UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

Máster en Física Nuclear



TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

Estudio de la trayectoria de protones para planificación de tratamientos en protonterapia usando proton-CT

Jorge Huecas Mesones

Director: José Antonio Briz Monago

Curso académico 2023-24

Trayectoria de los protones en proton-CT

Resumen:

Según la organización mundial de la salud (OMS) el cáncer, después de las cardiopatías, la segunda enfermedad que más muertes provoca en el mundo. Una de las técnicas empleadas para tratarlos es la radioterapia, que emplea fotones como fuente de radiación ionizante. Sin embargo, por la manera en la que estos depositan la energía, afectando no solo al tumor sino a los tejidos sanos circundantes, causan numerosos efectos secundarios y en ocasiones inducen cánceres secundarios. Los protones, en cambio depositan la energía en una región más limitada haciendo posible reducir mucho la dosis al tejido sano y reduciendo, por tanto, los efectos secundarios. La protonterapia, dentro de la radioterapia, emplea protones, permitiendo depositar la energía en el lugar exacto del tumor y minimizar el daño a los tejidos de alrededor. En la actualidad se ofrecen tratamientos de protonterapia en los que se establecen márgenes de seguridad debido a dos factores principales, las incertidumbres en el plan de tratamiento y en el rango de los protones durante el tratamiento. En este trabajo se realiza un estudio de las trayectorias de los protones empleando simulaciones Monte Carlo de un prototipo de escáner pCT desarrollado por el IEM-CSIC y testeado en el instituto CCB de Cracovia (Polonia). Se ha realizado un estudio detallado basado en simulaciones Monte Carlo usando la herramienta Geant4 de la trayectoria de los protones. Se han obtenido mapas de impactos, la desviación de sus trayectorias y cómo se observan tales desviaciones en los detectores de trazado de partículas que usa el escáner. Además se ha comparado la trayectoria de la partícula obtenida con la simulación con la aproximación de línea recta. Por último, también se obtienen resultados de la simulación empleando la geometría utilizada en varios experimentos realizados en Cracovia con el escáner y se comparan con los experimentales.

Palabras clave:

Fotones, protones, maniquí, PMMA, DSSD, mapa de impactos, mapa de energía por golpe, proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical, desviación R, FWHM y diferencia de trayectoria ΔL.

Índice

1. Introducción **4**
1.1. Contexto histórico . . . 4
1.2. Tomografía Computerizada con protones (proton CT) . . . 6
1.2.1. DSSD . . . 8
1.2.2. CEPA4 . . . 9
1.3. Experimentos . . . 10
1.4. Simulaciones Monte Carlo . . . 12
1.5. Geant4 . . . 13
1.6. Objetivos . . . 15

2. Metodología **16**

3. Comparación haz puntual y cilíndrico **17**
3.1. Mapas de impactos . . . 17
3.2. Proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical . . . 19

4. Comparación espesor de la muestra y energías **20**
4.1. Misma energía distinta geometría . . . 20
4.1.1. Mapas de impactos . . . 20
4.1.2. Proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical . . . 21
4.2. Misma geometría distinta energía . . . 21
4.2.1. Mapas de impactos . . . 21
4.2.2. Proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical . . . 22
4.3. Comparación de la anchura a media altura (FWHM) . . . 22

5. Trayectoria de los protones **24**
5.1. Estudio de las trayectorias para diferentes espesores de PMMA y energías del haz . . . 25
5.1.1. Estudio cuantitativo de la desviación . . . 29
5.2. Comparación trayectoria con tejido, tejido y hueso y tejido, hueso y aire . . . 32
5.2.1. Mapas de impactos, proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical y FWHM . . . 34
5.2.2. Estudio cuantitativo de la desviación . . . 36
5.3. Estudio con bloques de 6 materiales de interés . . . 37

6. Comparación entre trayectoria real y trayectoria en línea recta **38**
6.1. PMMA . . . 39
6.2. Caso realista: Tejido, Hueso y Titanio. . . . 41

7. Comparación con experimento de Cracovia **43**
7.1. Resultados sin condición sobre el DSSD1 . . . 44
7.1.1. Proyecciones en el eje horizontal . . . 44
7.2. Resultados con condición sobre el DSSD1 . . . 45
7.2.1. Proyecciones en el eje horizontal . . . 46
7.2.2. Proyecciones en el eje vertical . . . 46

8. Conclusiones **47**

1. Introducción

1.1. Contexto histórico

La radioterapia es un tipo de tratamiento oncológico que consiste en el uso de radiación ionizante para tratar distintos tipos de cáncer. La radiación se hace incidir sobre las células tumorales, destruyéndolas e impidiendo su crecimiento y reproducción. Tiene su origen a finales del siglo XIX, principios del XX, con el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen que descubrió las radiaciones ionizantes a las que bautizó como rayos X durante un experimento con un tubo de rayos catódicos por el que hizo circular corrientes eléctricas observando resplandores en un papel fluorescente, los rayos X [1]. Wilhelm Conrad Röntgen descubrió que los rayos X podían atravesar objetos y realizó la primera radiografía de la historia, una imagen de la mano de su esposa. En 1901 fue galardonado con el premio Nobel de física.

Poco tiempo después, inspirado por del descubrimiento de los rayos X y por las imágenes de la primera radiografía, el físico francés Antoine Henri Becquerel estudió la posibilidad de que algunas sustancias pudieran emitir rayos X. Con su trabajo con cristales de uranio descubrió que eran emisores sin necesidad de una fuente energética, lo que posteriormente se llamaría radiactividad. Este último término los emplearon por primera vez el matrimonio Curie, Pierre y Marie Curie, dos físicos, él francés y ella polaca, que en esos mismos años descubrieron nuevos elementos radioactivos como el polonio, el radio o el torio. Ambos junto a Becquerel compartieron el premio Nobel de física de 1903. A partir de estos descubrimientos, se comenzó a tratar pacientes con la radioterapia y los tratamientos fueron evolucionando tecnológicamente hasta el día de hoy.

Dentro de la radioterapia, la terapia con haz de protones o protonterapia emplea protones en lugar de rayos X en los tratamientos. La idea de emplear protones para tratamiento médico fue sugerida a mediados del siglo XX por el físico estadounidense Robert Rathbun Wilson [2] [3]. Para el surgimiento de esta idea fueron vitales los avances previos en los aceleradores de partículas. En 1930 el físico estadounidense Ernest Lawrence inventó el ciclotrón y estudió sus aplicaciones médicas. Con el inicio de la Segunda Guerra Mundial se frenaron los avances en la física médica pero tras las aportaciones de la física nuclear en el transcurso de la guerra, se volvió a invertir en ciclotrones y más adelante en sincrotrones y sincrociclotrones. Con los avances en aceleradores de partículas, surgió la idea de Robert Rathbun Wilson y en 1954 fue tratada la primera persona con un haz de protones, un paciente con cáncer de mama metastásico, en el Laboratorio Nacional Lawrence Berkeley en California. A pesar de ello, no fue hasta las década de los noventa cuando se desarrolló la tecnología y la infraestructura necesarias para un uso más amplio de esta técnica, construyéndose la primera clínica hospitalaria de rayos de protones en la Universidad de Loma Linda, en California.

En España la protonterapia tardó en asentarse y no fue hasta 2019 cuando se creó el primer centro de protonterapia por el Grupo Quirónsalud en Madrid [4]. A finales de ese mismo año, el 26 de diciembre se trató al primer paciente en España con protonterapia en el centro de Madrid de Quirónsalud. A día de hoy existen dos centros privados, el ya mencionado de Quirónsalud y el de la Clínica Universidad de Navarra [5] que se inauguró al año siguiente del de Quirónsalud. Sin embargo se ha anunciado recientemente que está previsto abrir diez centros públicos de protonterapia en España y se prevé que estarán en

funcionamiento para mediados de 2026.

El auge de esta técnica se debe a las ventajas que presenta con respecto a la radioterapia convencional. Los protones, a diferencia de los fotones, depositan la energía de una manera más localizada siguiendo la curva de deposición de energía que se observa en la Figura 1 y que recibe el nombre de curva de Bragg. Al comienzo de su recorrido apenas depositan energía en el medio por el que transitan hasta llegar a un punto en el que se frenan por completo depositando toda su energía en apenas unos milímetros en lo que se denomina pico de Bragg y, por tanto, no depositan nada de su energía más allá de dicha región. En cambio los fotones, en promedio, presentan la distribución de energía depositada (o dosis) que se observa también en la Figura 1, con un máximo de energía depositada al comienzo del recorrido y continúan depositándola cada vez en menor medida según avanzan. Esto se debe a que los fotones son partículas sin masa y sin carga que interaccionan con la materia principalmente mediante 3 procesos: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y creación de pares, mientras que los protones son partículas con masa y con carga que interaccionan con la materia mediante interacciones coulombianas como son las colisiones elásticas e inelásticas. El frenado de los fotones se rige por el coeficiente de atenuación lineal, que representa la fracción de fotones que interaccionan por unidad de espesor del material absorbente, ya que lo que se observa en los fotones es una atenuación del haz, una disminución progresiva del número de fotones a medida que viajan por el medio. en cambio los protones se habla del poder de frenado coma lo que indica la pérdida de energía de los protones por unidad de distancia recorrida, ya que en este caso no hay una disminución del número de protones sino una disminución de su energía. Debido a todo lo mencionado, con los protones se logra una mayor precisión a la hora de irradiar el tumor, ya que por su masa los protones apenas se desvían de su trayectoria original, y una menor irradiación del tejido sano alrededor del tumor evitando así la creación de tumores secundarios.

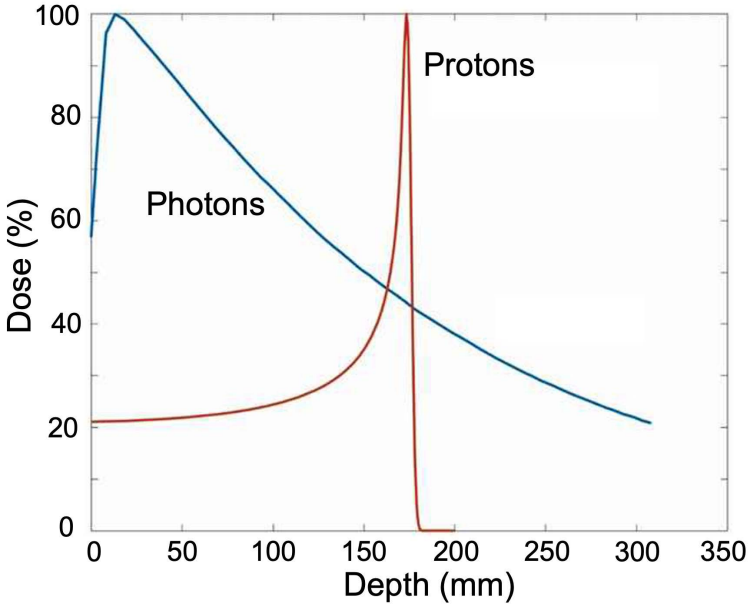


Figura 1: Gráfica de dosis (%) frente a profundidad (mm) para fotones y protones. Fuente: Web CapeRay.

Sin embargo, con las ventajas que presenta la protonterapia frente a la radioterapia convencional surgen dos problemas fundamentales. Por un lado, dado que los protones depositan la mayoría de su energía cinética una región muy localizada del espacio, es necesario ser muy preciso a la hora de irradiar el tumor. Por tanto surge el primer problema que es el requerimiento de un seguimiento en vivo de la dosis irradiada al paciente para así poder asegurarse de que se está irradiando la zona tumoral y no el tejido sano de alrededor y también poder corregir tanto el lugar irradiado como la dosis en caso de no estar irradiando la zona deseada o estar irradiando una dosis superior a la deseada. Y por otro lado, previo a la radiación del tumor es necesario realizar una buena planificación lo que se traduce en obtener imágenes precisas de la región del cuerpo donde se encuentra el tumor. Sin embargo, actualmente la planificación se realiza mediante tomografía computerizada (CT) empleando fotones y no protones, y cómo ya se ha mencionado antes, el frenado de los fotones se rige por el coeficiente de atenuación lineal mientras que el de los protones se rige por el poder de frenado relativo. Esta diferencia entre ambos implica la necesidad de un cambio de unidades en las imágenes obtenidas con fotones, que están en unas unidades llamadas unidades Hounsfield (HU), a unidades de poder de frenado relativo de los protones (relative stopping power, RSP). Al realizar dicho cambio se obtienen incertidumbres, que con la precisión que necesita la protonterapia se traduciría en la posible irradiación de tejido sano, surgiendo así el segundo problema. Estos dos problemas fundamentales limitan el uso actual de la protonterapia e impiden la obtención de un mayor potencial de esta técnica.

Este trabajo se centra en el segundo problema mencionado, en el problema de la planificación del tratamiento, que motiva la investigación de métodos de creación de imagen médica con protones como la creación de escáneres de tomografía computerizada con protones (proton CT o pCT) para evitar así las incertidumbres derivadas del cambio de unidades ya mencionado. En este caso, se ha trabajado con el detector empleado como escáner pCT en el experimento realizado en Cracovia en 2021 [6] [7] [8] [9]. Se han empleado simulaciones con Geant4 para obtener resultados que comparar con los obtenidos en el experimento. A continuación se detalla sobre el detector y sobre el programa empleado para las simulaciones.

1.2. Tomografía Computerizada con protones (proton CT)

A la hora de tratar un tumor es necesario hacer una buena planificación previa al tratamiento. Para ello existen diversas técnicas que permiten obtener imágenes del cuerpo humano, o partes de él, sin necesidad de operar al paciente. Dentro de estas técnicas, las tomografías, que son en las que centra este trabajo, son las más conocidas. Las tomografías emplean algún tipo de sonda no invasiva, como radiaciones penetrantes o ultrasonidos, de manera que, a partir de su transmisión a través del cuerpo humano, se pueden posteriormente realizar reconstrucciones y obtener imágenes del cuerpo humano por secciones. Algunas de las más conocidas son los escáneres PET o los escáneres TAC. La tomografía computerizada que se trata en este trabajo es una tomografía convencional que emplea procedimientos computerizados.

Como ya se ha mencionado, con el objetivo de mejorar los tratamientos evitando las incertidumbres derivadas del cambio de unidades que hay que realizar en protonterapia cuando se obtienen imágenes mediante tomografía computerizada de rayos X, hay que crear detectores que permitan realizar tomografías computerizadas con protones. Para realizar las reconstruc-

ciones tomográficas es necesario obtener la trayectoria y la energía de los protones, es por ello que los escáneres que se emplean para realizar tomografías con protones están compuestos por tres detectores, dos de ellos son detectores trazadores, que se emplean para obtener la trayectoria de las partículas, y el otro es un detector de energía residual o calorímetro que se emplea para obtener la energía de las partículas. En la Figura 2 se muestra un esquema que ejemplifica la geometría de un escáner tomográfico genérico.

