras, donde el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ es el principal isótopo radiactivo utilizado, de que los fotones de 511 keV emitidos en la aniquilación de positrones son muy penetrantes, al poseer una energía mucho mayor, por lo que hay que considerar, además del blindaje de las paredes, la posible necesidad de blindar el suelo y el techo. También hay que tener en cuenta el tomógrafo TC como fuente de radiación, si lo lleva incorporado el equipo.

Como la actividad de los radiofármacos utilizados decae en un periodo breve de tiempo, no sería válido calcular la dosis que recibirá el personal mediante una aproximación como el producto de la tasa de dosis inicial $D'(0)$ por el tiempo de permanencia t del paciente en esa localización, sino que es necesario aplicar un factor reductor R_t tal que

$$R_t = 1,443 \cdot \frac{T_{1/2}}{t} \cdot \left(1 - e^{-\frac{0,693t}{T_{1/2}}} \right) \quad \text{Eq. (1)}$$

siendo $T_{1/2}$ el periodo de semidesintegración del radionucleido.

De este modo, la dosis total durante el tiempo t será:

$$D(t) = D'(0) \cdot t \cdot R_t \quad \text{Eq. (2)}$$

La tasa de dosis $D'(t)$ que tenemos en un punto de interés de la instalación depende de la actividad $A(t)$, de la constante de tasa de dosis Γ y de la distancia d del punto a la fuente de radiación, de la siguiente forma:

$$D'(t) = \frac{\Gamma \cdot A(t)}{d^2} \quad \text{Eq. (3)}$$

$D'(0)$ es la tasa de dosis máxima, que se da para la actividad del radiofármaco en el momento que se inyecta, $A(0)$, que comúnmente es de unos 260 MBq (7 mCi aproximadamente). Los pacientes pediátricos reciben unos 4-5 MBq/kg.

Finalmente, la dosis producida por la fuente/paciente en esa posición es:

$$D(t)[\mu Sv] = T \cdot \frac{\Gamma \cdot A(0) \cdot t \cdot R_t}{d^2} = T \cdot \Gamma \left[\mu Sv \cdot \frac{m^2}{MBq \cdot h} \right] \cdot A_0 [MBq] \cdot t [h] \cdot R_t / (d [m])^2 \quad \text{Eq. (4)}$$

Esta dosis dependerá por tanto de la distancia de la fuente al punto de interés donde estemos calculando, y del factor de ocupación T , que es la fracción de tiempo de funcionamiento del equipo en que el lugar está ocupado, y depende de cuál sea la utilidad habitual de esa estancia. El Consejo Nacional (de EEUU) de medida y protección radiológica (National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP), en su informe nº 151, "Basic Principles of Radiation Therapy Shielding Design", [5] propone, entre otros, los siguientes valores: $T = 1$ para la sala de control, oficinas y salas de espera y $T = 1/40$ para zonas usualmente desocupadas, como escaleras, estacionamientos y terrazas, aunque lo más apropiado es evaluar el valor apropiado de T para cada situación particular.

Ya que en un hospital los turnos y exploraciones suelen organizarse semanalmente y no anualmente, para calcular el blindaje es más cómodo convertir los límites de dosis de diseño anuales P a límites semanales P_w y trabajar con dosis semanales. Este valor puede ser diferente para cada punto de cálculo, en función de si en esa localización vamos a encontrar generalmente trabajadores expuestos o personas del público. En promedio, si cada semana se tratan N_w pacientes, la dosis semanal D_w será:

$$D_w(t) = N_w \cdot D(t) \quad \text{Eq. (5)}$$

Para cada pared, suelo y techo, se calcula el factor de transmisión B máximo que podemos tener sin sobrepasar los límites de dosis como:

$$B = \frac{P_w}{D_w} \quad \text{Eq. (6)}$$

Por último, se obtiene el espesor necesario aplicando la ecuación de Archer.[6] Según este modelo, para una barrera de espesor x fabricada con un material de parámetros α , β y γ para la energía de la radiación, la transmisión de la barrera es:

$$B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha\gamma x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}} \quad \text{Eq. (7)}$$

Despejando para el valor que necesitamos de B, el espesor x viene dado por

$$x = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left(\frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right) \quad \text{Eq. (8)}$$

Las dosis que recibirían los trabajadores y el público por efecto de la TC sin blindar son generalmente mayores que las producidas por el PET, pero al tratarse de radiación de menor energía, se atenúa con un blindaje más fino. En general, los blindajes calculados según el procedimiento anterior, cubrirán en muchos casos las necesidades de blindaje de un equipo de TC, siempre que tengamos en cuenta que deben estar blindadas todas las superficies, incluso las puertas, con al menos un par de milímetros de plomo, aunque no fuera requerido por el PET. Sin embargo, en aquellos casos en los que se haya previsto poco blindaje para el PET por encontrarse este a una cierta distancia de los puntos de interés, puede suceder que no se cumplan los requisitos al sumarse la radiación procedente de la TC. Por lo tanto, debe comprobarse también este aspecto. Para ello, primero calculamos el blindaje necesario para la TC de forma independiente, siguiendo las recomendaciones del informe nº 147 del NCRP, "Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities".[7] Posteriormente, una vez determinados los blindajes, se realiza un cálculo de las dosis correspondientes a los estudios de PET y TC, y se suman, para verificar que el valor de dosis total se mantiene por debajo de los límites reglamentarios.

2.5. Instalación del equipo de PET-CT

Se decidió instalar el PET en un área donde actualmente se ubican algunos despachos de los médicos del Servicio de Medicina Nuclear. La instalación está limitada a un lado por una sala de informes donde los médicos especialistas en medicina nuclear examinan las pruebas diagnósticas y redactan los resultados. Al lado opuesto por dos cuartos de baño, uno para los pacientes del PET y otro para los demás pacientes del servicio de Medicina Nuclear y por el área de inyección de radiofármacos convencionales. Los otros lados limitan con el pasillo de circulación por el interior del Servicio de MN y con la pared exterior del edificio, respectivamente. En la planta superior se encuentra una terraza no accesible, y en la inferior, unos locales ocupados por oficinas. Inicialmente, una de las empresas que comercializan equipos PET-TC propuso la distribución que puede verse en la Fig. 5.

En las proximidades de la sala de exploración del PET-TC, se necesitan otros espacios, como la sala de control, desde la que se opera el equipo y las salas de inyección y captación, en las que se prepara a los pacientes para la exploración. Tras la inyección del radiofármaco que se vaya a emplear, con actividad calculada en función del peso del paciente, los pacientes deben esperar un cierto tiempo (30-90 minutos) para maximizar su captación en los órganos o tejidos de interés y reducir la actividad en el resto del organismo, con lo que se mejora el cociente señal/ruido y la calidad de imagen. Es especialmente importante que los pacientes estén en reposo, ya sea sentados o en una camilla, para disminuir la captación de glucosa, y por tanto, de FDG, por parte de los músculos del aparato locomotor.

Durante el intervalo de tiempo en que un paciente está esperando tras ser inyectado, otro paciente inyectado con anterioridad puede ser explorado. Por ello, es recomendable que existan varias salas de captación, no solo una, de forma que se aproveche mejor el tiempo de funcionamiento del aparato, pudiéndose programar más exploraciones, y sin hacer esperar a los pacientes ya inyectados en la sala de espera, donde irradiarían innecesariamente a sus acompañantes y a los demás pacientes. Se contempla también la necesidad de disponer de una sala de captación más grande para pacientes ingresados en el hospital, de forma que estos puedan permanecer tumbados en una cama durante la

espera, y de reservar una de las salas de captación para los pacientes que tras la primera exploración deben esperar un cierto tiempo antes de otro estudio, llamado de imagen tardía.

