

Comparativa entre campos neutrónicos dispersos producidos por sincrociclotrones y sincrotrones utilizados en Centros Compactos de Protonterapia (CPTC)

Gonzalo F. García-Fernández^{1,2}, Lenin Estuardo Cevallos-Robalino³, Roberto García-Baonza¹, Eduardo Gallego Díaz¹, José María Gómez-Ros⁴, Karen A. Guzmán-García^{5,6}, Héctor R. Vega-Carrillo⁶, Eduardo Fuentes Hernández²

¹*Departamento de Ingeniería Energética, ETSI Industriales, Universidad Politécnica de Madrid (UPM), C. José Gutiérrez Abascal 2, 28006, Madrid, España.*

²*Biología y Técnica de la Radiación, S.L. (Bioterra, S.L.), Camino de los Perdigones 1, 28224 Pozuelo de Alarcón, Madrid, España.*

³*Grupo de Investigación en Sistemas de Control y Robótica, GISCOR, Universidad Politécnica Salesiana, C. Robles 107 Chambers, 090108, Guayas, Guayaquil, Ecuador.*

⁴*Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT) Avda Complutense 22, 28040 Madrid, España.*

⁵*Unidad Académica de Estudios Nucleares, Universidad Autónoma de Zacatecas. C. Ciprés, 10, 98060 Zacatecas, Zac., México.*

⁶*AORTech, Research Department, C. Purísima 227, 98085, Zacatecas, Mexico.*

Teléfono: (+34) 609719089

E-mail: gf.garcia@upm.es

Resumen - El presente trabajo forma parte del proyecto *Contribuciones a la dosimetría y el blindaje contra neutrones en Centros Compactos de Protonterapia (CPTC)*, actualmente en desarrollo por parte de la Universidad Politécnica de Madrid (UPM) y la empresa Biología y Técnica de la Radiación, SL (Bioterra, SL). La radiación secundaria no deseada más importante generada en estas instalaciones son campos neutrónicos dispersos de hasta 230 MeV. En este momento se están licenciando y construyendo los dos primeros CPTC en España, uno equipado con un sincrociclotrón y el otro con un sincrotrón.

El objetivo principal del presente trabajo ha sido realizar el análisis comparativo, mediante el código MCNP6, de los campos neutrónicos producidos por los dos tipos de aceleradores de protones más habitualmente empleados en CPTC, sincrotrones y sincrociclotrones, con la finalidad de utilizar los resultados obtenidos en el diseño y cálculo de blindaje de este tipo de instalaciones. Mediante el modelado de dichos centros de protonterapia con el código MCNP6, a partir de los diferentes datos técnicos y geométricos publicados, se han obtenido las principales magnitudes necesarias para caracterizar los campos neutrónicos dispersos, tales como la fluencia neutrónica y la dosis equivalente ambiental, $H^*(10)$, tanto en el volumen interior de las salas que componen el bunker de los CPTC, como son la sala del acelerador y la sala del gantry o de tratamiento. Además, se ha analizado el efecto en los resultados del empleo de varios modelos de interacción entre los protones y los materiales de los elementos que componen la instalación. Finalmente, los resultados obtenidos en las simulaciones se podrán comparar con medidas experimentales realizadas en este tipo de instalaciones, una vez que comiencen a operar.

1. INTRODUCCIÓN.

Las células tumorales son radiosensibles y ofrecen menos resistencia a la radiación que las células sanas, por lo que en cerca del 60% de los tratamientos los pacientes reciben radioterapia externa, generalmente en combinación con otras terapias como cirugía, quimioterapia o inmunoterapia, y con menos frecuencia como terapia única [OMS, 2019]. La radioterapia de protones, o protonterapia (PT), utiliza haces de protones acelerados, con energías cinéticas entre 70 y 230 MeV, para irradiar volúmenes tumorales con mucha precisión. La protonterapia ofrece mejoras dosimétricas en el tratamiento de ciertos tumores y casos clínicos debido a la curva característica de deposición de dosis en protones, con un pico de Bragg al final de su trayectoria, completando y expandiendo las terapias oncológicas existentes [Kraan, 2015]. La terapia de protones está en continua expansión con más de sesenta años de existencia y más de 90 centros en funcionamiento en todo el mundo [PTCOG, 2019].

En la actualidad existen dos tendencias principales en el desarrollo de nuevos proyectos de centros de terapia de protones (PTC), por una parte, la construcción de pequeñas instalaciones compactas y por otra la renovación de los antiguos centros de salas múltiples (MPTC), desarrollados a finales del siglo XX. Los Centros de Terapia de Protones Compactos (CPTC) generalmente están equipados con una o dos salas de tratamiento, y se caracterizan por ser estandarizados y disponer de la tecnología más avanzada para reducir su superficie en planta [Tian et al., 2018]. La terapia de protones está llegando a España con dos CPTC en su etapa final de puesta en marcha, el primero en 2019, con un acelerador tipo ciclotrón sincro o sincrociclotrón (SC), y el segundo, en 2020, con acelerador de tipo sincrotrón (S) [García-Fernández et al., 2019a].

El haz de protones utilizado en radioterapia interactúa con los elementos mecánicos de la instalación y, por supuesto, con los pacientes, produciendo campos muy intensos de radiación secundaria, cuyo componente principal son los neutrones, generados tanto en las reacciones en cascada intranucleares como en las reacciones de evaporación [Gottshalks, 2018]. Los efectos inducidos por esta radiación secundaria en PTC se resumieron de manera clásica en otra parte [Ipe, 2010]. De acuerdo con la normativa nacional española, el propietario de la instalación debe certificar que el blindaje ha sido diseñado y ejecutado de conformidad con los requisitos legales, proporcionando documentación y certificados de los materiales. El objetivo final es justificar que el blindaje es adecuado para verificar los límites de dosis para los trabajadores y el público en general siguiendo los criterios de ALARA [NCRP, 2005].