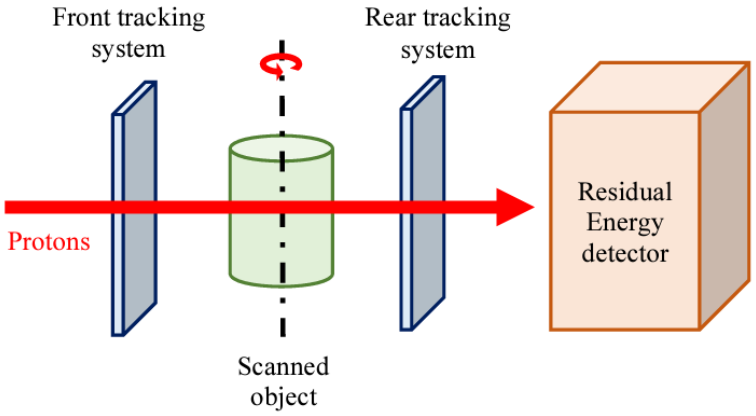


Figura 2: Imagen de la geometría de un escáner pCT genérico. En ella se observan los dos detectores trazadores y el calorímetro. Fuente: Imagen tomada de [7].

En el experimento que se trata en este trabajo se realizaron las medidas con un detector reutilizado de otro proyecto para emplearlo como escáner pCT. En la Figura 3 se muestra la colocación de las partes del escáner. En este caso, los dos detectores trazadores con los que se obtienen las trayectorias de los protones son dos detectores de banda de silicio de doble cara (DSSD) y el calorímetro con el que se obtiene la energía residual de los protones es un conjunto de detectores que recibe el nombre de CEPA4. Estos tres detectores se detallan más adelante.

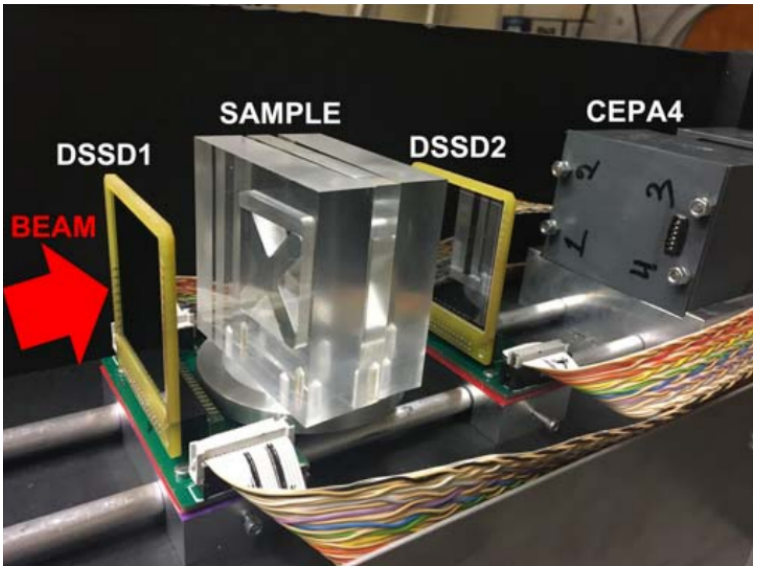


Figura 3: Imagen de la geometría empleada en el experimento. En ella se observan los dos detectores DSSD, el bloque de PMMA y el CEPA4. Fuente: Imagen tomada de [8].

El objetivo es obtener una imagen del cuerpo humano pero en los experimentos se emplean objetos que en el ámbito clínico reciben el nombre de maniquíes. Es necesario emplear haces de protones que tengan energía suficiente para atravesar por completo el objeto y lleguen al último detector. Primero con la ayuda de un acelerador se aceleran los protones hacia un blanco de un material elegido previamente que sirve para dispersar el haz y así reducir su intensidad y para que asegurarse de que el haz dispersado cubre todo el campo de visión del escáner. El haz dispersado un cierto ángulo con respecto a la dirección del haz primario se dirige hacia el escáner donde los protones atraviesan el primer detector, después la muestra, perdiendo energía en el trayecto, a continuación pasan por el segundo detector y finalmente se frenan en el tercer y último detector. Para obtener la trayectoria se emplean los puntos por los que los protones han atravesado el primer y el segundo detector y se supone una trayectoria recta. Para obtener energía se mide la energía residual de los protones en el último detector. Con estos dos parámetros se puede calcular el poder de frenado relativo de los materiales de los que están hechas las muestras colocadas entre los dos primeros detectores.

1.2.1. DSSD

Los dos detectores que se emplean para obtener la trayectoria situados antes y después de la muestra a estudiar son detectores de banda de silicio de doble cara (DSSD). Ambos tienen 1 mm de espesor y están divididos en 16 bandas verticales y horizontales lo que da lugar a un total de 256 píxeles de 3x3 mm^2 por cada detector. Esta cantidad de píxeles permite conocer la posición de entrada y de salida con precisión. En la Figura 4 se muestra el aspecto de estos detectores.

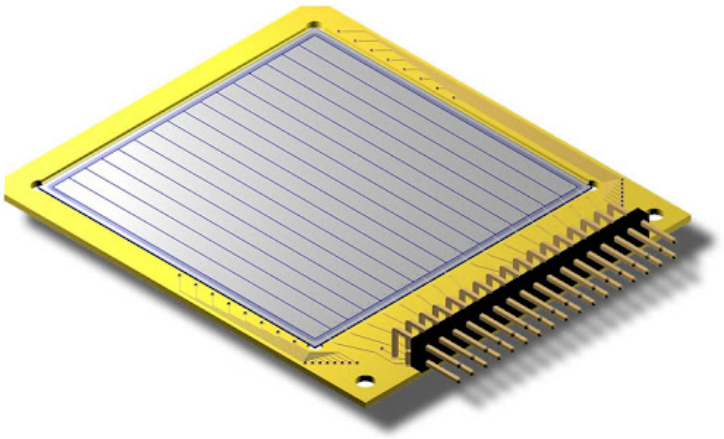


Figura 4: Imagen del detector de banda de silicio de doble cara (DSSD). Fuente: Imagen tomada de [10].

1.2.2. CEPA4

El detector que se emplea para medir la energía residual de los protones es un calorímetro formado por cuatro unidades de centelleo, cada una formada por dos cristales centelladores en configuración phoswich: 4 cm de $LaBr_3(Ce)$ y 6 cm de $LaCl_3(Ce)$, unidos a un tubo fotomultiplicador. Cada cristal está envuelto en un material reflectante y envarado en 0,5 mm de lata de aluminio. El nombre que en conjunto el detector es CEPA4. Es un detector que tiene una buena resolución energética lo que se traduce en un mejor contraste en la imagen final RSP. En la Figura 5 se muestra el aspecto de este detector.

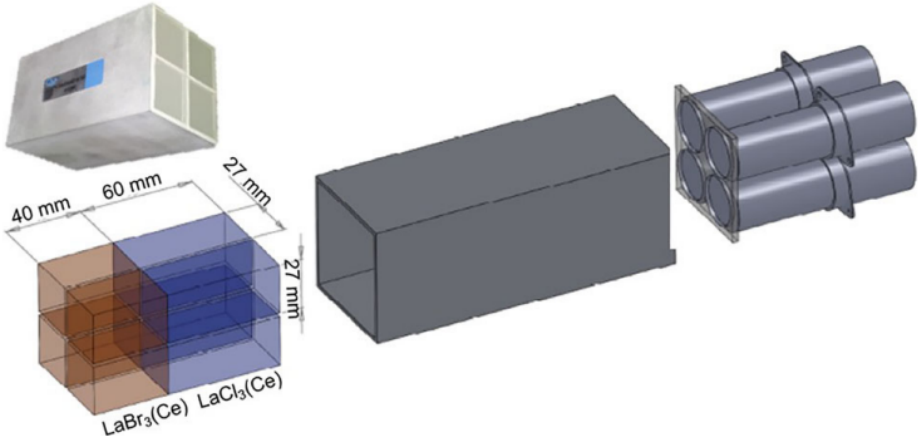


Figura 5: Imagen del detector CEPA4. Fuente: Imagen tomada de [6].

1.3. Experimentos

Este prototipo de escáner se ha utilizado en cuatro experimentos hasta ahora. Primero se realizó en el Centro de Microanálisis de Materiales (CMAM, Madrid) una prueba de concepto con haces de protones de baja energía para probar los DSSD como detectores de seguimiento y que está más detallado en [7]. El primer experimento propiamente dicho se llevó a cabo en 2021 en el Centrum Cyklotronowe Bronowice (CCB, Cracovia) y fue el primero que se realizó con la configuración completa y con protones de alta energía. Los otros dos realizados también el Cracovia en mayo y diciembre de 2022 fueron similares al primero, variando algunos aspectos de la geometría que se comentarán más adelante.

En el primer experimento se colocaron diferentes maniquíes hechos a medida en el campo de visión del escáner, como se muestra en la Figura 6, y se irradiaron con protones de alta energía. Se realizaron mediciones con los maniquíes en diferentes ángulos y se produjeron sinogramas que se utilizaron para obtener imágenes reconstruidas mediante retroproyección filtrada. Las imágenes obtenidas se utilizaron para determinar las capacidades del escáner en términos de resolución espacial y mapeo del poder de frenado relativo (RSP) del protón y validar su uso como escáner de protón-CT. Los resultados obtenidos mostraron que el escáner puede producir imágenes de calidad media-alta, con una resolución espacial mejor que 2 mm en radiografía, inferior a 3 mm en tomografía y un poder de resolución en el RSP comparable al de otros escáneres pCT de última generación.

La configuración empleada se muestra en la Figura 6. Las partes del escáner que se muestran son los dos detectores de seguimiento DSSD, uno de los varios maniquíes de PMMA disponibles y el detector de energía residual CEPA4, todos detallados en el anterior apartado. En este caso los detectores DSSD estaban separados uno del otro 8 cm, abarcando así un campo de visión de 48x48x80 mm^3. Entre ellos se situaba el maniquí de PMMA. Por último, el CEPA4 situado tras el segundo DSSD. En todas las medidas realizadas, las señales de los fotomultiplicadores del CEPA4 fueron adquiridas directamente por un digitalizador integrador de carga y tiempo de alta resolución Mesytec MDPP-16-QDC en el DAQ. Además, para los protones de entre 80-130 MeV, que son las energías relevantes empleadas en el experimento, los protones se detenían en el primer cristal, en el de $LaBr_3(Ce)$ del phoswich, para el cual la resolución energética oscilaba entre el 2 y el 3 %.

El material del que están hechos los maniquíes empleados en el experimento es el poli(metil metacrilato) o PMMA, comúnmente conocido como metacrilato, a modo de maniquí clínico. Es un polímero termoplástico altamente transparente que se obtiene de la polimerización del monómero metilmetacrilato. Tiene una densidad de 1,18 g/cm^3 y su fórmula molecular es $(C_5O_2H_8)_n$. Es un material empleado en la industria del automóvil, en construcción, en óptica y en medicina, entre otras. Presenta ventajas frente a los vidrios como su mejor transparencia, su mayor ligereza y su menor fragilidad, además de la posibilidad de reparación en caso de accidentarse.

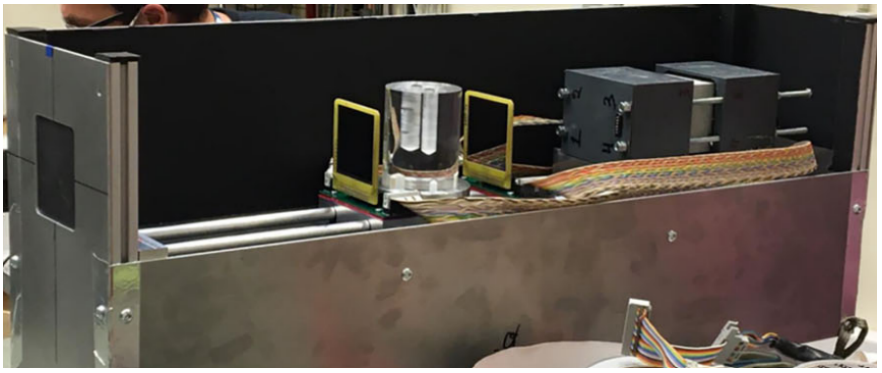


Figura 6: Imagen de la geometría empleada en el CBB (Cracovia). Fuente: Imagen tomada de [6].

Para acelerar los protones hacia el escáner, se emplearon haces de protones de alta energía proporcionados por el ciclotrón de protones IBA PROTEUS C235 el CCB de Cracovia. Este último forma parte del Instituto de Física Nuclear Henryk Niewodniczański de la Academia Polaca de Ciencias de Cracovia (IFJ PAN), cuyo principal objetivo es la aplicación de ciclotrones en la investigación científica y la radioterapia de tumores. Los haces proporcionados fueron monoenergéticos de energías de 100 y 110 MeV, con una dispersión en la energía del 1,5 % (FWHM). Además, eran haces puntuales de alta corriente ($\sim$ 1 nA, $\sim$ 10 mm de diámetro) y como se mencionó en el apartado anterior, para los experimentos era necesario menos intensidad y cubrir el campo de visión del escáner, por lo que se dispersaba el haz empleando un blanco y se colocaba el escáner a un cierto ángulo respecto al haz principal. En este caso, se empleó un haz de titanio de 25 μm de grosor y se colocó el escáner a 12,5°, tal y como se muestra en la Figura 7. Un desarrollo más detallado sobre otros aspectos como la adquisición de datos o las pérdidas de energía en el escáner se pueden encontrar en [6].

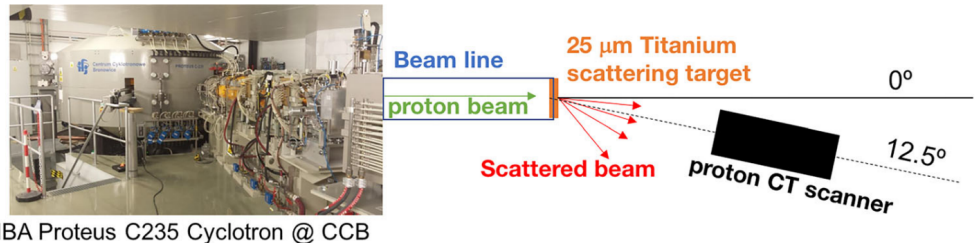


Figura 7: Imagen del ciclotrón Proteus C235 del CBB en Cracovia (Polonia) y esquema de la línea del haz inicial de 100-110 MeV hacia el escáner, dispersado en el blanco de titanio de 25 μm de espesor con el escáner situado a 12,5° con respecto a la dirección del haz principal. Fuente: Imagen tomada de [6].