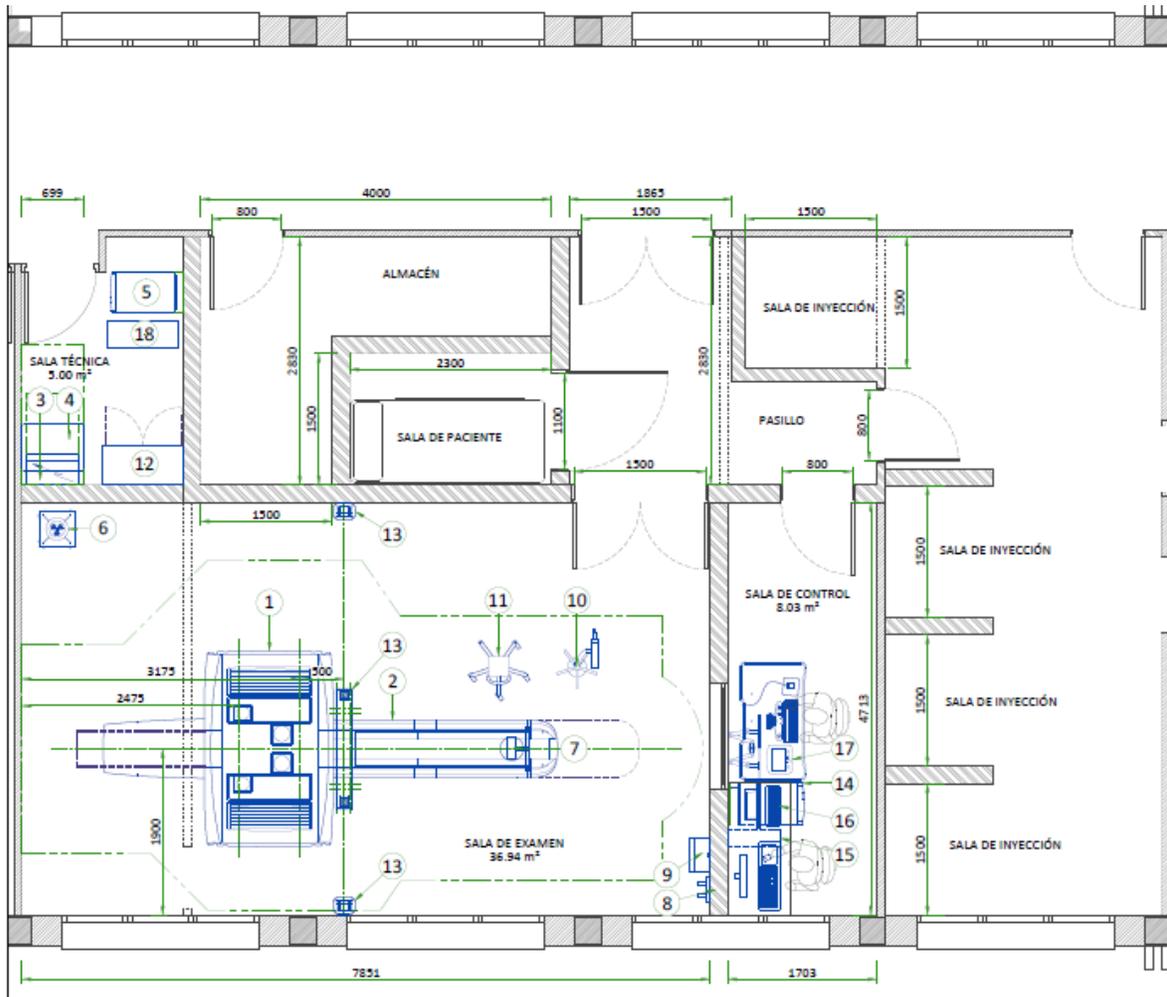


Figura 5. Plano de la instalación del equipo de PET-TC propuesto por una de las empresas proveedoras.

Frente a esta distribución, desde el hospital se realizó la propuesta de la Fig. 6, donde se separa la sala de control de las salas de captación, con el objetivo de minimizar la dosis recibida por los trabajadores que operan el equipo desde el puesto de control.

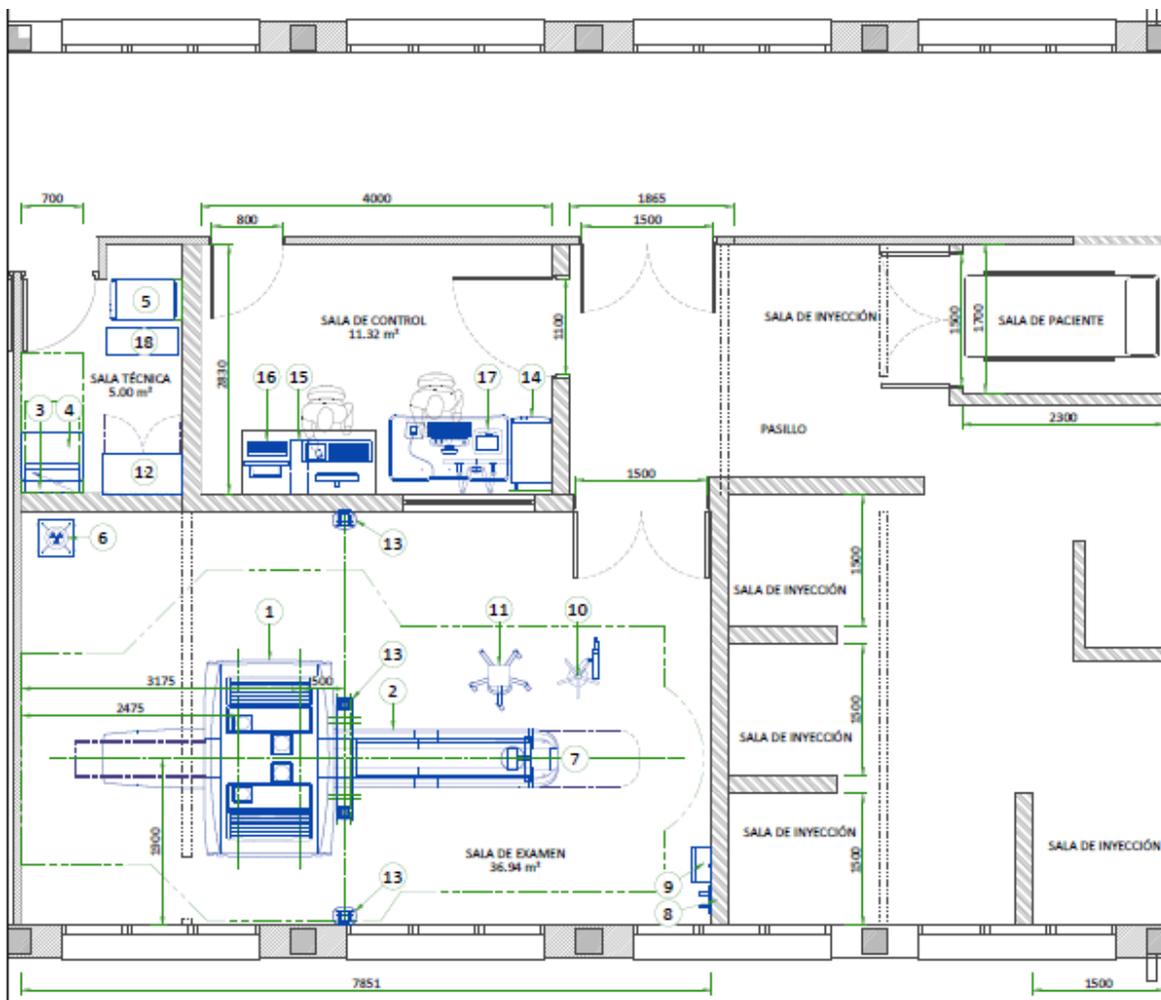


Figura 6. Plano de la instalación del equipo PET-TC propuesta por el servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa.