De acuerdo con la normativa española, los PTC son instalaciones radiactivas de segunda categoría, por lo tanto, además de verificar la idoneidad del blindaje, los campos de radiación deben estudiarse y conocerse para diseñar las medidas de protección radiológica operativa que incluyen, entre otros, seleccionando los dispositivos de detección de radiación y los medidores REM para neutrones de alta energía, así como su ubicación en el centro, desarrollando el monitoreo radiológico de las áreas [Makita et al., 2004]. Otras tareas importantes serían la clasificación y los requisitos de las diferentes zonas radiológicas, el establecimiento de programas de monitoreo de radiación mediante el cálculo de los niveles derivados y el establecimiento de medidas de vigilancia dosimétrica para el personal expuesto, con total garantía y cumplimiento de los límites de dosis para profesionales, personal clínico y público en general [Carnicer et al., 2019]. Finalmente, los resultados deben ser comparados con mediciones experimentales realizadas durante la etapa final de puesta en servicio de la instalación utilizando detectores y medidores REM extendidos, que se han caracterizado en trabajos anteriores enmarcados dentro del mismo proyecto [García-Fernández et al., 2019b].

El objetivo principal de este trabajo ha sido llevar a cabo el análisis comparativo de los campos de neutrones producidos por dos tipos de aceleradores de protones más comúnmente utilizados en CPTC, sincrotrones y sincrociclotrones, con el fin de aprovechar los resultados obtenidos en el diseño y cálculo del blindaje de estas instalaciones. y en el diseño de la protección radiológica operativa de los centros de protones. Las simulaciones se llevaron a cabo mediante las técnicas de Monte Carlo (MC), computando las fluencias de neutrones secundarios producidos por la interacción de protones en diferentes puntos de estas instalaciones. La efectividad del blindaje y la estimación de los campos

de neutrones se caracterizó por el cálculo de la dosis equivalente ambiental por neutrones, $H^*(10)$, fuera del búnker de los CPTC, similar a la versión estándar de los planificados en España. Los cálculos se llevaron a cabo a través de un enfoque estocástico por medio del código de uso general Monte Carlo (MC) MCNP6® versión 6.2, computando las fluencias de neutrones secundarios producidos por la interacción del haz de protones en diferentes puntos de la instalación y simulando varios Modelos de las fuentes de radiación.

El trabajo forma parte del proyecto *Contribuciones al blindaje y dosimetría de neutrones en centros de protonterapia*, que implica el desarrollo de metodologías para analizar la eficiencia del blindaje y evaluar la dosis para el personal y el público en general en estas instalaciones, por lo tanto, se centra en el campo de protección radiológica operacional. Los resultados se compararán con las mediciones experimentales realizadas durante la etapa final de puesta en servicio de la instalación.

2. MATERIALES Y MÉTODOS.

2.1. - Características principales de los centros de protones modelados.

Los CPTC considerados en este trabajo son la versión estándar de los dos centros en construcción en España, actualmente en la etapa final de puesta en servicio, siendo ambos de tamaño compacto. El primero, planeado para 2019, tiene un acelerador de ciclotrón con energía de extracción a 230 MeV y una huella cercana a 360 m² [IBA, 2019]. El segundo, planeado para 2020, tiene un acelerador sincrotrón, con energía de extracción ajustable entre 70 y 230 MeV y una huella cercana a los 800 m² [Hitachi, 2019]. Ambos centros están formados por tres elementos clave: en primer lugar, el acelerador, en segundo lugar la línea de luz (BL) y, finalmente, la sala de tratamiento (GTR). Las características generales de CPTC modelado se recogen en la Tabla 1.

Tabla 1.- Características generales de los CPTC modelados

Fabricante	Modelo	Tipo de acelerador	Número de salas	Planta aproximada (m ²)
IBA	ProteusOne®	Sincrociclotrón	1	400
Hitachi	Expandable One Gantry System (EOGS)	Sincrotrón	1 + (1)	800

Las características principales o CPTC vinculados con los campos de neutrones se recogen en la Tabla 2)

Tabla 2.- Características particulares de los CPTC con influencia en campos de neutrones

Tipo de acelerador	Energía a la salida del acelerador	Deposición de dosis	Rotación	Campo
Sincrociclotrón	Fijo - 230 MeV	PBS - Pencil Beam Scanning	220°	Continuo
Sincrotrón	Ajustable - 70 a 230 MeV	PBS - Pencil Beam Scanning	360°	Pulsado

El cálculo y la hipótesis se basan en datos e información publicados en trabajos de investigación sobre los sistemas IBA [Tesse, 2019] e Hitachi [Umezawa et al., 2015]. El proceso para validar el blindaje con el código MCNP 6.2 Monte Carlo se ha desarrollado en tres etapas principales [Ferraro y Brizuela, 2015]: 1) Definición de geometría, equipos y fuentes de radiación; 2) Modelado de fuentes a través de un proceso de condensación; 3) Verificación de blindaje mediante la estimación de la dosis ambiental equivalente, $H^*(10)$ detrás de los recintos del CPTC.