En el experimento se realizaron tanto radiografías como tomografías con protones, con el objetivo de probar el rendimiento del escáner en términos de resolución espacial y estimación RSP. En las Figuras 8 y 9 se muestran dos ejemplos de radiografía y tomografía obtenidas. Para el caso de las radiografías se empleó una matriz de PMMA de 50 mm de espesor con insertos de aluminio de 10 mm de espesor. Se utilizaron dos maniquíes con dos patrones diferentes, una cruz y un patrón espacial regular de puntos y líneas. En la Figura 8 se observa

a la izquierda el maniquí con forma de cruz y a la derecha la radiografía obtenida. Para el caso de las tomografías, se diseñaron dos maniquíes cilíndricos de PMMA, uno de ellos con un patrón tipo Drenzo de agujeros con diámetros de 3, 5 y 7 mm y separados esas mismas distancias, y el otro con un diámetro de 60 mm y dos insertos de 9 mm de diámetro que se puede rellenar de distintos líquidos. En la Figura 9 se observa a la izquierda una imagen del cilindro con las dos inserciones cilíndricas, en medio un esquema de los materiales con los que se rellenaron las inserciones y a la derecha la imagen obtenida

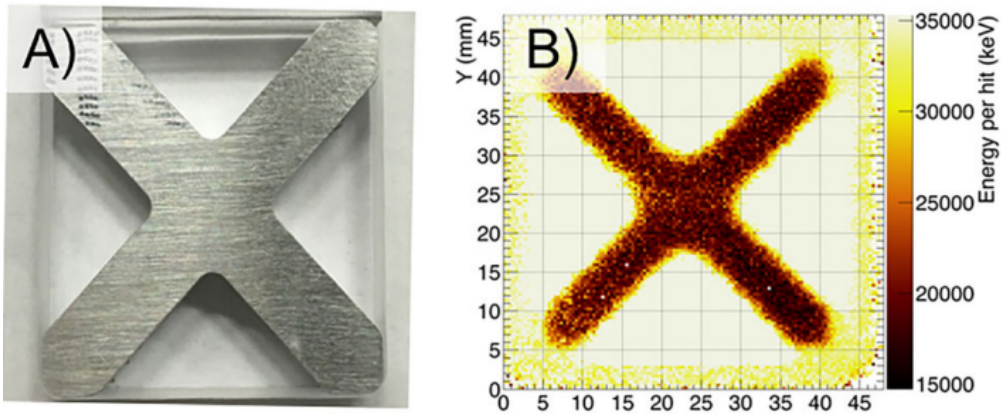


Figura 8: Radiografía obtenida con un haz de protones de 100 MeV en el CBB de Cracovia (Polonia). A la izquierda una imagen del maniquí. A la derecha la imagen de transmisión obtenida. Fuente: Imagen tomada de [6].

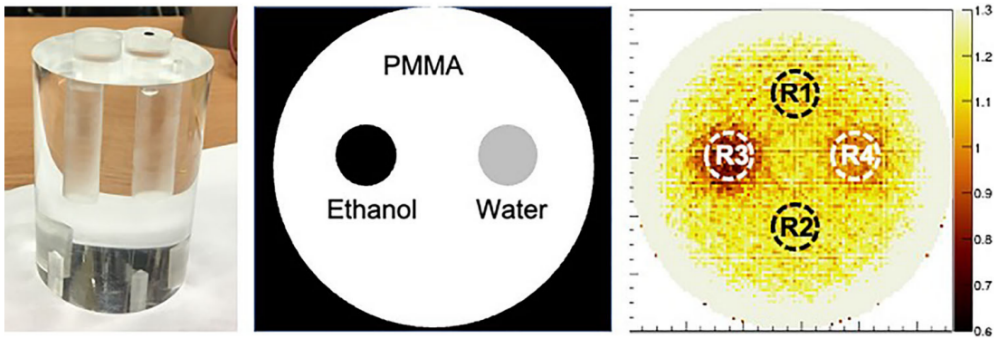


Figura 9: Tomografía obtenida con un haz de protones de 110 MeV en el CBB de Cracovia (Polonia). A la izquierda una imagen del maniquí. En medio un esquema de los materiales empleados, etanol y agua destilada. A la derecha la imagen obtenida. Fuente: Imagen tomada de [6].

1.4. Simulaciones Monte Carlo

Para el estudio realizado en este trabajo se ha empleado una simulación de tipo Monte Carlo. Este tipo de simulaciones permiten simular cómo es la propagación de partículas, en este caso protones como partículas primarias y todas las posibles partículas secundarias que genere en su interacción con el medio que atraviesa, por un medio material. Utilizaremos estas

simulaciones para estimar la trayectoria que siguen los protones en su paso por el escáner. Es un modelo probabilístico que a partir de un modelo matemático permite obtener variables de salida a partir de una variables de entrada. El tipo de partícula, tipo de haz, energía del haz, son variables de entrada que afectarán a la salida de la simulación. Empleando la física que rige la interacción entre partículas que contiene la simulación se obtienen las diferentes variables de salida como la energía depositada por los protones o su trayectoria. Además, cuantas más veces se simule el evento deseado, mayor será la estadística de los resultados y contemplarán un mayor número de escenarios posibles.

La propagación de las partículas está gobernada por las secciones eficaces de los procesos físicos de interacción que la partícula puede sufrir en el medio por lo que los resultados de las simulaciones deberían reproducir los datos experimentales. Esto se probará comparando los resultados del experimento realizado en el CCB de Cracovia con los resultados de las simulaciones Monte Carlo de dicho experimento.

1.5. Geant4

La simulación empleada en este trabajo está programada en C++ con Geant4. Geant4 es un conjunto de herramientas que se emplea para simular el paso de las partículas o la radiación a través de la materia. A partir de estas herramientas se pueden crear aplicaciones que permiten simular cualquier configuración o detector y fuente de radiación, Así como obtener información pero las magnitudes físicas de las partículas fuente y secundarias que interaccionan con los materiales de la configuración o detector. Permite crear modelos de geometrías con formas y materiales diferentes y aplicar los efectos de las interacciones físicas Para tener información a modo de respuesta del detector. Incluye un conjunto de procesos físicos que incluyen las interacciones electromagnéticas fuertes y débiles de las partículas con la materia que atraviesan en un rango de energía que va desde los milielectronvoltios hasta los teraelectronvoltios. Además para cada tipo de interacción, incluye un conjunto de implementaciones de modelos físicos [11].

A nivel software, la estructura que presenta se divide en tres partes principales: *run*, *event* y *step*. El *run* engloba toda la simulación, incluyendo todos los cálculos de todas las partículas primarias. Después cada *run* se divide en distintos *events* que contienen la vida de una partícula primaria y todas las secundarias creadas por las interacciones de esta, desde que se lanza hasta que deja de interaccionar o se absorba. Por último, cada *event* se divide en *steps* que son cada uno de los puntos dónde se calcula cada interacción de la partícula primaria en su paso por la materia. En la Figura 10 se muestra un esquema de la estructura del programa.

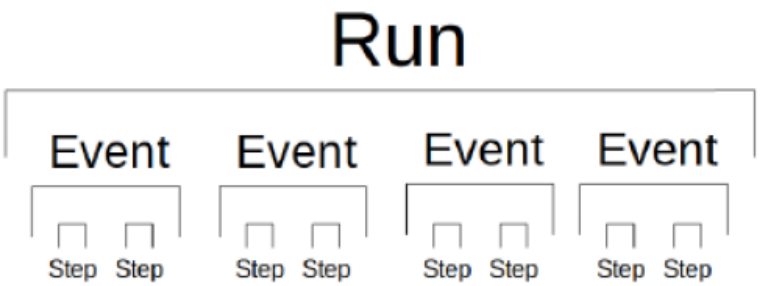


Figura 10: Esquema de la estructura de las simulaciones en Geant4. Fuente: Imagen tomada de [12].

Para definir las características de la simulación se utilizan seis clases en C++, tres de ellas denominadas *mandatoryclases* que son las fundamentales:

1. ***DetectorConstruction***: se definen todos los aspectos de la geometría, tanto formas y volúmenes como el lugar que ocupan en el espacio. Cada componente de define en 3 niveles:
   - Sólido: se define la forma y dimensiones del objeto.
   - Lógico: se establece el material del objeto.
   - Físico: se localiza y se orienta el objeto en un punto del espacio.
2. ***PhysicsList***: se definen los procesos físicos que rigen las interacciones de las partículas simuladas. Las configuraciones físicas deseadas se pueden seleccionar de entre un conjunto de configuraciones físicas preconfiguradas recogidas en listas de físicas o por el contrario, se pueden personalizar y recrear desde cero si uno quiere. En este caso se han trabajado con las siguientes listas:
   - $G4EmStandardPhysics_option3$: recoge la física electromagnética de los fotones, protones, electrones, positrones, muones y antimuones. Esta opción es específica para aplicaciones médicas y de ciencia espacial.
   - $G4DecayPhysics$: define un lista de partículas estándar y sus decaimientos.
   - $G4RadioactiveDecayPhysics$: define los decaimientos radioactivos de los isótopos
   - $G4HadronPhysicsQGSP_BERT$: define la física hadrónica. Tiene en cuenta el modelo de cuerdas quark gluón, que es una lista de física básica que aplica el modelo de cadena de quarks y gluones para interacciones de alta energía de protones, neutrones, piones y kaones y núcleos. La interacción de alta energía crea un núcleo excitado, que se pasa al modelo precompuesto que modela la desexcitación nuclear. También tiene en cuenta el modelo de cascada de Bertini para protones primarios, neutrones, piones y kaones por debajo de $\sim$ 10GeV. Este modelo produce más neutrones y protones secundarios que otros modelos, lo que se traduce en una mejor concordancia con los datos experimentales.
3. ***PrimaryGeneratorAction***: se definen las características de la fuente de partículas primarias como su posición, tipo de partícula, dirección de propagación, energía, etc.

Las otras tres clases son clases opcionales que permiten tratar el flujo y la salida de la información:

1. ***RunAction***: se define la estructura de la salida de la información.
2. ***EventAction***: se define qué información se quiere almacenar después de cada evento.
3. ***SteppingAction***: se define la información que se recoge en cada uno de los *steps*.

El código fuente de Geant4 está disponible bajo una licencia de código abierto y está escrito para ser legible. Las aplicaciones creadas con Geant4 permiten introducir parámetros del haz o de la fuente y cambiar detalles de su configuración y obtener la información deseada empleando recuentos estándar o creando métodos personalizados. Además, las configuraciones físicas deseadas se pueden seleccionar de entre un conjunto de configuraciones físicas preconfiguradas recogidas en listas de físicas o por el contrario, se pueden personalizar y recrear desde cero si uno quiere.

1.6. Objetivos

Los objetivos de este trabajo son estudiar las trayectorias de protones a su paso por muestras, determinar la desviación esperada en la trayectoria del protón a su paso por diferentes materiales, estudiar las diferencias entre la trayectoria del protón simulada y la aproximación de trayectoria en línea recta, determinar la apariencia de los mapas de impactos de haces puntuales y plano-paralelos tras su paso por bloques de ciertos materiales, comparar los resultados experimentales con las simulaciones Monte Carlo para las distribuciones del haz de protones y entender las implicaciones de las diferentes interacciones radiación-materia que presentan fotones y protones. Los fotones para imagen médica no se ven desviados, son absorbidos o transmitidos, mientras que los protones se van desviando en su recorrido. Para ello se empleará un simulación Monte Carlo en Geant4 para obtener gráficas que ilustren de todo lo mencionado y acompañen a los cálculos numéricos de las desviaciones esperadas de la trayectoria de los protones y de las diferencias entre trayectorias simuladas y en línea recta. Por último se discutirán los resultados obtenidos en las gráficas, se llegará a unas conclusiones y se hará un análisis de las implicaciones que puede tener la protonterapia en los próximos años.

2. Metodología

Antes de iniciar las simulaciones es necesario introducir las variables de entrada, así como elegir la geometría deseada. En esta primera parte y con el objetivo de entender la simulación y las opciones que ofrece no se trabaja con la simetría de Cracovia que se muestra en la Figura 3, sino que se trabaja con una geometría más simple que no incluye el CEPA4 pero si los dos detectores, DSSD1 y DSSD2. También se va a estudiar cómo unos detectores de silicio DSSD como los reales empleados en el experimento de Cracovia (con píxeles de 3x3 mm^2) detectan la desviación que sufre un haz ideal (puntual o cilíndrico).

Geant4 presenta numerosas librerías que contienen la física que rige la interacción entre partículas y que se emplean en esta simulación para el caso de los protones con distintos materiales. En cuanto a la geometría, la simulación permite colocar cada uno de estos componentes en el lugar deseado, así como modificar su tamaño y material del que están hechos. En el caso del haz se puede modificar su tamaño, energía y tipo de partícula eyectada. Estos aspectos se modificarán a lo largo del trabajo para estudiar distintos tipos de haz y distintos materiales muestra.

Cuando se ha escogido la geometría deseada, el tipo y energía del haz y el número de partículas que se quiere simular, previo a simular, se puede comprobar si la geometría elegida está bien situada y la trayectoria del haz empleando el software View3dscene como visualizador en tres dimensiones [13]. Una vez elegido todo se simula el número de partículas elegido a través de la geometría escogida. La simulación recoge cada protón como un evento y paso por paso almacena distintos parámetros de la partícula como la energía o la posición en cada instante de tiempo. La simulación también tiene en cuanta las partículas secundarias que se producen como consecuencia de la interacción de los protones con los detectores y con la muestra pero para este trabajo no se tienen en cuenta. Los datos simulados se guardan en un fichero .root en formato de tree. Una vez obtenidos los datos, para poder sacar los resultados que se comentarán a continuación, se emplea la segunda parte de la simulación, el análisis. La simulación de análisis se puede modificar para obtener distintos tipos de resultados. Para este trabajo el análisis permite obtener mapas de impactos, proyecciones en los ejes o trayectoria de las partículas. Los resultados se guardan en un nuevo fichero .root y en algunos casos en archivos .pdf. La simulación es muy versátil y permite simular y analizar al mismo tiempo distintas configuraciones de geometría y tipo y energía del haz, y guardarlos cada uno por separado para una sencilla posterior trata de los resultados.

