



**UNIVERSIDAD PEDAGOGICA Y TECNOLOGICA DE COLOMBIA
FACULTAD DE CIENCIAS BASICAS
ESCUELA DE FISICA**

**VALORACIÓN DE LAS CONDICIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE
UNA UNIDAD CLÍNICA DE TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES
(PET)**

JULIANA INES DEL PILAR CANTILLO BERMUDEZ

**VALORACIÓN DE LAS CONDICIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE
UNA UNIDAD CLÍNICA DE TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES
(PET)**

JULIANA INES DEL PILAR CANTILLO BERMUDEZ

**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA Y TECNOLÓGICA DE COLOMBIA
FACULTAD DE CIENCIAS BÁSICAS
ESCUELA DE FÍSICA
TUNJA
2014**

**VALORACIÓN DE LAS CONDICIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE
UNA UNIDAD CLÍNICA DE TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES
(PET).**

JULIANA INES DEL PILAR CANTILLO BERMUDEZ

**TRABAJO DE GRADO
MODALIDAD: MONOGRAFIA
REQUISITO PARA OPTAR EL TITULO DE FÍSICO**

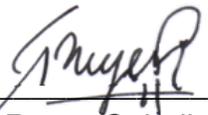
**Director FAUSTINO REYES CABALLERO
DOCTOR EN CIENCIAS-FÍSICA**

**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA Y TECNOLÓGICA DE COLOMBIA
FACULTAD DE CIENCIAS BÁSICAS
ESCUELA DE FÍSICA
TUNJA
2014**

NOTA DE ACEPTACIÓN

El presente trabajo cumple con los requisitos exigidos por la Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia (UPTC) para que se registre ante la Facultad de Ciencias Básicas como proyecto de grado Modalidad monografía

Director del Trabajo de grado



*Ph. D. Faustino Reyes Caballero.
Escuela de Ingeniería
Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia*

Jurado



*M.Sc. Oscar Duran Avendaño
Escuela de Física
Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia*

Jurado



*Ph. D. Ángel José Chacón Velasco
Escuela de Física
Universidad Pedagógica y tecnológica de Colombia*

Tunja, 23 de Mayo de 2014

DEDICATORIA

Emprende todo lo que puedes hacer

O hayas soñado que puedes hacer.

El arroyo lleva consigo genio, fuerza y magia

A mi Mamas Inés y Cecilia,

A mis abuelas Rosa y Flor,

A mis hermanas Ángela y Laura,

A mis amigos.

AGRADECIMIENTOS

Durante mi vida universitaria viví buenos y malos momentos que me ayudaron a fortalecer mi carácter me proporcionaron una perspectiva de la vida mucho más amplia y me enseñaron a ser una mujer cautelosa pero sin dejar de ser auténtica. Hoy finalizo mis estudios universitarios y durante este tiempo estuvieron presentes en mi vida muchas personas que de una u otra forma ayudaron a cumplir una meta más en mi vida y a las que no puedo dejar de reconocer que su presencia y compañía hicieron que no me perdiera en este arduo proceso de aprendizaje y que saliera airoso de esa experiencia. Por ello la autora expresa su agradecimiento a:

Dios y a la Virgen porque a pesar de que nunca he sido su hija más devota, en lo más profundo de mi corazón confió y confiare en ellos y a pesar de que muchas veces quise desfallecer jamás me soltaron de su mano y siempre me mostraron el camino que debía seguir.

Doctor Faustino Reyes Caballero, director del trabajo, de una manera muy especial le expreso con un efusivo sentimiento de gratitud por su invaluable colaboración, dedicación, tiempo, paciencia y apoyo incondicional por haberme dado la oportunidad de ser su alumna, por sus enseñanzas en este tiempo, por las valiosas correcciones y preocupación durante el desarrollo de este trabajo.

Doña Edna, Esposa Patricia y a Faustino, Alex, Giovanni y Sebastián por haberme abierto las puertas de su hogar y por haberme permitido robarle a su hijo, esposo y padre en los momentos de ocio y espacios familiares.

Msc Eidelman José González López por haber sido el puente de enlace con el Doctor Faustino Reyes Caballero para que llevara a feliz término este proyecto en mi vida profesional.

Profesor Hernán Olaya por haber sido portador de ideas y quien despertó mi interés por la Física Nuclear.

Mi mama Inés (q.e.p.d.) por ser el motor de mi vida porque con sus enseñanzas y dedicación me ha hecho la mujer que soy hoy en día y a pesar que no esté físicamente conmigo siempre lo estará en mi mente, corazón y acciones. Porque gracias a los sacrificios que hizo hoy se cumple el sueño que su hija sea física por que donde se encuentre se sentirá orgullosa.

Mi papá Alberto, por apoyarme, creer en mí y en mis sueños, porque él ha sido una base en mi vida, para ser la persona que soy. Con sus enseñanzas he crecido como una persona muy afortunada, dentro de un ambiente familiar acogedor y hermoso.

Mi mamá Cecilia, que además de ser mi tia es mi mama porque desde pequeña me acogió como una más de sus hijas, me ha brindado amor, cariño, cuidados, dedicación y apoyo, y desde hace cinco años ella me ha enseñado que a pesar de las adversidades, el esfuerzo y dedicación siempre darán buenos resultados.

Mis abuelas Rosa y Flor por su apoyo incondicional, cariño y amor de madres; porque a pesar de la distancia siempre han estado presentes en cada momento de mi vida y por tenerme presente en cada una de sus oraciones.

Ángela y Laura que además de ser mis primas son mis hermanas, porque han estado presentes en cada uno de los momentos más difíciles de mi vida, por ser

mis cómplices y poder contar con su apoyo incondicional y consejos cuando más lo necesito.

Mis amigos de carrera William, Diego, Álvaro, Sebastián y Fernando porque iniciamos en un mismo momento a construir este sueño que se hace realidad y que a pesar del tiempo trascendido estos lazos de amistad se han fortalecido.

Carolina, Yury, Camilo, Ximena, Néstor y Jairo, porque el destino hizo que nos encontráramos y compartiéramos momentos bonitos en nuestra formación profesional y porque a pesar del tiempo nuestra amistad se ha mantenido.

Marisol, July, Fabio, David Escandón y Christian por ser mis amigos desde el Colegio y que a pesar de la distancia y lejanía este no ha sido problema para conservar una verdadera amistad

Yuber por haberse cruzado en mí camino y dedicarme tiempo en mi proceso de aprendizaje y enseñarme que a pesar de la distancia y las adversidades siempre habrá un mejor mañana.

Jorge, por acompañarme, aconsejarme y darme su cariño durante este proceso.

Para Finalizar, son muchas las personas que han formado parte de mi vida profesional y a las que de una u otra manera les agradezco su amistad, consejos y apoyo; algunas están aquí conmigo y otras en mi recuerdo y en mi corazón, sin importar donde estén, quiero darle las gracias por formar parte de mi vida y por haberme brindado infinitas bendiciones.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	18
1. ASPECTOS FUNDAMENTALES	23
1.1 DESCRIPCIÓN DE LA PET	23
1.2 RADIONÚCLIDOS – RADIOFÁRMACOS PARA LA PET	26
1.3 DOSIMETRIA	27
1.3.1 Actividad	27
1.3.2 Dosis absorbida	29
1.3.3 Equivalente de Dosis	30
1.3.4 Equivalente de Dosis Efectiva	30
1.4 LÍMITES REGULATORIOS Y CONTROL DE CALIDAD	31
1.4.1 Principio ALARA	31
1.4.2 Limitación de equivalente de dosis y dosis efectiva	32
1.4.3 Control de Calidad	32
1.5 BLINDAJES	33
1.5.1 Factor de transmisión	33
1.5.2 Cálculo del espesor de blindajes	34
1.5.3 Procesos fundamentales de interacción de los fotones con la materia.	35
2. ZONA A: SALA DE CAPTACIÓN, SALA DEL TOMÓGRAFO Y CUARTO DE CONTROL	39
2.1 SALA DE CAPTACIÓN	39
2.1.1 Aspectos generales	39

2.1.2	Constante de rata de dosis del paciente	42
2.1.3	Dosis total para un punto a d (metros) de distancia del paciente en la sala de captación durante un tiempo de permanencia t_C , utilizando $^{18}\text{F-FDG}$.	44
2.1.4	Blindaje Estructural	47
2.2	SALA DE TOMÓGRAFO	49
2.2.1	Aspectos Generales	49
2.2.2	Factor de Decaimiento	52
2.2.3	Dosis total para un punto a d metros de distancia del paciente en la sala del tomógrafo durante un tiempo de permanencia t_T , utilizando $^{18}\text{F-FDG}$	53
2.2.4	Blindaje Estructural	54
2.2.5	Blindaje estructural teniendo en cuenta la participación simultánea de pacientes en la sala de captación y en la sala del tomógrafo	55
2.3	SALA DE CONTROL	56
2.3.1	Aspectos Generales	56
2.3.2	Cálculo de distancia limite admisible del operario, personal médico y equipo según equivalente de dosis total aceptada.	57
2.3.3	Control de niveles de dosis a las que está expuesto el operario que atiende al paciente	58
3.	ZONA B. CUARTO CALIENTE Y CUARTO DE BAÑO PARA EL PACIENTE IRRADIADO	59
3.1	CUARTO CALIENTE	59
3.1.1	Aspectos generales	59
3.1.2	Ciclotrón	62
3.1.3	Celdas calientes	69
3.1.4	Manejo de Residuos	70
3.2	CUARTO DE BAÑO DEL PACIENTE IRRADIADO	71

4.	ZONA C: OFICINAS, CORREDORES, PISOS SUPERIOR E INFERIOR, Y ÁREA EXTERNA DE ATENCIÓN AL PÚBLICO	72
4.1	ASPECTOS GENERALES	72
4.2	RESULTADOS DE CÁLCULOS DE EQUIVALENTE DE DOSIS SEMANAL Y FACTORES DE TRANSMISIÓN PARA DIFERENTES DEPENDENCIAS DE LA UNIDAD CLÍNICA PET	75
4.3	BLINDAJE ESTRUCTURAL PARA PISOS SUPERIOR E INFERIOR	75
4.4	AREA EXTERNA DE ATENCIÓN AL PÚBLICO	77
5.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	78
	REFERENCIAS CITADAS	81
	REFERENCIAS CONSULTADAS	90
	ANEXOS	94

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Algunas propiedades físicas de radionúclidos usados en PET*	26
Tabla 2. Factor de Ponderación de Tejidos W_T	31
Tabla 3. Niveles ALARA de límites de dosis para áreas de radiación controladas, y áreas no controladas abiertas al público en general. De acuerdo con AAPM, 2006.	32
Tabla 4. Parámetros de ajuste para el cálculo de espesor de blindajes en función del factor de transmisión (de acuerdo con AAPM, 2006)	34
Tabla 5. Factor de ocupación asociado a la carga de trabajo de área a proteger.	47
Tabla 6. Resultados de cálculos de equivalentes de dosis semanal y factores de transmisión hechos estimando distancias acordes a las dependencias de la unidad clínica PET considerada.	73

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Esquema de unidad clínica PET sugerida por la Asociación Americana de Físicos Médicos.	20
Figura 2. (a) Ilustración de una imagen típica de radiodiagnóstico por rayos X (Landwehr & Umbach, 1997). (b) Imágenes diagnosticas obtenidas con PET d y PET/CT a, b y c (Juweiod & Hoekstra, 2011).	24
Figura 3. a) Fundamento Físico del PET (b) Proceso de la detección de los fotones gamma	25
Figura 4. Esquema de desintegración radiactiva del ^{18}F	27
Figura 5. Atenuación de la dosis total	33
Figura 6. Trasmisión como función del espesor del blindaje para los materiales de plomo, hierro y concreto	34
Figura 7. Ejemplo típico de instalación de blindajes estructurales	34
Figura 8. Procesos fundamentales de interacción de los fotones con la materia. (a) Dispersión elástica. (b) Efecto fotoeléctrico. (c) Efecto Compton. (d) Producción de pares.	36
Figura 9. Importancia relativa que tienen los tres procesos fundamentales de interacción de fotones con la materia	37

Figura 10. (a) Vista de la sala de captación; (b) Suministro del radiofármaco.*Tomado de EANM, 2010 (auspiciado por SIEMENS).	39
Figura 11. Ley de proporcionalidad inversa con el cuadrado de la distancia de la radiación gamma emitida	40
Figura 12. Comparación del comportamiento temporal del factor de reducción de dosis total para diferentes radionúclidos	45
Figura 13. Dosis total correspondiente a un punto a $d(m)$ de distancia del paciente en la sala de captación durante un tiempo de permanencia t_C , utilizando $^{18}\text{F-FDG}$	46
Figura 14. Sala del Tomógrafo PET. *Tomado de EANM, 2010 (auspiciado por SIEMENS)	49
Figura 15. Sala de Control de un Tomógrafo PET. *Tomado de EANM, 2010 (auspiciado por SIEMENS)	56
Figura 16. Dispensadores y Porta jeringas de dosis a administrar	61
Figura 17. Ciclotrón	63
Figura 18. Explicación de la producción de ^{18}F	66
Figura 19. Celda Caliente	69
Figura 20. Plano de la unidad clínica PET	72
Figura 21. Distancias de cercanía de fuente y blanco sugeridas para el cálculo de barreras de blindaje de pisos y techo	74

LISTA DE ANEXOS

Anexo A. Código del Programa VPRPET

93

RESUMEN

Palabras clave: Tomografía por Emisión de Positrones, Valoración Protección Radiológica.

En este trabajo se revisan los fundamentos físicos, los métodos y datos comunicados por las autoridades internacionales y grupos de investigación en materia de condiciones de protección radiológica de una instalación de Tomografía por Emisión de Positrones (PET). Además, son examinadas las áreas controladas y las áreas no controladas de una instalación PET en una unidad clínica de medicina nuclear, así como, se ejecutan los cálculos de dosis efectiva y cálculo de blindajes estructurales para que sean compatibles con las normas de seguridad radiológica. Se tiene en cuenta las sugerencias de instalación clínica dada por el grupo de tareas de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM).

El trabajo se refiere a la utilización del radionúclido ^{18}F y el radiofármaco ^{18}F -FDG. La vida media del radionúclido ^{18}F es de 109.8 minutos, esta es mucho mayor que la vida media de otros radionúclidos utilizados en PET (^{15}O , ^{11}C , ^{13}N , etc.). El radiofármaco ^{18}F -FDG, un análogo de la glucosa, es el radiofármaco más versátil que se utiliza en la práctica y la investigación clínica de PET, se acumula en alta concentración en los tumores metabólicamente activos, así como en el cerebro y el miocardio. La producción de ^{18}F y ^{18}F -FDG requiere un cuarto caliente en la unidad clínica de la PET. En el cuarto caliente opera un ciclotrón y los módulos de radioquímica, en el trabajo se presentan los aspectos de la operación y el monitoreo de la radiación del ciclotrón y de los módulos de radioquímica.

Debe tenerse en cuenta el hecho de que el paciente se convierte en una fuente constante de radiación en todo el procedimiento clínico, emitiendo fotones gamma de aniquilación de 0,511 MeV. Hay cambios en el cálculo de los blindajes con

respecto a otras técnicas de diagnóstico porque hay varios factores diferentes y obvios que afectan la cantidad de blindaje requerido para una instalación de PET:

- 1) La radiación es de mayor energía que la presente en otras técnicas de radio-diagnóstico;
- 2) El tiempo de aislamiento del paciente durante el tratamiento;
- 3) Hay que tener en cuenta el número de pacientes tratados;
- 4) La cantidad de actividad administrada por paciente;
- 5) El tiempo total que cada paciente permanece en la instalación;
- 6) Las áreas de la instalación y sus alrededores;
- 7) El tipo de tomógrafo PET también puede influir en la cantidad de radiactividad que se administra al paciente, esto debido a las características instrumentales, la metodología para adquirir datos tanto en geometría bi-dimensional y/o tri-dimensional, y la posibilidad de adquisición de imágenes estática o dinámica.

ABSTRACT

Keywords: Positron Emission Tomography, Radiological Protection Valoration.

In this work we reviewed the physical fundamentals, methods and data reported by international authorities and research groups concerning radiation protection conditions to an installation of Positron Emission Tomography (PET). Further, are examine controlled areas and uncontrolled areas from a PET facility in a nuclear medicine clinic unit; thus as, are run the effective dose calculations and calculations structural shields for that they are consistent with standards of radiation safety. It is takes into account the suggestions of clinical installation given by task group of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM).

The work refers to the use of radionuclides ^{18}F and the radiopharmaceutical ^{18}F -FDG. The half-life of radionuclides ^{18}F is 109.8 min, this is much most big than the half-lives of other radionuclides used in PET (^{15}O , ^{11}C , ^{13}N , etc.). The ^{18}F -FDG radiopharmaceutical, a glucose analog, is the most versatile radiopharmaceutical used in practice and research clinical PET, is accumulated in high concentration in metabolically active tumors as well as e brain and the myocardium. The ^{18}F and ^{18}F -FDG production requires a hot room in the PET clinic unit. In the hot room operates a cyclotron and modules of radiochemical, in this work are presented aspects of the operation and monitoring of radiation of the cyclotron and of the modules of radiochemical.

It should be noted the fact that the patient becomes a constant source of radiation throughout the clinical procedure, emitting annihilation gamma photons of 0.511 MeV. There are changes in the calculating of shields with respect to other diagnostic techniques because there are several different and obvious factors that

affect the amount of shielding required for an installation PET: 1) The radiation is higher energy than the present in other radio-diagnostic techniques; 2) The patient isolation times during treatment; 3) You must keep in mind the number of patients treated; 4) The amount of activity administered per patient; 5) The total time that each patient remains on installation; 6) The areas at the installation and surroundings; 7) The type of PET scanner may also influence the amount of radioactivity that is administered to the patient, this due to instrumental features, the methodology to acquire data in both two-dimensional and/or three-dimensional geometry, and the possibility of acquisition static or dynamic images.

INTRODUCCIÓN

La Física médica es una rama de la Física, aplicada a las ciencias de la salud, que comprende a la aplicación de los conceptos, leyes, modelos, técnicas y métodos de la física para la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades. Incluye las áreas de física de la radioterapia, física del radiodiagnóstico, física de la medicina nuclear y física de la protección radiológica. El radiodiagnóstico y la medicina nuclear se agrupan a menudo en lo que se denomina diagnóstico por imágenes (Plazas, 2006; OIEA, 2010; IAEA, 2013).

Una de las técnicas modernas utilizadas en el radiodiagnóstico es la Tomografía por Emisión de Positrones conocida por sus iniciales en inglés como simplemente PET (:Positron Emission Tomography). Esta técnica es innovadora en la detección temprana del cáncer y la calidad de la imagen obtenida es fundamental para el proceso de planificación de los tratamientos de radioterapia para la mayoría de los tumores malignos. La PET es una técnica no invasiva que permite la visualización in-situ, posibilitando la generación de imágenes volumétricas para obtener una visión global del organismo. Pero no solo es importante para la oncología, lo es para la neurología y neuropsiquiatría (estudio de casos de demencia, Alzheimer, epilepsia, etc.); e igualmente, lo es en cardiología (estudios de flujo sanguíneo, miocardio, metabolismo de ácidos grasos, etc.) (Juveid & Hoekstra, 2011; Neubauer, 2003).

En esta técnica de diagnóstico al paciente se le suministra un radiofármaco, con ciertos radionúclidos (^{18}F , ^{11}C , ^{15}O , ^{13}N , etc.). Al decaer un radionúclido se emite un positrón energético que al atravesar un tejido pierde su energía y captura un electrón, aniquilándose mutuamente dando origen a dos fotones de 0.511 Mev con desplazamientos opuestos. Los fotones de aniquilación son detectados utilizando

mecanismos especiales de coincidencia, continuando con el procesamiento de señales y la formación de imágenes, las cuales pueden llegar a ser estáticas o dinámicas, y bi y/o tridimensionales, usando PET junto a CT (:Computed Tomography) tomografía computarizada (Hervàs & Marti, s.f).

La PET es producto de la evolución de ideas y de avances tecnológicos en varias disciplinas, con la participación de científicos, médicos y hombres de negocios. Los primeros avances se lograron en el Massachussetts General Hospital. La historia moderna de la PET se inició en 1973, cuando Michael Phelps y Ed Hoffman, de Washington University, se reunieron con los ejecutivos de EG&G ORTEC proveedor líder en instrumentación para investigación nuclear del Oak Rifge Nacional Laboratory, quienes asumieron el desarrollo exitoso de los tomógrafos para PET, los cuales, se comercializaron desde 1975. El tomógrafo PET/CT fue inventado por Ron Nutt y David Townsend en el 2000, año en el cual fue seleccionado por la revista Time como invento del año (Páez,Gutiérrez & Llamas, 2007). Aunque desde mediados de los 90 se ha increme(ntado el uso del PET a nivel mundial, en Colombia la técnica diagnóstica PET, solo llego en el 2001 a la FSFB (:Fundación Santa Fe en la ciudad de Bogotá), y al INC (:Instituto Nacional de Cancerología) donde este proyecto empezó a operar en diciembre de 2007 (FSFB,2013; INC,2013).

Para el manejo de una unidad clínica PET se debe tener un equipo integrado por médicos y enfermeras, físicos y técnicos. Los médicos y enfermeras se ocupan de la salud del paciente. El médico nuclear, específicamente, es el responsable de las aplicaciones (métodos o técnicas de tratamiento y/o diagnóstico), conveniencia de las aplicaciones y la determinación de la técnica más apropiada. Los Físicos médicos, son los encargados de la dosimetría, radioprotección, control de calidad de los equipos, manejo de los datos surgidos de las aplicaciones y procesamiento de imágenes. Los técnicos realizan las operaciones complementarias (IAEA, 2009).

El propósito de la protección radiológica es garantizar los límites reglamentarios de radiación para las zonas controladas y no controladas. Al interactuar la radiación ionizante con los seres vivos dada su incidencia, esta puede llegar a afectar severamente el funcionamiento de los tejidos u órganos (IAEA, 2008;Cherry, s.f.). Esta radiación, obviamente, también puede afectar las instalaciones y los equipos. A la hora de fijar las condiciones de protección radiológica de una unidad clínica PET, como de cualquier otra unidad de diagnóstico, el objetivo principal es asegurarse que la dosis recibida por cualquier individuo: paciente, trabajador o público en general, esté por debajo de la dosis más baja permitida en cualquier caso (excepto para dosis requeridas medicamente por un paciente), la dosis no debe exceder el valor máximo permisible aplicable.



Figura 1. Esquema de unidad clínica PET sugerida por la Asociación Americana de Físicos Médicos.

En la Figura 1 se presenta la distribución correspondiente a una unidad clínica PET, sugerida por la Asociación Americana de Físicos Médicos AAPM (:American Association of physicists in Medicine), la cual fue tomada como propuesta inicial para el presente trabajo. La unidad clínica es dividida en cuatro zonas, dadas sus funciones: Zona A: Conformada por la Sala de captación (sala de preparación y reposo del paciente); sala del tomógrafo, cuarto de control; Zona B: Conformada

por la sala de fuentes (“cuarto caliente”) y baño para el paciente irradiado; Zona C: Conformada por Oficinas y corredores; y la Zona D: Correspondiente a las áreas no controladas de atención al público en general.