The floor plan shows the layout of the target area with the following dimensions and labels:

- Overall Dimensions:**
 - North Wall (N) to South Wall (S): 12800
 - West Wall (W) to East Wall (E): 11600
- Room Dimensions and Labels:**
 - AR (Accelerator Room):** 6450 x 1200
 - GTR (General Target Room):** 7900 x 1200
 - Isocenter:** 7600 x 2000
 - Mass:** 7800 x 1500
 - TCR (Target Control Room):** 9900 x 5600
- Other Labels and Dimensions:**
 - 2000"** (multiple locations)
 - 1500"** (multiple locations)
 - 1200"** (multiple locations)
 - 7775** (horizontal distance from North Wall to Isocenter)
 - 11400** (horizontal distance from West Wall to Isocenter)
 - 3350** (horizontal distance from Isocenter to TCR)
 - 3000** (horizontal distance from TCR to East Wall)
 - 27425** (total horizontal distance from West Wall to East Wall)
 - 30425** (total horizontal distance from West Wall to East Wall, including a 3000 offset)
 - 5140** (vertical distance from West Wall to Isocenter)
 - 5600** (vertical distance from Isocenter to East Wall)
 - 11600** (total vertical distance from North Wall to East Wall)

2.2.2. Pérdidas de haz y fuentes de radiación. Modelar todos los componentes de la instalación no es viable ni útil desde el punto de vista de las fuentes de cálculo de radiación. El método

seguido es el punto equivalente a neutrones en el que las fuentes de radiación son los puntos donde las pérdidas del haz de protones interactúan con la materia [Urban y Kluson, 2012]. Los elementos principales y las siglas de las líneas de luz se muestran en las Figuras 3 y 4.

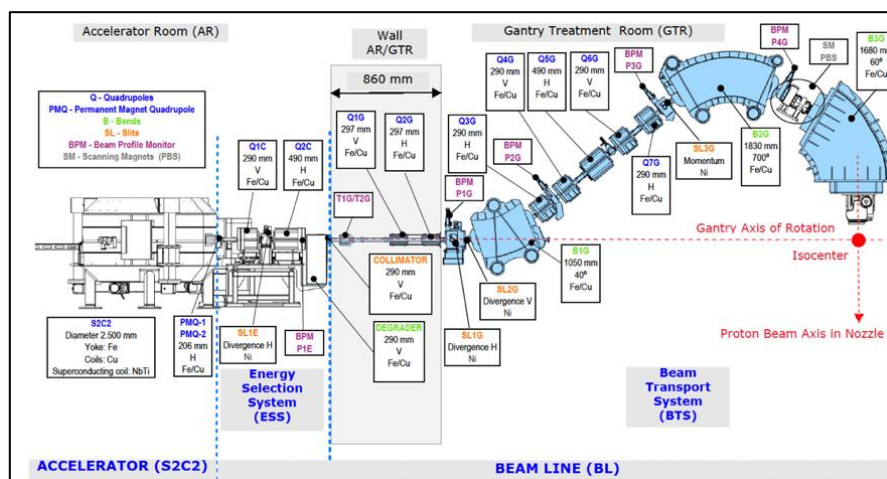


Figure 3.- Synchrocyclotron CPTC Beamline, adapted from [Hernalsteens et al., 2018]

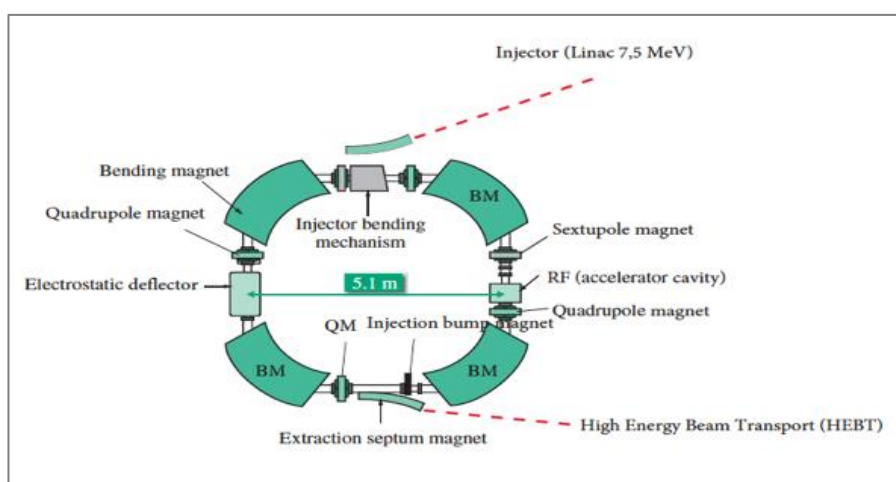


Figure 4.- Synchrotron CPTC Beamline, adapted from [Ebina et al., 2017]

Para ambos aceleradores, se asumió la extracción nominal con una eficiencia del 30% como un enfoque conservador. Los cuadrupolos se modelaron como losas hexagonales de hierro y cobre. Un fantasma de agua, con una dimensión de [40 x 40 x 40 cm³], se consideró como paciente, irradiado con un protón de haz igual a la eficiencia global en cada energía [Han et al., 2017]. El resumen de las pérdidas y las fuentes de radiación en cada CPTC y el material donde los protones interactúan con los elementos de la instalación se recogen en las Tablas 3 y 4.

Table 3.- Synchrocyclotron (SC) sources of radiation, adapted from [Tesse, 2019]

Main interactions of protons in Synchrocyclotron (SC)			
Element	Energy (MeV)	% Losses	Material
Accelerator (SC)	230	75%	Fe, Cu
Degrader (ESS)	230	25%	C
Collimator (ESS)	70 – 230	44%	Ta
Divergence Slits	70 – 230	5%	Ni
Divergence Momentum	70 – 230	1%	Ni
Patient-Phantom	70 – 230	100%	Tissue

Table 4.- Synchrotron (S) sources of radiation, adapted from [Ebina et al., 2017]

Main interactions of protons in Synchrocyclotron (SC)			
Element	Energy (MeV)	% Losses	Material
Linac/Injection/LEBT	7.5	60%	Fe, Cu
Accelerator (S)	70 – 230	40%	Fe, Cu
HEBT	70 – 230	10%	Fe, Cu
Divergence Slits	70 – 230	5%	Ni
Divergence Momentum	70 – 230	1%	Ni
Patient-Phantom	70 – 230	100%	Tissue

2.2.3. Carga de trabajo de las instalaciones. La carga de trabajo se estimó de acuerdo con los datos publicados para estos CPTC, en nA · h por año en cada energía, a la salida del acelerador [Tesse, 2019], [Umezawa et al., 2015], suponiendo un enfoque conservador de 16- horas de trabajo en dos turnos de 8 horas, seis días hábiles por semana y cincuenta semanas por año, 450 pacientes / año, 17,000 sesiones, con 2 Gy / sesión, considerando los datos clínicos sobre el número de pacientes y los planes de tratamiento típicos [Verma et al. al., 2016]. Los factores de ocupación se obtuvieron de las recomendaciones internacionales al elegir las opciones más conservadoras [OIEA, 2006].