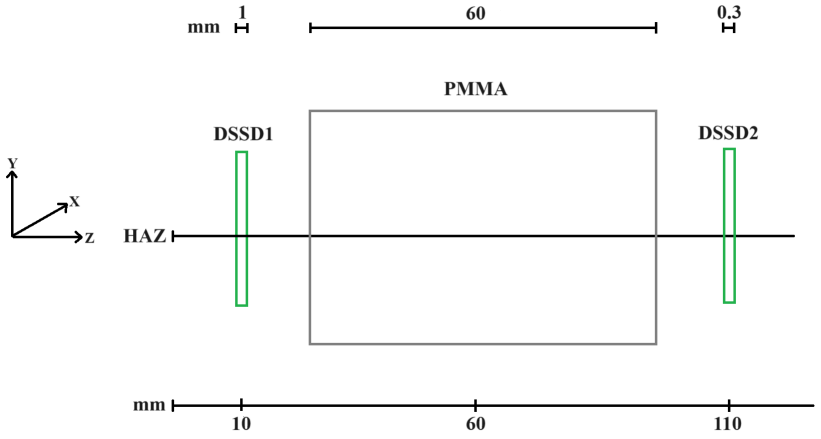


Figura 11: Ilustración de la geometría empleada en la simulación realizada en Geant4. En ella se observan las posiciones respecto al origen del haz de los dos detectores DSSD1 y DSSD2 y del bloque de PMMA. Para ejemplificar se ha escogido el bloque de 60 mm.

3. Comparación haz puntual y cilíndrico

A la hora de simular uno de los parámetros del haz que se pueden modificar es su geometría. En esta sección se comparan dos tipos de haces según el radio de su sección transversal r, que en ambos casos será circular. Cuando se trabaje con un haz de radio $r = 0$ se hablará de haz puntual y se le hará referencia como "PB" (Pencil Beam) y cuando se trabaje con una haz de radio $r \neq 0$ se hablará de haz cilíndrico y se le hará referencia como "CB" (Cylindrical Beam). Además, junto al tipo de haz se escribirá la energía del mismo en cada caso. En este apartado se comparan los mapas de impactos y proyecciones en los ejes horizontal y vertical en los detectores DSSD1 y DSSD2 para un haz puntual y para un haz cilíndrico de radio $r = 5$ mm. La geometría empleada consta del haz de protones situado en el origen, del detector DSSD1 situado a 1 cm y del detector DSSD2 situado a 11 cm. En este caso no hay bloque entre los dos detectores. El número de protones simulados es un millón.

3.1. Mapas de impactos

En cuanto a los mapas de impactos, estos representan el número de partículas que han atravesado cada píxel de cada detector DSSD. En la gráfica se han representado los píxeles de manera que el número de píxel en cada uno de los ejes coincida con el punto central del píxel para facilitar su identificación. En las Figuras 12 y 13, se observan los mapas de impactos en el detector DSSD1 para un haz puntual y uno cilíndrico, respectivamente. En este primer detector, como está colocado muy próximo al origen del haz, el mapa de impactos refleja muy bien el tipo de haz. Para el haz puntual el píxel central recoge la mayoría de las cuentas mientras que en el caso del haz cilíndrico los píxeles centrales en la forma circular del haz son los que recogen la mayoría de las cuentas. En las Figuras 14 y 15, se observan los mapas

de impactos en el detector DSSD2 para los dos tipos de haz mencionados. En este caso se mantiene lo mencionado para el DSSD1 pero ahora, los píxeles que rodean en el caso del haz puntual al píxel central y en el caso del haz cilíndrico a los píxeles centrales, presentan un número de cuentas mayor que para el DSSD1 debido a que los protones han viajado 10 cm hasta el DSSD2 y ambos tipos de haz se han dispersado. Aun así, la dispersión será más notable cuando haya bloque entre detectores.

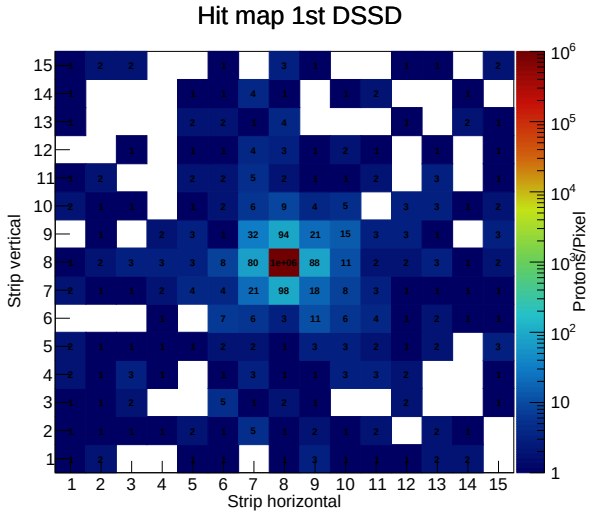


Figura 12: mapa de impactos en el detector DSSD1 para un haz puntual de protones de 100 MeV sin bloque entre detectores DSSD.

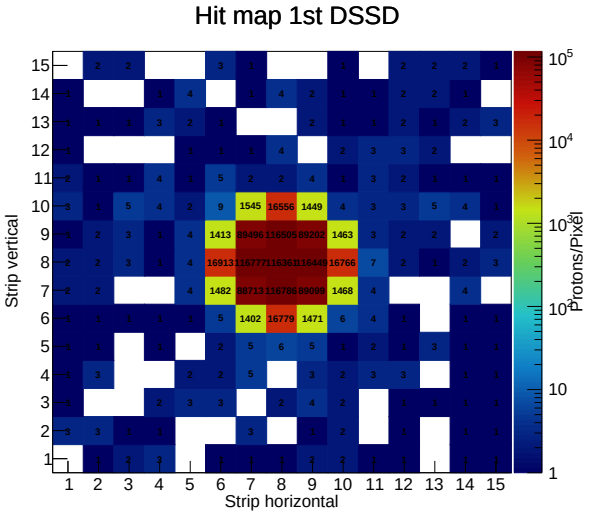


Figura 13: mapa de impactos en el detector DSSD1 para un haz cilíndrico de protones de 100 MeV sin bloque entre detectores DSSD.

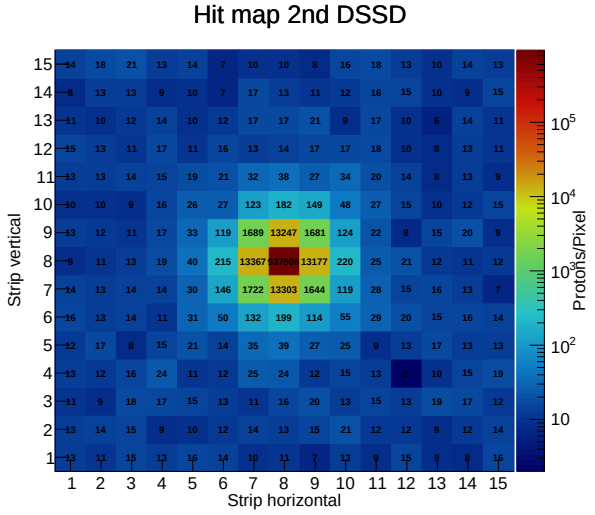


Figura 14: mapa de impactos en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 100 MeV sin bloque entre detectores DSSD.

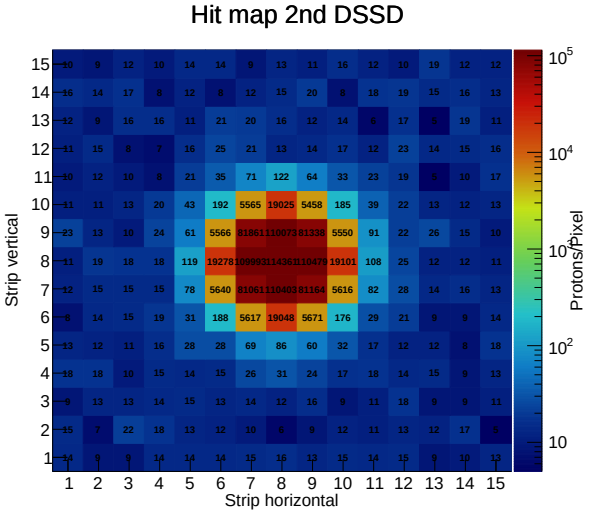


Figura 15: mapa de impactos en el detector DSSD2 para un haz cilíndrico de protones de 100 MeV sin bloque entre detectores DSSD.

3.2. Proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical

En cuanto a las proyecciones, estas representan la proyección en los ejes horizontal y vertical de dichas distribuciones. Las Figuras 16 y 17 representan las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical del detector DSSD1 para un haz puntual y uno cilíndrico, respectivamente. Cabe destacar que en los ejes aparece la palabra strip en lugar de píxel, donde strip es la banda, es decir, la suma de todos los píxeles de esa columna si es proyección en X o fila si es en Y. Se observa como para el haz puntual la mayoría de cuentas se encuentran en el píxel central de ambas proyecciones y para el haz cilíndrico se encuentran más dispersas entorno a los píxeles centrales pero esa dispersión es simétrica en X y en Y reflejando así la forma cilíndrica del haz. En las Figuras 18 y 19 se representan las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical del detector DSSD2 para los dos tipos de haz. En este caso se mantiene la misma dispersión en ambos ejes que la presente en el DSSD1 pero el número de cuentas de los píxeles centrales disminuye para los dos tipos de haz. En el caso del haz puntual, disminuye un orden de magnitud y en el del haz cilíndrico no llega al orden de magnitud.

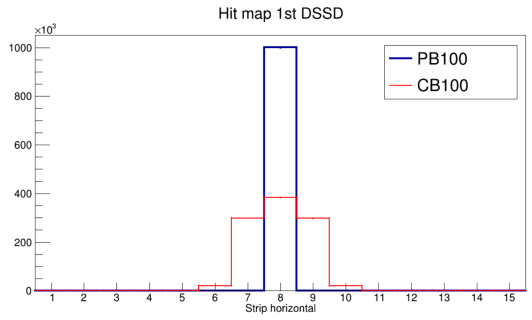


Figura 16: Proyección en X en el detector DSSD1 para los haces puntual y cilíndrico de protones de 100 MeV sin bloque entre detectores DSSD.

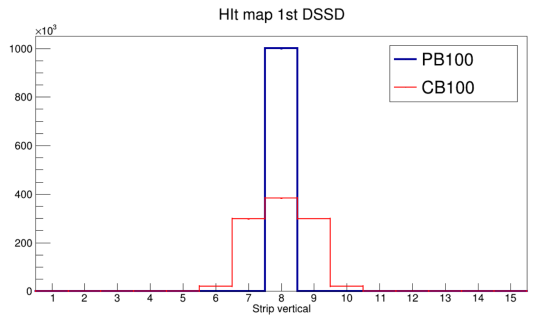


Figura 17: Proyección en Y en el detector DSSD1 para los haces puntual y cilíndrico de protones de 100 MeV sin bloque entre detectores DSSD.

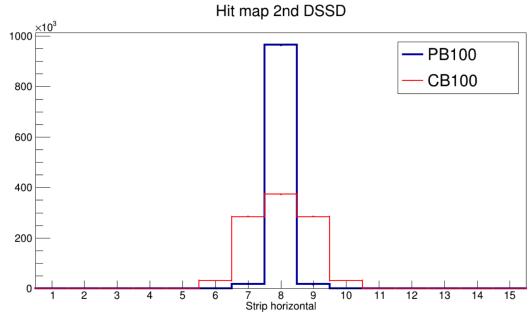


Figura 18: Proyección en X en el detector DSSD2 para los haces puntual y cilíndrico de protones de 100 MeV sin bloque entre detectores DSSD.

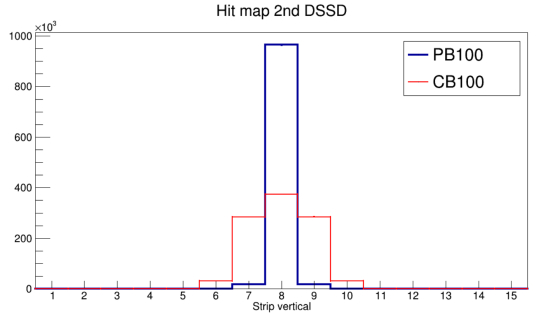


Figura 19: Proyección en Y en el detector DSSD2 para los haces puntual y cilíndrico de protones de 100 MeV sin bloque entre detectores DSSD.

4. Comparación espesor de la muestra y energías

Manteniendo a 1 cm del haz el DSSD1 y a 11 cm el DSSD2 se trabaja ahora con un bloque de PMMA situado entre los dos detectores, centrado a 6 cm del haz. Se van a comparar los resultados empleando dos espesores de PMMA distintos, uno de 30 mm y otro de 60 mm. En este apartado se comparan los mapas de impactos y las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical en el DSSD2 para el haz puntual, para tres energías del haz distintas de 100, 150 y 200 MeV y para tres geometrías diferentes, sin bloque, con bloque de 30 mm y con bloque de 60 mm. Dado que ahora se trabaja con un bloque entre los dos detectores, habrá dispersión de los protones en su viaje a través de este por lo que los resultados de interés son los que se obtienen en el segundo detector. El primer detector se empleó en el apartado anterior para observar la forma del haz dada la cercanía entre ambos. Debido a que el comportamiento del haz de protones es similar para las distintas energías y tipos de haz, basta con comparar por un lado para una energía y tipo de haz dados las tres geometrías distintas y por otro lado para una geometría y tipo de haz dados las tres energías distintas.

4.1. Misma energía distinta geometría

4.1.1. Mapas de impactos

Para observar la dispersión de los protones primero se simula para una misma energía y con las tres geometrías mencionadas. En las Figuras 20, 21 y 22 se observan los mapas de impactos en el DSSD2 para un haz puntual de 100 MeV para las tres geometrías mencionadas. Como ya se vió en el anterior apartado, para el caso sin bloque hay poca dispersión y la mayoría de los protones llegan al píxel central del DSSD2. Cuando se introduce el bloque de PMMA de 30 mm, los protones interaccionan con el material desviándose de la trayectoria inicial y se observa como disminuye el número de cuentas en el centro del DSSD2 y aumenta en los píxeles de alrededor. Esta dispersión se incrementa cuando se aumenta el espesor del bloque de PMMA a 60 mm.

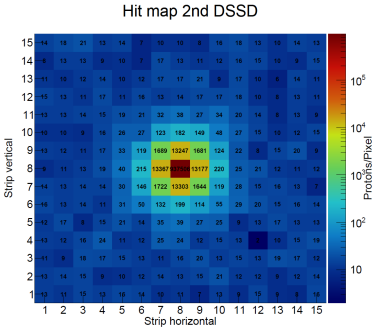


Figura 20: mapa de impactos en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 100 MeV sin bloque de PMMA entre detectores DSSD.

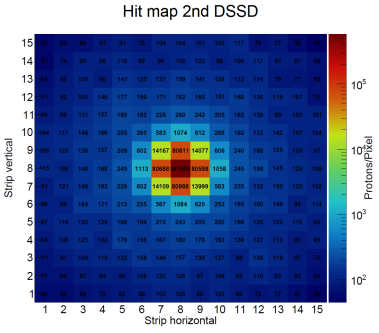


Figura 21: mapa de impactos en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 100 MeV con bloque de PMMA de 30 mm entre detectores DSSD.

