

ANÁLISIS DE UN CABEZAL DE PROTONTERAPIA MEDIANTE EL MÉTODO MONTE CARLO



JUAN JOSÉ GARCÍA DOMINGO

Instituto de Seguridad Industrial Radiofísica y Medioambiental (ISIRYM), Universitat Politècnica de Valencia (UPV).



SANDRA OLIVER GIL

ISIRYM-UPV. Estudiante de doctorado.



BELÉN YUSTE VIDAL

ISIRYM-UPV. Profesora Titular de Universidad.



RAFAEL MIRÓ HERRERO

ISIRYM-UPV. Catedrático de Universidad.



GUMERSINDO VERDÚ MARTÍN

ISIRYM-UPV. Catedrático de Universidad.

INTRODUCCIÓN

La protonterapia, una técnica radioterápica que se emplea desde mediados del siglo XX, ha experimentado un notable resurgimiento en la actualidad. Este auge se atribuye a sus beneficios significativos en comparación con otras técnicas, especialmente en el tratamiento de ciertos tipos de tumores y otras enfermedades, el cual se ha facilitado gracias al progreso tecnológico que ha permitido un uso más preciso y eficaz de esta técnica.

En términos simplificados, la protonterapia implica dirigir protones de una energía específica hacia un tejido humano maligno. El objetivo es depositar una dosis precisa de radiación que cause la muerte selectiva de las células tumorales, buscando así curar el tumor y, por ende, el cáncer en la persona tratada. Debido al tipo de interacción de los protones con el tejido humano, los haces de protones se distinguen por su capacidad para minimizar el daño a los tejidos circundantes, lo que resulta particularmente beneficioso en casos donde la precisión es crucial para evitar efectos secundarios no deseados. Estos tratamientos son de especial interés en tumores cerebrales, dada la sensibilidad y proximidad de estructuras críticas en el cerebro, ciertos tipos de cáncer de cabeza y cuello, como los ubicados cerca de órganos sensibles como la glándula salival o las estructuras óseas cercanas, o tumores pediátricos en los cuales la protonterapia es

especialmente beneficiosa, ya que permite dirigir la radiación de forma más focalizada, reduciendo el riesgo de efectos secundarios a largo plazo en tejidos que se encuentran en desarrollo.

La convergencia de avances tecnológicos ha allanado el camino para una aplicación más efectiva y personalizada de la protonterapia en la lucha contra el cáncer.

El objetivo principal de este trabajo es estudiar la arquitectura del cabezal de la máquina para entender cómo los componentes de su geometría afectan a las características de los protones emitidos por la misma.

El cabezal es, quizá, el componente de mayor relevancia para el tratamiento clínico, pues se sitúa en última instancia entre el paciente y los protones producidos por el acelerador. Es el encargado de ajustarse a las necesidades del tratamiento, variando su configuración interna para producir el haz de protones requerido en energía y forma, específico para cada tratamiento.

Para llevar a cabo el objetivo mencionado se ha creado un modelo tridimensional de la geometría de un cabezal de protonterapia mediante información recopilada de trabajos previos publicados en revistas científicas, y se ha simulado con Monte Carlo mediante el código MCNP6.2 [1] hasta obtener los resultados deseados para validar el modelo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Geometría y mallado

La elaboración de la geometría del cabezal se ha resuelto obteniendo información de cada pieza de forma individualizada en artículos científicos diferentes [2], [3], [4], pues en función del objeto de estudio de cada artículo, se podía obtener una información más detallada de diferentes componentes de este.

Sin embargo, se ha tomado como referencia un artículo con un esquema de la geometría de un cabezal de protonterapia para el tratamiento de tumores oculares de la casa IBA [3], misma empresa que va a instalar en España diferentes unidades de protonterapia.

A excepción de algunas piezas como la carcasa, la geometría corresponde con un cabezal genérico de una máquina de protonterapia. Este motivo, unido al hecho de que en el artículo se hace una simulación del cabezal completo irradiando

como para estudiar el comportamiento de las partículas en el cabezal y la cuba de agua.

En este caso se han empleado tallies (registros) del tipo F4, que proporciona datos de flujo por partícula emitida (partícula/cm²-s), añadiendo también el tipo EMESH para obtener el espectro energético y, por último, el tipo TMESH que da valores de energía por unidad de volumen (MeV/cm³-s) siempre normalizado por partícula emitida. Estos registros se han colocado a lo largo del cabezal, para conocer la distribución de partículas en su interior, así como en la cuba de agua, para conocer las características de las partículas que llegan a dicho volumen y obtener así las curvas de dosis en profundidad.