2.2.4. Producción de neutrones y modelos físicos. Los modelos de física MCNP6 elegidos fueron las opciones predeterminadas, el modelo Bertini (INC) seguido del modelo Dresner (EVP), porque el tiempo de cálculo es más corto y los resultados son más conservadores [Solc, 2019]. Se realizaron

varias simulaciones llegando a los neutrones producidos en la colisión de protones con diferentes materiales, ángulos y energías, recogiendo los resultados en la Figura 5.

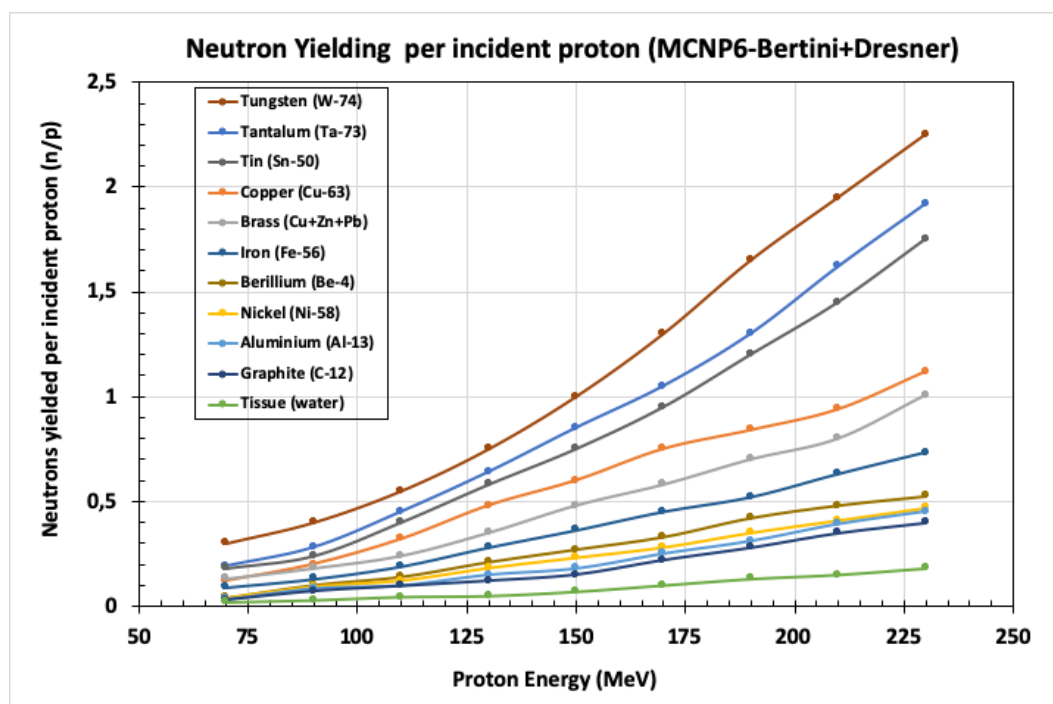


Figure 5.- MCNP6 neutron yield per proton

2.2.5. - Monitoreo de área de magnitud. De acuerdo con ICRU / ICRP, la cantidad operativa elegida para evaluar el blindaje fue la dosis ambiental equivalente, $H^*(10)$, a lo largo de los recintos de un CPTC estándar, porque es una magnitud conservadora [ICRP, 1996]. $H^*(10)$ se obtuvo a través de la convolución de la fluencia de neutrones, $\Phi(E)$, cm^{-2} , y la fluencia de ICRU a la función de conversión equivalente de dosis ambiental, $h(E)$, $\text{Sv} \cdot \text{cm}^2$ [Gallego et al. 2004], y su expansión hasta 240 MeV [Sannikov y Savitskaya, 1997].

2.2.6. Configuraciones y cálculos de MCNP6. Las verificaciones de blindaje se realizaron estimando el $H^*(10)$ en diferentes puntos de interés detrás de los recintos principales utilizando el código MCNP6® versión 6.2. [Werner, 2017]. ENDF, las bibliotecas de datos nucleares evaluados, la biblioteca La150n, se utilizaron hasta 150 MeV [Conlin, 2014] y modelos nucleares por encima de esa energía, el Modelo de Bertini para reacciones INC y el Modelo de Dresner para EVM. El número de historias realizadas fue de 109, para lograr una incertidumbre estática inferior al 3%, considerando 20 grupos de energía (de 10^{-9} a 230 MeV). Como reducción de la variación en las celdas de las paredes, el techo y el aire en las bóvedas, se utilizaron métodos de polarización y factores de peso basados en la división de la geometría y la ruleta rusa (¿referencia?). Todas las habitaciones se consideraron llenas de aire y vacías en el haz de protones. Los resultados se calcularon utilizando cuentas de malla superpuestas dentro de la instalación, a lo largo de las paredes y techos y fuera de los recintos (cada uno de 20 cm en secciones de pared y cada 50 cm a lo largo).

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

3.1. - Dosis equivalente ambiental alrededor de los recintos de las instalaciones

Los valores de $H^*(10)$ detrás de las paredes se recogen en la Figura 6 para el sincrociclotrón (SC) y la Figura 7 para el sincrotrón (C). Solo se consideró la dosis de neutrones, mientras que la dosis de fotones y elementos activados tampoco se consideraron en los resultados.