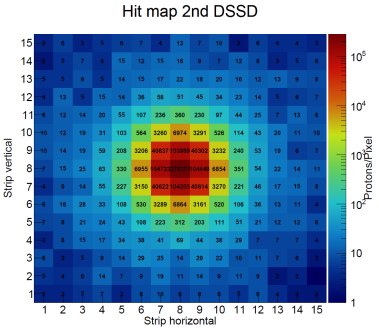


Figura 22: mapa de impactos en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 100 MeV con bloque de PMMA de 60 mm entre detectores DSSD.

4.1.2. Proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical

En las Figuras 23 y 24 se observan las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical en el DSSD2 para las 3 geometrías, partiendo siempre de un haz puntual compuesto por $1 \cdot 10^6$ protones iniciales, que es otra manera de reflejar lo comentado en los mapas de impactos. La dispersión mencionada se observa de manera simétrica en X y en Y para las tres geometrías. Para el caso sin bloque el píxel central presenta el mayor número de cuentas y a medida que se coloca el bloque de PMMA y se aumenta el grosor, la columna central disminuye al mismo tiempo que las correspondientes a los píxeles de alrededor crecen. Este comportamiento es el esperado debido a la mayor dispersión sufrida por los protones del haz al ir atravesando mayor espesor del mismo material.

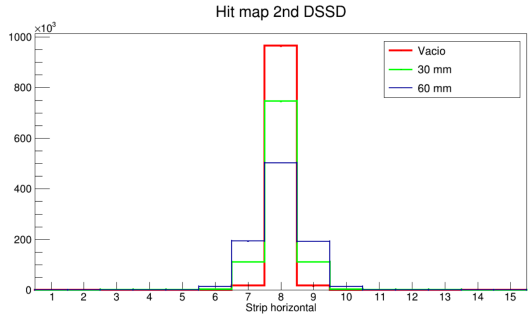


Figura 23: Proyección en X en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 100 MeV sin bloque, con bloque de 30 mm y con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

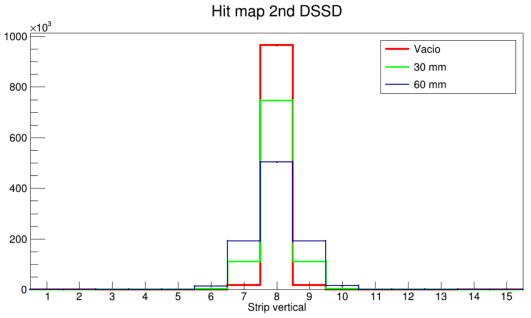


Figura 24: Proyección en Y en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 100 MeV sin bloque, con bloque de 30 mm y con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

4.2. Misma geometría distinta energía

4.2.1. Mapas de impactos

Por otro lado se puede visualizar la dispersión simulando para una misma geometría con las tres energías mencionadas. En las Figuras 25, 26 y 27 se observan los mapas de impactos en el DSSD2 con un haz puntual y la geometría que incluye el bloque de 60 mm para las tres energías mencionadas. Dado que está colocado entre detectores el bloque de PMMA de mayor espesor, se observa dispersión para las tres energías. Sin embargo, a medida que aumenta la energía del haz, los protones viajan más rápido por el bloque, interaccionando menos y en consecuencia sufriendo una menor dispersión. De esta manera, para la energía de 200 MeV el haz en el DSSD2 está más focalizado y la mayoría de las cuentas se recogen en el píxel central.

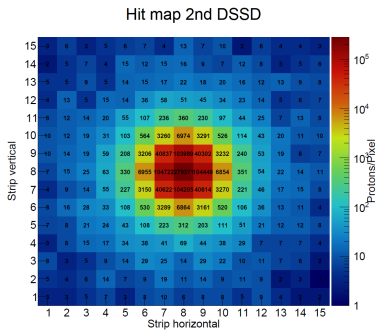


Figura 25: mapa de impactos en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 100 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

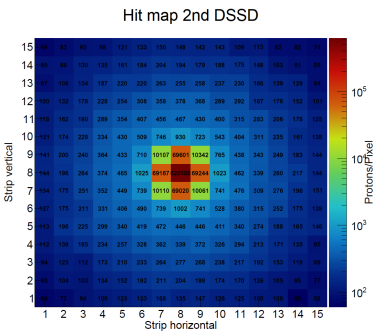


Figura 26: mapa de impactos en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 150 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

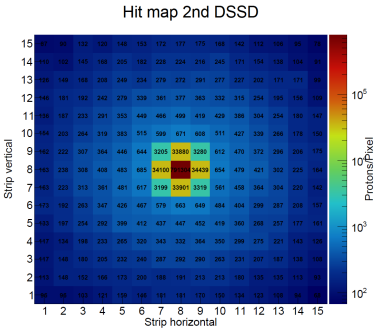


Figura 27: mapa de impactos en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 200 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

4.2.2. Proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical

En las Figuras 28 y 29 se observan las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical en el DSSD2. En este caso se observa que la columna asociada al píxel central del DSSD2 aumenta con la energía del haz al mismo tiempo que disminuyen las de los píxeles de alrededor reflejando la focalización del haz que representaban también los mapas de impactos. Esta focalización se debe a que, al tener mayor energía, su poder de frenado y su desplazamiento lateral son menores, desviándose menos de la dirección original del haz.

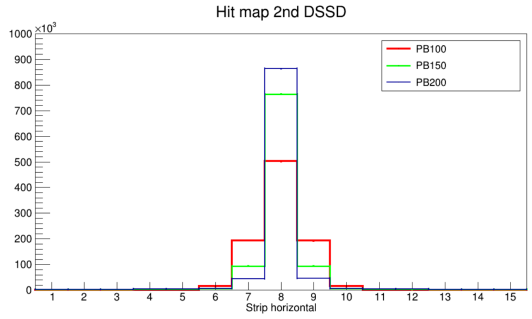


Figura 28: Proyección en X en el detector DSSD2 para tres haces puntuales de protones de 100, 150 y 200 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

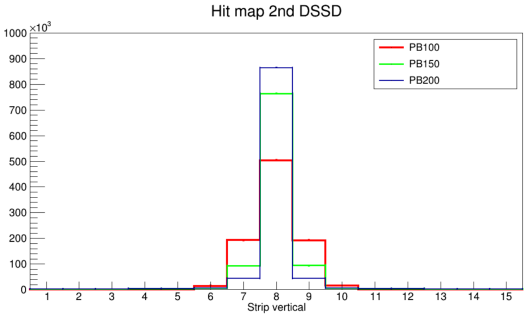


Figura 29: Proyección en Y en el detector DSSD2 para tres haces puntuales de protones de 100, 150 y 200 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

4.3. Comparación de la anchura a media altura (FWHM)

Para observar numéricamente la dispersión del haz a su paso por el bloque de mayor grosor que es el más representativo y que se aproxima más a lo que se estudiará en los siguientes apartados con bloques de mayor grosor, se calcula el FWHM de las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical para los dos tipos de haz y las tres energías. En las Figuras 30-35, se observan los histogramas correspondientes a las proyecciones en el eje

horizontal con el bloque de 60 mm para los haces puntual y cilíndrico para las energías de 100 , 150 y 200 MeV, cada uno de ellos junto a un ajuste gaussiano. De cada ajuste se obtiene la desviación típica σ, y empleando las ecuaciones 1 y 2 se obtienen los valores de FWHM junto a sus errores que aparecen en la tabla 1. Cabe destacar que los histogramas correspondientes a las proyecciones en el eje vertical tienen aspecto similar al de los representados en X pero los valores de FWHM si varían ligeramente, por lo que, aunque no se muestren gráficamente, si se recogen los valores en la tabla. El FWHM (Full Width at Half Maximum) es la anchura a media altura y es una medida de la dispersión de las partículas con respecto a la trayectoria inicial del haz de protones. Si los protones no se dispersasen deberían impactar en el píxel central del DSSD2 como ocurre con los casos en los que no hay bloque entre los detectores DSSD1 y DSSD2. Sin embargo, como los protones si se dispersan en el bloque e incluso en ausencia del mismo, llegan a otros píxeles de alrededor del píxel central en el DSSD2 con respecto al píxel central y esa distancia entre píxeles a cada lado del píxel central proyectada en X y en Y indica la dispersión del haz y se refleja en el FWHM. En la tabla 1, se observa como tanto en X como en Y, el FWHM disminuye a medida que aumenta la energía del haz para los dos tipos del haz. El comportamiento del FHWM concuerda con lo comentado anteriormente en los mapas de impactos donde a medida que aumentaba la energía del haz, las cuentas se concentraban en los píxeles centrales, disminuyendo en los píxeles de alrededor y reflejando la menor dispersión de los protones. Cabe destacar que los valores de FWHM de la tabla están expresados en mm, pero que también se pueden expresar en unidades de píxel para reflejar la desviación respecto al píxel central. Cada píxel que constituye los detectores DSSD tiene forma cuadrada de dimensiones 3x3 mm situados en el plano XY perpendicular al eje Z donde viaja el haz de protones.

$$FWHM = 2\sqrt{2\ln 2}\,\sigma = 2{,}35\,\sigma \tag{1}$$

$$\Delta FWHM = 2\sqrt{2\ln 2}\,\Delta\sigma = 2{,}35\,\Delta\sigma \tag{2}$$

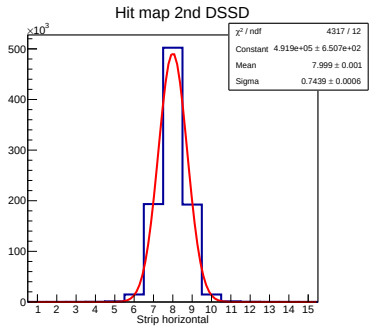


Figura 30: Proyección en X con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 100 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

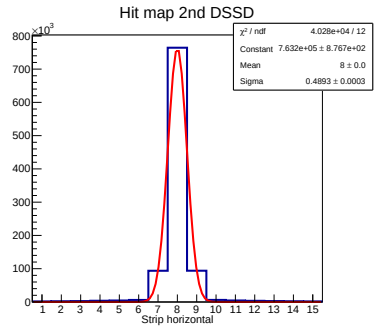


Figura 31: Proyección en X con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 150 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

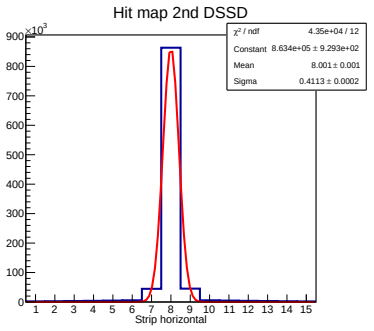


Figura 32: Proyección en X con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para un haz puntual de protones de 200 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

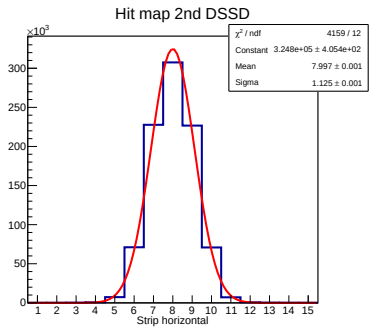


Figura 33: Proyección en X con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para un haz cilíndrico de protones de 100 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

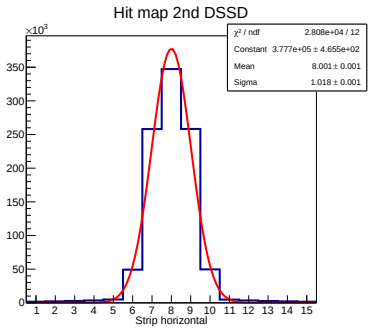


Figura 34: Proyección en X con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para un haz cilíndrico de protones de 150 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

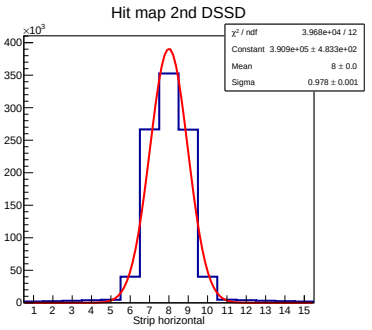


Figura 35: Proyección en X con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para un haz cilíndrico de protones de 200 MeV con bloque de 60 mm de PMMA entre detectores DSSD.

FWHM ± ΔFWHM (mm)	Proyección en X	Proyección en Y
PB100	$5{,}255 \pm 0{,}004$	$5{,}252 \pm 0{,}004$
PB150	$3{,}457 \pm 0{,}002$	$3{,}457 \pm 0{,}002$
PB200	$2{,}906 \pm 0{,}001$	$2{,}902 \pm 0{,}001$
CB100	$7{,}948 \pm 0{,}007$	$7{,}955 \pm 0{,}007$
CB150	$7{,}192 \pm 0{,}007$	$7{,}206 \pm 0{,}000$
CB200	$6{,}909 \pm 0{,}007$	$6{,}906 \pm 0{,}005$

Tabla 1: Valores de FWHM de las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical en el DSSD2 con bloque de 60 mm para dos tipos de haz, PB (haz puntual) y CB (haz cilíndrico de radio 5 mm) y tres energías diferentes, 100, 150 y 200 MeV.

5. Trayectoria de los protones

Otro aspecto que se puede estudiar acerca de los protones es su trayectoria y cuantificar cuánto se desvía de una trayectoria recta que es la aproximación que se emplea a la hora de realizar las imágenes radiográficas y tomográficas por parte de la colaboración IEM-IFIC-UCM que ha realizado los experimentos sobre proton-CT realizados en el CCB de Cracovia [6]. La simulación permite guardar en un archivo las coordenadas X,Y,Z de cada protón en cada paso de su trayectoria para posteriormente representarlas en las figuras que se muestran más adelante. Además gracias a obtener los datos en cada paso y no una representación directamente es que se podrán obtener otros resultados como la distancia recorrida en el interior de la muestra o la trayectoria que recorrerían los protones si se asume que viajan en línea recta hasta el DSSD2. En las Figuras 36 y 37 se representa la trayectoria de un protón de 100 MeV a su paso por un bloque de PMMA de 60 mm en los planos XZ e YZ, respectivamente. Para los siguientes apartados se empleará únicamente el haz puntual.