3. METODOLOGÍA

3.1. Cálculo de blindajes aplicado al Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

El cálculo de blindajes se basó en el informe 108 de la Asociación Americana de Física Médica (American Association of Physicists in Medicine, AAPM).[1]

Se realizó el cálculo asumiendo que todas las exploraciones utilizan fármacos marcados con ^{18}F , por simplicidad y por ser un cálculo más conservador, aunque en la aplicación creada en este trabajo se contempla la posibilidad de trabajar con otros radioisótopos, únicamente introduciendo su período de semidesintegración ($T_{1/2}$). El periodo de semidesintegración del ^{18}F es de 109,8 min. Para una fuente puntual de ^{18}F , la constante de tasa de dosis (Γ) es de $0,143 \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/(\text{MBq}\cdot\text{h})$, [8] y los blindajes para los radiofármacos marcados con ^{18}F , así como para las jeringuillas, y otros objetos contaminados, deben ser calculados para este valor. Sin embargo, el paciente no solo no puede considerarse puntual, sino que además presenta su propia atenuación y dispersión, que degradan la energía de los fotones que salen del mismo. La AAPM recomienda utilizar un valor de Γ inferior, de $0,092 \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/(\text{MBq}\cdot\text{h})$, pero ser al mismo tiempo conservadores y asumir que la energía de todos los fotones emitidos por el paciente es de 511 keV, aunque en realidad, muchos de los fotones dispersados son de menor energía.

En nuestra instalación, puede considerarse que hay 4 “fuentes”, entendiéndose como tales 4 localizaciones de la instalación en las que el paciente/fuente puede permanecer quieto durante un tiempo prolongado (Fig. 7), a saber: sala de captación (F1), sala de captación para pacientes encamados (F2), sala de imagen –aquella donde se encuentre el tomógrafo PET- (F3) y sala de captación para estudios de imagen tardía (F4). Las tres salas de captación inicial se utilizarán en muchos casos simultáneamente. Mientras un paciente es examinado en la sala del PET, otros pacientes ya inyectados esperarán en estos receptáculos. Para situar la fuente F1 se ha elegido la sala de captación más cercana a los trabajadores y al pasillo del hospital, por ser, de las 3 que hay, la localización más desfavorable. Para la captación tardía (F4) se utilizará únicamente la sala más aislada, ya que de este modo se ahorra dosis a los trabajadores y al público. En la práctica, el propio aparato PET-TC tiene un cierto blindaje que apantalla la radiación emitida por el paciente. Se tomó un enfoque conservador y este blindaje no fue considerado a la hora de calcular

los blindajes estructurales. En la Fig. 7, además de la posición de las fuentes (F1-F4), se ha indicado también dónde están algunos de los puntos de interés (P1-P10) donde se calculará la dosis, y las localizaciones de las barreras que pueden ser blindadas (T1-T12). Los demás puntos de cálculo se encuentran situados en la planta inferior (P11-P14) o superior (P15).

La Tabla 1 recogen los puntos que han sido considerados de interés, con su factor de ocupación y su límite de diseño. Para calcular este, se ha distribuido el límite total a partes iguales entre las cuatro fuentes.

Puntos de cálculo	Factor de ocupación, T	P ($\mu\text{Sv/año}$)
P1 – Control	1	3
P2 - Sala de informes	1	3
P3 – Tras la sala de inyección	1	3
P4 – Pasillo 1	1/16	1
P5 – Pasillo 2	1/16	1
P6 – Pasillo 3	1/16	1
P7 – Distribuidor	1/10	1
P8 – Pasillo interior	1/10	1
P9 – Baño del servicio	1/16	1
P10 – Tras baño PET	1/16	1
P11 – Bajo F1	1	1
P12 – Bajo F2	1	1
P13 – Bajo F3	1	1
P14 – Bajo F4	1	1
P15 – Sobre F1	1/40	1

Tabla 1. Puntos de interés para el cálculo de dosis, con sus respectivos factores de ocupación y límites de diseño.

Como se ilustra en la Fig. 8, la distancia a la fuente para calcular los blindajes de techo y suelo es igual a la distancia entre plantas, h , menos 0,5 m y menos 0,7 m, respectivamente. En nuestro caso, la altura entre plantas es de 3 m. Para el cálculo del blindaje de paredes, se añaden 0,3 m a la distancia de la fuente a la pared, para tener en consideración que tanto los trabajadores como el público no se encuentran exactamente pegados a la misma, y la distancia al órgano crítico más cercano será al menos de 30 cm.

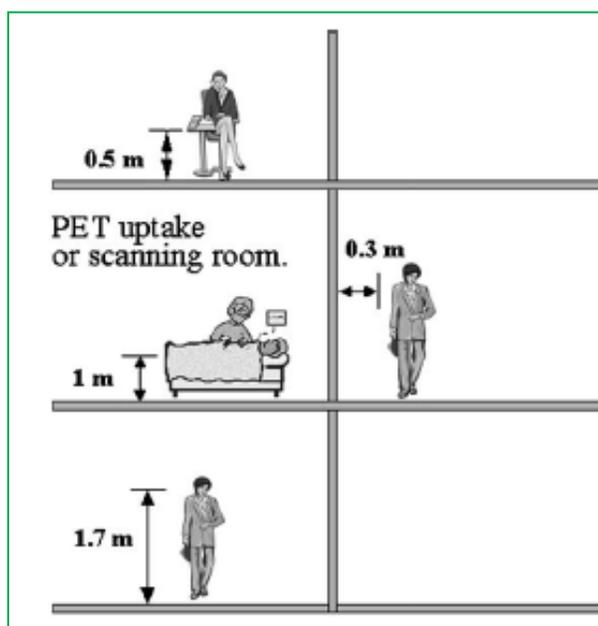


Figura 8. Esquema de los criterios a considerar cuando se calcula la distancia de una fuente a un punto de interés localizado en otra habitación. Imagen tomada de [1].

La actividad inyectada, así como el número de pacientes y la duración promedio de las exploraciones consideradas fueron estimadas por los médicos especialistas en medicina nuclear. De este modo, la actividad inicial $A(0)$ utilizada en los cálculos es de 260 MBq. Los demás datos se recogen en la Tabla 2. La sensibilidad del PET en cuestión, y el hecho de que se trate de un tomógrafo 2D o 3D, influye sobre la actividad que será administrada a los pacientes en cada servicio de Medicina Nuclear.

Fuentes	N_w [pacientes/semana]	T_u [min]	T_i [min]
F1 – Sala de captación	40	60	
F2 – Sala de captación para pacientes encamados	10	60	
F3 – Sala del PET-TC	60		30
F4 – Sala de captación para imagen tardía	10	60	

Tabla 2. Fuentes de radiación presentes en la instalación de PET-CT. N_w : número promedio de pacientes semanales en cada localización. T_u : tiempo de captación que pasa el paciente en la sala de captación antes del examen. T_i : tiempo de imagen durante el que el paciente permanece en la sala del PET-CT.