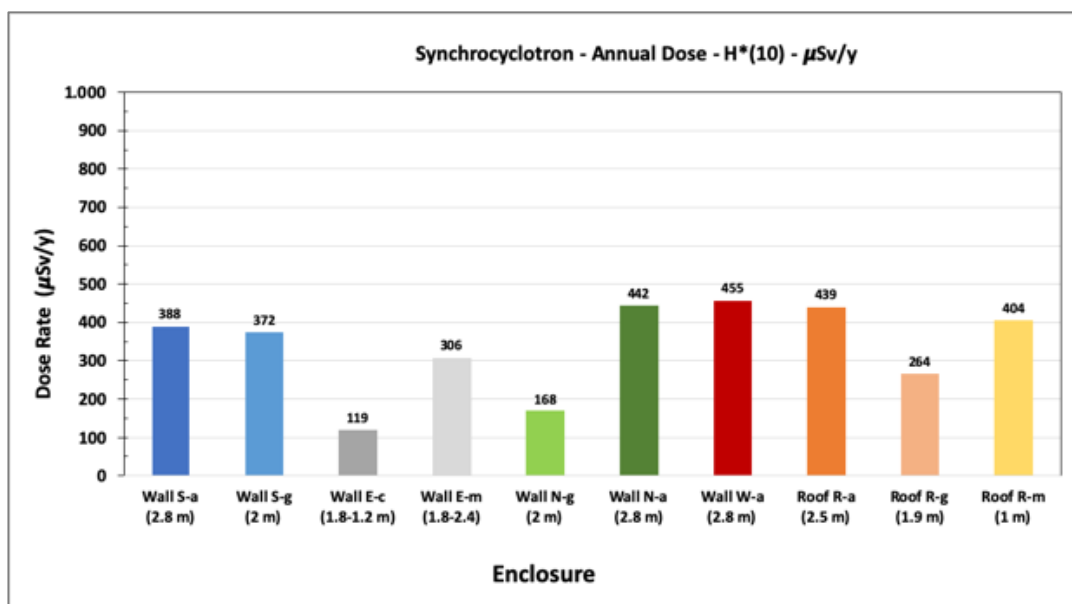


Figure 6.- Synchrocyclotron (SC) CPTC annual dose behind enclosures

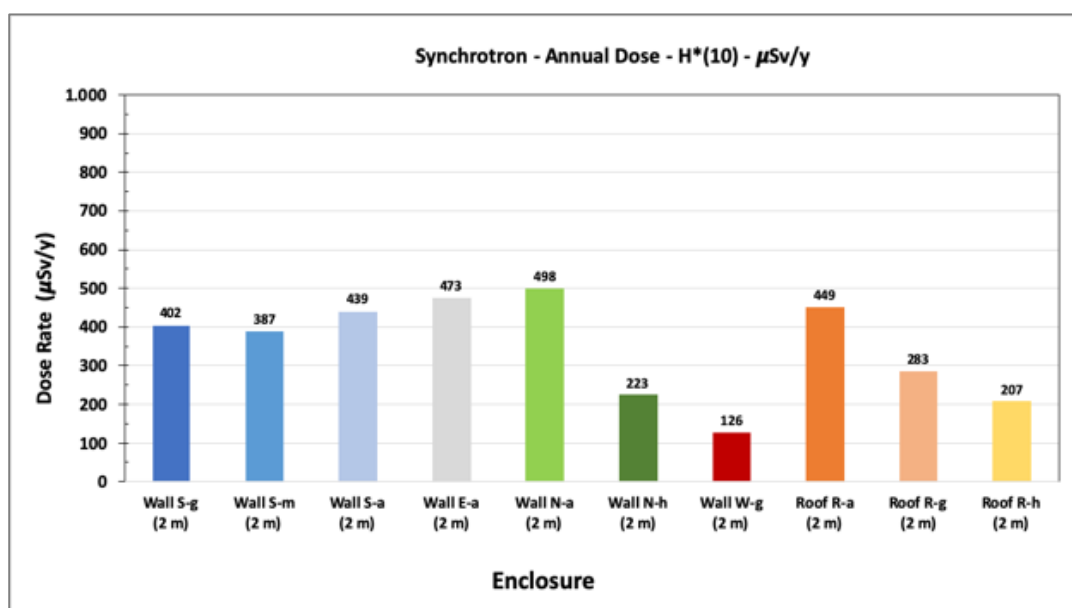


Figure 7.- Synchrotron (S) CPTC annual dose behind enclosures

Los recintos de cada instalación se identifican de acuerdo con la denominación incluida en las Figuras 1 y 2. Se consideraron dos modelos de fuentes para ambos centros, el modelo 1, correspondiente a los supuestos conservadores de las fuentes de radiación, mientras que el modelo 2 se refirió a una hipótesis más realista. Sin embargo, en ambas instalaciones el equivalente de dosis ambiental alcanzado con el blindaje considerado está por debajo del límite máximo establecido en los estándares internacionales (1 mSv / a).

Por un lado, en synchrocyclotron (SC), los valores de dosis más altos se alcanzan con el modelo 1, en los recintos alrededor del acelerador, el muro norte, zona Na, con un valor de 455 vSv / año, el muro norte, zona Na, con un valor de 498 μ Sv / año, y finalmente el techo, zona Ra, con un valor de 439 μ Sv / año. Por otro lado, en el sincrotrón (S), los valores de dosis más altos se alcanzan también con el modelo 1 en los recintos alrededor del acelerador, el muro norte, zona Na, con un valor de 498 vSv / año, el muro este, zona Ea, con un valor de 473 μ Sv / año, y el techo, zona Ra, con un valor de 449 μ Sv / año.

3.2. - Benchmark de modelos y materiales de fuentes de radiación.

A partir de los datos previos del equivalente de dosis ambiental detrás de los recintos, $H^*(10)$, y para resumir, las contribuciones de dosis para la pared más desfavorable de cada instalación fueron los únicos resultados recopilados en este documento. Por lo tanto, los recintos analizados son la pared oeste alrededor del acelerador (W-a) para SC, y las paredes norte (N-a y N-h), también alrededor del acelerador, para S, se muestran en las Figuras 8 y 9.