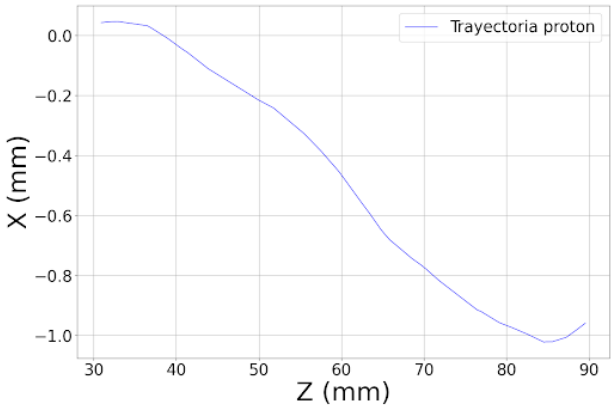


Figura 36: Plano XZ de la trayectoria de un protón de 100 MeV en el interior de un bloque de 60 mm de PMMA.

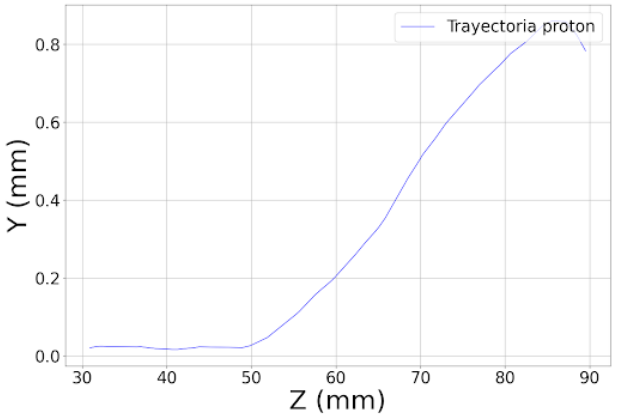


Figura 37: Plano YZ de la trayectoria de un protón de 100 MeV en el interior de un bloque de 60 mm de PMMA.

5.1. Estudio de las trayectorias para diferentes espesores de PMMA y energías del haz

En este apartado se trabaja tres geometrías distintas para estudiar la trayectoria de los protones a través de bloques de PMMA de diferente espesor y con protones de tres energías distintas. Se trabaja con bloques de PMMA con espesores de 60, 120 y 200 mm, por lo que los detectores DSSD1 y DSSD2 se desplazarán de las posiciones en las que estaban colocados en apartados anteriores aunque se mantenga en las tres geometrías la distancia de 2 cm entre cada detector y la respectiva cara del bloque. En la Figura 38 se muestra un esquema de las tres configuraciones.

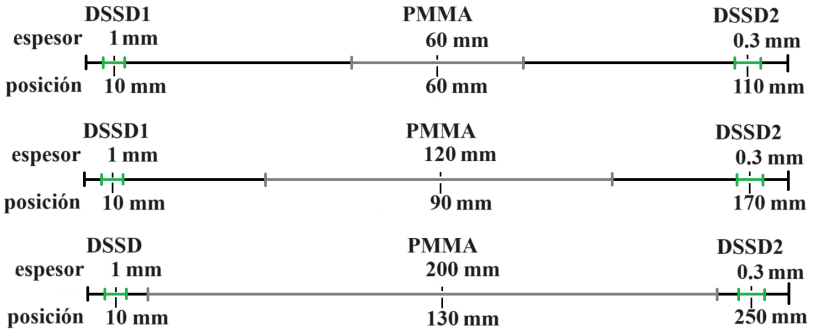


Figura 38: Esquema ejemplo de las geometrías empleadas en la simulación de las trayectorias. En ella se observan las posiciones respecto al origen del haz de los dos detectores DSSD1 y DSSD2 y de los bloques de PMMA de 60, 120 y 200 mm.

Al trabajar con bloques de PMMA de mayor espesor, habrá energías para las cuales los protones no lleguen a salir del bloque y alcanzar el DSSD2. El rango de los protones en PMMA para las energías con las que se trabaja de 100, 150 y 200 MeV vienen recogidos en

la Tabla 2 [14]. En base a esos valores es de esperar que para espesores más grandes como es el caso de 120 y 200 mm, los protones de energías más pequeñas no alcancen el otro extremo del bloque.

Energía (MeV)	Rango en PMMA (mm)
100	67,55
150	138,30
200	227,70

Tabla 2: Valores de rango de los protones en PMMA en función de la energía. [14]

Las Figuras 39-50 muestran las trayectorias de mil protones en los planos XZ e YZ para las configuraciones con los bloques de 60 mm y 200 mm para las tres energías mencionadas, ya que estas configuraciones son las que mejor reflejan el rango de los protones en el bloque de PMMA. Para un bloque de PMMA de 60 mm, como el rango de los protones en PMMA para las tres energías es superior a 60 mm, para las tres energías los protones llegan al detector DSSD2 y como ya se había visto con los mapas de impactos, a medida que aumenta la energía el haz la desviación es menor causando un menor ensanchamiento del perfil del haz. En cambio para el PMMA de 120 mm, los protones de 100 MeV con un rango de 67,55 mm no logran atravesar el bloque y es necesario emplear protones de mayor energía para que logren llegar al DSSD2. Este hecho se ve con mayor claridad para la última configuración con el PMMA de 200 mm donde solo los protones de 200 MeV logran atravesarlo. Es importante elegir una energía óptima ya que en imagen médica es necesario que las partículas con las que se trabaja, en este caso protones, lleguen al segundo detector para así disponer de información de los materiales atravesados y en la posterior reconstrucción se puedan obtener imágenes.

Como se puede observar en las Figuras 39-50, la desviación de los protones es más pronunciada al final de su camino. Este efecto es más notorio cuando observamos los casos en que los protones se paran dentro del bloque de PMMA, como por ejemplo la Figura 47. En ella se ve que en la entrada en el bloque los protones se desvían relativamente poco pero que conforme van avanzando en el seno del material la desviación se hace más pronunciada. Este efecto ha de tenerse en cuenta en el tratamiento con protones, ya que es en la vecindad del pico de Bragg en donde esta desviación es más acusada y hará que la dosis suministrada se localice en una región más ancha de las dimensiones del haz de protones inicial.

Además, se puede observar que para el caso del bloque de 200 mm, la desviación lateral que sufren los protones es bastante acusada y para nada despreciable. Se observan desviaciones de hasta 15 mm para haces de protones de 200 MeV. Más adelante se estudiarán estas desviaciones de un modo más cuantitativo.

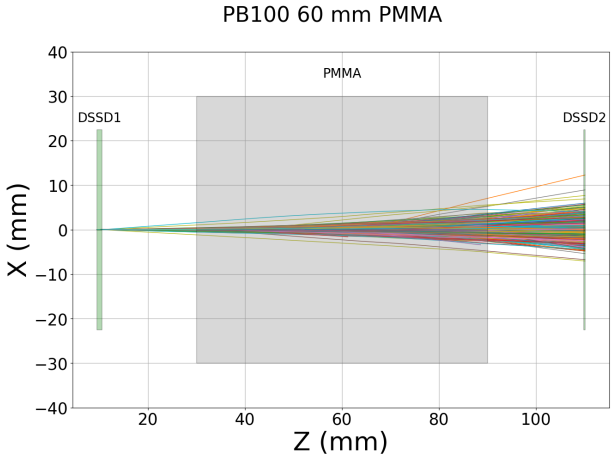


Figura 39: Plano XZ de la trayectoria de mil protones de 100 MeV con bloque de 60 mm de PMMA.

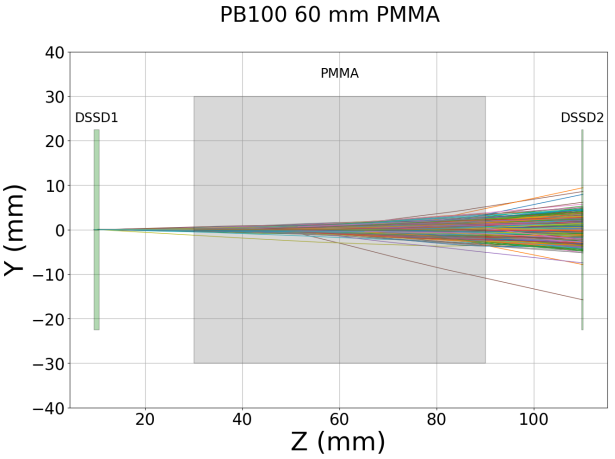


Figura 40: Plano YZ de la trayectoria de mil protones de 100 MeV con bloque de 60 mm de PMMA.

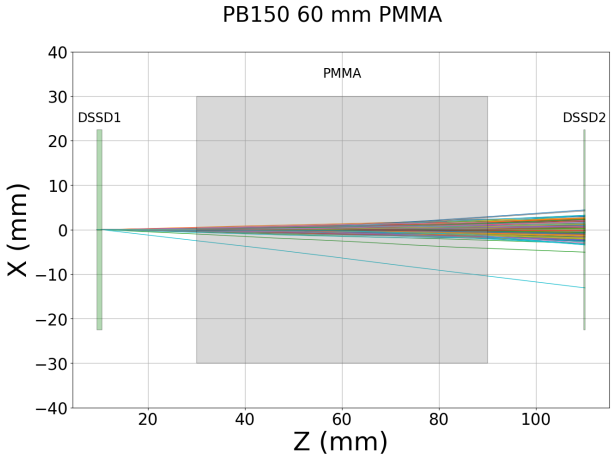


Figura 41: Plano XZ de la trayectoria de mil protones de 150 MeV con bloque de 60 mm de PMMA.

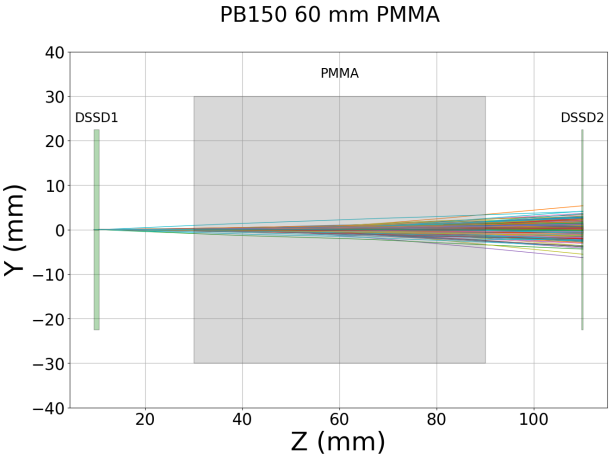


Figura 42: Plano YZ de la trayectoria de mil protones de 150 MeV con bloque de 60 mm de PMMA.

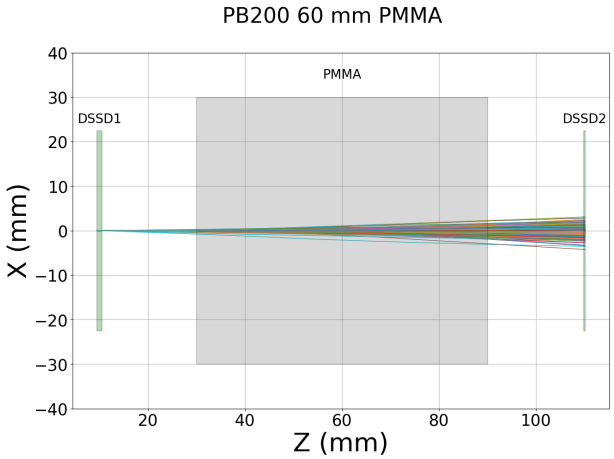


Figura 43: Plano XZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con bloque de 60 mm de PMMA.

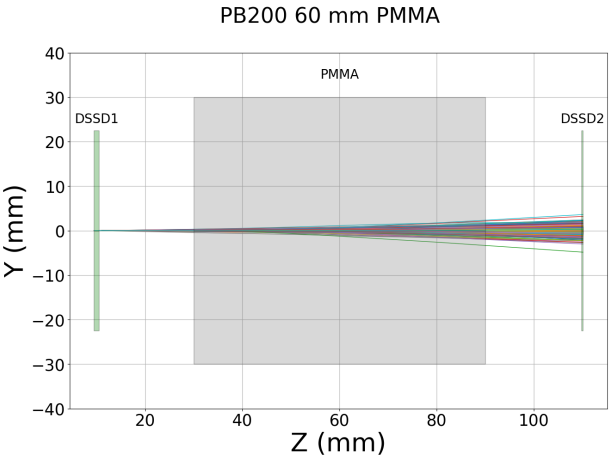


Figura 44: Plano YZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con bloque de 60 mm de PMMA.

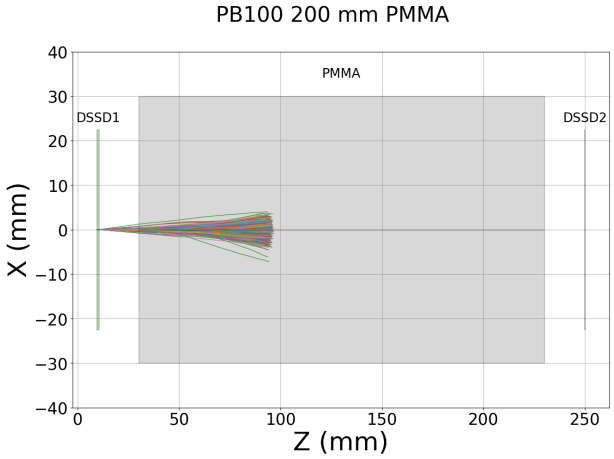


Figura 45: Plano XZ de la trayectoria de mil protones de 100 MeV con bloque de 200 mm de PMMA.

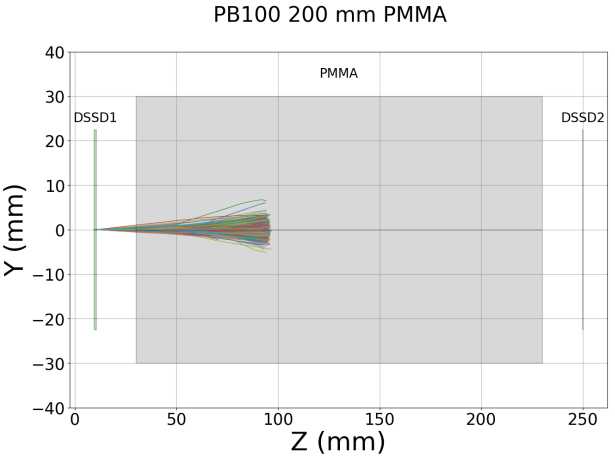


Figura 46: Plano YZ de la trayectoria de mil protones de 100 MeV con bloque de 200 mm de PMMA.