En este trabajo se hizo una revisión de los fundamentos físicos, métodos y datos reportados por las autoridades internacionales y grupos de investigación, que permitan valorar las condiciones de protección radiológica de una instalación de Tomografía por Emisión de Positrones PET. En el trabajo son tenidas en cuenta las áreas controladas y las áreas no controladas, los cálculos necesarios de equivalente de dosis efectiva y los de blindajes estructurales. Igualmente, son examinados requerimientos y condiciones a tener en cuenta en el funcionamiento del ciclotrón y módulos de radioquímica, equipos necesarios para la fabricación en la clínica de los radiofármacos usados en los procedimientos PET. Es de anotar que, los blindajes presentan especiales cambios con respecto a otras técnicas de diagnóstico debido a que la radiación presente es de mayor energía. Un factor importante a tener en cuenta es que el paciente se convierte en una fuente constante de radiación en todo el procedimiento clínico, una vez se le suministra el radiofármaco, lo que obliga a tener en cuenta tiempos de aislamiento del paciente durante el tratamiento y el tiempo total de permanencia del paciente en la unidad clínica.

Este documento está organizado de tal forma que en el capítulo 1 se presentan aspectos fundamentales sobre: descripción de la PET; radionúclidos y radiofármacos usados en PET; dosimetría; límites regulatorios y control de calidad; y blindajes.

El capítulo 2 hace referencia a la zona controlada: sala de captación, sala del tomógrafo y sala de control. Son presentados cálculos de equivalente de dosis efectiva, factores de transmisión, blindajes estructurales y distancia límites de referencia.

En el capítulo 3 se presenta una descripción del cuarto caliente y baño del paciente irradiado. Se hace referencia a instalación, operación y condiciones de monitoreo de la radiación del ciclotrón y de los módulos de radioquímica que son imprescindibles para el funcionamiento de la unidad clínica PET, con ellos se fabrican los radiofármacos usados en los procedimientos PET.

El capítulo 4 hace referencia a cálculos de equivalente de dosis efectiva, factores de transmisión y blindajes estructurales de oficinas, corredores, áreas de trabajo, sala de espera interna, pisos superior e inferior a las salas de captación y del tomógrafo, y áreas no controladas de tránsito de público en general.

En el capítulo 5 se presentan las conclusiones y recomendaciones.

Luego se dan a conocer las referencias citadas y otras referencias consultadas. Finaliza la presentación del texto con un anexo A, en el cual se presenta el código del programa escrito en MATLAB con el cual se automatizaron los cálculos.

1. ASPECTOS FUNDAMENTALES

1.1 DESCRIPCIÓN DE LA PET

La tomografía por emisión de positrones PET (:Positron Emission Tomography) es una tecnología moderna de diagnóstico por imagen funcional-metabólica de la medicina nuclear con aplicaciones esenciales, fundamentalmente, en los campos de la Oncología, Neurología y la Cardiología. La tecnología PET consiste en la obtención de imágenes estáticas o dinámicas, bi y/o tridimensionales, de la distribución de radiofármacos de vida media corta, producidos en un ciclotrón ubicado en el laboratorio de la misma unidad clínica. Sus principales aportaciones se valoran con respecto a los parámetros de resolución de imágenes, de que se trata de una técnica no invasiva, en que permite una cuantificación absoluta del metabolismo celular, y de poseer actualmente una radioquímica muy diversa y abundante (López, *et al.*, 2007; López, *et al.*, 2003).

Los cambios en la fisiología tumoral preceden a los cambios anatómicos, por lo que la PET permite detectar las alteraciones bioquímicas y fisiológicas ocasionadas por los procesos tumorales cuando aún no se evidencian con otros métodos de diagnóstico convencionales. Se realizan estudios en neurología y neuropsiquiatría: casos de demencia, enfermedad de Alzheimer y otras encefalopatías degenerativas, además de epilepsia; igualmente, esta tecnología es importante en cardiología, se realizan estudios cardíacos sobre el flujo sanguíneo miocardio, el metabolismo de los ácidos grasos, y la viabilidad miocárdica (Gámez, *et.al*, 2002; García, Rodríguez & Cabrera ,2009; Juweiod & Hoekstra, 2011).

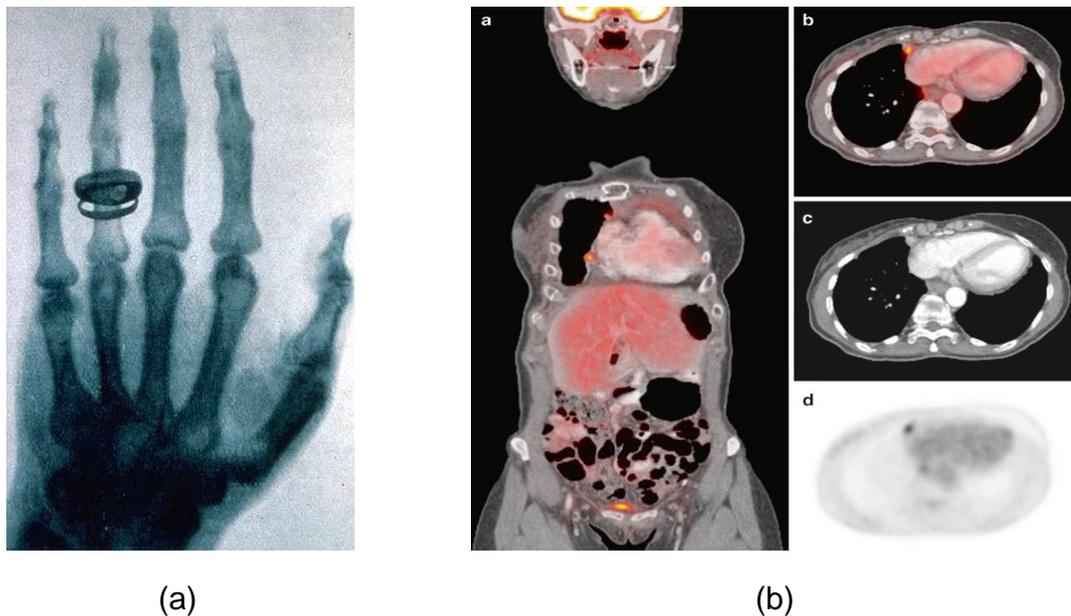


Figura 2. (a) Ilustración de una imagen típica de radiodiagnóstico por rayos X (Landwehr & Umbach, 1997). (b) Imágenes diagnósticas obtenidas con PET d y PET/CT a, b y c (Juweiod & Hoekstra, 2011).

En 1895, Guillermo Roentgen (1845-1923) descubrió los rayos X, lo cual dio origen a la primera técnica de imagen radio diagnóstica, cuya información es fundamentalmente anatómica, consistente en una imagen estática obtenida en una placa fotográfica especial llamada radiografía de rayos X, como la mostrada en la Figura 2. (a), radiografía análoga a la tomada en una conferencia pública por Wilhelm Röntgen. La radiografía con rayos X corresponde a la aplicación de rayos X dirigidos a la zona de interés, situación en la cual, algunos de los rayos traspasan fácilmente los tejidos mientras que otros son absorbidos por los huesos. La absorción relativa de los rayos X por la materia es una función del número atómico medio y de la densidad de la materia en cuestión (Rodríguez, 2013).

La mayoría de los tomógrafos modernos combinan dos tecnologías: la tomografía por emisión de positrones y la tomografía computarizada, formando el sistema de tomografía por emisión de positrones y tomografía computarizada PET/CT

(:Positron Emission Tomography/Computed Tomography), el cual, representa uno de los sistemas modernos de mayor desempeño para el radiodiagnóstico. En la Figura 2 (b), se ven imágenes tomadas con las técnicas PET d y PET/CT a, b y c. Fácilmente puede verse porque la tomografía por emisión de positrones – tomografía computarizada es una herramienta diagnóstica muy precisa.

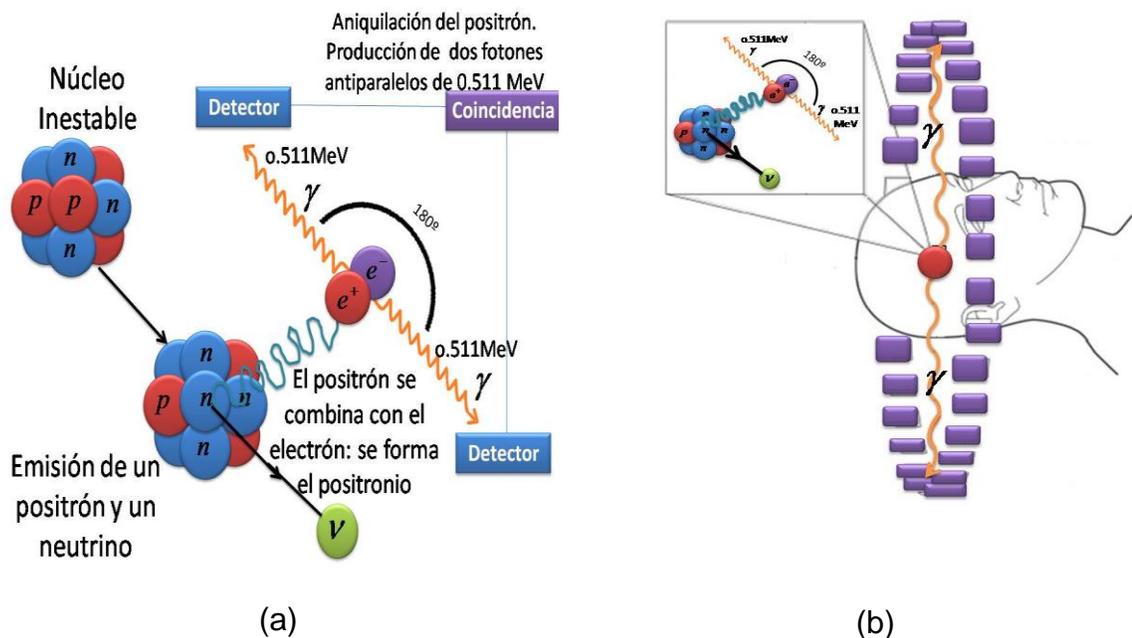


Figura 3. (a) Fundamento Físico del PET (b) Proceso de la detección de los fotones gamma

En la Figura 3. (a) se presenta el fundamento físico del PET. Cierta radionúclido decae para convertir espontáneamente un protón en un neutrón y simultáneamente emitir un positrón energético. Después el positrón disipa su energía cinética al atravesar un tejido (u otro material), seguida de la captura de un electrón, formando un átomo positronio. Puesto que el electrón y el positrón son antipartículas, ellas mutuamente se aniquilan, produciendo dos fotones de 0.511 Mev. Tal como se observa en las Figuras 2. (a) y (b), los fotones de aniquilación son capturados y analizados por coincidencia en la cámara PET,

donde se encuentran organizados varios anillos de fotodetectores de centelleo que rodean al paciente, continuando luego, con el procesamiento de señales y la generación de imágenes (Bailey et al , 2005; España, 2006; Nicol, 2010).

1.2 RADIONUCLIDOS - RADIOFARMACOS PARA PET

Los radionúclidos emisores de positrones que han demostrado su utilidad clínica para la generación de imágenes médicas típicamente tienen tiempos de vida media muy cortos, y consecuentemente muchos de ellos, tales como ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , tienen que ser producidos en un ciclotrón ubicado en la misma instalación de la unidad clínica PET, en orden a tener cantidades clínicamente útiles disponibles. Los ciclotrones son también usados para producir ^{18}F ; sin embargo, su tiempo de vida media de ≈ 110 min es tiempo suficiente para que este pueda ser distribuido regionalmente. El radiofármaco es un medicamento que contiene el radionúclido. El radiofármaco ^{18}F - FDG (Fluoro-2-deoxyglucose), es el más frecuentemente utilizado hoy en día para realizar las exploraciones PET, es un análogo a la glucosa y fácilmente acumulable en alta concentración en tumores activos metabólicamente como también en el cerebro y en el miocardio (Aldana, 1997; Cantero,Lozano & Lorenzo, s.f.).

Un trazador PET en uso clínico corriente que no requiere de un ciclotrón es el ^{82}Rb , con un tiempo de vida media de 72 s, es producido por un generador auto blindado de una vida útil de 1 mes. En la Tabla 1. Se presentan algunas propiedades físicas de los radionúclidos usados en PET.

Tabla 1. Algunas propiedades físicas de radionúclidos usados en PET*

Nucleído	Vida media	Fotón emisor (keV)	Radiofármacos	Indicaciones
¹¹ C	20.4 min	511	¹¹ C-Metionina	Transportadores de aminoácidos y síntesis de proteínas
¹³ N	10.0 min	511	¹³ N-Amonio	Flujo sanguíneo del miocardio
¹⁵ O	2.0 min	511	¹⁵ O-Agua	Flujo sanguíneo regional tumoral y la neovascularización asociada a determinados tumores como los cerebrales
¹⁸ F	109.8 min	511	2-[¹⁸ F]fluoro-2-desoxi-D-glucosa (18FDG)	Metabolismo de glucosa
⁸² Rb	76 s	511,776	Generador Sr- 82/ Rb 82 proporcionado por Bracco Diagnostic, inc	Perfusión miocárdica

*De acuerdo a ANSI/ANS-6.1.1, 1991 Y AAPM Task Group 108, 2006

1.3 DOSIMETRÍA

En la física de las radiaciones como en cualquier otra rama de la física es importante clarificar los conceptos y definir las magnitudes que intervienen. La historia de algunas disciplinas como la dosimetría y la radiactividad han estado llenas de definiciones y conceptos que han inducido a la confusión. Esto ha ocurrido en especial cada vez que se ha intentado establecer o mejorar la unidad de una magnitud que no estaba previamente definida (SEFM-SEPR-SERAM, 2011).

Cualquier evaluación numérica de la radiación ionizante requiere la formulación de magnitudes apropiadas, esto ha sido y sigue siendo la tarea fundamental de la Comisión Internacional de Unidades de Medidas de la Radiación (ICRU). Las magnitudes formuladas a continuación, pertenecen al Sistema Internacional de Unidades (SI), y son las reconocidas por la ICRU.

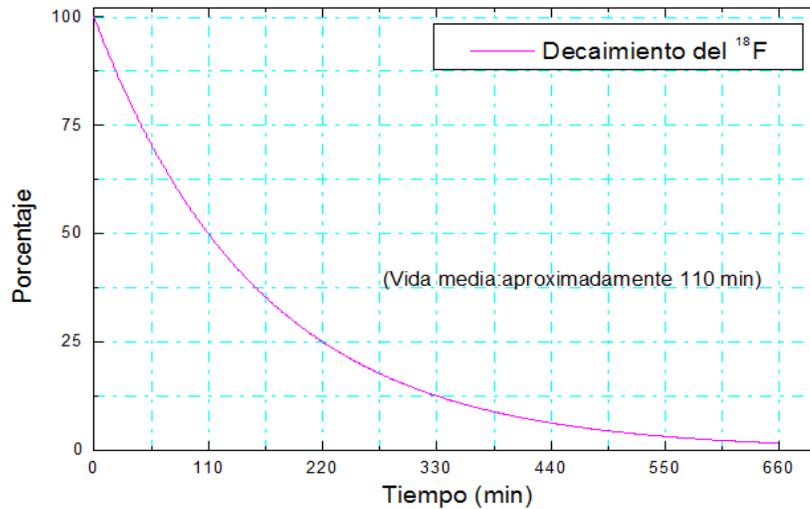


Figura 4. Esquema de desintegración radiactiva del ^{18}F

1.3.1 Actividad

Si se tiene un conjunto de N radionúclidos que pueden decaer, el número medio dN de ellos que de hecho lo hacen en un intervalo de tiempo dt es proporcional a dicho intervalo, al número total de radionúclidos N y a la constante de decaimiento λ , es decir:

$$dN = -\lambda N dt \quad (1.1)$$

El signo menos nos dice que se trata de una disminución (y no de un aumento) del número de radionúclidos. La ecuación anterior se conoce como la ley de decaimiento radiactivo, y se trata de una ecuación diferencial cuya solución es:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1.2)$$

En la Figura 3 se presenta el comportamiento que tiene la disminución del número de radionúclidos (en porcentaje) de una muestra de ^{18}F en función del tiempo. El intervalo temporal $T_{1/2}$, llamado vida media, corresponde al tiempo en el que el número de radionúclidos de una muestra se reduce a la mitad y es calculado así:

$$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda T_{1/2}} \quad (1.3)$$

Es decir,

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda} \quad (1.4)$$

La vida media del ^{18}F es 109.8 min. La actividad de una cantidad de radionúclido es el número de radionúclidos que decaen por unidad de tiempo (Meredith y Massey, 1977). Tomando el valor absoluto del resultado de derivar la ecuación 1.2 con respecto al tiempo, obtenemos la expresión de la actividad:

$$A = \left| \frac{dN}{dt} \right| = N_0 \lambda e^{-\lambda t} = N \lambda \quad (1.5)$$

La unidad de actividad en el Sistema Internacional (SI) de unidades es el Becquerel (o Bequerelio) (Bq), que se expresa como:

$$1\text{Bq (Becquerelio)} = 1 \frac{\text{desintegración}}{\text{segundo}} \quad (1.6)$$

Inicialmente, se fue considerado el Curio (la actividad de 1 g de Ra, en honor de Madame Curie) como (Turner, 2007):

$$1\text{ Ci (Curio)} = 3.7 \times 10^{10} \frac{\text{desintegración}}{\text{segundo}} \quad (1.7)$$

Hoy debería ser una unidad obsoleta.

1.3.2 Dosis absorbida

La dosis absorbida D , es el cociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm , expresada como:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.8)$$

En el sistema Internacional, la unidad de dosis absorbida es llamada Gray (Gy), cuyo valor es igual a:

$$1 \text{ Gy (Gray)} = 1 \frac{J}{Kg} \left(\frac{Julio}{Kilogramo} \right) \quad (1.9)$$

1.3.3 Equivalente de dosis

El efecto de la dosis depende del tipo de radiación. Para tener en cuenta la efectividad biológica de un tipo de radiación se define el factor de ponderación Q cuyos valores aceptados son: 1 para rayos X y γ , 2.3 para neutrones lentos, 10 para neutrones rápidos y partículas con una única carga, y 20 para partículas con más de una carga. Se define entonces, el equivalente de dosis H como:

$$H = Q \cdot D \quad (1.10)$$

Como Q es un parámetro adimensional, H y D poseen las mismas dimensiones. Sin embargo a la unidad con la que se mide H se le da un nombre distinto para saber de qué medidas se trata. A dicha unidad se le denomina Sievert (Sv (Fernandez, *et,al.* 2004)).

1.3.4 Equivalente de dosis efectiva.

Se ha observado que la relación entre la probabilidad de aparición de efectos estocásticos y la equivalente de dosis depende también del órgano o tejido irradiado. Resulta por tanto apropiado definir otra magnitud, derivada de la equivalente de dosis, para expresar la combinación de diferentes equivalentes de dosis en diferentes tejidos de forma tal que se pueda correlacionar razonablemente con el efecto estocástico total. El factor utilizado para ponderar la equivalente de dosis en un tejido u órgano se denomina factor ponderal de tejido, W_T .

Así, la equivalente de dosis efectiva H_E es la suma de la equivalente de dosis ponderada en todos los tejidos y órganos del cuerpo. Es una magnitud utilizada en seguridad radiológica, de manera que su empleo no es adecuado para medir grandes dosis absorbidas suministradas en un período de tiempo relativamente corto (Preciado & Luna, 2010). La equivalente de dosis efectiva H_E viene dada por:

$$H_E = \sum_R W_T H_\tau \quad (1.11)$$

donde W_T es el factor de ponderación tisular y H_τ es la equivalente de dosis del tejido T . La equivalente de dosis efectiva se mide Sievert (Sv).

Tabla 2. FACTOR DE PONDERACION DE TEJIDOS W_T

TEJIDO U ÓRGANO	W_T
Gónadas	0.20
Medula ósea	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Estomago	0.12
Vejiga	0.05
Mama	0.05
Hígado	0.05
Esófago	0.05
Tiroides	0.05
Piel	0.01
Superficies Oseas	0.01
Resto	0.05

En la Tabla 2. Se ofrecen los valores de los factores de ponderación tisular (Fernández, *et al*, 2004).

1.4 LÍMITES REGULATORIOS Y CONTROL DE CALIDAD

1.4.1 Principio ALARA

Un principio ampliamente aceptado en protección radiológica es que las exposiciones deben ser “tan bajas como sea razonable alcanzar” (ALARA: As Low As Reasonably Achievable). El principio ALARA significa que la dosis recibida por cualquier individuo: paciente, trabajador o público en general, esté por debajo de la dosis más baja permitida en cualquier caso (excepto para dosis requeridas medicamente por un paciente), la dosis no debe exceder el valor máximo permisible aplicable.

1.4.2 Limitación de equivalente de dosis efectiva individual

Tabla 3. Niveles ALARA de límites de dosis para áreas de radiación controladas, y áreas no controladas abiertas al público en general. De acuerdo con AAPM, 2006.

APLICACIÓN	OCUPACIONAL	PUBLICO
Equivalente de dosis Efectiva	<5 mSv/año ≅100 μSv/semana	<1 mSv/año ≅20 μSv/semana

En la Tabla 3. Se presentan los niveles ALARA de límites de dosis para áreas de radiación controladas, y áreas no controladas abiertas al público en general, de acuerdo con AAPM, 2006. El Federal Code USA 10 CFR20 establece un límite de dosis en áreas no controladas de 1 mSv/año, y para áreas controladas de 50 mSv/año (citado por AAPM, 2006).

1.4.3 Control de calidad

Un adecuado programa de control de las radiaciones, debe considerar:

- Un adecuado monitoreo del lugar de trabajo.
- Una apropiada dosimetría personal.
- Una valoración completa de la información.
- El mantenimiento de buenos procedimientos.
- La implementación de un programa de calidad.
- Un manejo adecuado de los residuos radiactivos.

Debe controlarse que tanto para el personal ocupacional como para el público en general no se rebasen los límites de dosis reglamentarios (ASNUC,2008; IAEA,2012).