Cuando los pacientes pasan a la sala de imagen (F3), su actividad ya no es la actividad inicial $A(0)$, sino que esta se ha visto reducida por dos circunstancias: la primera, que los pacientes deben orinar antes de la exploración, y la segunda, que debido al tiempo que han permanecido en la sala de captación, parte de la actividad del radiofármaco ya ha decaído. Para tener en cuenta el primero de estos hechos, se corrige la actividad inyectada, $A(0)$, multiplicándola por un factor 0,85, y para tener en cuenta el segundo de ellos, se multiplica por un factor F_u :

$$F_u = e^{-\frac{0,693 \cdot t_u}{T_{1/2}}} \quad \text{Eq. (9)}$$

Para aquellos pacientes que, tras un primer estudio PET, deban esperar en la sala de captación tardía antes del estudio de imagen tardía (F4), será necesario otro factor más, F_i , para tener en cuenta el decaimiento que ha tenido lugar durante el primer proceso de imagen, t_i :

$$F_i = e^{-\frac{0,693 \cdot t_i}{T_{1/2}}} \quad \text{Eq. (10)}$$

Por último, cuando estos pacientes vuelvan a la sala de imagen, su actividad deberá ser multiplicada por otro factor F_u' , que en nuestro caso será igual a F_u , al haberse estimado que el tiempo promedio de permanencia en la sala de captación tardía es similar al de permanencia en la sala de captación inicial.

3.2. Cálculo de blindajes para instalaciones de radiodiagnóstico

El cálculo de blindaje para la radiación producida durante los exámenes de TC se realizó en base a las recomendaciones del informe nº 147 de la NCRP.[7] De acuerdo a estas recomendaciones, únicamente se tiene en cuenta la radiación secundaria, K_s (radiación dispersa y de fuga) puesto que el haz primario es absorbido casi en su totalidad por los detectores y el propio equipo.

$$K_s(\text{cabeza}) = \kappa_{cab} \cdot \frac{PDL}{d^2}, \quad \text{Eq. (11)}$$

$$K_s(\text{cuerpo}) = 1,2 \cdot \kappa_{cuerpo} \cdot \frac{PDL}{d^2}, \quad \text{Eq. (12)}$$

donde κ es una constante de proporcionalidad de valor $\kappa_{cab} = 9 \cdot 10^{-5} \text{ cm}^{-1}$ para escáneres de cabeza y $\kappa_{cuerpo} = 3 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ para escáneres de cuerpo, d es la distancia al isocentro y PDL es el producto dosis longitud, la integral de línea del perfil de dosis a lo largo del eje de rotación. Los valores anteriormente citados para κ son únicamente válidos si el escáner se realizó con una técnica de 120 kV_p. Si se realizó con 140 kV_p, es necesario aplicar un factor 1,4 a los resultados anteriores. El programa permite realizar los cálculos para ambas técnicas, por tratarse de las más comúnmente utilizadas.

De manera similar al cálculo de blindajes para el PET, en función del factor de ocupación y el límite de diseño, se calcula el espesor de blindaje de plomo necesario según las ecuaciones de Archer.

3.3. Desarrollo del programa de cálculo en Matlab

Tanto el script como la aplicación “PET/CT shielding calculator” fueron creadas utilizando el software Matlab R2015a de 64 bits. Los cálculos se realizaron en un ordenador personal Dell Inspiron con procesador Intel Core i7, resultando instantáneos.

3.4. Verificación independiente de los resultados

Los blindajes fueron calculados de forma independiente por la radiofísica hospitalaria M^a Ángeles Rivas Ballarín, quien se basó también en las recomendaciones de la AAPM y realizó los cálculos en Excel, siguiendo un desarrollo del problema similar, aunque con alguna diferencia en cuanto a la distribución de los pacientes en las diferentes fuentes de radiación. Fundamentalmente, la no división de F3 en F3' y F3''.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Cálculo directo de los blindajes necesarios para el PET-TC que se instalará en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

Siguiendo los procedimientos anteriores, se calculó la actividad de cada fuente (ver Tabla 3).

Fuentes	A(0) [MBq]
F1 – Sala de captación	260
F2 – Sala de captación para pacientes encamados	260
F3' – Sala del PET-TC	151 ($260 \cdot 0,85 \cdot F_u$)
F4 – Sala de captación para imagen tardía	125 ($260 \cdot 0,85 \cdot F_u \cdot F_i$)
F3'' – Sala del PET-TC para imagen tardía	86 ($260 \cdot 0,85 \cdot F_u \cdot F_i \cdot F_u$)

Tabla 3. Actividad del paciente al comenzar su estancia en cada localización.

Nótese que la fuente F3, localizada en la sala del tomógrafo PET-TC, en realidad se refiere a dos tipos diferentes de pacientes: los que son sujetos del estudio por primera vez (F3'), y los que lo son por segunda (F3'') tras esperar un rato en la sala de captación para imagen tardía. Únicamente se diferencian en la actividad con la que llegan a la sala. Para realizar los cálculos, la fuente se desdobló en dos, de forma que, de los 60 pacientes semanales, 50 pacientes corresponden a F3' y los otros 10 pacientes corresponden a F3'' (ver Tabla 2). El límite de diseño para la fuente F3 (0,75 mSv/año para trabajadores expuestos y 0,25 mSv/año para el público) se repartió entre F3' y F3'' de forma proporcional al número de pacientes, es decir, 5/6 del límite para F3' y 1/6 del límite para F3''.

Para cada punto de interés, se calculó la dosis procedente de cada fuente por separado, y el blindaje necesario cuando el factor de transmisión es menor que 1 (en los casos en que es mayor que 1, el límite de dosis no se alcanza y por lo tanto no se necesita blindaje). Los resultados pueden verse en las Tablas 4-8. Los blindajes se calcularon para tres materiales diferentes: plomo, hormigón y hierro. Los parámetros α , β y γ utilizados en la resolución de la ecuación de Archer se obtuvieron a partir de coeficientes de atenuación calculados por Monte Carlo para geometría de haz ancho de 511 keV (ver Tabla 9). En el caso del hormigón, se trata de hormigón estándar de 2,4 kg/m³.

Fuente F1

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Dosis [μ Sv/semana]	Factor de transmisión B y blindaje necesario
P1 – Control	5	31,9	0,45 6,0 mm de plomo 9,1 cm de hormigón 2,4 cm de hierro
P2 - Sala de informes	8,5	11,0	>1
P3 – Tras la sala de inyección	5	31,9	0,45 6,0 mm de plomo 9,1 cm de hormigón 2,4 cm de hierro
P4 – Pasillo 1	6	1,4	>1
P5 – Pasillo 2	5,5	1,6	>1
P6 – Pasillo 3	7	1,0	>1
P7 – Distribuidor	4	5,0	0,96 0,3 mm de plomo 0,9 cm de hormigón 0,1 cm de hierro
P8 – Pasillo interior	4	5,0	0,96 0,3 mm de plomo 0,9 cm de hormigón 0,1 cm de hierro
P9 – Baño del servicio	6,5	1,2	>1
P10 – Tras baño PET	7	1,0	>1
P11 – Bajo F1	2,3	150,6	0,03 23,4 mm de plomo 26,8 cm de hormigón 8,0 cm de hierro
P12 – Bajo F2	5,5	26,3	0,18 12,1 mm de plomo 15,4 cm de hormigón 4,6 cm de hierro
P13 – Bajo F3	5,5	26,3	0,18 12,1 mm de plomo 15,4 cm de hormigón 4,6 cm de hierro
P14 – Bajo F4	4,6	37,6	0,13 14,4 mm de plomo 17,8 cm de hormigón 5,3 cm de hierro
P15 – Sobre F1	2,5	3,16	>1

Tabla 4. Distancia de cada punto de interés a la fuente, dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F1 (sala de captación) y factor de transmisión y blindajes necesarios para asegurar que se cumplen los límites de diseño.