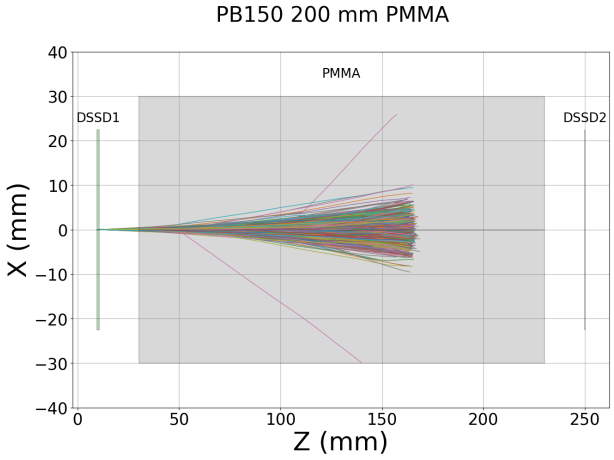


Figura 47: Plano XZ de la trayectoria de mil protones de 150 MeV con bloque de 200 mm de PMMA.

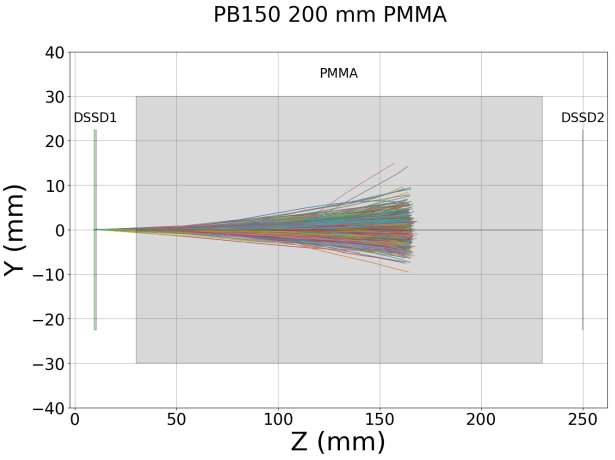


Figura 48: Plano YZ de la trayectoria de mil protones de 150 MeV con bloque de 200 mm de PMMA.

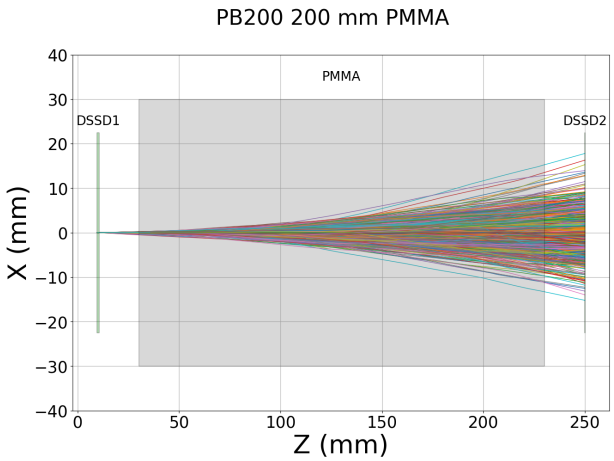


Figura 49: Plano XZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con bloque de 200 mm de PMMA.

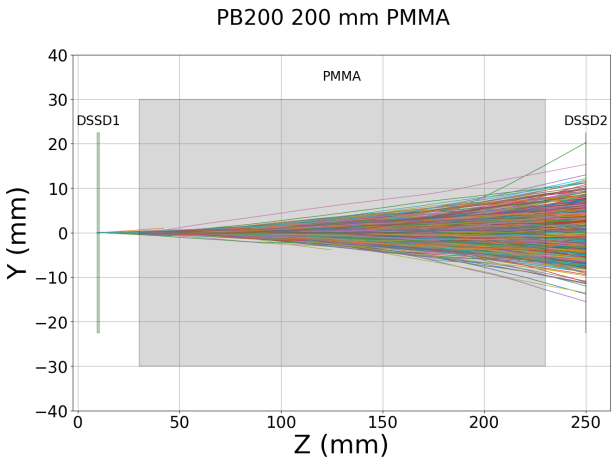


Figura 50: Plano YZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con bloque de 200 mm de PMMA.

A continuación se van a cuantificar las desviaciones experimentadas por el haz de protones en el bloque de PMMA.

5.1.1. Estudio cuantitativo de la desviación

Hasta ahora la desviación de un haz puntual de protones en su llegada al detector DSSD2 con respecto al origen del haz se ha estudiado mediante mapas de impactos y proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical mediante el FWHM. Sin embargo, gracias a que la simulación permite almacenar la trayectoria de las partículas, como ya se ha visto en anteriormente, se puede estudiar la desviación del haz calculando directamente la distancia entre el centro del detector DSSD2 y el punto de impacto de los protones en el mismo. En la Figura 51 se muestra un esquema explicativo de la distancia R. Esta se calcula simplemente como la distancia euclídea entre el punto del plano XY a la salida respecto a la entrada. Matemáticamente la expresión utilizada es la Ecuación 3. Como la distancia R se mide en el detector DSSD2, es necesario filtrar y guardar los datos de los protones que lleguen al DSSD2 tras atravesar el bloque. Una vez filtrados, hay que seleccionar las coordenadas X e Y, que son las coordenadas que forman el plano donde se encuentra situado el detector, asociadas a la Z donde está colocado el DSSD2. Después empleando la ecuación 3 se calculan las distancias R. Con todas esas distancias, se obtienen histogramas de número de protones N frente a la distancia R y se obtiene un promedio junto a su error, tal y como se muestra en la ecuación 4.

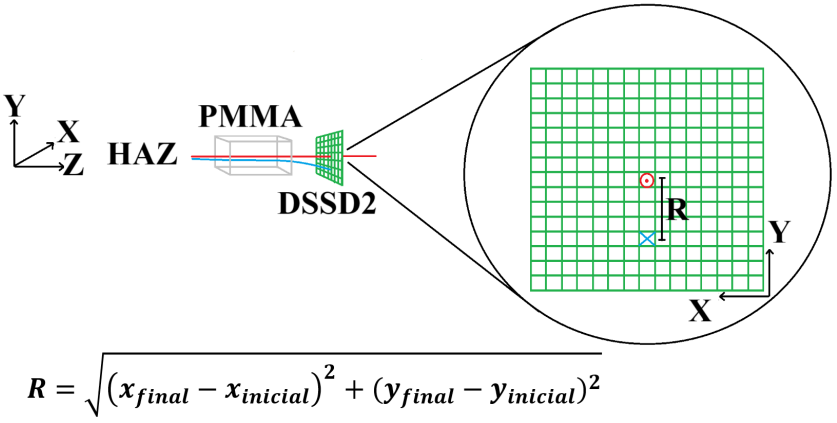


Figura 51: Esquema de la desviación R.

$$R = \sqrt{(x_{final} - x_{inicial})^2 + (y_{final} - y_{inicial})^2} \tag{3}$$

$$R_{prom} = \sum_i R_i/N \qquad \Delta R_{prom} = \frac{\sigma}{\sqrt{N}} \tag{4}$$

En este apartado se estudia la desviación R para los tres espesores de PMMA de 60, 120 y 200 mm y las tres energías de 100, 150 y 200 MeV. Para comparar a espesor fijo la desviación R para las tres energías, en las Figuras 52, 53 y 54 se representan los histogramas de número de protones N frente a desviación R para las tres energías mencionadas representadas juntas en el mismo histograma para cada uno de las tres espesores mencionados por separado. Si se observa el histograma para 60 mm, que es el que incluye las tres energías, a medida que aumenta la energía del haz de protones, el histograma se estrecha, agrupándose las cuentas cada vez más en torno a un máximo en R que cada vez es menor, es decir, los protones se desvían menos, lo que se traduce en un haz más focalizado. Estos resultados concuerdan con lo que se había obtenido al representar las trayectorias y con los mapas de impactos y proyecciones en apartados anteriores.

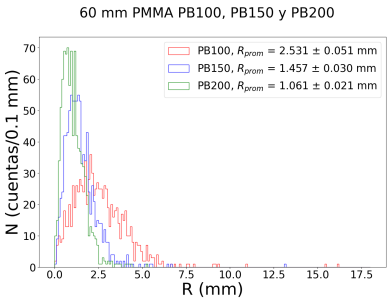


Figura 52: Histograma de número de cuentas N frente a desviación R con bloque de 60 mm de PMMA para tres haces puntuales de 100, 150 y 200 MeV.

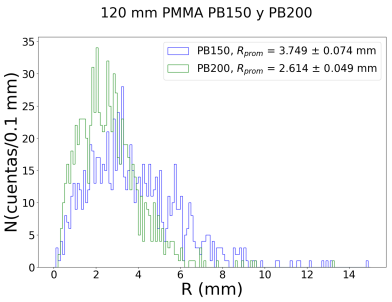


Figura 53: Histograma de número de cuentas N frente a desviación R con bloque de 120 mm de PMMA para tres haces puntuales de 100, 150 y 200 MeV.

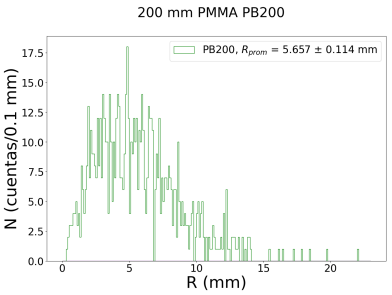


Figura 54: Histograma de número de cuentas N frente a desviación R con bloque de 200 mm de PMMA para tres haces puntuales de 100, 150 y 200 MeV.

También se puede comparar la desviación para una misma energía del haz y variando entre los tres espesores. En las Figuras 55, 56 y 57 se representan los histogramas de número de protones N frente a desviación R para los tres espesores mencionados representados juntos en el mismo histograma para cada una de las tres energías por separado. Observando el histograma para protones de 200 MeV que son los que llegan al DSSD2 para los tres espesores, se observa como a medida que aumenta el espesor del bloque de PMMA, el histograma se ensancha por lo que los protones en promedio se desvían cada vez más con respecto al origen del haz.

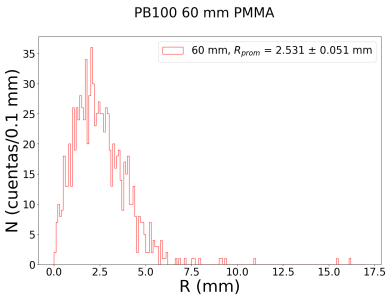


Figura 55: Histograma de número de cuentas N frente a desviación R con un haz puntual de 100 MeV para tres haces geometrías con bloques de 60, 120 y 200 mm de PMMA.

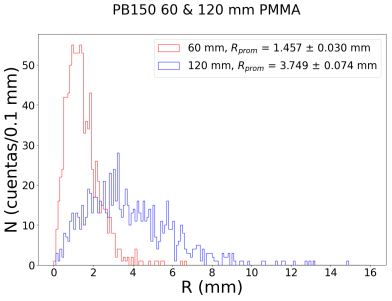


Figura 56: Histograma de número de cuentas N frente a desviación R con un haz puntual de 150 MeV para tres haces geometrías con bloques de 60, 120 y 200 mm de PMMA.

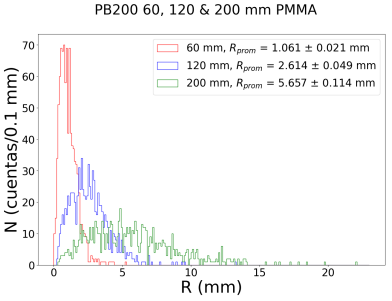


Figura 57: Histograma de número de cuentas N frente a desviación R con un haz puntual de 200 MeV para tres haces geometrías con bloques de 60, 120 y 200 mm de PMMA.

En la tabla 3 se recogen los valores de desviación R promedio para los tres espesores de bloque de PMMA y las tres energías del haz. Los valores promedio concuerdan con el cambio en la distribución del número de cuentas frente a R comentado sobre las gráficas anteriores. Si se toma la columna asociada al caso del bloque de 60 mm de PMMA, R disminuyes al

aumentar la energía. Si en cambio se toma la fila asociada a la energía de 200 MeV, R aumenta a medida que crece el espesor del bloque de PMMA.

R ± ΔR (mm)	60 mm PMMA	120 mm PMMA	200 mm PMMA
100 MeV	$2{,}531 \pm 0{,}051$	x	x
150 MeV	$1{,}457 \pm 0{,}030$	$3{,}749 \pm 0{,}074$	x
200 MeV	$1{,}061 \pm 0{,}021$	$2{,}614 \pm 0{,}049$	$5{,}657 \pm 0{,}114$

Tabla 3: Valores de desviación R en el DSSD2 con bloques de 60. 120 y 200 mm para haces puntuales de tres energías diferentes, 100, 150 y 200 MeV.

5.2. Comparación trayectoria con tejido, tejido y hueso y tejido, hueso y aire

Una vez analizadas las trayectorias de los protones, es de mayor interés estudiarlas para casos próximos al ambiente clínico. Para ello se van a analizar geometrías y materiales similares a los que se encuentran al realizar un estudio clínico de un paciente humano. Dado que los tumores pueden encontrarse en diversas partes del cuerpo, los protones pueden encontrarse con tejido humano, hueso, aire, etc. En este apartado se va a analizar qué le sucede a un haz puntual al atravesar 3 geometrías diferentes, mostradas esquemáticamente en la Figura 58, con los detectores DSSD1 y el DSSD2 presentes en todas ellas y separados entre sí 24 cm, pero cada una de ellas con una muestra compuesta de distintos elementos, aunque todos ellos con un grosor en total de 200 mm y separados 20 mm de cada detector. Se pretenden simular la interacción de los protones con tejido humano, simulando un caso donde el tumor esté localizado en una región únicamente de tejido blando como pudiera ser ciertas zonas del abdomen; con tejido y hueso, imitando la estructura de algunas partes del cuerpo como una pierna o un brazo humanos, y con tejido, hueso y aire, como podría ser un cáncer pulmonar. Gracias a la base de datos de materiales del NIST incluida en Geant4 [15] dentro de la clase G4NistManager se pueden incluir los materiales estándar. Para el tejido se ha seleccionado el material Tissue_soft_ICRP (densidad de 1,03 g/cm^3) , como hueso el Bone_compact_ICRU (densidad de 1,85 g/cm^3) y el aire con una densidad de 0,00120479 g/cm^3. Para este apartado se combina todo lo visto anteriormente y se obtiene para cada una de las configuraciones el mapa de impactos del detector DSSD2, la proyección en X y en Y junto al FWHM y las trayectorias. Además, para las tres configuraciones se trabaja con un haz de protones de 200 MeV, dado que la muestra en total tiene un grosor de 200 mm y dadas las dimensiones y materiales empleados, para garantizar que el haz de protones atraviese la muestra se ha elegido esa energía.