1.5 BLINDAJES

1.5.1 Factor de transmisión

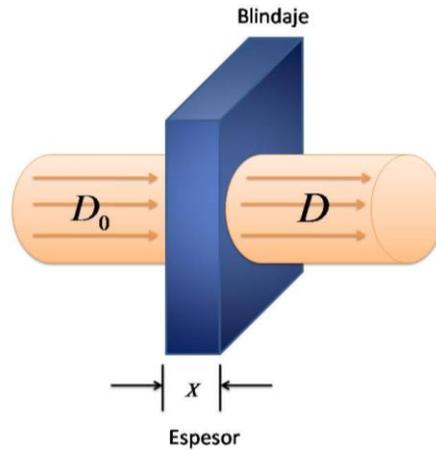


Figura 5. Atenuación de la dosis total

De acuerdo a la Figura 5, se define el factor de transmisión para un blindaje, B , como el cociente de la dosis total transmitida sobre la dosis total incidente.

$$B = \frac{D}{D_0} \quad (1.12)$$

1.5.2 Cálculo del espesor de los blindajes

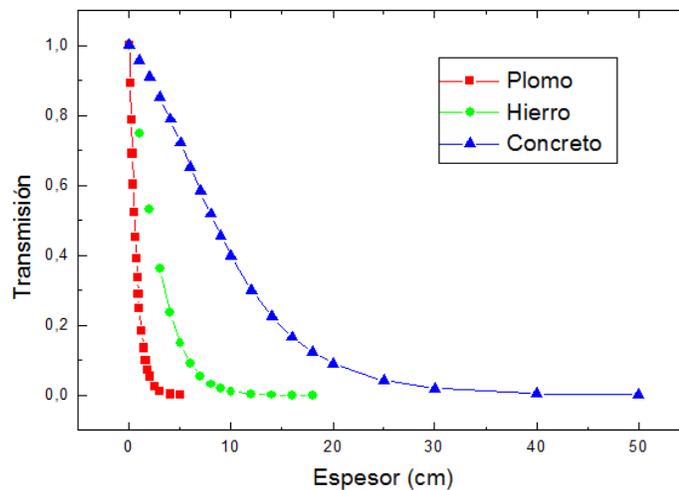


Figura 6. Trasmisión como función del espesor del blindaje para los materiales de plomo, hierro y concreto

Tabla 4. Parámetros de ajuste para el cálculo de espesor de blindajes en función del factor de transmisión (de acuerdo con AAPM, 2006)

Material de Blindaje	$\alpha(cm^{-1})$	$\beta(cm^{-1})$	γ
Plomo	1.543	-0.4408	2.136
Concreto	0.1539	-0.1161	2.0752
Hierro	0.5704	-0.3063	0.6326

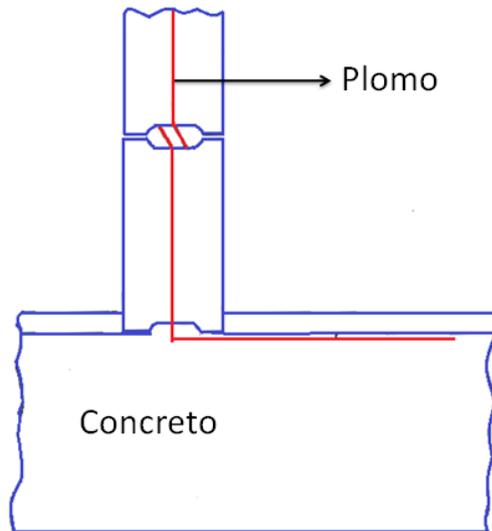


Figura 7. Ejemplo típico de instalación de blindajes estructurales

La Figura 6. Muestra el comportamiento de la transmisión como una función del espesor de la barrera de blindaje para los materiales plomo, hierro y concreto. Los valores han sido reportados de cálculos Monte Carlo ejecutados por un miembro del grupo de tareas AAPM (AAPM, 2006). La Tabla 4 da los valores de los parámetros de ajuste para los cálculos Monte Carlo de los factores de transmisión B, y el cálculo de espesor de blindajes de acuerdo al modelo de Archer (Archer, 1983), según la ecuación:

$$x = \left(\frac{1}{\alpha\gamma}\right) \ln \left\{ \frac{\left[B^{-\gamma} + \left(\frac{\beta}{\alpha}\right) \right]}{\left[1 + \left(\frac{\beta}{\alpha}\right) \right]} \right\} \quad (1.13)$$

La Figura 7 es un ejemplo típico de cómo se instalan blindajes estructurales. Es importante que el blindaje sea diseñado e instalado apropiadamente. Son típicas las uniones entre diferentes clases de material para blindaje (NCRP, 1976; NCRP, 2004).

1.5.3 Procesos fundamentales de interacción de los fotones con la materia.

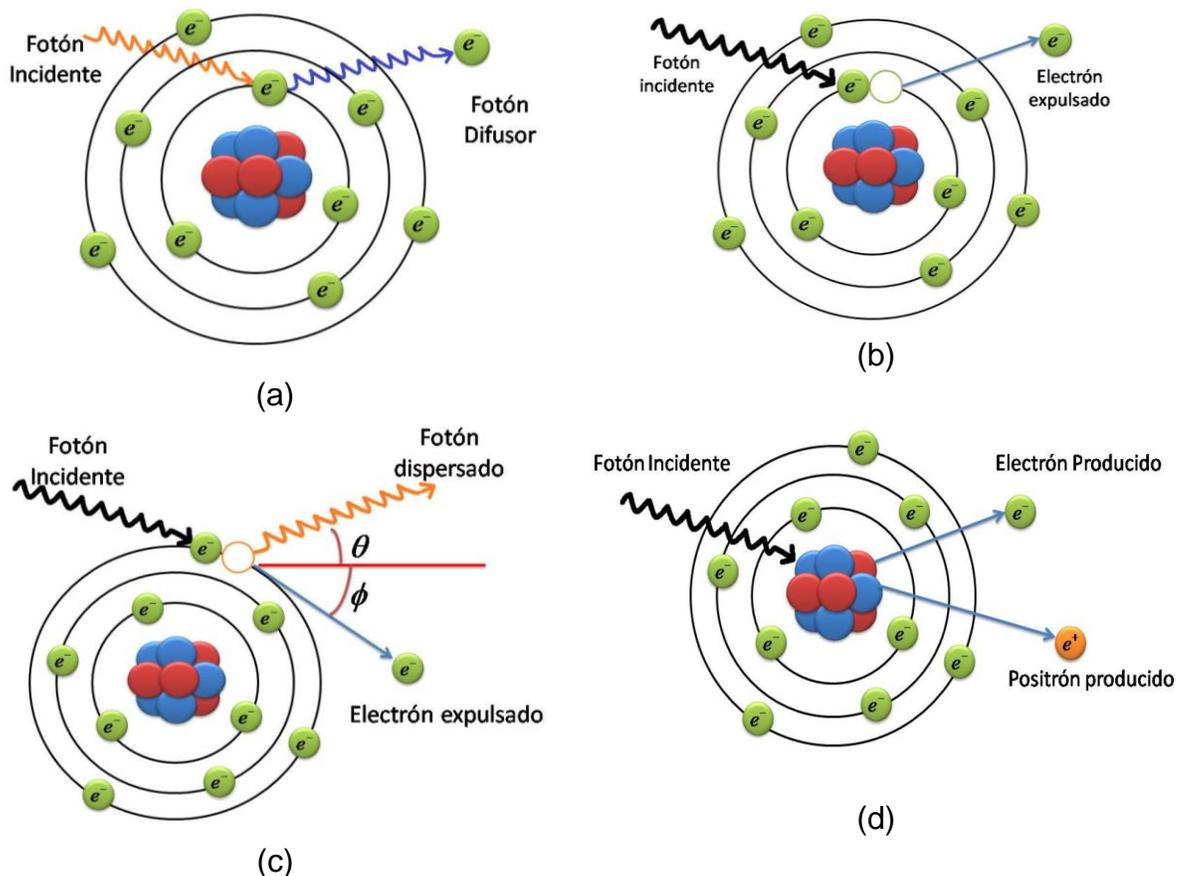


Figura 8. Procesos fundamentales de interacción de los fotones con la materia. (a) Dispersión elástica. (b) Efecto fotoeléctrico. (c) Efecto Compton. (d) Producción de pares.

Cuando los fotones atraviesan un material su intensidad (número de fotones que inciden en una unidad de área por unidad de tiempo) disminuye con la distancia debida en parte a la dispersión de la onda y en parte a la absorción de la misma

por el material. Se dice que la onda se atenúa. La atenuación hace que la intensidad I varíe exponencialmente con la distancia de penetración x de acuerdo a:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.14)$$

En donde I_0 es la intensidad inicial y μ es el llamado coeficiente de absorción o atenuación del material.

Los procesos fundamentales de interacción de los fotones con la materia, son ilustrados en la Figura 8, ellos son:

Dispersión elástica (o Rayleigh): Como se ilustra en la Figura 7 (a), el fotón interactúa con un electrón del medio cambiando de dirección y sin perder energía.

Efecto fotoeléctrico: Como se ilustra en la Figura 8 (b), un fotón es completamente aniquilado, cediendo toda su energía a un electrón que se encuentra en un cierto nivel atómico, el cual puede escapar del átomo con bastante energía cinética.

Efecto Compton: Un fotón Incidente es dispersado cediendo parte de su energía, en forma de energía de rebote, a un electrón que escapa del átomo, tal como se representa en la figura 8 (c).

Producción de pares: Si el fotón posee mucha energía puede aniquilarse y su energía se utiliza para crear un par electrón-positrón. El positrón rápidamente se aniquila con otro electrón del medio produciendo un nuevo fotón, de menor frecuencia que el incidente.

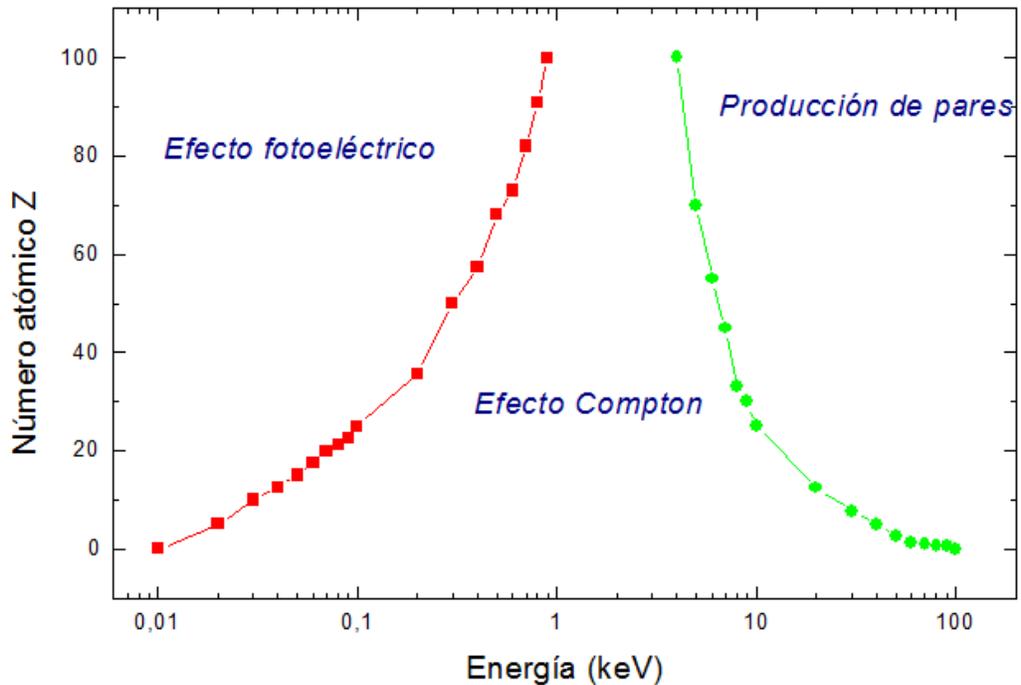


Figura 9. Importancia relativa que tienen los tres procesos fundamentales de interacción de fotones con la materia

En la figura 9 se ilustra la importancia relativa que tienen el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares en la interacción de los fotones dependiendo de su energía y del número atómico efectivo del medio con el que interaccionan. La dispersión elástica solo tiene una probabilidad aceptable a frecuencias bajas del fotón. El mecanismo de producción de pares solo puede producirse para energía de los fotones mayores de dos veces la masa del electrón, ósea, mayores de 1.002 MeV. La participación del efecto fotoeléctrico es máxima para fotones de baja energía y aumenta muy rápidamente con el número atómico. La participación del efecto Compton, por el contrario no varía mucho con la energía de los fotones y es solo proporcional al número atómico. El efecto Compton es el mecanismo dominante a frecuencias intermedias. Debe señalarse, naturalmente, que la radiación degradada que ha sido dispersada en el efecto Compton tiende a ser absorbida bastante rápido por efecto fotoeléctrico (Turner, 2007).

El coeficiente de absorción μ depende tanto del material absorbente como de la participación de los diferentes procesos mediante los cuales los fotones pierden su energía e interaccionan con el material. El coeficiente de absorción efectivo total es un resultado de estos efectos:

$$\mu_{total} = \mu_{compton} + \mu_{fotoelectrico} + \mu_{produccion\ de\ pares} \quad (1.15)$$

2. ZONA A: SALA DE CAPTACIÓN, SALA DEL TOMÓGRAFO Y CUARTO DE CONTROL

2.1 SALA DE CAPTACIÓN

2.1.1 Aspectos generales

Los procedimientos PET están contraindicados para el caso de mujeres en embarazo, se requiere la suspensión de la lactancia por 24 horas, y la insuficiencia renal no es una contraindicación pero puede disminuir la calidad de la imagen si su presencia es importante (Williams, 2012). Básicamente la única preparación que el paciente precisa rutinariamente para la exploración PET es la de un ayuno de 4 a 6 horas antes de llegar a la clínica, para evitar serios trastornos de glucosa e insulina. Durante el procedimiento debe evitarse la aplicación de fluidos intravenosos y la alimentación parenteral. Se debe evitar, durante las 24 horas previas, la realización de ejercicio físico para disminuir la captación muscular. Se recomienda la hidratación oral con agua para disminuir la tasa de dosis sobre el sistema urinario y favorecer su eliminación fisiológica (EANM, 2010a.).



(a)*



(b)*

Figura 10. (a) Vista de la sala de captación; (b) Suministro del radiofármaco.*Tomado de EANM, 2010 (auspiciado por SIEMENS).

El paciente al ingresar a la unidad clínica de tomografía por emisión de positrones estará a cargo de un operario (técnico o enfermera especializada) quien le explica el procedimiento a seguir e inicialmente lo conduce a un cuarto especial, habitualmente llamado sala de captación (uptake room, ver Figura 10), donde se le suministra el radiofármaco. En el cuarto se encuentra solo el paciente y el operario (EANM, 2011a.). El cuarto de captación pertenece definitivamente al área controlada, y es de especial interés para la planeación de la seguridad radiológica, ver Figura 10 (a). Es importante resaltar el hecho de que, cuando el paciente recibe el radiofármaco se convierte en una fuente constante de radiación el resto del proceso, emitiendo fotones gamma de aniquilación de 0.511 MeV, niveles de energía superiores a otros procesos de diagnósticos.

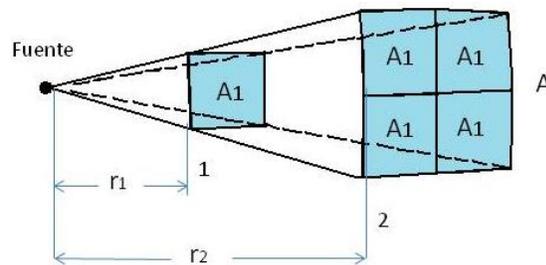


Figura 11. Ley de proporcionalidad inversa con el cuadrado de la distancia de la radiación gamma emitida

En la Figura 10 (b) se muestra el procedimiento a seguir con la aplicación de la dosis de radiofármaco al paciente. El operario encargado se protege con una pantalla de plomo móvil (≥ 30 mm) muy recomendable para reducir la exposición de todo el cuerpo al estar de pie al lado del paciente. Es recomendable usar pinzas largas (25-40 cm) para colocar y retirar los viales, o guantes con adecuado blindaje. El operario debe usar un carrito, y asegurarse que el pasillo este libre, para llevar las dosis, en contenedor blindado, del cuarto caliente a la sala de captación (Hanson & Palmer, 2013; ICPR 2007).

Debe mantenerse una distancia máxima entre paciente y el operario. Tener presente la ley de reducción de la dosis con el inverso del cuadrado de la distancia. En la Figura 11. se ilustra la ley de proporcionalidad inversa con el cuadrado de la distancia de la radiación gamma emitida por una fuente puntual. El haz de rayos gamma atraviesa el área de una esfera proporcional al cuadrado de r , es decir, la intensidad de la radiación es inversamente proporcional al cuadrado de r .

Aunque en la Tabla 1. Se han incluido una variedad de radionúclidos emisores de positrón en este trabajo, a no ser que se especifique lo contrario, se hace referencia al uso específico del radiofármaco ^{18}F -FDG por las siguientes razones:

1) el ^{18}F -FDG es de lejos el más comúnmente usado radio trazador PET y no existe en el presente o en un futuro cercano razón para que esto cambie. El ^{18}F -FDG es un trazador análogo a la glucosa que se recoge normalmente en el cerebro, corazón, médula ósea, intestino, riñones y músculos activados. También se concentra en muchos tumores metabólicamente activos, por lo que es un agente de diagnóstico de gran alcance para muchos tipos de cáncer.

2) Dado que la vida media del radionúclido ^{18}F es mucho mayor comparada con los otros radionúclidos es de esperar que el cálculo de blindajes sea más que adecuado teniendo en cuenta el uso de este radionúclido.

En el caso específico del radiofármaco ^{18}F -FDG se suministra por vía intravenosa evitando dispositivos permanentes, se recomienda canalizar una vena periférica y realizar lavado con suero fisiológico (5-10 ml) antes y después de la inyección de ^{18}F -FDG para asegurar la correcta administración. Se debe inyectar en el brazo contrario al sitio de la lesión, puesto que podría retenerse el trazador en la vía o aparecer un ganglio, por extravasación parcial (EANM, 2010). La cantidad de actividad administrada para los análisis con ^{18}F -FDG depende de la masa del

paciente, el tiempo a permanecer en la sala de captación y el modo programado de adquisición de las imágenes. La cantidad suministrada de actividad habitual en adultos va de 370 a 740 MBq de ^{18}F -FDG. En pacientes pediátricos, se suministra una actividad de 4 a 5 MBq/Kg (AAPM, 2006).

Una vez aplicada la inyección, la dosis rápidamente empieza a distribuirse. Es aconsejable que el paciente permanezca en reposo antes y después de la incorporación del radiotrazador bien sea en una cama o en una silla, evitando hablar o masticar, para reducir la captación en los músculos esqueléticos. El tiempo que permanece el paciente en la sala de captación es de 30 a 90 minutos dependiendo del tipo de escaneo y de los protocolos de la institución.

Para los cálculos que vamos a presentar en este trabajo, asumiremos una actividad administrada al paciente de 555 MBq (15 mCi) de ^{18}F -FDG y un tiempo de reposo en la sala de captación de 60 min.

2.1.2 Constante de rata de dosis del paciente

La dosis emitida por el paciente es expresada en términos de, la cantidad suministrada de radionúclido representada por la actividad $A(t)$, el tiempo transcurrido t y la distancia a la fuente d , es decir,

$$D(t) = k \frac{A(t)t}{d^2} \quad (2.1)$$

Y la rata de dosis a una distancia fija d , es igual a:

$$\frac{dD}{dt} = \frac{k}{d^2} \left[t \frac{dA}{dt} + A(t) \frac{dt}{dt} \right] \quad (2.2)$$

Es decir, la tasa de dosis al instante inicial ($t=0$) es:

$$\dot{D}(0) = \left(\frac{dD}{dt} \right)_{t=0} = \frac{k}{d^2} A(0) = \frac{kA_o}{d^2} \quad (2.3)$$

Donde A_o es la actividad inicial del radionúclido suministrado.

La constante $k = k_r$ de la tasa de dosis reportada para el radionúclido ^{18}F en 1991ANSI/ANS-6.1.1 citada por AAPM (AAPM, 2006) para propósitos de cálculo de blindajes es:

$$\frac{\dot{D}(0)d^2}{A_o} = k_r = 0.143 \frac{\mu\text{Sv m}^2}{\text{MBq h}} = 3.8 \times 10^{-3} \frac{\mu\text{Sv m}^2}{\text{MBq min}} \quad (2.4)$$

y la tasa de dosis asociada con 37 MBq (1 mCi) de ^{18}F para un punto situado libre de blindaje a una distancia de 1 m es:

$$\dot{D}(0) = k_r \frac{A_o}{d^2} = 0.143 \frac{\mu\text{Sv m}^2 (37\text{MBq})}{\text{MBq h} (1\text{m})^2} = 5.29 \mu\text{Sv/h} = 0.0882 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{min}} \quad (2.5)$$

La tasa de dosis emitida por el paciente se reduce por un factor significativo en vista que el cuerpo absorbe parte de la radiación. Resultados de mediciones directas de las tasas de dosis emitidas por el paciente para diferentes direcciones, han sido ya publicados. Estos valores reportados se normalizaron con respecto a la cantidad de actividad administrada, a la distancia considerada y al decaimiento radiactivo a partir del instante de la administración. Basados en el promedio de estos resultados corregidos, el grupo de tareas de la AAPM (AAPM, 2006) recomienda usar una tasa de dosis del paciente, inmediatamente después de la administración del radiofármaco, de $3.4 \mu\text{Sv/h}$ asociada con 37 MBq de ^{18}F FDG

para un punto situado a una distancia de 1 m del paciente. De tal manera que la constante de rata de dosis del paciente $k = k_p$ es:

$$\frac{\dot{D}(0)d^2}{A_0} = k_p \quad (2.6)$$

$$\frac{3.4 \frac{\mu Sv}{h} (1m)^2}{37 MBq} = 0.0918 \frac{\mu Sv m^2}{MBq h} = 1.53 \times 10^{-3} \frac{\mu Sv m^2}{MBq min} = k_p \quad (2.7)$$

Esto corresponde a un factor de transmisión del cuerpo F_{TC} del paciente de:

$$F_{TC} = \frac{k_p}{k_r} = \frac{0.0918}{0.143} = 0.64 \quad (2.8)$$

Es decir, un factor de absorción eficaz del cuerpo F_{AC} de:

$$F_{AC} = 1 - F_{TC} = 0.36 \quad (2.9)$$

Valor que está en buen acuerdo con el factor de absorción eficaz del cuerpo de 0.34 calculado para fotones de 500 KeV por Snyder *et al.*, 1969 (citado por AAPM, 2006).