Fuente F2

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Dosis [μ Sv/semana]	Factor de transmisión B y blindaje necesario
P1 – Control	5	8,0	>1
P2 - Sala de informes	12	1,4	>1
P3 – Tras la sala de inyección	5	8,0	>1
P4 – Pasillo 1	1	12,5	0,39 7,1 mm de plomo 10,3 cm de hormigón 2,8 cm de hierro
P5 – Pasillo 2	3	1,4	>1
P6 – Pasillo 3	3	1,4	>1
P7 – Distribuidor	4	1,2	>1
P8 – Pasillo interior	2	5,0	0,96 0,3 mm de plomo 0,9 cm de hormigón 0,1 cm de hierro
P9 – Baño del servicio	1,5	5,5	0,87 1,2 mm de plomo 2,8 cm de hormigón 0,5 cm de hierro
P10 – Tras baño PET	3	1,4	>1
P11 – Bajo F1	5,5	6,6	0,73 2,6 mm de plomo 4,9 cm de hormigón 1,1 cm de hierro
P12 – Bajo F2	2,3	37,6	0,13 14,4 mm de plomo 17,8 cm de hormigón 5,3 cm de hierro
P13 – Bajo F3	9,3	2,3	>1
P14 – Bajo F4	6,0	5,5	0,87 1,2 mm de plomo 2,8 cm de hormigón 0,5 cm de hierro

Tabla 5. Distancia de cada punto de interés a la fuente, dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F2 (sala de captación para pacientes encamados) y factor de transmisión y blindajes necesarios para asegurar que se cumplen los límites de diseño.

Fuente F3'

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Dosis [μ Sv/semana]	Factor de transmisión B y blindaje necesario
P1 – Control	3,5	25,9	0,56 4,6 mm de plomo 7,4 cm de hormigón 1,9 cm de hierro
P2 - Sala de informes	2	79,3	0,15 13,1 mm de plomo 15,4 cm de hormigón 4,6 cm de hierro
P3 – Tras la sala de inyección	10	3,2	>1
P4 – Pasillo 1	10	0,2	>1
P5 – Pasillo 2	7	0,4	>1
P6 – Pasillo 3	6	0,6	>1
P7 – Distribuidor	5	1,3	>1
P8 – Pasillo interior	9	0,4	>1
P9 – Baño del servicio	11	0,2	>1
P10 – Tras baño PET	11,5	0,2	>1
P11 – Bajo F1	5,5	10,5	0,38 7,2 mm de plomo 10,3 cm de hormigón 2,9 cm de hierro
P12 – Bajo F2	9,3	3,7	>1
P13 – Bajo F3	2,3	59,9	0,04 18,6 mm de plomo 22,0 cm de hormigón 6,6 cm de hierro
P14 – Bajo F4	9,3	3,7	>1

Tabla 6. Distancia de cada punto de interés a la fuente, dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F3' (exploración de los pacientes que proceden de F1 o F2) y factor de transmisión y blindajes necesarios para asegurar que se cumplen los límites de diseño.

Fuente F4

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Dosis [μ Sv/semana]	Factor de transmisión B y blindaje necesario
P1 – Control	9	1,2	>1
P2 - Sala de informes	12	0,7	>1
P3 – Tras la sala de inyección	2,5	15,3	0,94 0,6 mm de plomo 1,5 cm de hormigón 0,2 cm de hierro
P4 – Pasillo 1	6,5	0,1	>1
P5 – Pasillo 2	8,5	0,1	>1
P6 – Pasillo 3	10	0,1	>1
P7 – Distribuidor	7,5	0,2	>1
P8 – Pasillo interior	4,5	0,5	>1
P9 – Baño del servicio	6	0,2	>1
P10 – Tras baño PET	5	0,2	>1
P11 – Bajo F1	4,6	4,5	>1
P12 – Bajo F2	6	2,7	>1
P13 – Bajo F3	9,3	1,1	>1
P14 – Bajo F4	2,3	18,1	0,26 9,6 mm de plomo 12,9 cm de hormigón 3,7 cm de hierro

Tabla 7. Distancia de cada punto de interés a la fuente, dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F4 (sala de captación para imagen tardía) y factor de transmisión y blindajes necesarios para asegurar que se cumplen los límites de diseño.

Fuente F3''

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Dosis [μ Sv/semana]	Factor de transmisión B y blindaje necesario
P1 – Control	3,5	2,9	0,82 1,7 mm de plomo 3,6 cm de hormigón 0,7 cm de hierro
P2 - Sala de informes	2	9,0	0,27 9,6 mm de plomo 12,8 cm de hormigón 3,7 cm de hierro
P3 – Tras la sala de inyección	10	0,4	>1
P4 – Pasillo 1	10	0,0	>1
P5 – Pasillo 2	7	0,0	>1
P6 – Pasillo 3	6	0,1	>1
P7 – Distribuidor	5	0,1	>1
P8 – Pasillo interior	9	0,0	>1
P9 – Baño del servicio	11	0,0	>1
P10 – Tras baño PET	11,5	0,0	>1
P11 – Bajo F1	5,5	1,2	0,67 3,2 mm de plomo 5,7 cm de hormigón 1,3 cm de hierro
P12 – Bajo F2	9,3	0,4	>1
P13 – Bajo F3	2,3	6,8	0,1 14,9 mm de plomo 18,3 cm de hormigón 5,5 cm de hierro
P14 – Bajo F4	9,3	0,4	>1

Tabla 8. Distancia de cada punto de interés a la fuente, dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F3'' (exploración de los pacientes que proceden de F4, sala de captación para imagen tardía) y factor de transmisión y blindajes necesarios para asegurar que se cumplen los límites de diseño.

La dosis en el punto P15, correspondiente a la terraza inaccesible sobre la instalación, solo se ha calculado para la fuente F1, por ser la de mayor carga de trabajo.

511 keV	α (cm ⁻¹)	β (cm ⁻¹)	γ
Plomo	1,543	-0,4408	2,136
Hormigón	0,1539	-0,1161	2,0752
Hierro	0,5704	-0,3063	0,6326

Tabla 9. Parámetros de ajuste de la ecuación de Archer α , β y γ simulados por MonteCarlo en aproximación de haz ancho para el plomo, el hormigón y el hierro, a la energía de 511 keV.

En cuanto al equivalente de dosis efectiva atribuible a la radiación secundaria originada por el uso habitual de la TC se calculó para una sobreestimación de 100 exámenes a la semana con una técnica radiológica de 120 kVp, de los cuales, 50 serían de cabeza y 50 de cuerpo, con productos dosis-longitud promedio de 1300 y 1400 mGy·cm, respectivamente. Únicamente se calculó para 3 puntos en los espacios contiguos al TC: en la sala de control (P1), en el pasillo distribuidor (P7) y en la sala técnica, siendo sus factores de ocupación 1, 1/10 y 1/16, respectivamente. Los blindajes calculados para un límite de diseño de 1 mSv/año pueden verse en la Tabla 10. Los parámetros de ajuste de la ecuación de Archer, α , β y γ , para las energías de 120 y 140 kVp se recogen en la Tabla 11.[7]

TC – 120 kVp

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Dosis [mSv/semana]	Factor de transmisión B y blindaje necesario
P1 – Control	3,5	2,5	0,008 1,28 mm de plomo
P7 – Distribuidor	4	1,9	0,010 1,18 mm de plomo
Sala técnica	3	3,5	0,006 1,39 mm de plomo

Tabla 10. Distancia de los puntos de interés para el cálculo de dosis debida a la TC a la fuente, dosis semanal en dichos puntos y factor de transmisión y blindaje necesario para cumplir los límites de diseño.