Con el modelo y el fichero de entrada de la simulación completo, se realiza el proceso de cálculo en el cluster de computación del ISIRYM, y los cálculos se realizan en un nodo con 32 procesadores en paralelo para agilizar el proceso, pues se simulan 2x10⁹ partículas en la fuente. Obteniendo finalmente un tiempo de cálculo de aproximadamente 61 h.

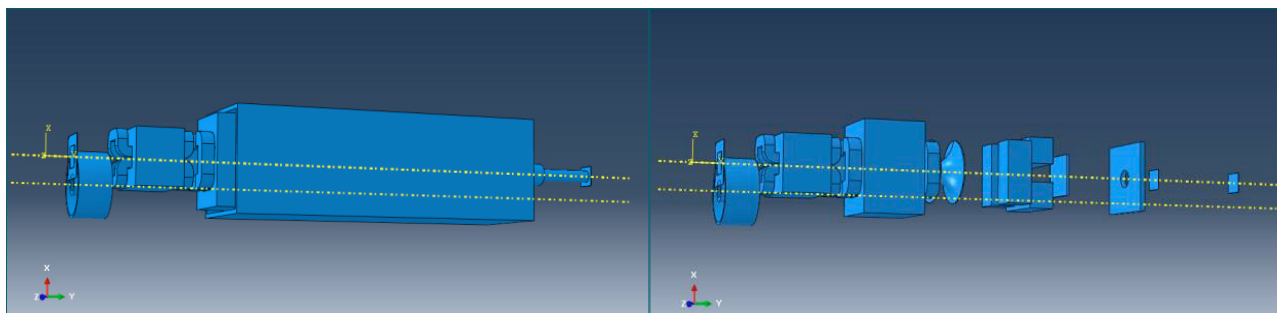


Figura 1. Geometría del cabezal con y sin carcasa definido en MCNP6.2 y visualizado en Abaqus.

do una cuba de agua cuyos resultados permiten validar un modelo semejante, ha sido determinante a la hora de elegir este artículo científico como punto de partida para elaborar este trabajo.

Una vez definida en software CAD 3D la geometría de todos los componentes, se asocian con sus respectivos materiales y se mallan mediante Abaqus, obteniendo tras esto un archivo que contiene toda la información de la geometría, en formato MCNP6 y a partir del cual, se crea el fichero de entrada de la simulación del transporte de partículas.

Simulación Monte Carlo

Para llevar a cabo este trabajo, se han utilizado simulaciones de Monte Carlo con el código MCNP6.2 [5].

Con el fin de obtener una simulación que permita validar la geometría del cabezal, en primer lugar, han de especificarse las condiciones de contorno de forma adecuada en el fichero de entrada de MCNP6. Esto es: la física involucrada en el transporte de partículas en la geometría modelizada; el tipo de partículas que interaccionan (protones, neutrones, electrones y fotones) y sus intervalos de energía, la definición de la fuente (haz de protones conformado), las composiciones atómicas de los materiales y su densidad.

Hecho esto, se añade a la geometría una cuba de agua definida mediante planos en el propio fichero y se colocan los registros (tallies) en las posiciones deseadas, que registrarán los datos que se desea obtener tanto para validar el modelo

RESULTADOS

De los archivos de salida de la simulación, se obtienen los resultados registrados por los tallies indicados en el archivo de entrada. Se han colocado tallies de flujo y tasa de dosis en la cuba de agua, así como tallies para analizar el espectro energético de los protones en distintas partes del cabezal.

En la **Figura 2**, se muestra la distribución del flujo de los protones a lo largo del cabezal en una sección de este mediante el programa ParaView. Esta información está obtenida a partir del archivo de salida que contiene la información de la geometría mallada del cabezal.

Tal y como se muestra en la **Figura 3**, con la colocación de tallies EMESH, se muestra la variación del espectro energético

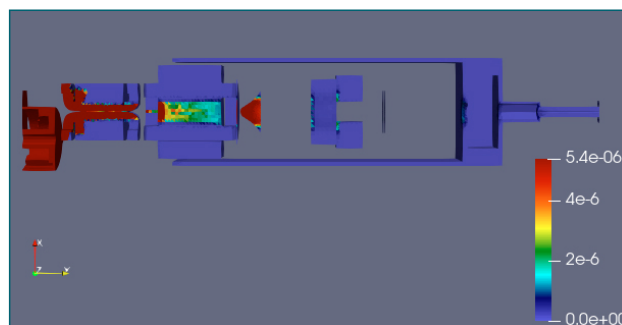


Figura 2. Fluencia de protones [partículas/cm²-s por partícula inicial] a través del cabezal del equipo de protonterapia.