Los valores de $H^*(10)$ detrás de las paredes son la suma de las cuatro fuentes diferentes consideradas en el cálculo: acelerador (púrpura), ESS / HEBT (naranja), BTS (gris) y fantasma (verde). Los resultados finales son la línea azul para el modelo 1, conservadora, y la línea roja para el modelo 2, realista. Sin embargo, en el modelo 2, las líneas correspondientes a cada una de las fuentes no se incorporan, para mayor claridad, y solo se incluye la suma total de las fuentes. La orientación y la proyección de los diferentes muros se representan en la Figura 8 correspondiente a SC mediante rectángulos grises, mientras que en S no se incluyen ya que la huella es más compleja. Ambos valores máximos, 455 μ Sv / año para SC y 498 μ Sv / año para S, se alcanzan cerca del eje de extracción de protones del acelerador, que es un punto donde la mayoría de los protones del haz chocan, generando un intenso campo de neutrones.

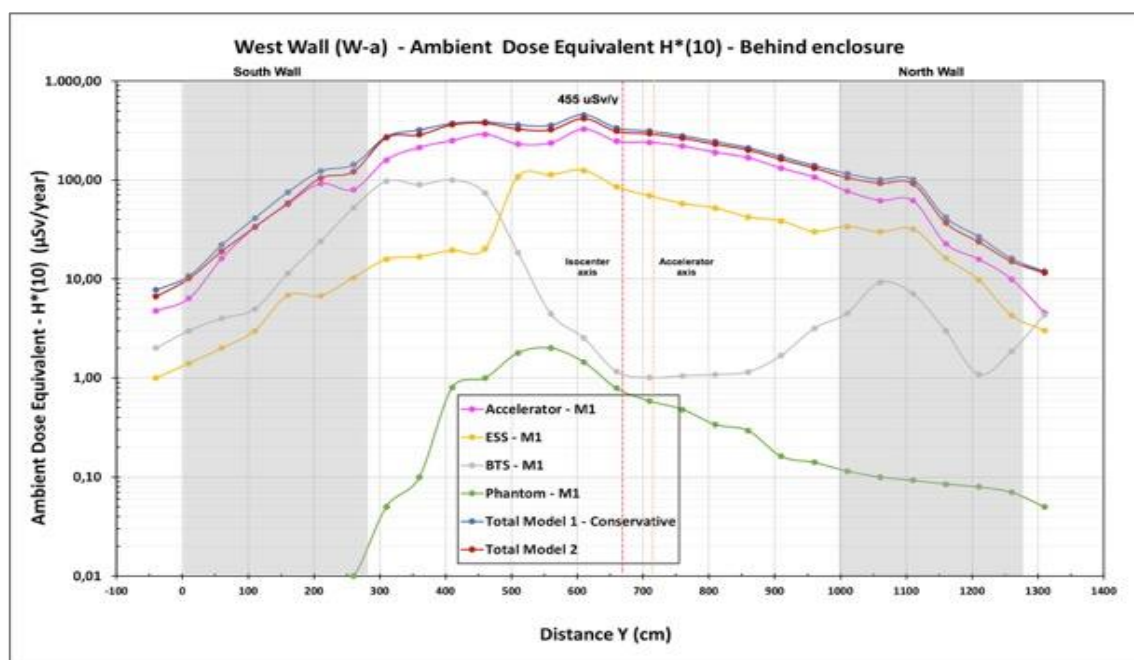


Figure 8.- MCNP6 attenuation length and dose in depth of enclosures W-a and N-a

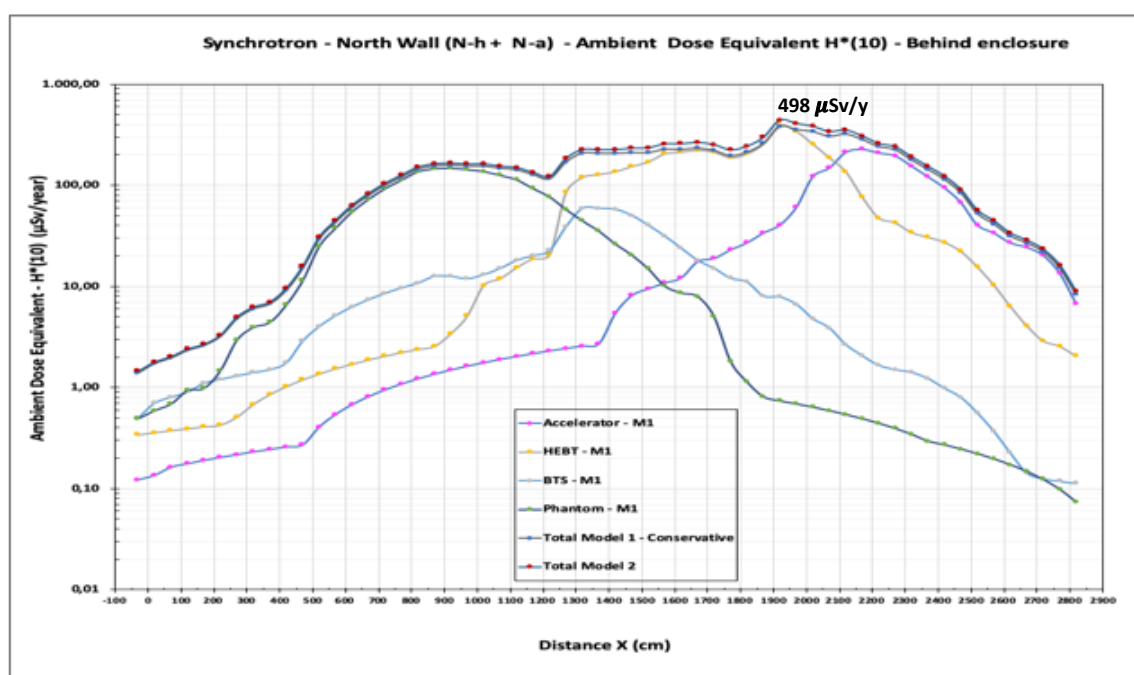


Figure 9.- MCNP6 attenuation length and dose in depth of enclosures W-a and N-a

Aunque en ambas instalaciones, utilizando diferentes aceleradores, la dosis ambiental equivalente al público alcanzada con el blindaje considerado es inferior a 0,5 mSv / a, un 50% por debajo del límite máximo de 1 mSv / a establecido en guías internacionales, estos resultados se logran con diferentes espesores de pared, aproximadamente 2.8 m en SC, mientras que en S el espesor de la pared típica es de 2m.