2.1.3 Dosis total para un punto a d (m) de distancia del paciente en la sala de captación durante un tiempo de permanencia t_c , utilizando $^{18}\text{F-FDG}$

La dosis total a una distancia fija a d metros del paciente, en un intervalo de tiempo t , es proporcional al número de radionúclidos que han decaído N_d . Retomando la ecuación (2.1)

$$D(t) = k \frac{A(t)t}{d^2}$$

Se puede decir,

$$D(t) = \left(\frac{k}{d^2}\right) A(t)t = k' A(t)t = k' \left|\frac{dN}{dt}\right| t = k' \left|\frac{\Delta N}{\Delta t}\right| t = k' N_d \quad (2.10)$$

Ósea,

$$D(t) = k' [N_0 - N_0 e^{-\lambda t}] = k' N_0 [1 - e^{-\lambda t}] \quad (2.11)$$

En consecuencia, la tasa de dosis inicial puede expresarse como:

$$\dot{D}(0) = k' N_0 \lambda e^{-\lambda(0)} = k' N_0 \lambda \quad (2.12)$$

Por lo tanto, debido al decaimiento radiactivo, el factor de reducción de la dosis total recibida, puede ser calculado como:

$$R_t = \frac{D(t)}{\dot{D}(0) \cdot t} = \frac{k' N_0 [1 - e^{-\lambda t}]}{k' N_0 \lambda \cdot t} \quad (2.13)$$

Por lo tanto el factor de reducción es igual a:

$$R_t = \frac{1}{0.693} \left(\frac{T_{1/2}}{t} \right) [1 - e^{-\lambda t}] = 1.443 \left(\frac{T_{1/2}}{t} \right) [1 - e^{-\lambda t}] \quad (2.14)$$

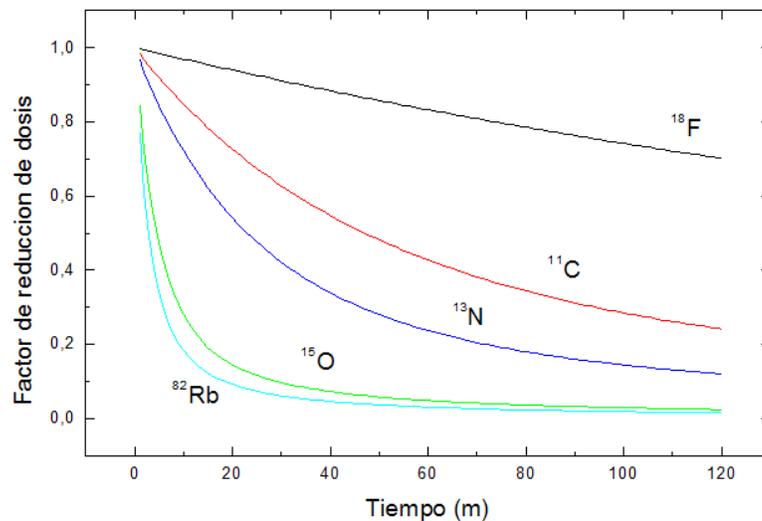


Figura 12. Comparación del comportamiento temporal del factor de reducción de dosis total para diferentes radionúclidos

En la Figura 12. se presenta la comparación del comportamiento temporal del factor de reducción de dosis total para diferentes radionúclidos. Los trazadores PET tienen una vida media muy corta. La dosis total a una distancia fija de d metros durante un tiempo t , $D(t)$, es menor que la producida de la rata de dosis inicial multiplicada por el tiempo t , es decir, $\dot{D}(0) \times t$. **En la Figura 12** se puede observar que para radionúclidos ^{18}F corresponden factores de reducción R_t de 0.91, 0.83 y 0.76 para $t= 30, 60$ y 90 minutos, respectivamente.

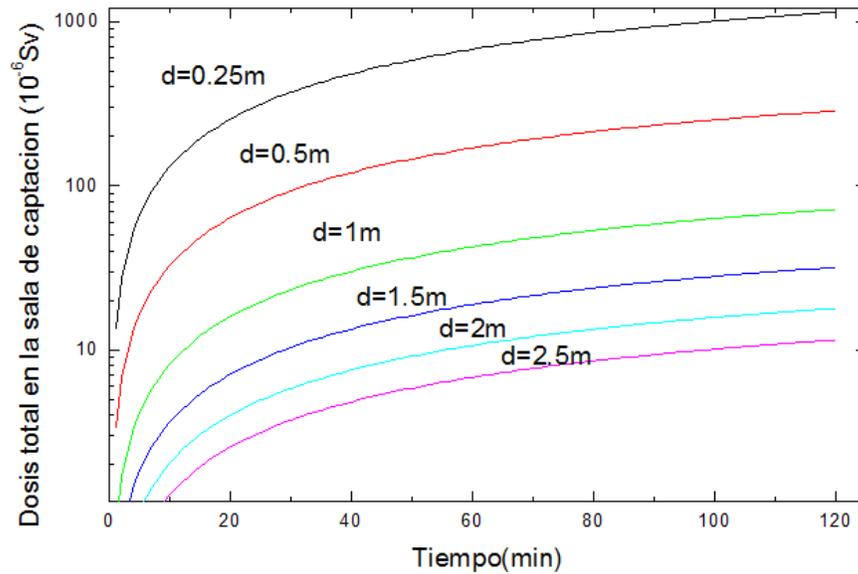


Figura 13. Dosis total correspondiente a un punto a $d(m)$ de distancia del paciente en la sala de captación durante un tiempo de permanencia t_c , utilizando ^{18}F -FDG.

De tal manera que la dosis total suministrada por el paciente puede ser expresada en función, del factor de reducción R_t (adimensional), de la constante de rata de dosis del paciente k_p , de la actividad inicial del radiofármaco A_0 , del tiempo transcurrido t y de la distancia al paciente d al cuadrado, como:

$$D(t) = \frac{R_t k_p A_0 t}{d^2} \quad (2.15)$$

En la Figura 13 se presenta el comportamiento de la dosis total correspondiente a un punto a $d(m)$ de distancia del paciente durante el tiempo de captación (t_c) usando $A_0 = 555MBq$ de ^{18}F -FDG. Su expresión general, según la ecuación (2.15), es expresada como:

$$D(t_c) = 0.092 \mu Sv \frac{m^2}{MBq h} \times A_0(MBq) \times t_c(h) \times \frac{R_{ttc}}{d^2(m^2)} \quad (2.16)$$

O,

$$D(t_c) = 0.092 \mu Sv \frac{m^2}{MBq min} \times A_0(MBq) \times t_c(min) \times \frac{R_{ttc}}{d^2(m^2)} \quad (2.17)$$

2.1.4 Blindaje estructural

Tabla 5. Factor de ocupación asociado a la carga de trabajo del área a proteger*

Área de ocupación	Factor de ocupación, T
Total	1
Parcial	1/4
Ocasional	1/16
Esporádica	1/32

*De acuerdo con CSN, 1990.

Según la ecuación 1.12, el factor de transmisión asociado a un blindaje es igual a:

$$B = \frac{D}{D_o}$$

Donde D es la dosis total transmitida y D_o dosis total incidente. Debe notarse que una instalación ocupada a menudo tiene más de un paciente en el área de captación, lo cual, deber ser considerado en los cálculos de blindaje. De la

ecuación 2.16, considerando un máximo de N_p pacientes atendidos por semana y un factor de ocupación T (valor que tiene en cuenta el grado de ocupación relativo del área considerada a proteger, ver Tabla 2.1), la dosis total semanal incidente $D_o(t_c)$ proveniente del cuarto de captación para el cálculo del blindaje estructural es igual a:

$$D_o(t_c) = 0.092 \mu Sv \frac{m^2}{MBq h} \times A_0(MBq) \times t_c(h) \times \frac{R_{ttc}}{d^2(m^2)} \times N_p \times T \quad (2.18)$$

Así, el factor de transmisión para un blindaje estructural requerido es:

$$B = \frac{D}{D_o(t_c)} = \frac{1}{0.092} \frac{MBq h}{\mu Sv m^2} \times D \times \frac{d^2(m)^2}{T \times N_p \times A_0(MBq) \times t_c(h) \times R_{ttc}} \quad (2.19)$$

Es decir,

$$B = 10.9 \frac{MBq h}{\mu Sv m^2} \times \frac{D \left(\mu Sv / semana \right) \times d^2(m)^2}{T \times N_p \times A_0(MBq) \times t_c(h) \times R_{ttc}} \quad (2.20)$$

Entonces, si se está interesado en calcular el espesor de una barrera estructural, frontera con un área no controlada, a ubicarse a una distancia $d=4.00$ m de la silla o cama del paciente en reposo en la sala de captación, para ser consistentes con las recomendaciones ALARA, debemos tomar: $D = 20 \mu Sv/semana$, límite de dosis total semanal; $T=1$, máximo factor de ocupación; $N_p = 40$, máximo número de pacientes por semana (recomendado por AAPM (AAPM, 2006)); $A_0 = 555 MBq$ de ^{18}F -FDG y $t_c = 1 h$, actividad suministrada al paciente y tiempo en la sala de captación, respectivamente, asumidos en este trabajo. La dosis total semanal incidente proveniente del cuarto de captación para el cálculo del blindaje es igual a:

$$D_0(1h) = \frac{106.3 \mu Sv}{semana} \quad (2.21)$$

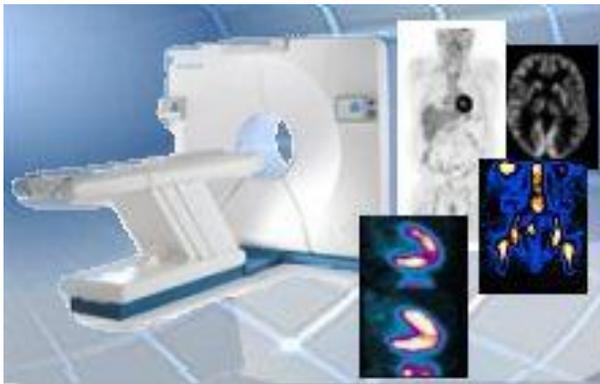
Por lo tanto, el factor de transmisión es igual a:

$$B = 10.9 \frac{MBq h}{\mu Sv m^2} \times \frac{(20 \mu Sv/semana) \times (4 m)^2}{1 \times 40/semana \times 555(MBq) \times 1(h) \times 0.833} = 0.188 \quad (2.22)$$

Reemplazando este valor en la ecuación 1.13, obtenemos que los espesores de blindaje recomendados son: 1.2 cm de plomo, 4.5 cm de hierro o 15.2 cm de concreto. Para un área controlada los valores correspondientes serían $D = 100 \mu Sv/semana$, $D_0 = 106.3 \mu Sv/semana$ y $B=0.944$. Esto corresponde a espesores de blindaje recomendados de 0.1 cm de plomo, 0.2 cm de hierro o 1.4 cm de concreto.

2.2 SALA DEL TOMÓGRAFO

2.2.1 Aspectos generales



(a)*



(b)*

Figura 14. Sala del Tomógrafo PET. *Tomado de EANM, 2010 (auspiciado por SIEMENS)

De la sala de captación el paciente es conducido al baño para eliminar la radiactividad que se ha acumulado en la vejiga, y luego es conducido a la sala del tomógrafo (ver Figura 14a) donde es posicionado para el estudio. El paciente debe colocarse de la forma más cómoda posible, generalmente, acostado, boca arriba, con los brazos extendidos en el cuerpo (ver Figura 14 (b)). Estará allí el tiempo que tarde en realizarse el estudio dependiendo del tipo de estudio y del equipo. La sala del tomógrafo se trata de un ambiente cuyas dimensiones dependen del equipo de detección que se utilice. En este recinto se encontrará el paciente inyectado durante un tiempo aproximado de 30 a 60 minutos, controlado a una determinada distancia adecuada por el operario que estará protegido por una barrera de blindaje (ver Figura 14 (b)).

La toma de imágenes se debe iniciar al menos 45 min después de la administración del radiofármaco. El tiempo de la toma de imágenes depende de la naturaleza del estudio que se va a realizar; es decir, si se van a obtener imágenes estáticas o dinámicas, bi o tridimensionales. El paciente debe estar quieto el mayor tiempo posible para evitar la captación muscular. Para las imágenes cerebrales, los pacientes deben, además, estar en reposo sensoriomotor y con los ojos cerrados en los minutos antes y durante la fase de incorporación del radiotrazador. Para una distribución óptima del ^{18}F -FDG algunas instalaciones clínicas efectúan imágenes tardías, entre 60 y 90 min (EANM, 2010).

Las imágenes en PET/CT son adquiridas para 6 a 10 posiciones de la cama en un intervalos de 15 a 60 minutos. La diferencia en el tiempo empleado para la toma de las imágenes está condicionada por la característica del cristal de centelleo (NaI, BGO, GSO o LSO). Por ejemplo, los detectores BGO o NaI(Tl) tienen una constante de decaimiento de 300 y 230 ns, respectivamente, mucho mayor a la constante de decaimiento de los detectores GSO o LSO de 60 y 40 ns, respectivamente (Bailey et al., 2005).

La determinación de un rendimiento óptimo es una tarea muy difícil en la obtención de imágenes de PET, ya que no existen indicadores simples para definir la calidad de la imagen. Básicamente, la calidad de la imagen obtenida por PET se ve influenciada por la resolución espacial, la precisión cuantitativa de la concentración del radiotrazador y el ruido. Si hay ruido significativo, entonces se pierde resolución y precisión. Cuanta más masa tenga el paciente, cuanto mayor es el ruido debido al aumento de la atenuación y, al aumento de la dispersión y de eventos al azar. Por el contrario, los pacientes más pequeños pueden beneficiarse de la reducción del tiempo de exploración o reducción de la actividad administrada siendo la calidad de la imagen mejor. También, un compromiso es requerido entre el tiempo de formación de las imágenes y la posibilidad de que el paciente pueda mantenerse quieto durante el examen (Instituto balseiro, s.f.; EANM, 2012a; OIEA, 2008).

La atenuación que se experimenta en el sistema PET puede ser corregida por medio de un estudio de transmisión. Los sistemas PET convencionales utilizan fuentes de radionúclidos ya sea ^{68}Ge o ^{137}Cs para la adquisición de los estudios de transmisión que se requieren para la compensación de atenuación. Estas fuentes se encuentran en contenedores de blindaje excepto por el tiempo que están siendo activamente utilizadas para adquirir la parte de transmisión de la exploración PET (DALCAME.s.f). Durante el estudio de la transmisión, las fuentes se colocan de modo que casi todos los fotones emitidos son absorbidos por el paciente y los detectores del tomógrafo PET. Dado este resultado, la dosis adicional de estas fuentes de transmisión para los alrededores del tomógrafo es despreciable, por lo tanto, no es tomada en cuenta en los cálculos de blindaje.

La coraza y los detectores del tomógrafo PET pueden proporcionar una reducción sustancial de las ratas de dosis para algunas de las paredes. Esto depende de la geometría real y disposición del tomógrafo en el cuarto como del tipo de procedimiento del escaneo. Es importante contar con la información de las

características del tomógrafo y la asesoría a estar disponible por parte del fabricante/distribuidor. Toda información disponible es importante para el cálculo del blindaje de las paredes, del piso y del techo. La radiación en el interior del tomógrafo es blindada prácticamente en un 100 % pero la ventana axial de la mayoría de los tomógrafos permite una transmisión del orden del 15 al 20 % (ASNUC, 2008; EANM, 2010a).

Actualmente, todos los principales fabricantes ofrecen equipos multi-modalidad o híbridos, combinando en un solo instrumento un PET y un CT de gran desempeño. Los estudios PET y CT son realizados secuencialmente. Estos aparatos brindan un registro de calidad de imágenes funcionales (PET) y anatómicas (CT). Aunque generalmente alojados en un gabinete único, los paneles son independientes, sus campos de visión están separados por una distancia aproximada de 1 m. Las consideraciones de blindaje para la unidad CT del sistema PET/CT son sustancialmente las mismas que deben ser tenidas en cuenta para una instalación simple CT. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que el blindaje de plomo requerido en las paredes para un sistema simple CT representa un limitado efecto de blindaje para la radiación de aniquilación de 0.511 MeV. El número de pacientes atendido en una unidad clínica con un sistema PET/CT es menor que los habitualmente atendidos en una unidad clínica con un sistema simple CT (Nuñez, 2008).

Hay que evitar que el tomógrafo PET, particularmente cuando opere en el modo de adquisición de imágenes tridimensionales, sea expuesto a radiación ambiental proveniente por ejemplo de la sala de captación, especificaciones de sensibilidad a niveles de radiación deben ser dadas por el fabricante/distribuidor.

2.2.2 Factor de decaimiento

Debido al intervalo de tiempo de retrasó t_c entre la administración del radiofármaco y el instante de la toma de la imagen, requerido por la fase de captación, la actividad en el paciente se reduce por un factor de decaimiento F_{DC} igual a:

$$F_{DC} = \exp \left[-0.693 \times \frac{t_c}{T_{1/2}} \right] \quad (2.23)$$

El factor de decaimiento utilizando ^{18}F -FDG para un tiempo del paciente en la sala de captación de 1 h corresponde a 0.685.

2.2.3 Dosis total para un punto a d metros de distancia del paciente en la sala del tomógrafo durante un tiempo de permanencia t_T , utilizando ^{18}F -FDG

Para el procedimiento más conservativo a considerar, no teniendo en cuenta blindaje por parte del tomógrafo, el cálculo de la dosis total suministrada por el paciente ubicado en la sala del tomógrafo es similar al cálculo considerado para la sala de captación. Por lo tanto, teniendo en cuenta las ecuaciones (2.16) y (2.17), la dosis total correspondiente a un punto a $d(m)$ de distancia del paciente durante el tiempo en la sala del tomógrafo (t_T) considerando una actividad A_0 de ^{18}F -FDG, es expresada como:

$$D(t_T) = 0.092 \mu\text{Sv} \frac{\text{m}^2}{\text{MBq h}} \times A_0(\text{MBq}) \times t_T(\text{h}) \times \frac{R_{tt_T}}{d^2(\text{m}^2)} \times 0.85 \times F_{DC} \quad (2.24)$$

O,

$$D(t_T) = 0.092 \mu\text{Sv} \frac{\text{m}^2}{\text{MBq min}} \times A_0(\text{MBq}) \times t_T(\text{min}) \times \frac{R_{tt_T}}{d^2(\text{m}^2)} \times 0.85 \times F_{DC} \quad (2.25)$$

Donde F_{DC} es el factor de decaimiento debido a la fase de captación, y el factor 0.85 está asociado a la disminución de la tasa de dosis debido a una reducción aproximada del 15% de la actividad administrada, favorecida por la ida del paciente al baño antes de entrar a la sala del tomógrafo, donde elimina la radiactividad acumulada en su vejiga (AAPM, 2006).

2.2.4 Blindaje estructural

De la ecuación 2.24, considerando un máximo de N_p pacientes atendidos por semana y un factor de ocupación T , la dosis total semanal incidente $D_o(t_T)$ correspondiente a pacientes en la sala del tomógrafo para el cálculo de blindajes estructurales es igual a:

$$D_o(t_T) = 0.092 \frac{\mu Sv m^2}{MBq h} \times A_0(MBq) \times t_T(h) \times \frac{R_{ttT}}{d(m)^2} \times 0.85 \times F_{DC} \times N_p \times T \quad (2.26)$$

Así, el factor de transmisión para un blindaje estructural requerido es:

$$B = \frac{D}{D_o(t_c)} = \frac{1}{0.092} \frac{MBq h}{\mu Sv m^2} \times D \times \frac{d^2(m)^2}{T \times N_p \times F_{DC} \times 0.85 \times R_{ttT} \times t_T(h) \times A_0(MBq)} \quad (2.27)$$

Es decir,

$$B = 10.9 \frac{MBq h}{\mu Sv m^2} \times \frac{D \left(\mu Sv / semana \right) \times d^2(m)^2}{T \times N_p \times F_{DC} \times 0.85 \times R_{ttT} \times t_T(h) \times A_0(MBq)} \quad (2.28)$$

Entonces, si se está interesado en calcular el espesor de una barrera estructural, frontera con un área no controlada, a ubicarse a una distancia $d= 3.00$ m del paciente ubicado en la sala del tomógrafo, que estuvo 1 h en la sala de captación, para ser consistentes con las recomendaciones ALARA, debemos tomar: $D = 20 \mu Sv/semana$, límite de dosis total semanal; $T=1$, máximo factor de ocupación; $N_p = 40$, máximo número de pacientes por semana (recomendado por AAPM (AAPM, 2006); $A_0 = 555 MBq$ de ^{18}F -FDG y $t_T = 0.5 h$, actividad suministrada al paciente y tiempo en la sala del tomógrafo, respectivamente, asumidos en este trabajo. $R_{tt_T} = 0.911$, $F_{DC} = 0.685$. La dosis total semanal incidente proveniente del paciente en el cuarto del tomógrafo para el cálculo del blindaje es igual a:

$$D_0(0.5h) = \frac{60.2 \mu Sv}{semana} \quad (2.29)$$

Por lo tanto, el factor de transmisión es igual a:

$$B = 10.9 \frac{MBq h}{\mu Sv m^2} \times \frac{(20 \mu Sv/semana) \times (3 m)^2}{1 \times 40/semana \times 0.685 \times 0.85 \times 555 (MBq) \times 0.5 (h) \times 0.911} = 0.33 \quad (2.30)$$

Reemplazando este valor en la ecuación 1.13, se obtiene que los espesores de blindaje recomendados son: 0.8 cm de plomo, 3.2 cm de hierro o 11.3 cm de concreto. Para un área controlada los valores correspondientes serían $D = 100 \mu Sv/semana$, $D_0 = 60.2 \mu Sv/semana$. El factor de transmisión B sería mayor que 1 indicando que no se requiere blindaje.

2.2.5 Blindaje estructural teniendo en cuenta la participación simultánea de pacientes en la sala de captación y en la sala del tomógrafo

El problema consiste en calcular el espesor de una barrera estructural, teniendo en cuenta la participación simultánea de pacientes ubicados en la sala de captación y en la sala del tomógrafo. La distancia de la barrera al paciente de la sala de captación es $d_C = 4.00 \text{ m}$, se considera que el paciente ha permanecido 1 h en esta sala. La distancia de la barrera al paciente en la sala del tomógrafo es $d_T = 3.00 \text{ m}$, se considera que el paciente permaneció 1 h en la sala de captación y ha permanecido 0.5 h en la sala del tomógrafo. Para ser consistentes con las recomendaciones ALARA, debemos tomar: $D = 20 \mu\text{Sv/año}$ $D = 100 \mu\text{Sv/semana}$ como el límite de dosis total semanal para áreas no controladas y para áreas controladas, respectivamente. $T = 1$, máximo factor de ocupación; $N_p = 40$, máximo número de pacientes por semana (recomendado por AAPM (AAPM, 2006)); $A_0 = 555 \text{ MBq}$ de $^{18}\text{F-FDG}$, actividad suministrada al paciente; $R_{tt_T} = 0.911$ y $F_{DC} = 0.685$, similar a los cálculos anteriores. De acuerdo con las ecuaciones (2.21) y (2.29), respectivamente, la dosis total semanal incidente proveniente de estas dos fuentes para el cálculo del blindaje es igual a:

$$D_o = 106.3 + 60.2 = 166.5 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{semana}} \quad (2.31)$$

Por lo tanto el factor de transmisión para áreas no controladas es igual a:

$$B = \frac{20}{166.5} = 0.120 \quad (2.32)$$

Reemplazando este valor en la ecuación 1.13, se obtiene que los espesores de blindaje recomendados son: 1.5 cm de plomo, 5.4 cm de hierro o 18.1 cm de concreto. Para un área controlada los valores correspondientes serían $D = 100 \mu\text{Sv/semana}$, $D_o = 166.5 \mu\text{Sv/semana}$ y $B = 0.601$. Esto corresponde a espesores de blindaje recomendados de 0.4 cm de plomo, 1.7 cm de hierro o 6.8 cm de concreto.