	α (cm ⁻¹)		β (cm ⁻¹)		Γ	
	120 kVp	140 kVp	120 kVp	140 kVp	120 kVp	140 kVp
Plomo	2,246	2,009	5,73	3,99	0,547	0,342

Tabla 11. Parámetros de ajuste de la ecuación de Archer α , β y γ simulados por MonteCarlo en aproximación de haz ancho para el plomo a las energías de 120 y 140 keV.

Ante estos resultados, los blindajes a implementar son:

Puntos de cálculo	Espesor (cm)	Material
T1 – Captación/inyección	10	Hormigón
T1' – Pared F2/baño PET	0,2	Plomo
T1'' – Paredes baño PET	0,2	Plomo
T2 – Captación/PET	10	Hormigón
T3 – Control/PET	10	Hormigón
T3 – Ventana del control	0,6	Plomo
T3' – Puerta PET/distribuidor	0,4	Plomo
T4 – PET/sala de informes	16	Hormigón
T5 – Captación/pasillo interior	10	Hormigón
T6 – Camas/pasillo interior	10	Hormigón
T7 – Control/distribuidor	10	Hormigón
T7' – Puerta control/distribuidor	0,4	Plomo
T8 – Camas/pasillo	12	Hormigón
T8' – Puerta pasillo/distribuidor	0,2	Plomo
T8'' – Pared tras control	--	--
T9 – Puerta camas/distribuidor	0,4	Plomo
T10 – Entre salas de captación	10	Hormigón
T11 – Entre salas de captación	10	Hormigón
T12 – Entre salas de captación	10	Hormigón
Suelo	--	
Techo	--	

Tabla 12. Blindajes a implementar en la instalación durante su reforma.

En todos los casos en los que ha sido posible, se ha elegido el hormigón como elemento de blindaje, puesto que su precio es más económico. Sin embargo, como es mucho más voluminoso, para aquellas barreras en las que no se podía prescindir de espacio (como en el baño), o en los que era técnicamente imposible (como en las puertas), se ha recurrido al plomo. Todas las barreras de la instalación han sido blindadas, incluso en aquellos casos en los que, de acuerdo a los cálculos, no era necesario el blindaje. De esta forma se protege a los trabajadores y al público también durante el tiempo en que los pacientes inyectados no están confinados a la posición asignada en la Fig. 7, sino que deambulan al entrar, salir, desplazarse al baño, etc. Las únicas excepciones son la barrera T8", en la que no se ha visto necesidad de blindar pues ya están blindadas las barreras T3 y T7; y el suelo, del que sabíamos por conocimiento de la estructura del hospital que, al igual que el techo, ya constaba de 25 cm de hormigón. Aunque el cálculo nos pedía 27 cm de hormigón para este último blindaje, no 25 cm, añadir 2 cm de suelo y techo complica bastante la obra de reforma del espacio, por lo que se decidió así inicialmente, dejando abierta la puerta a modificarlo si el cálculo inverso posterior arrojara una dosis excesiva en la planta inferior a la fuente F1.

Algunos blindajes se han redondeado a 10 cm por cuestión de simplicidad en la realización de la obra.

4.2. Cálculo inverso. Verificación

Una vez decididos los blindajes a implementar, se realizó el cálculo inverso, es decir, el cálculo de la dosis que vamos a tener para la actividad prevista en la instalación, con los blindajes diseñados, con el objetivo de verificar que son adecuados. Los resultados pueden verse en las Tablas 13-17.

Fuente F1

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Blindaje	Dosis [μ Sv/año]
P1 – Control	5	20 cm de hormigón	151
P2 - Sala de informes	8,5	26 cm de hormigón	21
P3 – Tras la sala de inyección	5	10 cm de hormigón	699
P4 – Pasillo 1	6	22 cm de hormigón	5
P5 – Pasillo 2	5,5	10 cm de hormigón 2 mm de plomo	29
P6 – Pasillo 3	7	10 cm de hormigón 4 mm de plomo	14
P7 – Distribuidor	4	20 cm de hormigón	24
P8 – Pasillo interior	4	--	24
P9 – Baño del servicio	6,5	2 mm de plomo	50
P10 – Tras baño PET	7	2 mm de plomo	43
P11 – Bajo F1	2,3	25 cm de hormigón	330
P12 – Bajo F2	5,5	25 cm de hormigón	58
P13 – Bajo F3	5,5	25 cm de hormigón	58
P14 – Bajo F4	4,6	25 cm de hormigón	82
P15 – Sobre F1	2,5	25 cm de hormigón	7

Tabla 13. Distancia de cada punto de interés a la fuente, blindaje interpuesto y dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F1 (sala de captación).

Fuente F2

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Blindaje	Dosis [μ Sv/año]
P1 – Control	5	10 cm de hormigón 4 mm de plomo	107
P2 - Sala de informes	12	16 cm de hormigón 8 mm de plomo	4
P3 – Tras la sala de inyección	5	20 cm de hormigón	38
P4 – Pasillo 1	1	12 cm de hormigón	201
P5 – Pasillo 2	3	6 mm de plomo	33
P6 – Pasillo 3	3	4 mm de plomo	44
P7 – Distribuidor	4	4 mm de plomo	40
P8 – Pasillo interior	2	10 cm de hormigón	109
P9 – Baño del servicio	1,5	2 mm de plomo	233
P10 – Tras baño PET	3	4 mm de plomo	44
P11 – Bajo F1	5,5	25 cm de hormigón	14
P12 – Bajo F2	2,3	25 cm de hormigón	82
P13 – Bajo F3	9,3	25 cm de hormigón	5
P14 – Bajo F4	6,0	25 cm de hormigón	12

Tabla 14. Distancia de cada punto de interés a la fuente, blindaje interpuesto y dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F2 (sala de captación para pacientes encamados).

Fuente F3'

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Blindaje	Dosis [μ Sv/año]
P1 – Control	3,5	10 cm de hormigón	568
P2 - Sala de informes	2	16 cm de hormigón	693
P3 – Tras la sala de inyección	10	20 cm de hormigón	15
P4 – Pasillo 1	10	32 cm de hormigón	0
P5 – Pasillo 2	7	6 mm de plomo	10
P6 – Pasillo 3	6	10 cm de hormigón	12
P7 – Distribuidor	5	4 mm de plomo	40
P8 – Pasillo interior	9	10 cm de hormigón	9
P9 – Baño del servicio	11	10 cm de hormigón 2 mm de plomo	3
P10 – Tras baño PET	11,5	10 cm de hormigón 2 mm de plomo	3
P11 – Bajo F1	5,5	25 cm de hormigón	23
P12 – Bajo F2	9,3	25 cm de hormigón	8
P13 – Bajo F3	2,3	25 cm de hormigón	131
P14 – Bajo F4	9,3	25 cm de hormigón	8

Tabla 15. Distancia de cada punto de interés a la fuente, blindaje interpuesto y dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F3' (exploración de los pacientes que proceden de F1 o F2).