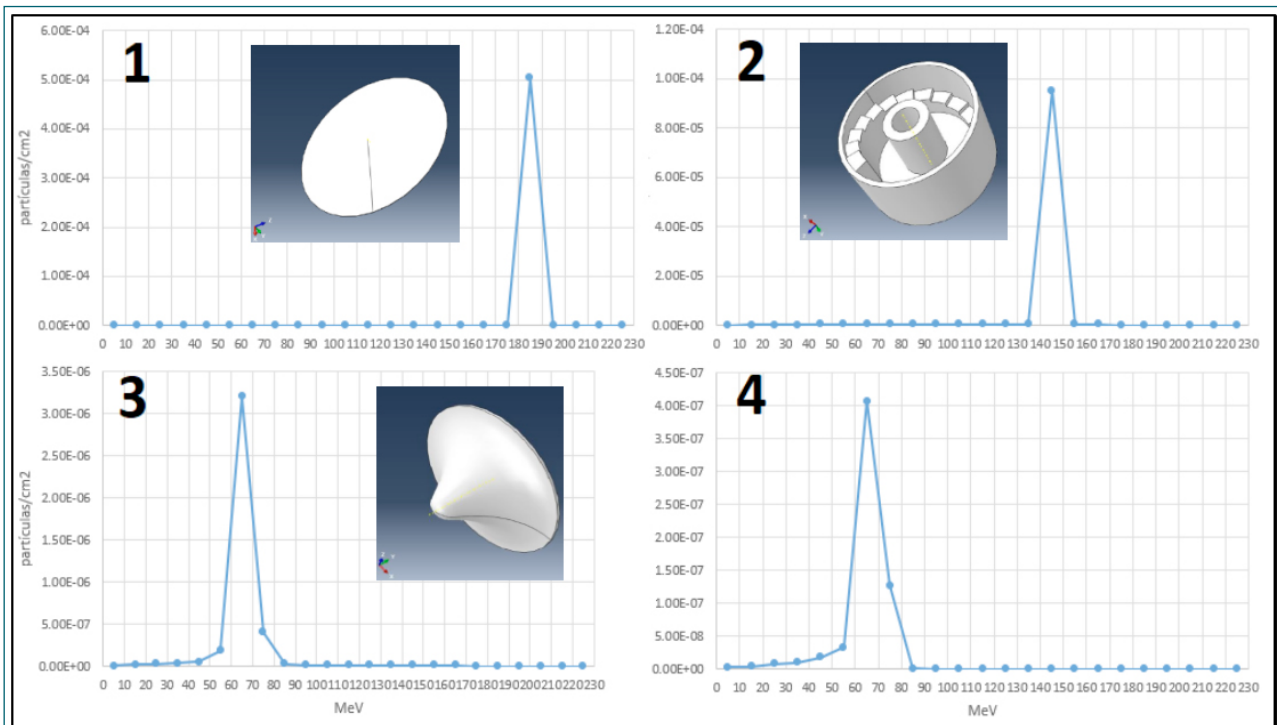


Figura 3. Espectro energético del haz de protones tras el primer filtro dispersor (1), tras la range modulator wheel (2), tras el segundo filtro dispersor (3) y a la salida del cabezal (4), junto con la geometría correspondiente del elemento del cabezal.

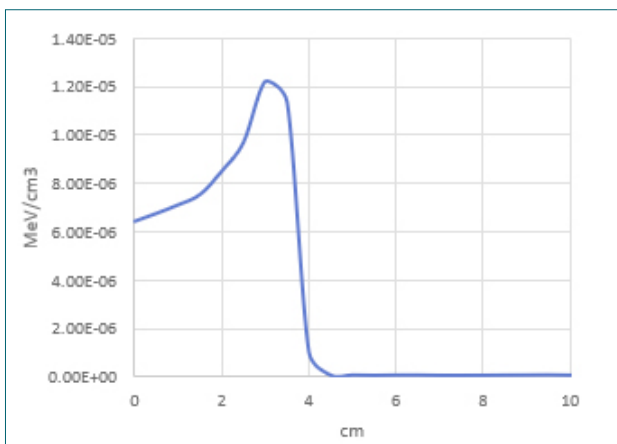


Figura 4. Dosis en profundidad depositada en la cuba de agua [MeV/cm³ por partícula inicial].