2.3. SALA DE CONTROL

2.3.1 Aspectos generales



Figura 15. Sala de Control de un Tomógrafo PET. *Tomado de EANM, 2010 (auspiciado por SIEMENS)

La interpretación de estudios PET/CT debe realizarse de forma visual. Los estudios de PET /CT dinámicos o estáticos resultan familiares para el médico nuclear ya que son similares a los que tradicionalmente ha venido realizando en el ejercicio profesional, y son realmente los rastreos de cuerpo entero los más utilizados en la práctica clínica habitual. Las imágenes estáticas se adquieren en el momento en que se asume que los radiofármacos alcanzan una meseta de concentración en los tumores que es alrededor de 45 - 75 min para ^{18}F -FDG. La Obtención de algún índice semicuantitativo permite complementar la información diagnóstica y facilita la comparación de los estudios evolutivos (EANM, 2010a).

En la Figura 15 se presenta la imagen de un cuarto típico de control de un tomógrafo PET. En esta sala se puede encontrar tanto el operario que dirige al paciente como algún otro personal médico; igualmente, como se puede observar, básicamente, el área de lectura médica contiene, por ejemplo, una cpu, uno o varios monitores e impresora. A continuación se establece la distancia límite admisible a la cual debe encontrarse el operario, personal médico y equipos en el cuarto de control, cuando el paciente se encuentra en la sala del tomógrafo.

2.3.2. Cálculo de distancia límite admisible del operario, personal médico y equipo según equivalente de dosis total aceptada.

Teniendo en cuenta una actividad administrada al paciente de 555 MBq de ^{18}F -FDG; una permanencia del paciente en el cuarto de captación de 1 h; un tiempo transcurrido de permanencia del paciente en la sala del tomógrafo de 0.5 h; un factor de ocupación $T = 1$ y un número de atención $N_p = 40$ pacientes por semana establecidos para la unidad clínica; para que el equivalente de dosis absorbida por el operario, otro personal médico o equipo sea menor a 5 mSv/año, es decir, 100 $\mu\text{Sv/semana}$ ($= \frac{5000 \mu\text{Sv}}{50 \text{ semana}}$), según la ecuación (2.26) la distancia límite admisible d_{la} a la cual deben encontrarse debe ser:

$$d_{la}(m) > \left[0.092 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{MBq h}} \frac{m^2}{\text{MBq h}} \times A_0(\text{MBq}) \times t_T(\text{h}) \times \frac{R_{ttT}}{D_o(t_T)} \times 0.85 \times F_{DC} \times N_p \times T \right]^{1/2} \quad (2.33)$$

Es decir,

$$d_{la}(m) > \left[0.092 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{MBq h}} \frac{m^2}{\text{MBq h}} \times 555 \text{ MBq} \times 0.5 \text{ h} \times \frac{0.68}{100 \mu\text{Sv}} \times 0.85 \times 0.91 \times 40 \right]^{1/2} = 2.317 \text{ m} \quad (2.34)$$

Dado que habitualmente el operario es el mismo que atiende al paciente desde su ingreso al área controlada (es decir, posiciona e inyecta al paciente en el cuarto de captación, posiciona al paciente en el tomógrafo y manipula la consola de control del PET) es importante reducir la exposición del operario, personal médico y equipo en el cuarto de control a dosis por debajo de 5 mSv/año, siguiendo recomendaciones ALARA. Por lo tanto debe existir una barrera de blindaje entre la sala del tomógrafo y la sala de control, dicha barrera debe permitir al operario observar claramente en todo momento durante la exploración al paciente, esto se lo logra, habitualmente, utilizando barreras consistentes en un vidrio plomado, material durable y que conserva su transparencia óptica con el tiempo, tal como se ilustra en la Figura 2.6. Los vidrios plomados son disponibles en varios espesores, y están especificados en equivalencia a mm de plomo, según los requerimientos del blindaje.

2.3.3 Control de niveles de dosis a las que está expuesto el operario que atiende al paciente

Es obvio que el equipo de operarios que atienden al paciente resulta ser el personal ocupacional que más dosis recibe. Dada su labor de posicionar e inyectar al paciente en el cuarto de captación, orientar al paciente en su visita al baño, posicionar al paciente en el tomógrafo y manipular la consola de control del PET. Siendo la constante de dosis asociada con los radionúclidos emisores de positrones muy alta, la dosis absorbida por un individuo al manipular radiofármacos utilizados en PET puede ser considerable. Por ejemplo, la rata de dosis a 5 centímetros de una jeringa no blindada con 555 MBq de ^{18}F es de 33 mSv/h, por lo tanto, deben usarse jeringas con blindaje de tungsteno que reducen la dosis de manipulación en un 88%, aunque el peso adicional de la jeringa (~ 0.8Kg) puede dificultar la labor de inyección al paciente. Otro ejemplo para considerar el nivel de dosis al cual se expone un operario, es la rata de dosis

absorbida al posicionar el paciente en el tomógrafo; precisamente, la rata de dosis a 1 m de distancia de un paciente al que se le suministra 555 MBq de ^{18}F en el cuarto del tomógrafo es de 30 $\mu\text{Sv/h}$ (AAPM, 2006).

Para garantizar la seguridad del equipo de operarios que atienden al paciente, es razonable establecer estrategias para minimizar la exposición de este personal a las posibles dosis absorbidas en su labor de atención al paciente. Las estrategias incluyen: contar con un buen número de operarios que dividan la atención de todos los pacientes y las tareas, con supervisión permanente de los niveles de radiación asimilados; uso de dispensadores automáticos de los radiofármacos; recolección de información sobre análisis clínicos tomados a los pacientes, antes de que la radioactividad haya sido administrada; monitoreo remoto de los pacientes usando video cámaras.

3. ZONA B: CUARTO CALIENTE Y CUARTO DE BAÑO PARA EL PACIENTE IRRADIADO

3.1 CUARTO CALIENTE

3.1.1 Aspectos generales

Una unidad clínica PET requiere de un laboratorio farmacéutico nuclear para la producción de los radiofármacos dada la vida media corta de los radionúclidos utilizados, los cuales deben producirse mediante un ciclotrón y módulos de radioquímica a estar ubicados en la unidad clínica. El diseño, instalación y funcionamiento de un laboratorio farmacéutico nuclear dedicado a la producción de radiofármacos PET se debe realizar siguiendo los más estrictos requisitos establecidos en la legislación vigente en cuanto a protección radiológica y a la preparación de radiofármacos de alta calidad.

El cuarto caliente, nombre que se le ha dado en este trabajo al laboratorio farmacéutico nuclear en la unidad clínica PET, es para uso exclusivo de personal entrenado en protección radiológica y fabricación de material radiactivo. El personal en el interior del cuarto caliente es en todo momento el mínimo imprescindible para las tareas a realizar. La instalación consta, básicamente, de un bunker para el ciclotrón, una sala para subsistemas del ciclotrón, las celdas calientes (hotcells) para los módulos de radioquímica, zona de recepción de materias primas, zona de expedición del material radiactivo, zona de almacenamiento, zona de control radiactivo y área de desechos radiactivos.

En el cuarto caliente se deben minimizar los riesgos de contaminación microbiana, controlar la concentración de partículas en el aire, la temperatura, la humedad y la presión. La puerta de la entrada dispone de un enclavamiento. Los muros en comunicación con el exterior e internos deben corresponder a estrictas especificaciones de blindaje estructural, muros de hormigón, típicamente, de 60 a 100 cm de espesor (o equivalentes en hormigón + plomo), suficientes para

mantener el nivel de dosis de radiación fuera de los bunker del ciclotrón y celdas calientes a un nivel seguro. En toda la zona de trabajo deben estar instalados detectores de radiación, los cuales son monitoreados y registrados por un sistema informático dedicado. En el bunker del ciclotrón se controla el nivel tanto de neutrones como de radiación gamma. En las celdas calientes se controla el nivel de radiación gamma. Desde el mismo centro de monitoreo puede supervisarse los niveles de radiación gamma de toda la unidad clínica con detectores ubicados adecuadamente, particularmente, en las salas del tomógrafo y control. Cuando se siguen reglas de diseño, instalación y trabajo correctas, estos cuartos calientes y en general todas las unidades clínicas de medicina nuclear, son lugares seguros para trabajar.

La producción de radiofármacos implica una cantidad de radiactividad considerable, por lo tanto, el funcionamiento del ciclotrón, el suministro y retiro del blanco a irradiar dentro del ciclotrón, así como el funcionamiento de los módulos de radioquímica en las celdas calientes se lleva a cabo a control remoto por ordenador para minimizar la exposición a los trabajadores. Un equipo de análisis experimental estándar de control de calidad de materiales radioquímicos debe estar disponible (radio HPLC, radio TLC, GC, GC-MS).



(a) Dispensador manual de dosis blindado



(b) Portajeringas blindados

Figura 16. Dispensadores y porta jeringas de dosis a administrar.*Tomado de EANM, 2010 (auspiciado por SIEMENS).

En las zonas de recepción de materias primas, expedición del material radiactivo y almacenamiento, se debe contar con procedimientos de trabajo que contemplen entre otros: el mantenimiento de los radioisótopos dentro de sus contenedores blindados convenientemente señalizados; el uso de elementos de manipulación a distancia cuando ello sea posible (pinzas, mangueras de extensión para jeringas; etc.); el uso de elementos de protección personal destinados a minimizar el riesgo de contaminación, tales como, guantes y delantales blindados; delimitación de las áreas; definición de medidas a ser adoptadas en caso de incidentes tales como derrames de material radiactivo; muestreo de las superficies y monitoreo de las áreas de trabajo.

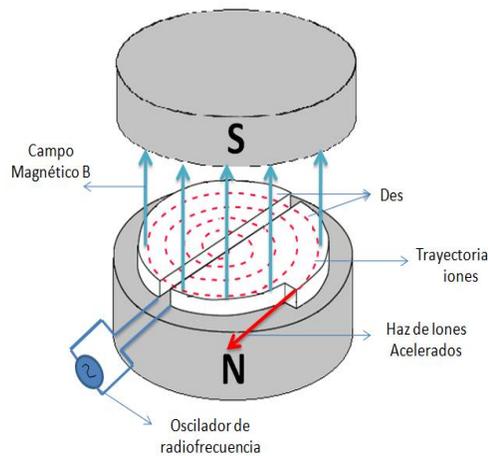
Son usados contenedores de dispensación manual adecuados (ver Figura 16 (a); típicamente, de plomo con espesores mayores a 30 mm, o tungsteno con espesores de 20 - 25 mm, con tapas de tungsteno con espesores mayores a 20 mm) con una abertura a través de la cual se inserta la aguja. Las jeringas para la aplicación de la dosis al paciente deben tener una cubierta en plomo (típicamente, con espesores mayores a 2.5 mm). Son utilizados portajeringas (ver Figura 16 (b); típicamente, de tungsteno con espesores mayores a 5 mm) en tamaños que se adaptan a todas las jeringas utilizadas para la administración de las dosis. La jeringa debe estar ya en el portajeringa antes de la calibración de la dosis del paciente. Igualmente, se utilizan carritos blindados con plomo (típicamente, con espesores mayores a 30 mm) para mover la jeringa blindada desde el cuarto caliente hasta la sala de captación. Se debe ser precavido en el movimiento y levantamiento de los contenedores transportables, ya que su peso es cercano a los 28 kg.

3.1.2 El ciclotrón

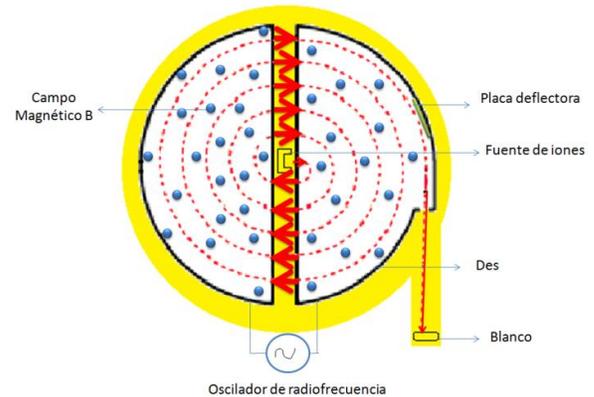


(a) Vista externa de un ciclotrón

*Tomado de Moreira, 2005



(b) Vista interna del ciclotrón



(c) Principio físico de la aceleración de iones

Figura 17. Ciclotrón

El ciclotrón (ver Figura 17) es un acelerador de partículas ligeras cargadas de alta energía. El primer ciclotrón, acelerador de protones de 1 MeV, fue construido en 1931 por Ernest O. Lawrence y M. Stanley Livingston de la Universidad de California en Berkeley (Lawrence & Livingston, 1932). La teoría

de funcionamiento de un ciclotrón es muy sencilla, a continuación se describe el funcionamiento de un ciclotrón médico dedicado a la producción de ^{18}F . La parte fundamental del ciclotrón es un par de cámaras huecas metálicas cuya forma es análoga a las mitades de una caja cilíndrica cortada a lo largo de uno de sus diámetros, estas cámaras son llamadas des (D) a causa de su forma. Los bordes de sus diámetros son paralelos y se hallan ligeramente separados entre sí. Un manantial de iones, consistente en una cámara pequeña situada en el punto medio del espacio que queda entre las des, ioniza gas hidrogeno mediante el empleo de un filamento de tungsteno presente en la cámara, las partículas negativas (H^- o D^-) son atrapadas al pasar a través de una lámina muy delgada de carbono (colimador). Las des están conectadas a los bordes de una fuente de radiofrecuencia. De esta forma, el potencial eléctrico entre las des cambia rápidamente varios millones de veces por segundo, de modo que el campo eléctrico en el espacio comprendido entre ellas está dirigido primero hacia una y luego hacia la otra, mientras que, a causa del efecto pantalla de las mismas, el espacio interior a cada una es una región de campo eléctrico nulo. El sistema se encuentra encerrado en un recipiente metálico cilíndrico algo mayor, pero aislado de él, habiéndose hecho el vacío dentro del mismo. Las des se encuentran en medio de los polos de un potente electroimán que proporciona un campo magnético cuya dirección es perpendicular a las bases del recipiente cilíndrico (ver Figura 17 (b))(Moreira, 2005).

De acuerdo a la Figura 17 (c), considerando un ion de carga q y masa m , emitido por el manantial de iones en el instante en que la desizquierda es positiva. El ion es acelerado por el campo eléctrico creado entre las des y entra en la región libre de campo eléctrico interior a la des derecha con velocidad v_0 (Acosta, Cowan & Graham, 1991). El movimiento del ion es perpendicular al campo magnético dirigido de abajo hacia arriba, la fuerza que actúa sobre el ion es:

$$\vec{F} = q\vec{v}_0 \times \vec{B} \quad (3.1)$$

Puede considerarse la fuerza, la velocidad del ion y el campo magnético, perpendiculares entre sí, por lo tanto:

$$F = qv_oB \quad (3.2)$$

Entonces, de acuerdo a la segunda ley de Newton, la fuerza centrípeta que actúa sobre el ion es igual a:

$$F = qv_oB = \frac{mv_o^2}{r_o} \quad (3.3)$$

El ion describe una trayectoria circular, de radio:

$$r_o = \frac{mv_o}{qB} \quad (3.4)$$

El campo eléctrico producido por la fuente de radiofrecuencia esta sincronizado para que justamente cuando el ion abandone una des, reciba un impulso y sea acelerado hacia la otra des. Debido a que ahora alcanza mayor velocidad recorre una trayectoria de radio mayor:

$$r = \frac{mv}{qB} \quad (3.5)$$

La trayectoria del ion es una especie de espiral creciente, compuesta de arcos semicirculares de radio cada vez mayor, unidos por cortos segmentos rectilíneos a lo largo de los cuales aumenta el radio. La velocidad angular del ion w es:

$$w = 2\pi f = \frac{v}{r} = B \frac{q}{m} \quad (3.6)$$

Por lo tanto, la velocidad angular resulta ser independiente de la velocidad lineal del ion y del radio de la circunferencia que describe. Cuando los iones alcanzan su radio máximo, es decir, el radio exterior de la des, las partículas cargadas, haz de protones (H^+) o deuterones (D^+) se doblan hacia puertos de destino, por el campo magnético. En los puertos de destino se encuentra el material blanco quien sufre un cambio, al impacto con los iones, en sus núcleos transformándose en

radionúclidos. El haz de protones y/o deuterones emergen del ciclotrón con una energía equivalente a la obtenida en una diferencia de potencial eléctrico mucho mayor que el usado en el campo de radiofrecuencia que los impulsa. En el ciclotrón que opera en el Hospital Austin en Melbourne, Australia (PETNM, 2014), un IBA cyclone 10/5 del fabricante IBA (Louvain-la-Neuve, Bélgica), se obtienen haces de protones con intensidad de corriente de $50 \mu A$ y energías de 10 MeV , y haces de deuterones con intensidad de corriente $30 \mu A$ y energías de 5 MeV . El ciclotrón está equipado con varios blancos que son cargados y descargados a distancia por presión de gas. Para la producción de ^{18}F se utiliza como blanco agua enriquecida con ^{18}O ($\sim 1 \text{ mL}$) contenida en recipientes de aluminio u oro. Los radioisótopos ^{18}F producidos son transportados automáticamente a través de tubos de diámetro estrecho de los blancos a los módulos de radioquímica en las celdas calientes (hotcells) del laboratorio.

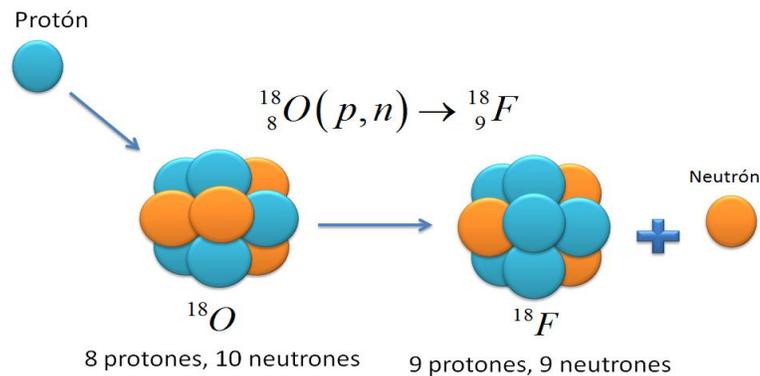
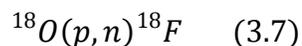


Figura 18. Explicación de la producción de ^{18}F

Entonces, típicamente, el ^{18}F ($T_{1/2} = 109.8 \text{ min}$) es producido por el bombardeo de los protones sobre un blanco presurizado consistente en agua enriquecida con ^{18}O , a través de la reacción nuclear:



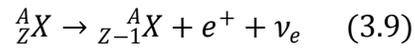
El protón interactúa con el ^{18}O y produce un neutrón y ^{18}F , tal como se representa en la Figura 18. El uso de esta reacción nuclear, empleando agua enriquecida con ^{18}O , es considerado el más efectivo método para la producción de ^{18}F . El ^{18}F se recupera como iones de Flúor del agua haciendo pasar la mezcla a través de una columna de resinas de amonio, de tal manera que el ^{18}O -agua puede ser reutilizado nuevamente como blanco.

La energía de la partícula y la densidad del haz de partículas, así como la sección transversal de la propia reacción nuclear, determinan la cantidad de radionúclido que se puede producir en cualquier período de tiempo. La actividad de un radionúclido producido por irradiación de un material blanco con iones en un ciclotrón es dado por (Saha, 2010):

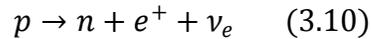
$$A = IN\sigma(1 - e^{-\lambda t}) \quad (3.8)$$

Donde $A(\text{Bq})$ es la actividad del radionúclido producido; $I(\# \text{iones}/\text{cm}^2\text{s})$ es la intensidad de los iones irradiados; $N(\text{adimensional})$ número de átomos objeto; $\sigma(\text{barn} \equiv 10^{-24}\text{cm}^2)$ sección transversal de los núcleos de los átomos objeto, establece la probabilidad de formación de radionúclidos; $\lambda(\text{s}^{-1})$ es la constante de decaimiento $(0.693/T_{1/2})$; y $t(\text{s})$ es el tiempo de irradiación. El factor $(1 - e^{-\lambda t})$ es llamado el factor de saturación y se acerca a la unidad, para ^{18}F , cuando t sea equivalente, aproximadamente, a 6 veces su vida media (ver Figura 18).

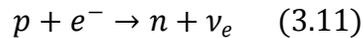
Los radionúclidos de ^{18}F decaen en un proceso β^+ que conduce a la emisión de positrones producidos mediante la interacción débil en la transformación de protones a neutrones dentro de núcleos con exceso de protones y que además se acompaña de la emisión de un neutrino electrónico. Es una reacción nuclear que se expresa de la siguiente forma:



o



Simultáneamente, en núcleos con exceso de protones ocurren procesos de captura electrónica. Estos procesos consisten en la captura de un electrón de la corteza atómica interna por parte del núcleo y la subsecuente unión del electrón con un protón para dar lugar a un neutrón y un neutrino, reacción nuclear que se expresa de la siguiente forma:



El espectro de energía de emisión del decaimiento β es continuo para las partículas β . Esto es debido a que la energía disponible se reparte entre la partícula β y el neutrino. Una vez son emitidas las partículas van perdiendo su energía mediante colisiones hasta que son reabsorbidos por el medio. A la distancia entre el punto de emisión de la partícula β y el punto en el que finaliza su viaje se le denomina alcance o rango.

Los positrones que son emitidos siempre se acaban aniquilando con un electrón dando lugar a fotones gamma, ya sea directamente o mediante la formación previa de un estado ligado denominado positronio. Tras la formación del positronio, la aniquilación tiene lugar en un periodo inferior a 100 ps y en la mayoría de las ocasiones da lugar a la formación de dos fotones gamma de igual energía (0.511 MeV) que se emiten en direcciones antiparalelas debido a la conservación energía-momento. Cuando el momento lineal en el instante de la aniquilación es distinto de cero la dirección de los fotones gamma se desvían del paralelismo. A este fenómeno se le conoce como no-colinearidad y tiene gran influencia en PET.

El ciclotrón es muy seguro comparado con el reactor nuclear, su fundamento es de naturaleza electromagnética; sin embargo se necesita un considerable blindaje dado que el haz de iones puede activar cualquier material de alta densidad. El cuerpo del electroimán consistente en un cilindro de acero actúa como escudo de radiación primaria y, además, la máquina está encerrada dentro de un sistema de blindaje cilíndrico de gran espesor (de 68 cm en el ciclotrón del Hospital Austin, PERNM, 2014) de agua dopada con boro. En el diseño de los puertos que contienen los blancos, una consideración importante, es tener en cuenta el calor generado por la irradiación del blanco con el haz de iones incidentes. La temperatura puede elevarse hasta los 1000 °C, por lo tanto debe permanecer en funcionamiento adecuadamente el sistema de refrigeración de los puertos que contienen los blancos en el ciclotrón. El material blanco utilizado en el ciclotrón debe ser idealmente monoisotópico o por lo menos un isótopo enriquecido para evitar alguna reacción nuclear extraña. Típicamente, 1000 mCi (37 GBq) de ^{18}F puede ser producida en una hora de irradiación.

3.1.3 Celdas calientes



Figura 19. Celda caliente. *Tomado de EANM, 2010 (auspiciado por SIEMENS).