Fuente F4

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Blindaje	Dosis [μ Sv/año]
P1 – Control	9	30 cm de hormigón	1
P2 - Sala de informes	12	36 cm de hormigón	0
P3 – Tras la sala de inyección	2,5	10 cm de hormigón	336
P4 – Pasillo 1	6,5	32 cm de hormigón	0
P5 – Pasillo 2	8,5	10 cm de hormigón 2 mm de plomo	2
P6 – Pasillo 3	10	10 cm de hormigón	1
P7 – Distribuidor	7,5	10 cm de hormigón	4
P8 – Pasillo interior	4,5	--	44
P9 – Baño del servicio	6	10 cm de hormigón	4
P10 – Tras baño PET	5	10 cm de hormigón	5
P11 – Bajo F1	4,6	25 cm de hormigón	10
P12 – Bajo F2	6	25 cm de hormigón	6
P13 – Bajo F3	9,3	25 cm de hormigón	2
P14 – Bajo F4	2,3	25 cm de hormigón	40

Tabla 16. Distancia de cada punto de interés a la fuente, blindaje interpuesto y dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F4 (sala de captación para imagen tardía).

Fuente F3''

Puntos de cálculo	Distancia [m]	Blindaje	Dosis [μ Sv/año]
P1 – Control	3,5	10 cm de hormigón	64
P2 - Sala de informes	2	16 cm de hormigón	79
P3 – Tras la sala de inyección	10	20 cm de hormigón	2
P4 – Pasillo 1	10	32 cm de hormigón	0
P5 – Pasillo 2	7	6 mm de plomo	1
P6 – Pasillo 3	6	10 cm de hormigón	1
P7 – Distribuidor	5	4 mm de plomo	5
P8 – Pasillo interior	9	10 cm de hormigón	1
P9 – Baño del servicio	11	10 cm de hormigón 2 mm de plomo	0
P10 – Tras baño PET	11,5	10 cm de hormigón 2 mm de plomo	0
P11 – Bajo F1	5,5	25 cm de hormigón	3
P12 – Bajo F2	9,3	25 cm de hormigón	1
P13 – Bajo F3	2,3	25 cm de hormigón	15
P14 – Bajo F4	9,3	25 cm de hormigón	1

Tabla 17. Distancia de cada punto de interés a la fuente, blindaje interpuesto y dosis semanal en dicho punto debida a la radiación emitida desde la fuente F3'' (exploración de los pacientes que proceden de F4, sala de captación para imagen tardía).

Finalmente, la Tabla 18 recoge la suma de dosis total para cada punto. Dado que en todos los casos dicha suma queda muy por debajo del límite establecido, queda verificado que el blindaje es adecuado, incluso el blindaje del suelo de 25 cm, y se notifica

el diseño a los responsables de la reforma del Servicio de Medicina Nuclear para que sean efectivamente implementados.

Puntos de cálculo	Dosis total (mSv/año)	Límite de diseño P (mSv/año)
P1 – Control	0,89	3
P2 - Sala de informes	0,80	3
P3 – Tras la sala de inyección	1,09	3
P4 – Pasillo 1	0,21	1
P5 – Pasillo 2	0,08	1
P6 – Pasillo 3	0,07	1
P7 – Distribuidor	0,11	1
P8 – Pasillo interior	0,19	1
P9 – Baño del servicio	0,29	1
P10 – Tras baño PET	0,10	1
P11 – Bajo F1	0,38	1
P12 – Bajo F2	0,16	1
P13 – Bajo F3	0,21	1
P14 – Bajo F4	0,14	1
P15 – Sobre F1	0,01	1

Tabla 18. Dosis anual en cada punto de cálculo con los blindajes propuestos y límite de diseño.

4.3. Programa de cálculo

Para el cálculo de blindajes, primero creé un script en Matlab. Este script solicita al usuario que introduzca los datos de la instalación y de todos los puntos de interés. Una vez almacenada toda la información, se calcula la dosis y los blindajes necesarios y se imprime el resultado por pantalla. Aunque efectivo, este método puede resultar laborioso, pues si el usuario detectara durante el proceso que algún dato es erróneo, debería detener su ejecución y comenzar de nuevo desde el principio, con la pérdida de tiempo que ello conlleva, pues el script no ofrece la posibilidad de modificar ningún dato una vez introducido. Por ejemplo, si el usuario inicialmente quiere calcular la dosis en 16 puntos, pero durante el proceso decide que sólo necesita calcularla en 15 puntos, debe detener el script y volver

a empezar, o bien inventarse los datos del último punto y recordar que debe ignorar los resultados obtenidos para el mismo. O si el usuario introdujera erróneamente un dato cualquiera, como la distancia del punto a la fuente, no podría cambiarlo, así que debería ejecutar el programa de nuevo para calcular la dosis en ese punto (los demás se habrían calculado de forma correcta, puesto que el cálculo de cada punto es independiente).

Posteriormente, una vez verificado que los resultados del script eran correctos mediante la comparación con los cálculos realizados de forma independiente por la radiofísica adjunta del servicio y directora de este trabajo, M^a Ángeles Rivas, desarrollé una aplicación en Matlab que utiliza las mismas líneas de código para el cálculo pero que posee interfaz gráfica y es más fácil de manejar, de forma que puede utilizarse como cálculo primario o redundante en el cálculo de blindajes para instalaciones de PET, PET-TC o TC. Sirve tanto para calcular el blindaje necesario al construir o reformar una instalación como para realizar el cálculo inverso y averiguar qué dosis tendremos para un determinado blindaje. La interfaz gráfica del software se ha escrito en inglés y será de acceso libre para que pueda ser utilizado en cualquier centro que así lo desee.

Para utilizarlo, hay que copiar los archivos PETCT.m (que contiene el código de cálculo) y PETCT.fig (que contiene la información sobre la interfaz gráfica) en la carpeta en la que normalmente trabajemos con Matlab, escribir el comando PETCT y presionar 'enter'. En la Fig. 9, puede verse la interfaz de la aplicación, a la que he titulado "PET/CT shielding calculator". El funcionamiento es muy sencillo, solo hay que rellenar los campos requeridos y hacer click en alguno de los botones "Calculate", según lo que queramos calcular. Es esperable que el programa sólo sea utilizado por radiofísicos especializados en protección radiológica, con suficiente formación en el tema y acceso a las recomendaciones de la AAPM, pero a pesar de ello es autoexplicativo, para que también pueda ser utilizado con fines académicos y formativos. Al dejar el puntero del ratón descansando sobre algunas de las preguntas, aparece una pequeña ayuda que guía al usuario, por ejemplo, explicando cuándo debe considerar que el paciente ya ha orinado o no, o qué distancia fuente-punto de cálculo debe introducir cuando el punto de cálculo está en una planta diferente a la fuente.

**Welcome to the PET/CT shielding calculator! This program is based on the AAPM TG No.108 report
You will find tips by placing the mouse on some of the questions**

PET data - Please repeat for each source and calculation point

How many patients per week are treated?

What was the injected activity (MBq) of the patient/source?

How long ago was the patient injected (min)?

Has the patient already urinated?

How long (minutes) will the patient stay at this location?

What is the occupancy factor?

What is the design limit (mSv/year)?

What is the source-calculation point distance (m)?

What is the half-life (min) of the radionuclide?

Option 1. Calculate the required shielding

mm of lead, or

Your shielding should be, at least: cm of concrete, or

cm of iron.

Option 2. There is shielding already in place. Calculate the dose

How much shielding?

cm of

The dose is: mSv/year.

CT data - Please repeat for each calculation point

How many head scans are performed each week?

How many body scans are performed each week?

Which is the average technique (kVp)?