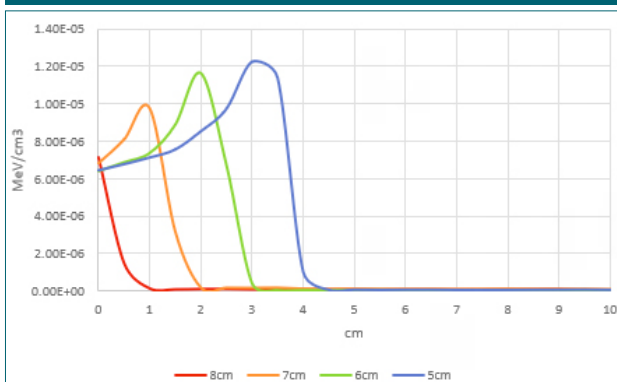


Figura 5. Picos de Bragg de las distintas simulaciones. La leyenda muestra los cm de RWM que ha atravesado el haz para alcanzar la cuba con dicha distribución energética.

co de los protones a lo largo de su recorrido a través de los distintos componentes del cabezal, pudiendo identificar así los componentes que más interacciones de los protones generan y de su adecuación a las necesidades del tratamiento, es decir, sus características a la salida del cabezal. En dicha imagen se muestra el espectro recogido tras el primer filtro dispersor, también el espectro tras la rueda moduladora (RMW de sus siglas en inglés, Range Modulator Wheel), tras el segundo filtro dispersor, y finalmente el espectro a la salida del cabezal. Cabe destacar que, para poder apreciar la variación de dicho espectro, cada gráfico se ha representado en una escala de intensidad distinta, si bien se ha mantenido el mismo intervalo energético en todas ellas. En cuanto a la rueda moduladora de alcance, cabe mencionar que es un componente clave en la generación del haz de protones, ya que modula la energía de estos para lograr que alcancen la profundidad específica en el tejido del paciente. Cuando los protones atraviesan dicha rueda moduladora de alcance, según su posición, atravesarán un menor o mayor espesor de material debido a su forma, como puede apreciarse en la **Figura 3**. Esto permite ajustar la profundidad a la que los protones de tratamiento depositarán su máxima dosis de radiación. Este paso se realiza de manera precisa y personalizada para adaptarse a la forma y profundidad del tumor a tratar.

En última instancia, los protones, tras salir del cabezal, llegan a la cuba de agua, depositando la dosis con la característica forma de pico de Bragg tal y como se muestra en la **Figura 4**.

Todos estos resultados corresponden a un espesor de rueda moduladora de 5 cm y una energía inicial de los protones de 190 MeV en el cabezal, y saliente de unos 65 MeV. Para la validación, se comparan los resultados obtenidos con el artículo de referencia [6], concretamente, los resultados del artículo corresponden con lo que se conoce como SOB (Spread-Out

Bragg Peak), que consiste en una curva de dosis que representa la suma de distintos picos de Bragg obtenidos variando la posición de la rueda moduladora, o lo que es lo mismo, variando la energía de salida del haz [7]. Esta curva se caracteriza por tener una forma razonablemente plana hasta una cierta profundidad en la cuba a la que la dosis decae bruscamente.

Para obtener los distintos picos de Bragg con máxima profundidad de deposición de dosis a diferentes energías, el cabezal hace girar la RMW variando el espesor que atraviesan los protones y, en consecuencia, cambiando el espectro de los mismos; atenuándolos en mayor o menor medida.

Para reproducir este comportamiento mediante la simulación Monte Carlo, con el mismo modelo utilizado para el caso de referencia descrito y los resultados mostrados, se han realizado varias simulaciones con distintas posiciones de la RMW, obteniendo distintos picos de Bragg con protones de energías diferentes, tal y como se muestra en la **Figura 5**.

Para obtener el SOBP, han de sumarse las cuatro curvas, ponderadas cada una por el tiempo de disparo de cada modelo. De tal forma que a mayor tiempo de disparo mayor número de partículas y, por tanto, mayor dosis. Así, se establece un tiempo de disparo óptimo para las distintas configuraciones cuyos valores se muestran en la **Tabla 1**.

La unidad de tiempo se toma como arbitraria. Su valor variará la dosis absorbida pero no la forma del SOBP que es lo que se pretende validar, puesto que no se tiene toda la información del modelo que se está comparando.