En celdas calientes construidas con blindaje de plomo, se encuentran los módulos de radioquímica (ver Figura 19), capaces de realizar síntesis rápidas controladas por computador, lo que ha representado una manera efectiva de producción de los radiofármacos. Los radionúclidos producidos en el ciclotrón se extraen químicamente del blanco y son usados para marcar el compuesto trazador específico. El ^{18}F recuperado como solución acuosa de ^{18}F ($\text{H}_2\text{O}/^{18}\text{F}$), se puede extraer fácilmente por cromatografía de intercambio iónico.

El proceso de síntesis del radiofármaco ^{18}F -FDG consiste en dos etapas (López & Drucker, 2004). La etapa (I) es la radiofluoración nucleofílica, que consiste en incorporar el trazador flúor ^{18}F dentro del complejo potásico $[\text{K}/\text{K} 222]^+$ formando el complejo fluorado $[\text{K}/\text{K} 222]^+ / [^{18}\text{F}]\text{-F}^-$. La etapa (II) se logra bien sea con hidrólisis ácida (14 min) o el método más rápido de hidrólisis base (2 min), obteniéndose al final el producto objetivo ^{18}F -FDG y algunos subproductos que no son de utilidad clínica; por lo tanto, se procede a varios pasos de purificación. Al final del proceso de síntesis un radiofármaco purificado de ^{18}F -FDG es obtenido. Típicamente, se obtienen del orden de 600 *mCi* (22.2 GBq) de ^{18}F -FDG con un rendimiento radioquímico cercano al 65 % en un tiempo de síntesis de aproximadamente 30 minutos desde el final del bombardeo.

3.1.4 Manejo de residuos

No hay mucho desperdicio acumulado en un centro PET debido a la corta vida media de los radionúclidos utilizados, particularmente, el ^{18}F decae sustancialmente en 2 horas. Entonces no hay que tener una sala de almacenaje de grandes dimensiones separada para el cuidado de los desechos de estas sustancias. Un pequeño depósito blindado sirve para mantener, durante unos pocos días, el material de desecho sólido (jeringas, viales, guantes, etc.) hasta que hayan decaído a un nivel seguro para ser eliminados como desechos no radioactivos. Su acceso debe estar demarcado y restringido al personal

involucrado directamente con el manejo del material radioactivo, su puerta debe tener llave.

3.2. CUARTO DE BAÑO DEL PACIENTE IRRADIADO

Es fundamental tener un baño reservado para los pacientes PET cerca del área del tomógrafo, dado que después del tiempo de captación, por acumulación en su vejiga, el paciente al orinar evacua del 10% al 20% de la actividad administrada. El baño debe estar debidamente identificado para evitar su uso por miembros del personal que laboran en la unidad clínica.

4. Zona C: OFICINAS, CORREDORES, PISOS SUPERIOR E INFERIOR Y ÁREA EXTERNA DE ATENCIÓN AL PÚBLICO

4.1 ASPECTOS GENERALES

Debido a la alta penetración de la radiación de aniquilación, todas las áreas alrededor de la Zona A: sala de captación, sala del tomógrafo y sala de control, y de la Zona B: cuarto caliente y baño del paciente irradiado, al igual que las áreas por encima y por debajo, así como las inmediaciones de la clínica, deben ser consideradas para los cálculos de blindaje.



Figura 20. Plano de la unidad clínica PET

Tabla.6. Resultados de cálculos de equivalentes de dosis semanal y factores de transmisión hechos estimando distancias acordes a las dependencias de la unidad clínica PET considerada

	Distancia Sala de captación (m)	Distancia Sala de tomografía(m)	Dosis semanal admisible μSv	Factor de ocupación	Equivalente dosis semanal de la Sala de captación μSv	Equivalente dosis semanal de la Sala del tomógrafo μSv	Equivalente dosis Total μSv	Factor de transmisión	Equivalentes		
									Plomo	Hierro	Concreto
Oficina 1	15	6	20	1	7.6	15.0	22.6	0.885	0.1	0.4	2.4
Oficina 2	10	5	20	1	17.0	21.7	38.7	0.517	0.5	2.1	8.0
Oficina 3	13	15	20	1	10.1	2.4	12.5	*	-	-	-
Oficina 4	13	20	20	1	10.1	1.4	11.4	*	-	-	-
Oficina 5	16	25	20	1	6.6	0.9	7.5	*	-	-	-
Oficina 6	14	24	20	1	8.7	0.9	9.6	*	-	-	-
Oficina 7	33	30	20	1	1.6	0.6	2.2	*	-	-	-
Oficina 8	30	32	20	1	1.9	0.5	2.4	*	-	-	-
Oficina 9	31	36	20	1	1.8	0.4	2.2	*	-	-	-
Corredor 1	5	13	20	1	68.0	3.2	71.2	0.281	0.9	3.6	12.5
Corredor 2	13	11	20	1	10.1	4.5	14.5	*	-	-	-
Sala de control PET	14	5	20	1	8.7	21.7	30.3	0.659	0.3	5.9	1.4
Cuarto Eléctrico	5	11	20	1	68.0	4.5	72.5	0.276	0.9	3.6	12.6
Sala de Espera	10	15	20	1	17.0	2.4	19.4	*	-	-	-
Áreas de trabajo 1	6	17	20	1	47.2	1.9	49.1	0.407	0.7	2.6	9.8
Áreas de trabajo 2	13	23	20	1	10.1	1.0	11.1	*	-	-	-
Áreas de trabajo 3	23	29	20	1	3.2	0.6	3.9	*	-	-	-
Áreas de trabajo 4	20	23	20	1	4.3	1.0	5.3	*	-	-	-

Todo el personal que trabaja en la unidad clínica PET debe estar supervisado con respecto a sus niveles de dosis absorbida. Un sistema de monitoreo de radiación gamma con detectores en cada dependencia de la unidad clínica debe permanentemente estar funcionando. Es necesaria una planeación cuidadosa del flujo de trabajo de todo el personal que labora en la unidad clínica.

Las áreas no controladas con gran afluencia de público deben ubicarse lo más lejos posible del área controlada, particularmente, de las salas de captación y del tomógrafo. El ingreso al área controlada debe estar estrictamente restringido a pacientes a ser tratados y personal laboral autorizado de la clínica. Si existen áreas no controladas por encima o por debajo del área controlada, un cuidadoso diseño e instalación de blindajes debe ser realizado, el espacio entre pisos debe ser mayor que el normal, y si no hay suficiente blindaje por parte de la losa es necesario incluir blindaje de plomo lo que exige una mayor capacidad de la estructura dado el exceso de peso a soportar.

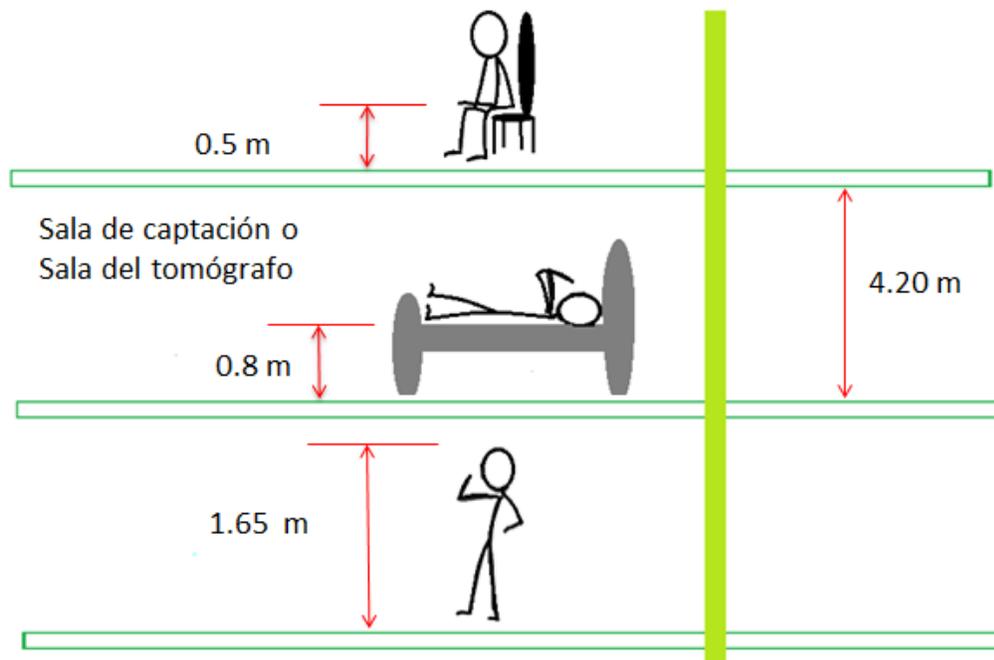


Figura 21. Distancias de cercanía de fuente y blanco sugerida para el cálculo de barreras de blindaje de pisos y techo

4.2 RESULTADOS DE CÁLCULOS DE EQUIVALENTE DE DOSIS SEMANAL Y FACTORES DE TRANSMISIÓN PARA DIFERENTES DEPENDENCIAS DE LA UNIDAD CLÍNICA PET.

En la Figura 20. Se presenta la distribución de las dependencias en la unidad clínica PET considerada en el presente trabajo. La escala es señalada con respecto al cuarto del tomógrafo. En la Tabla 4. se dan resultados de cálculos de equivalentes de dosis semanal y factores de transmisión hechos estimando distancias acordes a las dependencias de la unidad clínica considerada. Las distancias se establecen como la longitud que une los centros de la sala de captación o del tomógrafo con el centro de la pared más cercana de la dependencia considerada. Se reportan en lo posible valores de blindaje. Los cálculos están basados en las siguientes suposiciones: actividad administrada al paciente de 555 MBq de ^{18}F -FDG; tiempo de permanencia del paciente en la sala de captación 1 h; tiempo de toma de imagen de 0.5 h; factor de ocupación igual a 1; Número de pacientes atendidos semanalmente igual a 40; además, se considera una dosis transmitida de 20 $\mu\text{Sv/semana}$, siguiendo las recomendaciones ALARA.

El paciente puede ser liberado inmediatamente después de la toma de imágenes o puede ir a una sala de espera mientras se procesan y analizan las imágenes. Si los pacientes se mantienen en la clínica durante un periodo de tiempo considerable después de que se termina la toma de imágenes, el correspondiente equivalente de dosis debe ser incluido en el plan de seguridad de la radiación.

4.3 BLINDAJE ESTRUCTURAL PARA PISOS SUPERIOR E INFERIOR

En la Figura 21. Se ilustra las distancias de cercanía de fuente (paciente) y blanco (público en general) sugeridas en el presente trabajo para calcular espesores de blindaje en áreas no controladas por encima y por debajo a las salas de captación y del tomógrafo.

Con respecto a la sala de captación, según la ecuación (2.18) la dosis total semanal incidente D_o para el cálculo del blindaje estructural, proveniente de un paciente al que se le ha administrado una actividad de 555 MBq de $^{18}\text{F-FDG}$, que ha permanecido 1 h en el cuarto de captación de una unidad clínica con atención de 40 pacientes por semana y un factor de ocupación de 1, es igual a:

$$D_o = 0.092 \mu\text{Sv} \frac{\text{m}^2}{\text{MBq h}} \times 555(\text{MBq}) \times 1\text{h} \times \frac{0.833}{d^2(\text{m}^2)} \times 40 \times 1 \quad (4.1)$$

De acuerdo a la Figura 21. Para el piso superior la distancia fuente a blanco $d(m) = (4.2 - 0.8) + 0.5 = 3.9 \text{ m}$. O sea que, $D_o = 111.8 \mu\text{Sv/semana}$ y el factor de transmisión $B = 0.179$. Por lo tanto, es requerido un blindaje de concreto incluida la losa de espesor 15.5 cm , equivalente a un espesor de 1.2 cm de plomo y de 4.6 cm de hierro. Para el piso inferior, de acuerdo a la Figura 4.2, la distancia fuente a blanco $d(m) = (4.2 + 0.8) - 1.65 = 3.25 \text{ m}$. O sea que, $D_o = 161 \mu\text{Sv/semana}$ y el factor de transmisión $B = 0.124$. Por lo tanto, es requerido un blindaje de concreto incluida la losa de espesor 17.9 cm , equivalente a un espesor de 1.5 cm de plomo y 5.4 cm de hierro.

Con respecto a la sala del tomógrafo, según la ecuación (2.26) la dosis total semanal incidente D_o para el cálculo del blindaje estructural, proveniente de un paciente que se la ha administrado una actividad de 555 MBq de $^{18}\text{F-FDG}$, que ha permanecido 1 h en el cuarto de captación y 0.5 h en el cuarto del tomógrafo de

una unidad clínica con atención de 40 pacientes por semana y un factor de ocupación de 1, es igual a:

$$D_o = 0.092 \frac{\mu Sv m^2}{MBq h} \times 555 (MBq) \times 0.5 h \times \frac{0.911}{d(m)^2} \times 0.85 \times 0.685 \times 40 \times 1 \quad (4.2)$$

De acuerdo a la Figura 21, para el piso superior la distancia fuente a blanco $d(m) = (4.2 - 0.8) + 0.5 = 3.9 m$. O sea que, $D_o = 35.6 \mu Sv/semana$ y el factor de transmisión $B = 0.562$. Por lo tanto, es requerido un blindaje de concreto incluida la losa de espesor $7.3 cm$, equivalente a un espesor de $0.4 cm$ de plomo y de $1.9 cm$ de hierro. Para el piso inferior, de acuerdo a la Figura 4.2, la distancia fuente a blanco $d(m) = (4.2 + 0.8) - 1.65 = 3.25 m$. O sea que, $D_o = 51.3 \mu Sv/semana$ y el factor de transmisión $B = 0.390$. Por lo tanto, es requerido un blindaje de concreto incluida la losa de espesor $10.2 cm$, equivalente a un espesor de $0.7 cm$ de plomo y $2.8 cm$ de hierro.

4.4 ÁREA EXTERNA DE ATENCIÓN AL PÚBLICO

Teniendo en cuenta una actividad administrada al paciente de $555 MBq$ de ^{18}F -FDG; una permanencia del paciente en el cuarto de captación de $1 h$; un tiempo transcurrido de permanencia del paciente en la sala del tomógrafo de $0.5 h$; un factor de ocupación $T = 1$ y un número de atención $N_p = 40$ pacientes por semana establecidos para la unidad clínica; para que el equivalente de dosis absorbida por un individuo del público en general sea menor a $1 \mu Sv/semana$, es decir, $20 \mu Sv/semana$ ($= 100 \mu Sv/50 semana$), siguiendo niveles recomendados ALARA, la distancia limite admisible d_{la} individual, según ecuaciones (2.18) y (2.26), a la cual debe encontrarse un individuo del público en general debe ser mayor a: $9.2 m$ de un paciente en la sala de captación y $5.2 m$ de un paciente en la sala del tomógrafo. Estando presentes simultáneamente pacientes en la sala de captación y en la sala del tomógrafo a distancias de $9.2 m$ y $5.2 m$, respectivamente, debe

interponerse una barrera de blindaje frente al público en general de 0.5 *cm* de plomo, equivalente a 2.2 *cm* de hierro y 8.3 *cm* de concreto.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El análisis de Tomografía por Emisión de Positrones (PET: Positron Emission Tomography) es la técnica más avanzada de la imagenología, emplea la detección por coincidencia de fotones gamma antiparalelos de 0.511 MeV que se presentan en la aniquilación de los positrones emitidos por radionúclidos de vida media corta producidos en ciclotrones médicos. Se obtienen imágenes funcionales, que corresponden a la distribución espacial y temporal de un radiotrazador, dentro de un organismo. Las posibilidades que ofrece esta técnica en oncología, neurología, cardiología y otras disciplinas son muy amplias y están en constante crecimiento.

Aunque hay una variedad de radionúclidos emisores de positrón, en este trabajo, se hace referencia al uso específico del radiofármaco ^{18}F -FDG (Fluoro-2-deoxyglucose), por las siguientes razones:

1) La vida media del radionúclido ^{18}F es mucho mayor comparada con la de otros radionúclidos utilizados en PET, es de esperar que la valoración de las condiciones de protección radiológica sea más que adecuada teniendo en cuenta el uso de este radionúclido.

2) El ^{18}F -FDG es de lejos el más comúnmente usado radiotrazador PET y no existe en el presente o en un futuro cercano razón para que esto cambie. El ^{18}F -FDG es un trazador análogo a la glucosa que se recoge normalmente en el cerebro, corazón, médula ósea, intestino, riñones y músculos activados. También se concentra en muchos tumores metabólicamente activos, por lo que es un agente de diagnóstico de gran alcance para muchos tipos de cáncer.

El propósito fundamental al valorar las condiciones de protección radiológica de una unidad clínica PET, como de cualquier otra unidad de diagnóstico, es asegurarse que la dosis recibida por cualquier individuo: paciente, trabajador o

público en general no exceda el valor máximo permisible aplicable. Aspectos importantes a tener en cuenta cuando se examinan condiciones de protección radiológica para una unidad clínica PET son:

- A) El hecho de que el paciente se convierte en una fuente constante de radiación en todo el procedimiento clínico, emitiendo fotones gamma de aniquilación de 0,511 MeV.

- B) Hay cambios en el cálculo de los blindajes con respecto a otras técnicas de diagnóstico porque hay varios factores diferentes y obvios que afectan la cantidad de blindaje requerido: 1) la radiación es de mayor energía que la presente en otras técnicas de radiodiagnóstico; 2) el tiempo de aislamiento del paciente durante el tratamiento; 3) el número de pacientes tratados; 4) la cantidad de actividad administrada por paciente; 5) el tiempo total que cada paciente permanece en la instalación; 6) las áreas de la instalación y sus alrededores; 7) el tipo de tomógrafo PET también puede influir en la cantidad de radiactividad que se administra al paciente, esto debido a las características instrumentales, la metodología para adquirir datos tanto en geometría bi-dimensional y/o tri-dimensional, y la posibilidad de adquisición de imágenes estática o dinámica.

- C) Es obvio que el equipo de operarios que atienden al paciente resulta ser el personal ocupacional que más dosis recibe. Dada su labor de posicionar e inyectar al paciente en el cuarto de captación, orientar al paciente en su visita al baño, posicionar al paciente en el tomógrafo y manipular la consola de control del PET. Para garantizar la seguridad del equipo de operarios que atienden al paciente, es razonable establecer estrategias para minimizar la exposición de este personal a las posibles dosis absorbidas en su labor de atención al paciente. Las estrategias incluyen: contar con un buen número de operarios que dividan la atención de todos los pacientes y las tareas, con

supervisión permanente de los niveles de radiación asimilados; uso de dispensadores automáticos de los radiofármacos; recolección de información sobre análisis clínicos tomados a los pacientes, antes de que la radioactividad haya sido administrada; monitoreo remoto de los pacientes usando video cámaras.

Este trabajo, tal como lo expresaron los objetivos planteados, fue una exploración teórica básica sobre el tema de las condiciones de protección radiológica de una unidad clínica de tomografía por emisión de positrones PET. Recomendamos que en su momento, al llegar la hora definitiva de diseñar, instalar u operar una unidad clínica PET, se haga un trabajo con la participación de personal profesional: fabricante/vendedor, arquitecto de la instalación, equipo médico y físicos médicos calificados, garantizando el mantenimiento de los estándares de seguridad radiológica.

REFERENCIAS CITADAS

AAPM TASK GROUP 108, MADSEN, et. al, (2006) PET and PET/CT Shielding Requirements En *Med. Phys.* 33(1) January 2006.

ACOSTA, V; COWAN, C. y GRAHAM, B.J. (s.f.) Curso de Física Moderna. Universidad de Oxford. Traducida y adaptada por SADA, Anaya Joaquín. Departamento de Física e Ingeniería Mecánica. México D.F. Págs. 504.

ALDANA, C. (1997) Estudio Preliminar de la Interferencia de Compuestos Proteicos de Radiofármacos en la Prueba Lisado de Amebocitos de Limulus (LAL). (Tesis para optar el Título de Químico Biólogo). Universidad de San Carlos Guatemala.

ANS, ANSI/ANS-6.1.1 (1991): Neutron and Gamma-Ray Fluence-To-Dose Factors _American Nuclear Society, LaGrange Park, IL, 1991.

ARCHER, B., THORNBYS, J., AND BUSHONG, S. (1983), "Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation," *Health Phys.* 44, 507–517. 1983.

ASOCIACIÓN AMERICANA DE MEDICINA NUCLEAR (EANM) (2010) Principles and practiced of PET/CT. Part 1. A Technologist's Guide. Auspiciado por SIEMENS, *Viena, Austria.*

ASOCIACIÓN AMERICANA DE MEDICINA NUCLEAR (EANM) (2011) Principles and practiced of PET/CT. Part 2. A Technologist's Guide. Auspiciado por SIEMENS, *Viena, Austria.*

ASOCIACIÓN AMERICANA DE MEDICINA NUCLEAR (EANM) (2012) PET/CT radiotherapy planning. part 3. A Technologist's Guide. Auspiciado por SIEMENS, *Viena, Austria*.

ASOCIACIÓN NUCLEAR DIAGNÓSTICA MEDICINA NUCLEAR (ASNUC). (2008) Manual de Protección Radiológica. *Bogotá, Colombia* Disponible en <http://www.slideshare.net/MANUEL0104/manualradioproteccion2008-asnuc>.

BAILEY, DALE L. et.al (2005) Positron Emission Tomography. Basics Sciences. London, Pages. 380.

BALLESTER, F. y UDÍAS, J. (2011) Física Nuclear y Medicina. En *Revista Española de Física, 2011 - nuc1.fis.ucm.es*

CANTERO, M.; LOZANO, D., LORENZO, J, (s.f.) Fundamentos de la Tomografía por Emisión de Positrones.

COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (ICRP). (2007) Publicación 103. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Editada por la Sociedad Española de Protección Radiológica con la autorización de la International Commission on Radiological Protection (ICRP). Madrid. Edita Senda Editorial S.A.

COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (ICRP), (2011) Publicación 105: Protección Radiológica en Medicina/ coordinado por Beatriz Gregori. - 1a ed. - Ciudad Autónoma de Buenos Aires: Sociedad Argentina de Radioprotección, 64 p.

CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR. (1990) Guía de Seguridad No. 5.11. Aspectos Técnicos de Seguridad y Protección radiológica de Instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico. Madrid.

CHERRY, Robert. (s.f.) Radiaciones Ionizantes. Enciclopedia de Salud y Seguridad en el Trabajo. Instituto Nacional de Seguridad en el Trabajo. Capitulo 48.

DALCAME. Conceptos Tomografía. Disponible En <http://www.dalcame.com>

DALCAME (s.f). Tomografía por Emisión de Positrones PET. Disponible en <http://www.dalcame.com>

DEL VIGNA, E, Instituto Nacional de Cáncer. Blindagem Em Radioterapia. Técnicas e Normas. Monografía realizada pelo Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Cáncer. Ministerio de salud,Brasil.

ESPAÑA, P. S. (2006) PENELOPET: Un Entorno de Simulación Monte Carlo Para la Tomografía por Emisión de Positrones. (Trabajo para obtener Diploma de Estudios Avanzados). Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad Complutense de Madrid.