En instalaciones con sincrociclotrones (SC) se producen más neutrones perdidos, ya que la energía de salida en el acelerador se fija en 230 MeV. Se requieren mayores espesores de blindaje (40%), aunque son necesarios menos huella (50%) y tiempo de tratamiento.

En instalaciones con sincrotrones (S), la energía de salida en el acelerador es ajustable de 70 a 230 MeV, produciendo menos neutrones perdidos. Se requieren espesores de blindaje menores, sin embargo, se necesita más espacio y la velocidad de tratamiento es menor.

El principal problema es lo que podría llamarse la densidad de la radiación, dosis por metro cuadrado, que es mayor en SC-CPTC que en S-CPTC, principalmente porque la huella es menor y las distancias más cortas. Esta mayor concentración de los campos de radiación podría conducir a una mayor activación de los materiales de protección y, por lo tanto, los materiales más adecuados son aquellos de baja activación en lugar de alta densidad.

Existen diferentes incertidumbres que deben reducirse en la etapa de construcción y definición final de los cerramientos, principalmente las características del concreto finalmente empleado, es decir, el porcentaje de hidrógeno, que podría variar de un mínimo de 0.4% a 2.1%, dependiendo del país y el proveedor, y la densidad final, que podría variar de 2.1 a 2.4 g / cm³. Estos dos parámetros son críticos y tienen un alto impacto en la atenuación y el blindaje y deberían haberse recopilado a lo largo de la construcción del centro. Otra fuente de incertidumbre son los modelos de física y la biblioteca de datos nucleares utilizados en el cálculo, que varían de 1.3 a 1.9, por lo tanto, se debe realizar una evaluación comparativa con otros CPTC y mediciones experimentales para verificar estos modelos.

Los campos de radiación indicados son esenciales para diseñar las medidas de protección radiológica operativa, como seleccionar los dispositivos de detección de radiación y los medidores REM para neutrones de alta energía y su ubicación en el centro, desarrollar el monitoreo radiológico de las áreas, la clasificación y los requisitos de diferentes zonas radiológicas, el establecimiento de programas de monitoreo de radiación mediante el cálculo de los niveles derivados y el establecimiento de medidas de vigilancia dosimétrica para el personal expuesto, con total garantía y cumplimiento de los límites de dosis para profesionales, personal clínico y público en general.

4. CONCLUSIONES.

El análisis comparativo de los campos de neutrones producidos por dos tipos de aceleradores de protones más comúnmente utilizados en CPTC, sincrotrones y sincrociclotrones, se desarrolló con el fin de aprovechar los resultados obtenidos en el diseño y cálculo del blindaje de estas instalaciones y en el diseño de las operaciones Protección radiológica de los centros de protones. Las simulaciones se llevaron a cabo a través del código Monte Carlo (MC) Monte Carlo (MC) MCNP6® versión 6.2, computando las fluencias de neutrones secundarios producidos por la interacción del haz de protones en diferentes puntos de la instalación y simulando varios modelos de radiación. fuentes. La efectividad del blindaje y la estimación de los campos de neutrones se caracterizó por el cálculo de la dosis ambiental equivalente por neutrones, $H^*(10)$, fuera del búnker de los CPTC, similar a la versión estándar de los planificados en España.

El modelo CPTC se ha desarrollado en el código Monte Carlo MCNP6.2 basado en los planos arquitectónicos básicos, utilizando diseños CAD y sistemas de mallado de instalación. Se han simulado diferentes suposiciones, dependiendo de las condiciones de trabajo consideradas, las fuentes de radiación producidas y los modelos físicos de interacción protón-materia, basados en la hipótesis de base más conservadora, para continuar con modelos que incorporen nuevos datos y suposiciones más realistas basadas en publicaciones recientes. La cantidad operativa utilizada en la evaluación del blindaje fue la dosis ambiental conservadora de magnitud conservadora, $H^*(10)$, fuera de los recintos de un CPTC estándar.

En cualquier caso, los resultados están bajo los requisitos legales de 1 mSv / año, incluso con los supuestos más conservadores, los resultados no alcanzan la mitad de los límites de dosis. El principal problema en el CPTC es la densidad de radiación que provoca una mayor activación de los materiales de protección y, por lo tanto, es más recomendable utilizar materiales de baja activación.

Existen diferentes fuentes de incertidumbre en el modelo, principalmente la composición final y la densidad concretas, los modelos nucleares y los datos, por lo tanto, los resultados se compararán con mediciones experimentales durante la puesta en servicio del centro. Para este propósito, la respuesta de los detectores de rango extendido tipo REM-meter se caracterizó en trabajos previos dentro del proyecto de investigación.

AGRADECIMIENTOS.

El presente trabajo se ha desarrollado dentro del Programa de Investigación de Doctorado Industrial de la Comunidad de Madrid, según el convenio IND2017/AMB-7797.

Los autores agradecen la concesión del premio a la mejor ponencia en Protección Radiológica y Medioambiental en la 45 Reunión Anual de la SNE celebrada en Vigo en septiembre de 2019.

REFERENCIAS.