Por tanto, si se aplican estos tiempos de disparo a los distintos

Espesor de la RWM para el modelo (cm)	Tiempo de disparo (s)
8	1
7	1.5
6	1.5
5	5

Tabla 1. Tiempos de disparo para cada modelo de geometría con la posición correspondiente de la RWM.

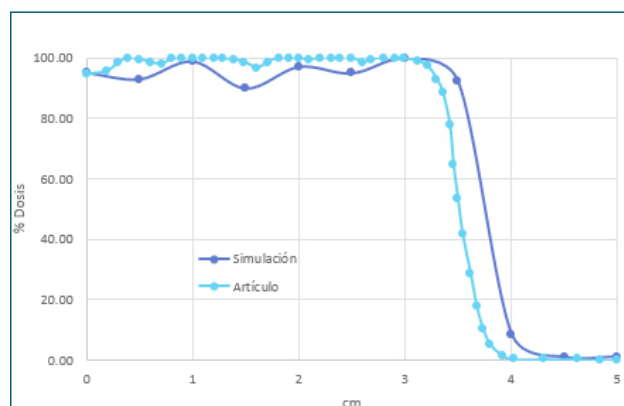


Figura 6. % SOBP comparado.

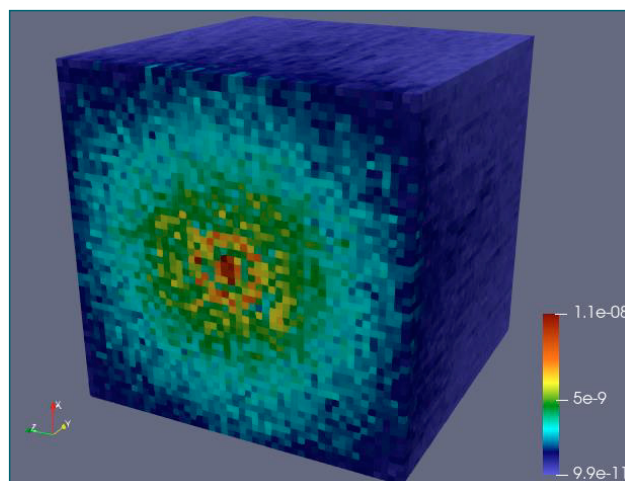


Figura 7. Flujo de neutrones [partículas/cm²·s por partícula inicial] en la superficie de la cuba de agua.

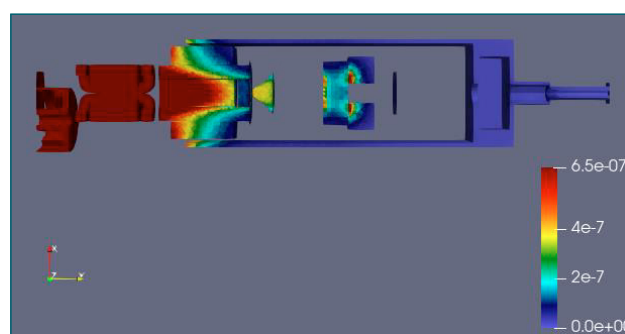


Figura 8. Flujo de neutrones [partículas/cm²·s por partícula inicial] a través del cabezal seccionado.

modelos multiplicando los resultados de las curvas de dosis por el tiempo de disparo y sumándolos, se obtiene el SOBP. La **Figura 6** muestra estos valores normalizados y representados junto con los resultados del artículo de referencia.

Teniendo en cuenta que los errores de las medidas obtenidas en la simulación no superan el 7%, puede verificarse satisfactoriamente el modelo, obteniendo un SOBP plana hasta una profundidad de 4 cm, a partir de la cual, el valor de dosis cae bruscamente, del mismo modo que en el caso experimental. Cabe señalar que las discrepancias entre los valores de este estudio y con los que se compara dicha gráfica, se deben principalmente a las diferencias geométricas del modelo, así como a diferencias en los espectros de energía iniciales del cabezal, por lo que la máxima profundidad de penetración de ambos estudios difiere en aproximadamente 3 mm.

Continuando con el análisis de los resultados del cabezal, una vez validado el modelo, se puede observar la producción de partículas secundarias a través del cabezal como consecuencia de las interacciones de los protones con los distintos materiales del mismo. Especialmente, los neutrones secundarios generados son los de mayor relevancia pues su cantidad no es despreciable y pueden contribuir a la dosis recibida por el paciente. La fluencia de dichos neutrones se muestra en la **Figura 7** sobre la superficie de la cuba de agua y en la **Figura 8** a lo largo del cabezal.