FERNÁNDEZ, J., BROSED, A., GONZÁLEZ, A., GRACIA, A.,. (2004) Fundamentos de Física Médica. Volumen 1: Medida de la Radiación. Sociedad Española de Física Médica. Madrid. 2004

FUNDACIÓN SANTA FE DE BOGOTÁ (2013). Disponible en <http://www.fsfb.org.co>

GÁMEZ, C.; CABRERA, A; SOPENA, R; GARCÍA, Ma. J. (2002) La tomografía por emisión de positrones (PET) en oncología (Parte I), En *Revista Española de medicina nuclear*, Vol. 21, No 1(octubre de 2002), pp. 41-60.

GARCÍA, J., RODRÍGUEZ A Y CABRERA A.(2009) Procedimientos en Medicina Nuclear. Tomografía por emisión de Positrones de cuerpo completo (PET/TAC) CON 18F Fluorodesoxiglucosa. En *Revista Esp. Medicina Nuclear*. 2009;28(2):85-89

HANSON, G. Y PALMER, P. (2013) Blindaje contra radiaciones para Clínicas y Hospitales Pequeños con un Whis – Rad. Derechos de publicación electrónica otorgados a Distrito Rotario 6440 y la Organización Panamericana de la Salud.

HERVÁS, I. y MARTÍ, J (s.f.) La Tomografía de Emisión de Positrones PET y la PET – TAC. Dos apuestas seguras para un futuro próximo. Monográfico Radiología Digital. Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario “La Fe”. Valencia. España.

INSTITUTO BALSEIRO. (s.f.) Protección Radiológica. Sistema de Protección para la radiación externa. Págs. 32

INSTITUTO CANCEROLÓGICO DE COLOMBIA. (2013). Disponible en <http://www.incancerologia.gov.co>

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) (2013) Capacitación Clínica de Físicos Médicos Especialistas en Radiodiagnóstico. Colección cursos de Capacitación No. 47. Viena.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. (2012) Análisis Determinista de Seguridad para Centrales Nucleares. Guía de Seguridad Específica. Colección de Normas de Seguridad del OIEA N° SSG-2, Viena, Austria.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). (2012). Radiotherapy in Palliative Cancer Care: Development and Implementation. IAEA Human Health Reports. No. 2. Editorial Note. Pages. 67. Viena.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). (2012) Radiation Protection in Pediatric Radiology. SAFETY REPORTS SERIES No. 71. Radiation Protection in Pediatric Radiology. Viena Austria.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. (2009) Quality assurance for PET and PET/CT systems. IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 1 Vienna- Austria.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) (2008) Radiation Protection in Newer Medical imaging Techniques: P E T / CT. Safety Reports Series No. 58.. Viena. Austria.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) (2005) Determinación de la Dosis absorbida en Radioterapia con haces externos. Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. Colección de Informes Técnicos. No. 398. Viena.

LAWRENCE, E. O. & LIVINGSTON, M. S. (1932). The production of high speed light ions without the use of high voltages. *Physical Review*, **40**, 19-35.

LÓPEZ, S. et. al, (2003) Tomografía por Emisión de Positrones (PET) en la Cardiopatía Isquémica. Estudio de la viabilidad Miocárdica Artículos Científicos. En *Revista de Enfermedad Cardiológica* 2003; 28:29-34.

JUVEID, M. y HOEKSTRA, O. (2011) Methods in Molecular Biology. Positron Emission Tomography. Department of Nuclear Medicine & PET Research, VU University Medical Centre, Amsterdam, The Netherlands.

LÓPEZ, D.F.A. y DRUCKER, C.R. (2004). Revista Especializada en Ciencias Químico-Biológicas, 7(2), 76-82. UNAM, México.

LÓPEZ, F., ZAMORA, E., ALONSO, J., MENDOZA, G., (2007) Tomografía por emisión de positrones: Los Nuevos Paradigmas. *Tip Revista Especializada en Ciencias Químico – Biológicas, Universidad Autónoma de México, Vol. 10. Núm. 1, Junio sin mes 2007, p.p. 26 – 35. Universidad Nacional Autónoma de México.* Disponible en:

<http://redalyc.uaemex.mx/src/inicio/ArtPdfRed.jsp?iCve=43211941004>.

MANISCALCO, Nanci. (2006) Aplicación de Blindaje en PET. Universidad Nacional de Gral San Martín.

MARTÍN, J. (2006) Physics for Radiation Protection. Second Edition, Completely Revised and Enlarged.

MEREDITH, W.J; MASSEY, J.B. (1977) Fundamental Physics of Radiology. Third Edition. Chicago. Pages. 718.

MOREIRA,R., (2005) Principios y elementos de un ciclotrón. XIV Seminario de ingeniería biomédica 2004. Facultad de medicina e Ingeniería, Universidad de la República Oriental del Uruguay.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP). (1976) Report. No. 49 Structural Shielding Design and Evaluation For Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies Up To 10 Mev. Disponible en <ftp://law.resource.org/us/cfr/ibr/005/ncrp.49.1976.pdf>

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP). (2004) Report. No. 127 Structural Shielding Design For Medical imaging facilities. PERNM (:Nuclear Medicine & Positron Emission Tomography). (2014). Austin Hospital, Melbourne Australia. www.petnm.unimelb.edu.au.

NEUBAUER, S. (2003). Técnicas Diagnosticadas. Tomografía por Emisión de Positrones (PET). En *Revista Chilena de Cirugía*. Vol. 55 – No. 1, Febrero de 2003; Pág. 81 – 85.

NICOL. STAN, (2010) Étude et construction d'un tomographe tep/tdm pour petits animaux, combinant modules phoswich à scintillateurs et détecteur à pixels hybrids(thèse de doctorat). Université de la méditerranée, aix-marseille ii faculté des sciences de luminy. Octobre.

NÚÑEZ, MARGARITA. (2008) Tomografía por emisión de positrones (PET). Vol1 Montevideo, Uruguay págs. 13

ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA (OIEA) (2011) Protección Radiológica y Seguridad de las Fuentes de Radiación Normas Básicas Internacionales de Seguridad. Colección de Normas de Seguridad del OIEA No. GSR Part 3 (Interim). Viena.

ORGANIZACIÓN DE INTERNACIONAL ESTADOS AMERICANOS (OIEA), (2010) El físico médico: Criterios y recomendaciones para su formación académica, entrenamiento clínico y certificación en América Latina. Informes sobre salud humana del OIEA N° 1. Viena. Austria.

ORGANIZACION DE ESTADOS AMERICANOS (OIEA), (2008) The Role of PET/CT in Radiation Treatment Planning for Cancer Patient Treatment. Viena.

PAANS,A.M.J. (s.f) PET-Center Groningen University Hospital, Groningen, the Netherlands. Positron Emission Tomography.

PÁEZ, D.; DE LOS REYES, A. y LLAMAS, A. (2007) La tomografía por emisión de positrones: nuevo paradigma para la evaluación y el manejo del cáncer Positron Emission Tomography: A New Paradigm in Cancer Management. Bogotá Instituto nacional de cancerología.

PIRRAFE, X., RIVAS,M., VALVERDE, J., MANZANO,P., MOLERO,J., (2007) Fundamentos de Física Médica. Volumen 2: Radiodiagnóstico: Bases físicas, Equipos y Control de Calidad. Sociedad Española de Física Médica. Madrid.

PLAZAS, M. C. (2006) Situación actual de la física medica en Colombia. En *Revista colombiana de física, Vol.38, No.4, Noviembre 2006.*

PRECIADO, M. y LUNA, V. (2010) Medidas Básicas de Protección Radiológica. Instituto Nacional de Cancerología. México. Pág. 25 – 30. Disponible en <http://www.incan.org.mx/revistaincan/elementos/documentosPortada/1294860259.pdf>

Radiation protection. Chapter – 4 (2005) HEALTH PHYSICS TECHNICIAN FUNDAMENTALS.

RODRÍGUEZ, M. (2013) Física Médica. Fronteras de la Física en el Siglo XXI. Instituto de Física, UNAM, México Disponible en <http://scifunam.fisica.unam.mx/mir/copit/TS0011ES/TS0011ES.html>.

SAHA, G. B. (2010). Fundamentals of Nuclear Pharmacy. Springer. Cleveland Clinic Foundation. Sixth Edition. Disponible en <http://ksupc.com/download/xArchive/level9/427/Nuclear%20Pharmacy/Lab/Fundamentals%20of%20Nuclear%20Pharmacy,%20Sixth%20Edition.pdf>.

SOCIEDAD DE FISICA MÉDICA (SEFM), SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA (SEPR), SOCIEDAD ESPAÑOLA DE RADIOLOGÍA MÉDICA (SERAM). (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Págs. 326. España.

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA NUCLEAR (SEFM). Y SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (SEFM).(2002) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 1. Aspectos Técnicos. Edicomplet. Madrid.

TURNER, J. (2007) Atoms, Radiation, and Radiation Protection. Third, Completely Revised and Enlarged Edition. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim.

WILLIAMS, J.L. (2012) PET/CT imaging in children: Current techniques and indications. Applied Radiology. In *The Journal of Practical Medical Imaging and Management*. Vol 41, No. 6.

REFERENCIAS CONSULTADAS

ALTAMIRANO, J. L. (2010) PET/CET. Tumores Gastrointestinales XLIV. Curso anual de Radiología e Imagen. Hospital de los Ángeles.

ALTAMIRANO, J. ESTRADA, G.R y OCHOA, F. J. (2007) Tomografía por emisión de positrones y tomografía computarizada (PET/CT) en carcinoma de pulmón. *Cir Ciruj 2007; 75:303-311 Volumen 75, No. 4, julio-agosto 2007.*

APLICACIÓN DEL MÉTODO DE MONTE CARLO A LA FÍSICA MÉDICA. INTRODUCCIÓN A PET. (s.f.)

ARIAS, C. F. (s.f.). Radiaciones Ionizantes En el Contexto de la Seguridad e Higiene en el Trabajo.

ALEXANDERSON, et.al (2006) Investigación Básica. *El patrón discordante, representación visual de viabilidad miocárdica con PET* (Arch Cardiol Mex 2006; 76: 347-354) Vol. 76 Número 4/Octubre-Diciembre 2006

CENTRO NACIONAL DE PREVENCIÓN DE DESASTRES CENAPRED. (s.f.) Protección Radiológica para Instructores del PERE - Parte V. Plan de emergencia Radiológica Externo. México.

CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CNS) (2012). Los Nuevos Retos de la Comunicación de Crisis. En *Alfa Revista de Seguridad Nuclear y Protección Radiológica. No. 17.*

CHABOT, G. E. (s.f.) Shielding of Gamma Radiation.

DE CABREJAS, M. (s.f.) Protección Radiológica y Garantía de Calidad en PET y PET/TC. Buenos Aires. Argentina. Consultada Disponible en http://www.alasbimn.net/ec/recursos/Garantia_Calidad%20PET-CT_PPoint.pdf

DE LEYN, P et.al. (2006) Prospective Comparative Study of Integrated Positron Emission Tomography-Computed Tomography Scan Compared With

Remediastinoscopy in the Assessment of Residual Mediastinal Lymph Node Disease After Induction Chemotherapy for Mediastinoscopy-Proven Stage IIIA-N2 Non-Small-Cell Lung Cancer: A Leuven Lung Cancer Group Study. En *Journal of Clinical Oncology*. Volume 24 _ Number 21 _ July 20 2006.

DELGADO, R. (s.f.). Manual de Protección Radiológica y de Buenas Prácticas en radiología Dento – Maxilo – Facial. INSTITUTO DE SALUD PÚBLICA CHILE.

ESCOBAR, J. (s.f.) Cálculo de Blindajes en salas de Rayos X de Diagnóstico. Bioingeniería DEA.

EUROPEAN ASSOCIATION OF NUCLEAR MEDICINE (EANM). (2012).The Radiopharmacy. A Technologist's Guide. Colordruck Helminger & Co. Ges.m.b.H. Vienna, Austria.

EUROPEAN ASSOCIATION OF NUCLEAR MEDICINE (EANM). (2011). Best Practice in Nuclear Medicine. Parte 2. A Technologist's Guide. Colordruck Helminger & Co. Ges.m.b.H. Vienna, Austria

EUROPEAN ASSOCIATION OF NUCLEAR MEDICINE (EANM). (2010) Best Practice in Nuclear Medicine. Parte 1. A Technologist's Guide. Colordruck Helminger & Co. Ges.m.b.H. Vienna, Austria

GRUPO DE FÍSICA NUCLEAR (GFN).(s.f) Análisis de Calidad de imagen en PET. Universidad Complutense de Madrid (UCM).

HANSON W., METTER, E.,RIEGE,W., KUHL,D., PHELPS,M., (s.f.) Positron Emission Tomography, Veterans Administration Medical Center, School of Medicine, University of California, California.

INSTITUTO NACIONAL DE CANCEROLOGÍA (INC). (s.f.). MINISTERIO DE LA PROTECCIÓN SOCIAL. INSTITUTO NACIONAL DE CANCEROLOGÍA. REPUBLICA DE COLOMBIA. Protocolos de Manejo del Paciente con Cáncer. Bogotá. Editorial Legis.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). (2005) Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Patrocinado por la AIEA y endosado por el COMP/CCPM, el EFOMP, el ESTRO, el IOMP, el PAHO y el WHO. Viena Austria

JUVEID, M. & HOEKSTRA, O. (2011) Methods in Molecular Biology. Positron Emission Tomography. Department of Nuclear Medicine & PET Research, VU University Medical Centre, Amsterdam, The Netherlands.

KINAHAM (2010) PET/CT Standardized Uptake Values (SUVs) in Clinical Practice and Assessing Response to Therapy. Semin Ultrasound CT MR. December 2010;31(6): 496-505. Disponible en http://www3.gehealthcare.com/~media/Downloads/us/Product/Product-Categories/PET-CT/CT-Clarity/GEHC-Case-Study_PET-Quantitation-Standardization-CT-Clarity-20130601.pdf?Parent=%7B11E0C44D-06C0-4CCA-84BE-524C39F9ACEB%7D

KONTASAKIS, G et.al. Redes Telemáticas transeuropeas para la Tomografía por emisión de Positrones: El Proyecto TEMPET. XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. Madrid España.

KONTAXAKIS, G; VAQUERO, J.J. y SANTOS, A (2002) Reconstrucción de imagen en Tomografía por Emisión de Positrones. (retroproyección filtrada, reconstrucción iterativa, máxima verosimilitud, transformada Radon) En *Rev.R.Acad.Cienc.Exact.Fis.Nat. (Esp) Vol. 96, N.os 1-2, pp 45-57*. Monográfico: Tomografía por Emisión de Positrones (PET). Madrid.

KUPERS, R.; GYBELS, J.; GJEDDE, A. (2000) Positron emission tomography study of a chronic pain patient successfully treated with somatosensory thalamic stimulation *Pain* 87 295 – 302.

KUSTER, A. (2012) Medicina Nuclear Protocolo de Exámenes. Brasil.

MARTINUK, S. (2011) the Use of Positron Emission Tomography (PET) for Cancer Care Across Canada. *Time for a National Strategy. Canada*. Classic Printing Services Ltd, Vancouver, BC Canada

OLLINGER, J. y FESSLER, J. (1997). IEEE Signal Processing Magazine,14 (1):43-55, January.

PHELPS, M. (2000) Positron emission tomography provides molecular imaging of biological processes. Department of Molecular and Medical Pharmacology, Department of Energy Laboratory of Structural Biology and Molecular Medicine and Crump. Institute for Molecular Imaging, University of California Los Angeles School of Medicine, National Academy of Sciences. August 1, 2000 u vol. 97 u no. 16.

PÉREZ, A. (s.f.) Radio protección en PET/CT. Universidad Nacional de San Martín.

PÉREZ, M. y BRIONES, E (2000). Tomografía de Emisión de Positrones (PET): Síntesis de Investigación sobre Efectividad en diferentes indicaciones Clínicas. Sevilla: Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Andalucía.

PEYRES,V. (2010). Caracterización de Detectores de Fotones mediante el Método de Monte Carlo y aplicación a la Medida de Emisores de Positrones de Interés en Medicina Nuclear. (Memoria para obtener el Grado de Doctor) Universidad Complutense de Madrid. Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Madrid.

PUERTOLAS, J. R. (2010) SEPR. Cálculo de Blindaje en las Instalaciones Radiactivas Sanitarias. Cálculo de Blindajes en Instalaciones PET/CT.

SANCHEZ, A y RUBIAL, A. (2006) Valor Actual de la Tomografía por Emisión de Positrones durante el seguimiento del Cáncer de Próstata. Universidad Santiago de Compostela España. En Arch. Esp. Urol., 59, 10 (1.021-1.029).

U.S. Department of Health and Human Services Food and Drug Administration. Investigational New Drug Applications for Positron Emission Tomography (PET) Drugs. DRAFT GUIDANCE. Clinical Medical February 2012. Disponible en <http://www.fda.gov/Drugs/GuidanceComplianceRegulatoryInformation/Guidances/default.htm>

ANEXOS

ANEXO A. CÓDIGO DEL PROGRAMA VPRPET

PRESENTACIÓN

Como un objetivo adicional del trabajo se propuso el desarrollo de un corto programa que nos permitiera automatizar los cálculos realizados con respecto a equivalente de dosis, factores de transmisión, espesores de blindaje, factores de reducción de la actividad. Estos cálculos exigen operaciones a repetirse una y otra vez.

El código del programa fue escrito en el lenguaje MATLAB- The MATH WORKS Inc., lenguaje semejante a Fortran o C, con algunas características notables: La programación es simple; cuenta con una biblioteca matemática amplia para resolver problemas de análisis numérico; cuenta con abundantes herramientas graficas; hay completa transportabilidad de los programas MATLAB

Código del programa

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
%
%
% CODIGO DEL PROGRAMA DE VALORACION DE LAS CONDICIONES DE PROTECCION %
% RADIOLÓGICA DE UNA UNIDAD CLÍNICA DE %
% TOMOGRAFIA POR EMISION DE POSITRONES %
%
%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
% UNIVERSIDAD PEDAGOGICA Y TECNOLOGICA DE COLOMBIA %
% FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS %
% ESCUELA DE FISICA %
%
% Trabajo de Grado: VALORACION DE LAS CONDICIONES DE PROTECCION %
% RADIOLÓGICA DE UNA UNIDAD CLÍNICA DE %
% TOMOGRAFIA POR EMISION DE POSITRONES %
%
% AUTOR: Juliana Inés del Pilar Cantillo Bermúdez %
% DIRECTOR: Ph.D Faustino Reyes Caballero %
%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
% VPRPET.m
% programa para VPRPET
clear;
clc;
%parametros de radionuclidos
Tvmf18=109.8; %Vida media F18 109.8 minutos
lamdaf18=0.693/Tvmf18;%lamda del F18
%lamda del f18
%----
Tvmc11=20.4; %Vida media C11 20.4 minutos
lamdac11=0.693/Tvmc11;%lamda del C11
%----
TvmO15=2.0; %Vida media O15 2.0 minutos
lamdao15=0.693/TvmO15;%lamda del O15
%---
Tvmn13=10.0 ; %Vida media N13 10.0 minutos
lamdan13=0.693/Tvmn13;%lamda del N13
%-----
TvmRb82=76*(1/60); %Vida media Rb82 72 segundos
lamdaRb82=0.693/TvmRb82;%lamda del Rb82
%-----
%constante para calculo de espesor
```

```

%plomo
alfalead=1.543;
betalead=-0.4408;
gammalead=2.136;
%hierro
alfairon=0.5704;
betairon=-0.3063;
gammairon=0.6326;
%concreto
alfaconcrete=0.1539;
betaconcrete=-0.1161;
gammaconcrete=2.0752;
clc;
continuar=1;
while continuar==1
    clc;
    fprintf('\n \n \n ');
    fprintf('Programa VPRPET');
    fprintf('\n \n \n ');
    fprintf('MENU \n ');
    fprintf('\n \n');
    fprintf('Si desea:\n');
    fprintf('\n');

    fprintf('Calcular factor de reduccion Rt, para varios radionuclidos pulse 1> \n');
    fprintf('\n');
    fprintf('Dosis total vs tc en sitios a una distancia d sin blindaje estando el paciente ubicado en sc
usando 18F, pulse 2> \n');
    fprintf('\n');
    fprintf('Dosis total, Calculo de Bac y espesor de blindaje eac, 100 mmSv, estando el paciente
en sc (t= 1h) utizando 18F, pulse 3> \n');
    fprintf('\n');
    fprintf('Dosis total, Calculo de Banc y espesor de blindaje eanc, 20 mmSv, estando el paciente
en sc (t = 1h) utilizando 18F, pulse 4> \n');
    fprintf('\n');
    fprintf('Dototal, Calculo de Banc y espesor de blindaje eanc, 20 mmSv, pacientes en sc y sT
(tc= 1h, tT=0.5h) utilizando 18F, pulse 5> \n');
    fprintf('\n');
    fprintf('Dototal, Calculo de Bac y espesor de blindaje eac, 100 mmSv, pacientes sc y sT (tc=1h,
tT=0.5h) utilizando 18F, pulse 6> \n');
    fprintf('\n');
    fprintf('Calculo de decaimiento radiactivo de F-18, pulse 7> \n');
    fprintf('\n');
    fprintf('Calculo de distancia limite segun el equivalente de dosis semanal, pulse 8> \n');
    fprintf('\n');
    selmenu=input ('Introducir seleccion> ');
    clc;
    if selmenu==1

%Factor de reduccion trabajando con F18, C11, O15, N13, Rb82
%Para f18
i=0;
for i=1:120
    tc(i)=i;

```

```

    decf18(i)=exp(-lamdaf18*tc(i));
    Rtf18(i)=1.443*(Tvmf18/tc(i))*(1-decf18(i));
end
fid=fopen('C:\Users\user\Documents\MATLAB\tc.txt', 'wt+');
i=0;
for i=1:120
    fprintf (fid, '%7.3f', tc(i));
    fprintf (fid, '\n');
end
fclose(fid);
fid=fopen('C:\Users\user\Documents\MATLAB\Rtf18.txt', 'wt+');
i=0;
for i=1:120
    fprintf (fid, '%13.7f', Rtf18(i));
    fprintf (fid, '\n');
end
fclose (fid);
%Para c11
i=0;
for i=1:120
    tc(i)=i;
    decc11(i)=exp(-lamdac11*tc(i));
    Rtc11(i)=1.443*(Tvmc11/tc(i))*(1-decc11(i));
end
fid=fopen('C:\Users\user\Documents\MATLAB\Rtc11.txt', 'wt+');
i=0;
for i=1:120
    fprintf (fid, '%13.7f', Rtc11(i));
    fprintf (fid, '\n');
end
fclose (fid);
%Para o15
i=0;
for i=1:120
    tc(i)=i;
    deco15(i)=exp(-lamdao15*tc(i));
    Rto15(i)=1.443*(Tvm015/tc(i))*(1-deco15(i));
end
fid=fopen('C:\Users\user\Documents\MATLAB\Rto15.txt', 'wt+');
i=0;
for i=1:120
    fprintf (fid, '%13.7f', Rto15(i));
    fprintf (fid, '\n');
end
fclose (fid);
%Para n13
i=0;
for i=1:120
    tc(i)=i;
    decn13(i)=exp(-lamdan13*tc(i));
    Rtn13(i)=1.443*(Tvmn13/tc(i))*(1-decn13(i));
end
fid=fopen('C:\Users\user\Documents\MATLAB\Rtn13.txt', 'wt+');
i=0;

```