- Carnicer A.; Angellier G.; Hofverberg P.; Bergero J.M.; Gerard A.; Peucelle C.; Vidal M.; Hérault J. (2019). Study of the responses and calibration procedures of neutron and gamma area and environmental detectors for use in proton therapy. *Journal of Radiological Protection* (39), 1: 250-278.
- Conlin J.L. (2014). Listing of Available ACE Data Tables. Report LA-UR-13-21822, Rev. 4. Los Alamos National Laboratory, US.
- Ebina F.; Umeza Wa M.; Nishiuchi H.; Aoki T.; Hiramoto K.; Matsuda K.; Umegaki K.; Furusaka M. (2017). Development of a compact synchrotron for proton beam therapy. *Electronic and communications in Japan* (100), 8: 34-42.
- Gallego E.; Lorente A.; Vega-Carrillo H.R. (2004). Characteristics of the neutron fields of the facility at DIN-UPM. *Radiation Protection Dosimetry* (110):73-79.
- Ferraro D.; Brizuela M. (2015). Tests & benchmarking methodology for a 230 MeV proton accelerator calculations. *Conf. Proceedings. AATN, XLLI Reunión Anual*.
- García-Fernández G.F.; Gallego E.; Nuñez L. (2019a). The new protontherapy centers in Spain. *Radioprotección. Publication SEPR* (94), March: 19-28.
- García-Fernández G.F.; Cevallos-Robalino L.E.; García-Baonza R.; Gallego E.; Vega-Carrillo H.R.; Guzmán-García K.A.; Lorente A.; Ibañez S. (2019b). Monte Carlo characterization and benchmarking of extended range REM-meters for its application in shielding and radiation area monitoring in CPTC. *Applied. Radiation and Isotopes* (152): 115-126.
- Gottshalks B. Radiotherapy proton interactions in matter. Chapter 2 in: *Proton Therapy Physics*. Paganetti, H. Ed. Taylor & Francis (2nd edition, 2018).
- Han S.E.; Cho G.; Lee S.B. (2017). An Assessment of the Secondary Neutron Dose in the Passive Scattering Proton Beam Facility of the National Cancer Center. *Nuclear Engineering and Technology* (49): 801-809.
- Hernalsteens C.; Tesse R.; Dubus E.; Gnacadja E.; Pauly N.; Nevay L.J.; Shields W.; Boogert S. (2018). Seamless beam and radiation transport simulations of IBA Proteus Systems using BDSIM. 13th ICAP2018, Key West, FL, USA.
- Hitachi. Proton Beam System Brochure and Technical Information. (2019). Homepage of Hitachi. <<http://www.hitachi.com>>. [Reviewed on July 2019].
- IAEA. (2006). Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities. International Atomic Energy Agency, Safety Reports Series 47. Vienna.
- IBA. ProteusONE Brochure and Technical Information. (2019). Homepage of Ion Beam Applications. <<https://iba-worldwide.com>>. [Reviewed on July 2019].
- ICRP. (1996). Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. *Annals of the ICRP Vol. 26, 3/4, Publication 74*. ICRP.

- Ipe, N.E. (2010). Shielding Design and Radiation Safety of Charged Particle Therapy Facilities. PTCOG Report 1. Particle Therapy Cooperative Group.
- Kraan, A.C. (2015). Range verification methods in particle therapy: underlying physics and Monte Carlo modelling. *Frontiers in Oncology* (5): 150.
- Makita Y.; Nakamura T.; Tsuchidate H; Yamazaki M. (2004). Radiation shielding design of a cancer therapy facility using compact proton synchrotron. *Journal of Nuclear Sc. and Tech. Supp.* 4: 18-21.
- McConn R. Jr; Gesh C.J.; Pagh R.T.; Rucker R.A.; Williams III R.G. (2011). Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling. Report PNNL-15870 Revision 1. PNNL. US.
- NCRP. Radiation Protection for Particle Acceleration Facilities. Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements, Report 144, Revision. NCRP (2005).
- PTCOG. Proton Therapy Facilities. (2019). Homepage of Particle Therapy Co-Operative Group. <<https://www.ptcog.ch>>. [Reviewed on October 2019].
- Sannikov A.V; Savitskaya E.N. (1997). Ambient dose equivalent conversion factors for high energy neutrons based on the ICRP 60 recommendations. *RPD* (70): 383-386.
- Solc J. (2019). Comparison of proton interaction physics models and cross section libraries for proton therapy Monte Carlo simulations by MCNP6.2 code. *Radiation Measurements* (125): 57-68.
- Tesse R. (2019). Quantitative methods to evaluate the radioprotection and shielding activation impacts of industrial and medical applications using particle accelerators. Doctoral Thesis. ULB-EPB.
- Tian X.; Liu K.; Hou Y.; Cheng J.; Zhang J. (2018). The Evolution of Proton Beam Therapy: Current and Future Status. *Molecular and Clinical Oncology* (8): 15-21.
- Urban T.; Kluson J. (2012). Shielding calculation for the Proton-Therapy-Center in Prague, Czech Republic. *Radioprotection* (4): 583-597.
- Umezawa M.; Ebina F.; Fujii Y.; Matsuda K.; Hiramoto K.; Umegaki K.; Shirato H. (2015). Development of Compact Proton Beam Therapy System for Moving Organs. *Hitachi Review* (64), 8: 86 – 93.
- Verma V.; Shah C.; Rwigema J.C.M.; Solberg T.; Zhu X.; Simone II C.B. (2016). Cost-comparativeness of proton versus photon therapy. *China Clin. Oncol.* 5 (4):56.
- Werner ChJ. (2017). MCNP® User's Manual, Code Version 6.2. Report LA-UR-17-29981. Los Alamos National Laboratory. US
- WHO. Cancer. (2019). Homepage of World Health Organization. <<https://www.who.int/health-topics/cancer>>. [Reviewed on March 2019].