CONCLUSIONES

Se ha modelado un cabezal de protonterapia, con el fin de realizar simulaciones Monte Carlo para estudiar el efecto de los diferentes componentes del cabezal del mismo en el haz generado resultante. Cabe destacar que el modelo, ha sido construido a partir de información recogida en diferentes publicaciones científicas, por lo que los detalles de fuente y de todos los elementos son genéricos, pero fácilmente modificables para adaptarse a las características de un acelerador concreto.

Para el modelo configurado, se han obtenido resultados de fluencia de partículas tanto primarias como secundarias, así como dosis en una cuba de agua colocada en la posición del paciente. Los resultados obtenidos reproducen los mismos encontrados en la bibliografía, mostrando el pico de Bragg cuyo máximo valor de dosis se encuentra a diferentes profundidades según la posición de la rueda moduladora.

Para este elemento en particular, se ha realizado un estudio detallado, comprobando su influencia en el haz final resultante. Además, con los diferentes casos simulados en diferentes posiciones de la rueda moduladora, se ha reproducido la forma de la curva SOBP, validando de este modo el modelo simulado y la aplicación de la simulación Monte Carlo con MCNP6.2 a este caso.

Finalmente, cabe señalar que la radiación producida por partículas secundarias, especialmente los neutrones, no es despreciable, por lo que en este tipo de tratamiento se deben considerar dichas partículas y estudiar su deposición de dosis en el paciente. Por ese motivo se ha calculado en este trabajo la distribución de los neutrones en la cuba de agua. Para conocer en detalle su contribución a la dosis final del paciente, es necesario conocer el espectro de dichos neutrones secundarios producidos en este tipo de tratamientos. Es por eso que, como futuro trabajo, se está estudiando desarrollar la metodología necesaria para reconstruir haces de neutrones en salas de protonterapia utilizando un conjunto de esferas Bonner extendidas modificadas para este propósito.

Como trabajo futuro, se pretende sustituir la cuba de agua por un maniquí antropomórfico mallado, concretamente el

proporcionado por la ICRP en su Publicación 145 [8], de tal forma que se pueda ofrecer mediante simulación, resultados de dosis impartidas a diferentes órganos objetivo y de riesgo para algunos ejemplos de tratamientos.

REFERENCIAS

- [1] Los Alamos Scientific Laboratory G. X-6, "A general Monte Carlo code for neutron and photon transport," Los Alamos Dept. of Energy, Los Alamos Scientific Laboratory, 1979.
- [2] H. Paganetti, H. Jiang, S.Y. Lee, H.M. Kooy, "Accurate Monte Carlo simulations for nozzle design, commissioning and quality assurance for a proton radiation therapy facility", *Med. Phys.*, vol. 31, nº 7, 2004.
- [3] S. Peterson, J. Polf, M. Bues, G. Ciangaru, L. Archambault, S. Beddar, A. Smith, "Experimental validation of a Monte Carlo proton therapy nozzle model incorporating magnetically steered protons", *Phys. Med. Biol.*, vol. 54, p. 3217, 2009.
- [4] E. Grusell, A. Montelius, A. Brahme, G. Rikner, K. Russell, "A general solution to charged particle beam flattening using an optimized dual-scattering-foil technique, with application to proton therapy beams", *Phys. Med. Biol.*, vol. 39, nº 12, p. 2201, 1994.
- [5] Los Alamos National Laboratory, "MCNP6 TM User's Manual Code Version 6.2", 2017.
- [6] D.W. Kim, W.K. Chung, J. Shin, Y. K. Lim, D. Shin, S.B. Lee, M. Yoon, S. Y. Park, D. O. Shin, J. K. Cho, "Secondary neutron dose measurement for proton eye treatment using an eye snout with a borated neutron absorber", *Radiation Oncology*, vol. 8, p. 182, 2013.
- [7] M. Engelsman, H. M. Lu, D. Herrup, M. Bussiere, H. M. Kooy, "Commissioning a passive-scattering proton therapy nozzle for accurate SOBP delivery", *Med. Phys.*, vol. 36, nº 6, 2009.
- [8] C. H. Kim, Y. S. Yeom, N. Petoussi-Henss, M. Zankl, W. E. Bolch, C. Lee, C. Choi, T. T. Nguyen, K. Eckerman, H. S. Kim, M. C. Han, R. Qiu, B. S. Chung, H. Han, B. Shin., "Adult mesh-type reference computational phantoms"