Which is the average DLP for head exams (mGy·cm)?

Which is the average DLP for body exams (mGy·cm)?

What is the occupancy factor?

What is the design limit (mSv/year)?

What is the isocenter-calculation point distance (m)?

Option 1. Calculate the required shielding

mm of lead.

Your shielding should be, at least: mm of lead.

Option 2. There is shielding already in place. Calculate the dose

How much shielding? mm of lead.

The dose is: mSv/year.

Figura 9. Aplicación *PET/CT shielding calculator*.

5. CONCLUSIONES

En este trabajo se han calculado los blindajes que necesitan instalarse en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa para adecuar el espacio ante la llegada de un equipo de PET-TC. Los cálculos han sido realizados con Matlab por medio de un script y una pequeña aplicación con interfaz gráfica desarrolladas a tal efecto, y los resultados han sido contrastados con los obtenidos de forma independiente por la radiofísica hospitalaria M^a Ángeles Rivas, miembro del Servicio de Física y Protección Radiológica del mismo hospital.

Durante la vida laboral de un radiofísico, siempre que permanezca en el mismo centro, es difícil que este asista a la puesta en marcha de numerosos equipos del calibre de un PET-TC, sino que, por el contrario, dado que su tiempo de vida puede superar los 10 años, es un acontecimiento más bien extraordinario. Sin embargo, nuestra intención es distribuir la aplicación de forma libre entre la comunidad nacional e internacional de radiofísicos, con lo que se espera pueda tener un impacto positivo, al ayudar a otros servicios en nuevas instalaciones de equipos, como ayuda pedagógica, en la comprobación de blindajes preexistentes a la hora de realizar una reforma, etc.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Madsen, M. T., Anderson, J. A., Halama, J. R., Kleck, J., Simpkin, D. J., Votaw, J. R., Wendt, R. E., Williams, L. E. y Yester, M. V. (2006). AAPM task group 108: PET and PET/CT shielding requirements. *Medical physics*, 33(1), 4-15.
- [2] Cherry, S. R., Sorenson, J. A., y Phelps, M. E. (2012). *Physics in Nuclear Medicine E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- [3] Beyer, T., Townsend, D. W., Brun, T., Kinahan, P. E., Charron, M., Roddy, R., Jering, J., Young, J., Byars, L., y Nutt, R. (2000). A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *The Journal of nuclear medicine*, 41(8), 1369.
- [4] Martí-Climent, J. M., Prieto, E., y García-Velloso, M. J. (2009). Equipos híbridos en medicina nuclear. *Rev Fis Med*, 10(1), 11-26.
- [5] Rohrig, N. (2006). *Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X-and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities*, NCRP Report No. 151.
- [6] Archer, B. R., Thornby, J. I., y Bushong, S. C. (1983). Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation. *Health physics*, 44(5), 507-517.
- [7] Brunette, J. J. (2005). *Structural Shielding design for medical X-ray imaging facilities*.
- [8] ANS, ANSI/ANS-6.1.1-1991 (1991). *Neutron and Gamma-Ray Fluence-To-Dose Factors*. American Nuclear Society, LaGrange Park, IL.

ANEXO: CÓDIGO DEL SCRIPT

```
function [shieldings]=PETCTshielding

%This program helps you calculate the required shielding for a PET-CT
installation, based on AAPM Task Group No. 108. Lead, concrete and iron
thickness that meet the requirements will be displayed on screen. -----
-----

%Properties of lead, according to AAPM TG-108
alfaPb=1.543;
betaPb=-0.448;
gammaPb=2.136;

%Properties of concrete, according to AAPM TG-108
alfac=0.1539;
betac=-0.1161;
gammac=2.0752;

%Properties of iron, according to AAPM TG-108
alfai=0.5704;
betai=-0.3063;
gammai=0.6326;

%-----

Nsources=input('How many sources does your facility have? ');
Npoints=input('For how many points do you wish to calculate the required
shielding? ');
Gammapat=0.092; %Gamma=0.092 [microSv·m^2/(MBq·h)] for patients,
according to TG 108
Thalf=109.8; %Thalf=109.8 [min] is the F-18 half-life
shieldings=zeros(Nsources,Npoints,8); %shieldings will contain the points
data and the dose caused by each source

disp('Please provide the required data for each source. When asked about
the activity, the injected activity is only valid for the source that
stands for the uptake room. For the rest of source, please remember to
take into account the decay. Also, if the patient/source has already
urinated, the activity must be corrected by a 0.85 factor.');
```

```
for j=1:Nsources
disp('Source No. ');
disp(j);
Nw=input('How many patients per week will be treated? ');
A=input('Which is the activity [MBq] of the patient when he/she arrives
to the source position? ');
t=input('How long does each patient stay at this source position (in
minutes)? ');
```

```

Rt=1.443*(Thalf/t)*(1-exp(-0.693*t/Thalf)); %Rt is the dose reduction
factor
workloadw=Nw*Gammapat*A*t/60*Rt; %For each point at a distance d from the
source with an occupancy factor T, the weekly dose Dw will be
Dw=workloadw*T/d^2 [microSv/week]

disp('Please provide for each calculation point the required data. ');
disp('When asked about the source-shielding distance, you may want to
follow these recommendations: for a wall shielding, you should add 0.3 m
to the source-wall distance; for a ceiling shielding, you should
subtract 0.5 m to the height between consecutive floors; for a floor
shielding, you should subtract 0.7 m to the height between consecutive
floors. Thanks');
for i=1:Npoints
disp('Point No. ');
disp(i);
if j==1

    T=input('Occupancy factor? '); %T will temporarily store the
occupancy factor for each calculation point
    for k=1:Nsources
shieldings(k,i,1)=T ;%The first column will store the occupancy
factor
    end

end

Py=input('What design limit P [mSv/year] do you wish to set for this
calculation point, for this particular source? '); % Py is the annual
design limit [mSv/year]
shieldings(j,i,2)=Py/365.25*7*1000; %The second column will store the
design limit per week [microSv/week] for each point-source combination
d=input('Distance (in meters)? '); %d will temporarily store the
distance from each source to each calculation point
shieldings(j,i,3)=d; %The third column will store the distances
aux=workloadw/(d^2);
shieldings(j,i,4)=aux*shieldings(j,i,1); %The fourth column will
store the weekly dose Dw [microSv/week]
shieldings(j,i,5)=shieldings(j,i,2)/shieldings(j,i,4); %The fifth
column will store the transmission factor B

%-----

% Calculate shieldings when needed and display the results on screen
if shieldings(j,i,5)<1
shieldings(j,i,6)=1/alfapb/gammaPb*log((shieldings(j,i,5).^(-
gammaPb)+betaPb/alfapb)/(1+betaPb/alfapb)); %The sixth column will store
the lead thickness [cm] required
shieldings(j,i,7)=1/alfac/gammac*log((shieldings(j,i,5).^(-
gammac)+betac/alfac)/(1+betac/alfac)); %The seventh column will store
the concrete thickness [cm] required
shieldings(j,i,8)=1/alfai/gammai*log((shieldings(j,i,5).^(-
gammai)+betai/alfai)/(1+betai/alfai)); %The eighth column will store the
iron thickness [cm] required
disp('For Source No. ');

```

```
disp(j);  
disp('and point No. ');  
disp(i);  
disp('The shielding must be ');  
disp(shieldings(j,i,6));  
disp('cm of lead, or ');  
disp(shieldings(j,i,7));  
disp('cm of concrete, or.');
```

else
disp('There is no need for shielding.');

end

end

end

end