```

for i=1:120
    fprintf (fid, '%13.7f', Rtn13(i));
    fprintf (fid, '\n');
end
fclose (fid);
%Para Rb82
i=0;
for i=1:120
    tc(i)=i;
    decRb82(i)=exp(-lamdaRb82*tc(i));
    RtRb82(i)=1.443*(TvmRb82/tc(i))*(1-decRb82(i));
end
fid=fopen('C:\Users\user\Documents\MATLAB\RtRb82.txt', 'wt+');
i=0;
for i=1:120
    fprintf (fid, '%13.7f', RtRb82(i));
    fprintf (fid, '\n');
end
fclose (fid);
plot(tc,Rtf18,'-r',tc,Rtc11,'-b',tc,Rto15,'-g',tc,Rtn13,'-y',tc,RtRb82,'-m');
ylabel('Factor de reduccion de dosis');
xlabel('Tiempo (min)');
title('Comportamiento temporal Factor de reduccion de dosis');
legend('F-18','C-11','O-15','N-13','Rb-82');
pause;
close;
clc;
elseif selmenu==2
clc;

```

%Dosis total vs tc en sitios a una distancia d sin blindaje estando el paciente ubicado en sc usando 18F

```

fprintf('\n \n \n');
fprintf('Calculo de dosis total vs tiempo\n');
fprintf('\n');
d=input('introduzca d(m)> ');
i=0;
for i=1:120
    tc(i)=i;
    decf18(i)=exp(-lamdaf18*tc(i));
    Rtf18(i)=1.443*(Tvmf18/tc(i))*(1-decf18(i));
    Dt(i)=0.092*(1/60)*555*tc(i)*Rtf18(i)/(d^2);
end
fid=fopen('C:\Users\user\Documents\MATLAB\Dt vs tc.txt', 'wt+');
fprintf (fid,'distancia (m)= %2.2f\n', d);
i=0;
for i=1:120
    fprintf (fid, '%13.7f', Dt(i));
    fprintf (fid, '\n');
end
fclose (fid);
plot (tc,Dt,'-g');
xlabel('Tiempo (min)');
ylabel('Dosis total microSv');

```

```

title('Dosis total vs tiempo en la sala de captacion');
pause;
close;
fprintf('factor de reduccion Rt utilizando 18F a 60 min= %1.3f\n',Rtf18(60));
fprintf('Dt (microSv) a 60 min= %3.3f\n',Dt(60));
pause;
elseif selmenu==3
%Dosis total, Calculo de Factores de trasmision y espesor de blindajes estructurales a
%una distanci d(m) para areas controladas,
% considerando 40 pacientes/semana en sala de captacion, tc=1h, utilizando 18F
clc;
fprintf('\n \n \n');
fprintf('PACIENTE EN SALA DE CAPTACION\n');
d=input('introduzca d(m)> ');
T=input('introduzca valor del factor de ocupacion T> ');
for i=1:120
    tc(i)=i;
    decf18(i)=exp(-lamdaf18*tc(i));
    Rtf18(i)=1.443*(Tvmf18/tc(i))*(1-decf18(i));
end
numDo=0.092*555*1*Rtf18(60)*40*T;
denDo=d^2;
Do=numDo/denDo;
Bac=100/Do;
f1leadac=(1/(alfalead*gammalead));
numf2leadac=((Bac^(-gammalead))+betalead/alfalead);
denf2leadac=(1+(betalead/alfalead));
f2leadac=log(numf2leadac/denf2leadac);
eleadac=f1leadac*f2leadac;
%concrete
f1concreteac=(1/(alfaconcrete*gammaconcrete));
numf2concreteac=((Bac^(-gammaconcrete))+betaconcrete/alfaconcrete));
denf2concreteac=(1+(betaconcrete/alfaconcrete));
f2concreteac=log(numf2concreteac/denf2concreteac);
econcreteac=f1concreteac*f2concreteac;
%iron
f1ironac=(1/(alfairon*gammairon));
numf2ironac=((Bac^(-gammairon))+betairon/alfairon));
denf2ironac=(1+(betairon/alfairon));
f2ironac=log(numf2ironac/denf2ironac);
eironac=f1ironac*f2ironac;
fprintf('Area controlada \n');
fprintf('el valor de d(m)= %2.3f\n', d);
fprintf('factor de reduccion utilizando 18F a 60 min= %1.3f\n',Rtf18(60));
fprintf('el valor de dosis total (Sv x 10e-6/semana)= %3.3f\n', Do);
fprintf('el factor de trasmision= %1.3f\n', Bac);
fprintf('el valor de eleadac (cm)= %2.1f\n', eleadac);
fprintf('el valor de econcreteac (cm)= %2.1f\n', econcreteac);
fprintf('el valor de eironac (cm)= %2.1f\n', eironac);
pause;
elseif selmenu==4
%Dosis total, Calculo de Factores de trasmision y espesor de blindajes estructurales a
%una distanci d(m) para areas no controladas,
% considerando 40 pacientes/semana en sala de captacion, tc=1h, utilizando 18F

```

```

clc;
fprintf('\n \n \n');
fprintf('PACIENTE EN SALA DE CAPTACION \n');
d=input('introduzca d(m)> ');
T=input('introduzca valor del factor de ocupacion T> ');
for i=1:120
    tc(i)=i;
    decf18(i)=exp(-lamdaf18*tc(i));
    Rtf18(i)=1.443*(Tvmf18/tc(i))*(1-decf18(i));
end
numDo=0.092*555*1*Rtf18(60)*40*T;
denDo=d^2;
Do=numDo/denDo;
Banc=20/Do;
f1leadanc=(1/(alfalead*gammalead));
numf2leadanc=((Banc^(-gammalead))+betalead/alfalead);
denf2leadanc=(1+(betalead/alfalead));
f2leadanc=log(numf2leadanc/denf2leadanc);
eleadanc=f1leadanc*f2leadanc;
%concrete
f1concreteanc=(1/(alfaconcrete*gammaconcrete));
numf2concreteanc=((Banc^(-gammaconcrete))+betaconcrete/alfaconcrete);
denf2concreteanc=(1+(betaconcrete/alfaconcrete));
f2concreteanc=log(numf2concreteanc/denf2concreteanc);
econcreteanc=f1concreteanc*f2concreteanc;
%iron
f1ironanc=(1/(alfairon*gammairon));
numf2ironanc=((Banc^(-gammairon))+betairon/alfairon);
denf2ironanc=(1+(betairon/alfairon));
f2ironanc=log(numf2ironanc/denf2ironanc);
eironanc=f1ironanc*f2ironanc;
fprintf('Area no controlada \n');
fprintf('el valor de d(m)= %2.3f\n', d);
fprintf('factor de reduccion Rt utilizando 18F a 60 min= %1.3f\n',Rtf18(60));
fprintf('el valor de dosis total Dt (Sv x 10e-6/semana)= %3.3f\n', Do);
fprintf('el factor de transmision= %1.3f\n', Banc);
fprintf('el valor de eleadanc= %2.3f\n', eleadanc);
fprintf('el valor de econcreteanc= %2.3f\n', econcreteanc);
fprintf('el valor de eironanc= %2.3f\n', eironanc);
pause;
elseif selmenu==5
%Dosis total, Calculo de Factores de trasmision y espesor de blindajes estructurales a
%una distanci d(m) para areas no controladas,
% considerando 40 pacientes/semana en sala de captacion, tc=1h, tT=0.5h, utilizando 18F
%Factor de reduccion trabajando con F18
clc;
decf181h=exp(-lamdaf18*60);
Rtcf181h=1.443*(Tvmf18/60)*(1-decf181h);
Fdcf181h=decf181h;
decf180p5h=exp(-lamdaf18*30);
RtTf180p5h=1.443*(Tvmf18/30)*(1-decf180p5h);
clc;
fprintf('\n \n \n');
fprintf('PACIENTE EN SALA DEL TOMOGRAFO \n');

```

```

tc=1;
tT=0.5;
dc=input('introduzca dc(m)> ');
dT=input('introduzca dT(m)> ');
T=input('introduzca valor del factor de ocupacion T> ');
numDoc=0.092*555*1*Rtcf181h*40*T;
denDoc=dc^2;
Doc=numDoc/denDoc;
numDoT=0.092*555*0.5*RtTf180p5h*0.85*Fdcf181h*40*T;
denDoT=dT^2;
DoT=numDoT/denDoT;
BancDoc=20/Doc;
f1leadanc=(1/(alfalead*gammalead));
numf2leadanc=((BancDoc^(-gammalead))+(betalead/alfalead));
denf2leadanc=(1+(betalead/alfalead));
f2leadanc=log(numf2leadanc/denf2leadanc);
eleadancDoc=f1leadanc*f2leadanc;
%concrete
f1concreteanc=(1/(alfaconcrete*gammaconcrete));
numf2concreteanc=((BancDoc^(-gammaconcrete))+(betaconcrete/alfaconcrete));
denf2concreteanc=(1+(betaconcrete/alfaconcrete));
f2concreteanc=log(numf2concreteanc/denf2concreteanc);
econcreteancDoc=f1concreteanc*f2concreteanc;
%iron
f1ironanc=(1/(alfairon*gammairon));
numf2ironanc=((BancDoc^(-gammairon))+(betairon/alfairon));
denf2ironanc=(1+(betairon/alfairon));
f2ironanc=log(numf2ironanc/denf2ironanc);
eironancDoc=f1ironanc*f2ironanc;
BancDoT=20/DoT;
f1leadanc=(1/(alfalead*gammalead));
numf2leadanc=((BancDoT^(-gammalead))+(betalead/alfalead));
denf2leadanc=(1+(betalead/alfalead));
f2leadanc=log(numf2leadanc/denf2leadanc);
eleadancDoT=f1leadanc*f2leadanc;
%concrete
f1concreteanc=(1/(alfaconcrete*gammaconcrete));
numf2concreteanc=((BancDoT^(-gammaconcrete))+(betaconcrete/alfaconcrete));
denf2concreteanc=(1+(betaconcrete/alfaconcrete));
f2concreteanc=log(numf2concreteanc/denf2concreteanc);
econcreteancDoT=f1concreteanc*f2concreteanc;
%iron
f1ironanc=(1/(alfairon*gammairon));
numf2ironanc=((BancDoT^(-gammairon))+(betairon/alfairon));
denf2ironanc=(1+(betairon/alfairon));
f2ironanc=log(numf2ironanc/denf2ironanc);
eironancDoT=f1ironanc*f2ironanc;
Dototal=Doc+DoT;
Banc=20/Dototal;
f1leadanc=(1/(alfalead*gammalead));
numf2leadanc=((Banc^(-gammalead))+(betalead/alfalead));
denf2leadanc=(1+(betalead/alfalead));
f2leadanc=log(numf2leadanc/denf2leadanc);
eleadanc=f1leadanc*f2leadanc;

```

```

%concrete
f1concreteanc=(1/(alfaconcrete*gammaconcrete));
numf2concreteanc=((Banc^(-gammaconcrete))+ (betaconcrete/alfaconcrete));
denf2concreteanc=(1+(betaconcrete/alfaconcrete));
f2concreteanc=log(numf2concreteanc/denf2concreteanc);
econcreteanc=f1concreteanc*f2concreteanc;
%iron
f1ironanc=(1/(alfairon*gammairon));
numf2ironanc=((Banc^(-gammairon))+ (betairon/alfairon));
denf2ironanc=(1+(betairon/alfairon));
f2ironanc=log(numf2ironanc/denf2ironanc);
eironanc=f1ironanc*f2ironanc;
fprintf('Area no controlada \n');
fprintf('el valor de dc(m)= %2.3f\n', dc);
fprintf('el valor de dT(m)= %2.3f\n', dT);
fprintf('factor de reduccion Rttc utilizando 18F a 60 min= %1.3f\n',Rtcf181h);
fprintf('factor de reduccion RttT utilizando 18F a 30 min= %1.3f\n',RtTf180p5h);
fprintf('Factor de decaimiento Fdc utilizando F18 a 60 min= %1.3f\n',Fdcf181h);
fprintf('el valor de dosis total Dotc (Sv x 10e-6/semana)= %3.3f\n', Doc);
fprintf('el valor de dosis total DoT (Sv x 10e-6/semana)= %3.3f\n', DoT);
fprintf('el valor de dosis total Dototal (Sv x 10e-6/semana)= %3.3f\n', Dototal);
fprintf('el factor de transmision BancDoc= %1.3f\n', BancDoc);
fprintf('el valor de eleadancDoc (cm)= %2.3f\n', eleadancDoc);
fprintf('el valor de econcreteancDoc (cm)= %2.3f\n', econcreteancDoc);
fprintf('el valor de eironancDoc (cm)= %2.3f\n', eironancDoc);
fprintf('el factor de transmision BancDoT= %1.3f\n', BancDoT);
fprintf('el valor de eleadancDoT (cm)= %2.3f\n', eleadancDoT);
fprintf('el valor de econcreteancDoT (cm)= %2.3f\n', econcreteancDoT);
fprintf('el valor de eironancDoT (cm)= %2.3f\n', eironancDoT);
fprintf('el factor de transmision Banc= %1.3f\n', Banc);
fprintf('el valor de eleadanc (cm)= %2.3f\n', eleadanc);
fprintf('el valor de econcreteanc (cm)= %2.3f\n', econcreteanc);
fprintf('el valor de eironanc (cm)= %2.3f\n', eironanc);
pause;
clc;
elseif selmenu==6
%Dosis total, Calculo de Factores de transmision y espesor de blindajes estructurales a
%una distanci d(m) para areas controladas,
% considerando 40 pacientes/semana en sala de captacion, tc=1h, tT=0.5h, utilizando 18F
%Factor de reduccion trabajando con F18
clc;
decf181h=exp(-lamdaf18*60);
Rtcf181h=1.443*(Tvmf18/60)*(1-decf181h);
Fdcf181h=decf181h;
decf180p5h=exp(-lamdaf18*30);
RtTf180p5h=1.443*(Tvmf18/30)*(1-decf180p5h);
clc;
fprintf('\n \n \n');
fprintf('PACIENTE EN SALA DEL TOMOGRAFO \n');
tc=1;
tT=0.5;
dc=input('introduzca dc(m)> ');
dT=input('introduzca dT(m)> ');
T=input('introduzca valor del factor de ocupacion T> ');

```

```

numDoc=0.092*555*1*Rtcf181h*40*T;
denDoc=dc^2;
Doc=numDoc/denDoc;
numDoT=0.092*555*0.5*RtTf180p5h*0.85*Fdcf181h*40*T;
denDoT=dT^2;
DoT=numDoT/denDoT;
BancDoc=100/Doc;
f1leadanc=(1/(alfalead*gammalead));
numf2leadanc=((BancDoc^(-gammalead))+(betalead/alfalead));
denf2leadanc=(1+(betalead/alfalead));
f2leadanc=log(numf2leadanc/denf2leadanc);
eleadancDoc=f1leadanc*f2leadanc;
%concrete
f1concreteanc=(1/(alfaconcrete*gammaconcrete));
numf2concreteanc=((BancDoc^(-gammaconcrete))+(betaconcrete/alfaconcrete));
denf2concreteanc=(1+(betaconcrete/alfaconcrete));
f2concreteanc=log(numf2concreteanc/denf2concreteanc);
econcreteancDoc=f1concreteanc*f2concreteanc;
%iron
f1ironanc=(1/(alfairon*gammairon));
numf2ironanc=((BancDoc^(-gammairon))+(betairon/alfairon));
denf2ironanc=(1+(betairon/alfairon));
f2ironanc=log(numf2ironanc/denf2ironanc);
eironancDoc=f1ironanc*f2ironanc;
BancDoT=100/DoT;
f1leadanc=(1/(alfalead*gammalead));
numf2leadanc=((BancDoT^(-gammalead))+(betalead/alfalead));
denf2leadanc=(1+(betalead/alfalead));
f2leadanc=log(numf2leadanc/denf2leadanc);
eleadancDoT=f1leadanc*f2leadanc;
%concrete
f1concreteanc=(1/(alfaconcrete*gammaconcrete));
numf2concreteanc=((BancDoT^(-gammaconcrete))+(betaconcrete/alfaconcrete));
denf2concreteanc=(1+(betaconcrete/alfaconcrete));
f2concreteanc=log(numf2concreteanc/denf2concreteanc);
econcreteancDoT=f1concreteanc*f2concreteanc;
%iron
f1ironanc=(1/(alfairon*gammairon));
numf2ironanc=((BancDoT^(-gammairon))+(betairon/alfairon));
denf2ironanc=(1+(betairon/alfairon));
f2ironanc=log(numf2ironanc/denf2ironanc);
eironancDoT=f1ironanc*f2ironanc;
Dototal=Doc+DoT;
Banc=100/Dototal;
f1leadanc=(1/(alfalead*gammalead));
numf2leadanc=((Banc^(-gammalead))+(betalead/alfalead));
denf2leadanc=(1+(betalead/alfalead));
f2leadanc=log(numf2leadanc/denf2leadanc);
eleadanc=f1leadanc*f2leadanc;
%concrete
f1concreteanc=(1/(alfaconcrete*gammaconcrete));
numf2concreteanc=((Banc^(-gammaconcrete))+(betaconcrete/alfaconcrete));
denf2concreteanc=(1+(betaconcrete/alfaconcrete));
f2concreteanc=log(numf2concreteanc/denf2concreteanc);

```

```

econcreteanc=f1concreteanc*f2concreteanc;
%iron
f1ironanc=(1/(alfairon*gammairon));
numf2ironanc=((Banc^(-gammairon))+(betairon/alfairon));
denf2ironanc=(1+(betairon/alfairon));
f2ironanc=log(numf2ironanc/denf2ironanc);
eironanc=f1ironanc*f2ironanc;
fprintf('Area controlada \n');
fprintf('el valor de dc(m)= %2.3f\n', dc);
fprintf('el valor de dT(m)= %2.3f\n', dT);
fprintf('factor de reduccion Rttc utilizando 18F a 60 min= %1.3f\n',Rtcf181h);
fprintf('factor de reduccion RttT utilizando 18F a 30 min= %1.3f\n',RtTf180p5h);
fprintf('Factor de decaimiento Fdc utilizando F18 a 60 min= %1.3f\n',Fdcf181h);
fprintf('el valor de dosis total Dotc (Sv x 10e-6/semana)= %3.3f\n', Doc);
fprintf('el valor de dosis total DotT (Sv x 10e-6/semana)= %3.3f\n', DoT);
fprintf('el valor de dosis total Dototal (Sv x 10e-6/semana)= %3.3f\n', Dototal);
fprintf('el factor de transmision BancDoc= %1.3f\n', BancDoc);
fprintf('el valor de eleadancDoc (cm)= %2.3f\n', eleadancDoc);
fprintf('el valor de econcreteancDoc (cm)= %2.3f\n', econcreteancDoc);
fprintf('el valor de eironancDoc (cm)= %2.3f\n', eironancDoc);
fprintf('el factor de transmision BancDoT= %1.3f\n', BancDoT);
fprintf('el valor de eleadancDoT (cm)= %2.3f\n', eleadancDoT);
fprintf('el valor de econcreteancDoT (cm)= %2.3f\n', econcreteancDoT);
fprintf('el valor de eironancDoT (cm)= %2.3f\n', eironancDoT);
fprintf('el factor de transmision Banc= %1.3f\n', Banc);
fprintf('el valor de eleadanc (cm)= %2.3f\n', eleadanc);
fprintf('el valor de econcreteanc (cm)= %2.3f\n', econcreteanc);
fprintf('el valor de eironanc (cm)= %2.3f\n', eironanc);
pause;
clc;
elseif selmenu==7
% Calculo de decaimiento radiactivo
clc;
%decaimiento F-18
td=0:1:660;
decrf18=exp(-lamdaf18*td);
prorem=100*decrf18;
i=0;
for i=1:661
    t(i)=td(i);
    porcentaje(i)=prorem(i);
end
fid=fopen('C:\Users\user\Documents\MATLAB\t.txt', 'wt+');
i=0;
for i=1:661
    fprintf(fid, '%7.3f', t(i));
    fprintf(fid, '\n');
end
fclose(fid);
fid=fopen('C:\Users\user\Documents\MATLAB\porcentaje.txt', 'wt+');
i=0;
for i=1:661
    fprintf(fid, '%13.7f', porcentaje(i));
    fprintf(fid, '\n');
end

```

```

end
fclose (fid);
plot(t,porcentaje,'-r');
title('Decaimiento radiactivo de F-18');
xlabel('Tiempo (min)');
ylabel('Porcentaje');
pause;
close;
clc;
elseif selmenu==8
clc;
;%lamda del f1
fprintf('\n \n \n \n \n');
fprintf('Calculo de distancia limite segun equivalente de dosis semanal (x10e-6 Sv/semanal\n');
fprintf('\n');
fprintf('si desea:\n');
fprintf('\n');
fprintf('distancia limite con respecto a pacientes en el cuarto de captacion, pulse 1> \n');
fprintf('\n');
fprintf('distancia limite con respecto a pacientes en el cuarto del tomografo, pulse 2> \n');
fprintf('\n');
seldl=input('introduzca Seleccion> ');
clc;
if seldl==1
clc;
fprintf('\n \n \n');
T=input('introduzca valor del factor de ocupacion T> ');
ttc=input('introduzca tiempo transcurrido del paciente en la sala de captacion en min > ');
Dedsa=input('introduzca equivalente de dosis semanal admisible (x10e-6 Sv/semana > ');
i=0;
for i=1:120
    tc(i)=i;
    decf18(i)=exp(-lamdaf18*tc(i));
    Rtf18(i)=1.443*(Tvmf18/tc(i))*(1-decf18(i));
end
numdlc=0.092*555*ttc*(1/60)*Rtf18(ttc)*40*T;
dendlc=Dedsa;
dlc=sqrt(numdlc/dendlc);
fprintf('el valor de dlc (m)= %2.3f\n', dlc);
pause;
elseif seldl==2
clc;
fprintf('\n \n \n');
T=input('introduzca valor del factor de ocupacion T> ');
ttT=input('introduzca tiempo transcurrido del paciente en la sala del tomografo en min > ');
Dedsa=input('introduzca equivalente de dosis semanal admisible (x10e-6 Sv/semana > ');
Fdcf181h=exp(-lamdaf18*60);
decf18tT=exp(-lamdaf18*ttT);
RtTf18tT=1.443*(Tvmf18/ttT)*(1-decf18tT);
numdlT=0.092*555*ttT*(1/60)*RtTf18tT*0.85*Fdcf181h*40*T;
dendIT=Dedsa;
dlT=sqrt(numdlT/dendIT);
fprintf('el valor de RtTf18tT= %2.3f\n', RtTf18tT);
fprintf('el valor de Fdcf181h= %2.3f\n', Fdcf181h);

```

```
fprintf('el valor de dIT (m)= %2.3f\n', dIT);
pause;
end
clc;
else
    clc;
end
clc;
fprintf('\n \n \n \n \n');
continuar=input('Si desea continuar, Para escoger alguna opcion, pulse 1> ');
clc;
end
```