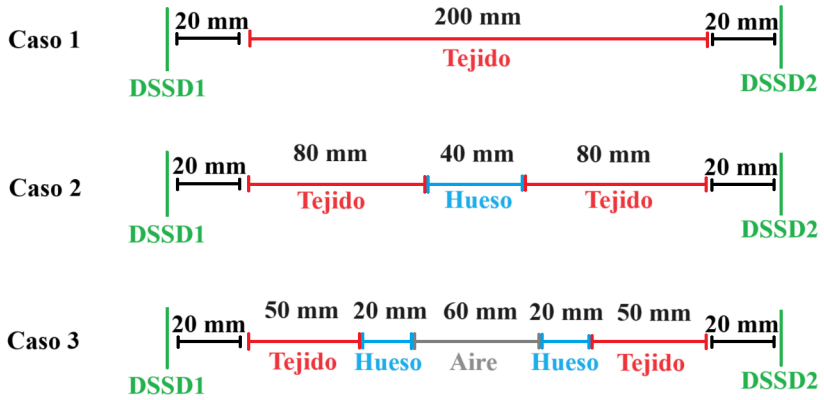


Figura 58: Esquema ejemplo de las geometrías empleadas en la simulación de las trayectorias. En ella se observan las distancias de los dos detectores DSSD1 y DSSD2 a las muestras y el espesor de cada capa de las muestras de Tejido, Tejido+Hueso y Tejido+Hueso+Aire de 200 mm.

En las Figuras 59-64 se representan las trayectorias en los planos XZ e YZ para las tres configuraciones. Si se comparan las Figuras 59-60 y 61-62, se observa que la influencia de los 40 mm de hueso en la desviación de los protones no es muy marcada. En cambio, en el caso 3, sí que se puede apreciar una disminución global de la desviación del haz de protones debido a la amplia capa de aire (60 mm) cuya densidad y poder de frenado relativo (RSP) es muy inferior al de los otros dos materiales. En los materiales más densos, los protones tienen más probabilidad de interaccionar con las partículas del medio por el que viajan por lo que en las configuraciones que tienen un mayor espesor de tejido y hueso el haz se dispersa más al llegar al DSSD2. En cambio en la configuración de tejido, hueso y aire, como los protones se dispersan menos en el aire y hay un menor espesor de tejido y hueso, la dispersión es menor.

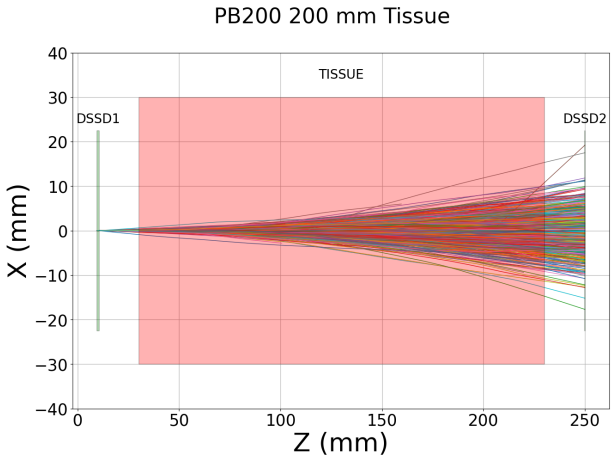


Figura 59: Plano XZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido.

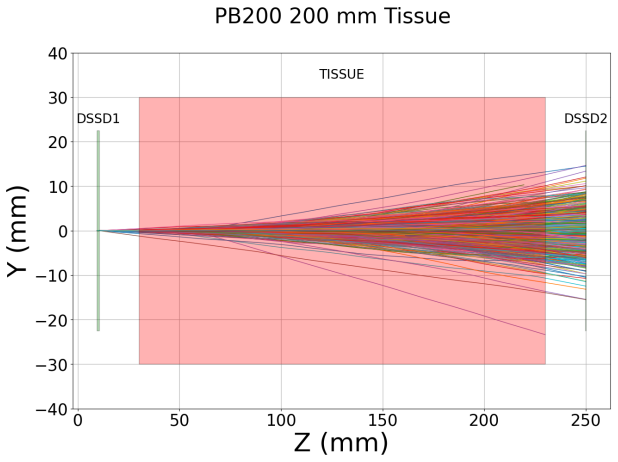


Figura 60: Plano YZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido.

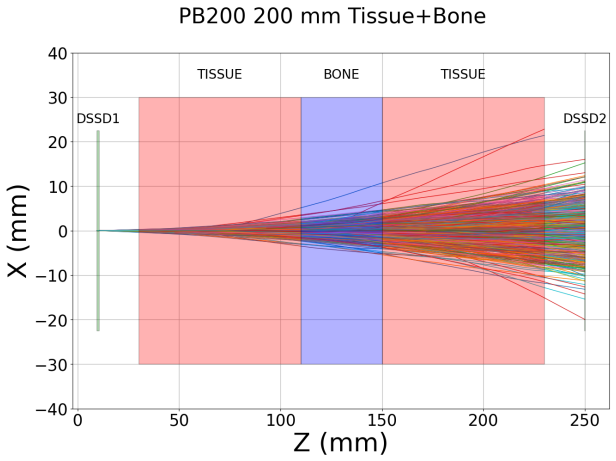


Figura 61: Plano XZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso.

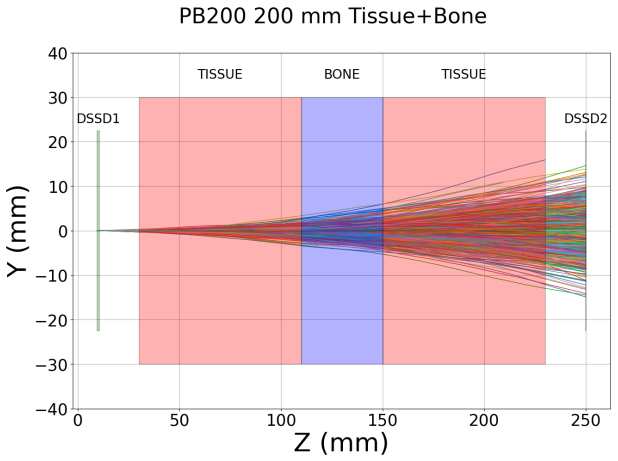


Figura 62: Plano YZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso.

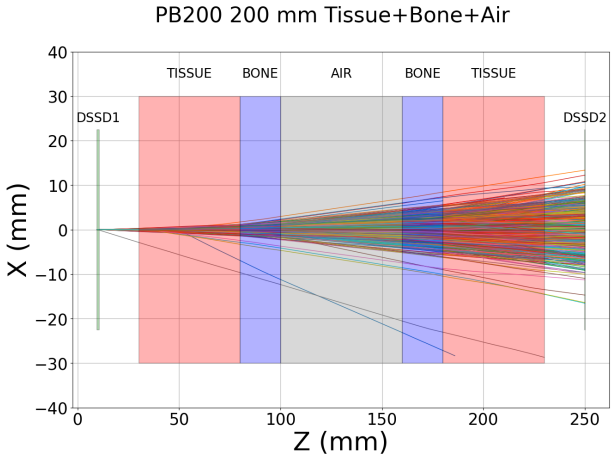


Figura 63: Plano XZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso+Aire.

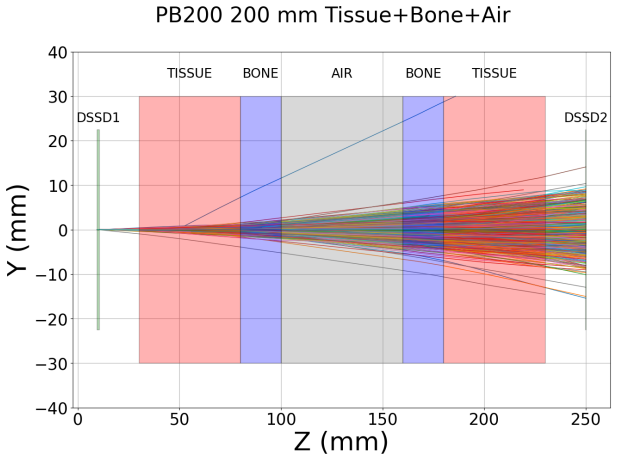


Figura 64: Plano YZ de la trayectoria de mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso+Aire.

5.2.1. Mapas de impactos, proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical y FWHM

En este subapartado se van a cuantificar las desviaciones en estos tres casos mediante los mapas de impactos, las proyecciones en los ejes horizontal y vertical y se evaluará el FWHM de los perfiles obtenidos. Las Figuras 65-73 representan los mapas de impactos y las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical para las tres geometrías. Comparando los mapas de impactos, mostrados en las Figuras 65, 68 y 71, el que presenta mayor número de cuentas en los píxeles centrales es el correspondiente a la configuración con muestra de tejido, hueso y aire, que es la que menos dispersa a los protones. Por otro lado, la de tejido y hueso, no solo tiene menos cuentas en los píxeles centrales, sino que presenta mayor número de cuentas en los píxeles de alrededor y la mitad de cuentas que el píxel central en píxeles alejados del centro. Si se comparan las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical, las

geometrías en las que los protones se dispersan más, el histograma se aplana y se ensancha con respecto a las geometrías donde se dispersan menos. Por último, la Tabla 4 recoge los valores de FWHM para las proyecciones en el eje horizontal y vertical de las tres geometrías. Como era de esperar los valores más pequeños corresponden a tejido, hueso y aire y los más grandes a tejido y hueso.

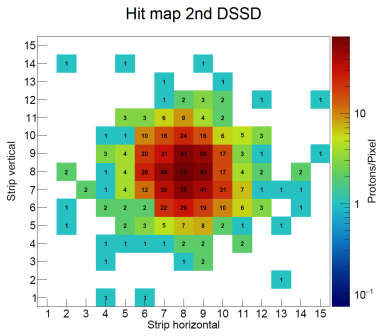


Figura 65: mapa de impactos en el detector DSSD2 para mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido.

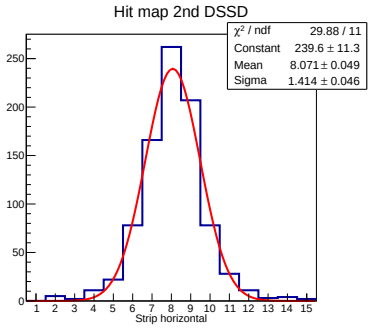


Figura 66: Proyección en X con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido.

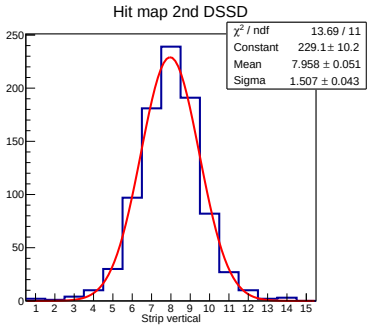


Figura 67: Proyección en Y con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido.

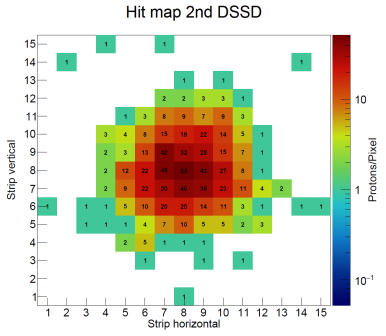


Figura 68: mapa de impactos en el detector DSSD2 para mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso.

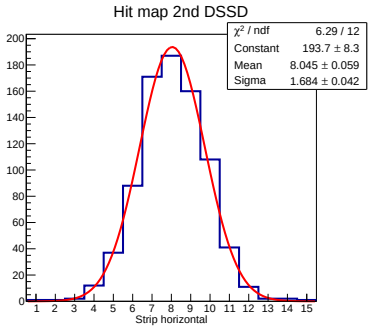


Figura 69: Proyección en X con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso.

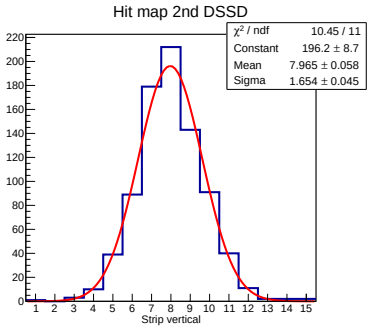


Figura 70: Proyección en Y con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso.

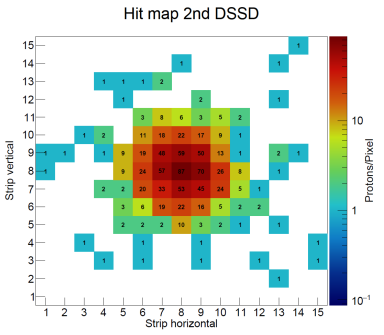


Figura 71: mapa de impactos en el detector DSSD2 para mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso+Aire.

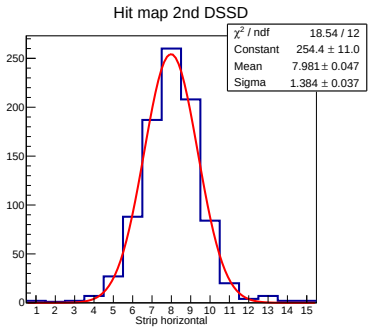


Figura 72: Proyección en X con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso+Aire.

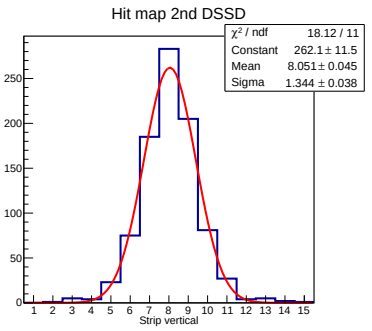


Figura 73: Proyección en Y con ajuste gaussiano en el detector DSSD2 para mil protones de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido+Hueso+Aire.

FWHM ± ΔFWHM (mm)	Proyección en X	Proyección en Y
Tejido	$9{,}99 \pm 0{,}33$	$10{,}65 \pm 0{,}30$
Tejido + Hueso	$11{,}90 \pm 0{,}30$	$11{,}69 \pm 0{,}32$
Tejido + Hueso + Aire	$9{,}78 \pm 0{,}26$	$9{,}50 \pm 0{,}27$

Tabla 4: Valores de FWHM de las proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical en el DSSD2 con muestras de 200 mm de tejido, tejido + hueso y tejido + hueso + aire.

A continuación se van a cuantificar las desviaciones experimentadas por el haz de protones en las muestras de Tejido, Tejido y Hueso y Tejido, Hueso y Aire.

5.2.2. Estudio cuantitativo de la desviación

En la Figura 74 se representa el histograma de número de cuentas N frente a la desviación R para las tres muestras cada uno con su R promedio. En apartados anteriores se observaba que había menos dispersión con la muestra que tenía aire debido a su menor densidad de partículas y a que ocupaba un grosor de los 200 mm totales que en las otras muestras está ocupado por hueso o tejido humano que son más densos. En este caso se observa de nuevo que la desviación R es mayor para tejido humano y para tejido humano más hueso, siendo esta última la que mayor desviación promedio presenta el haz de protones.

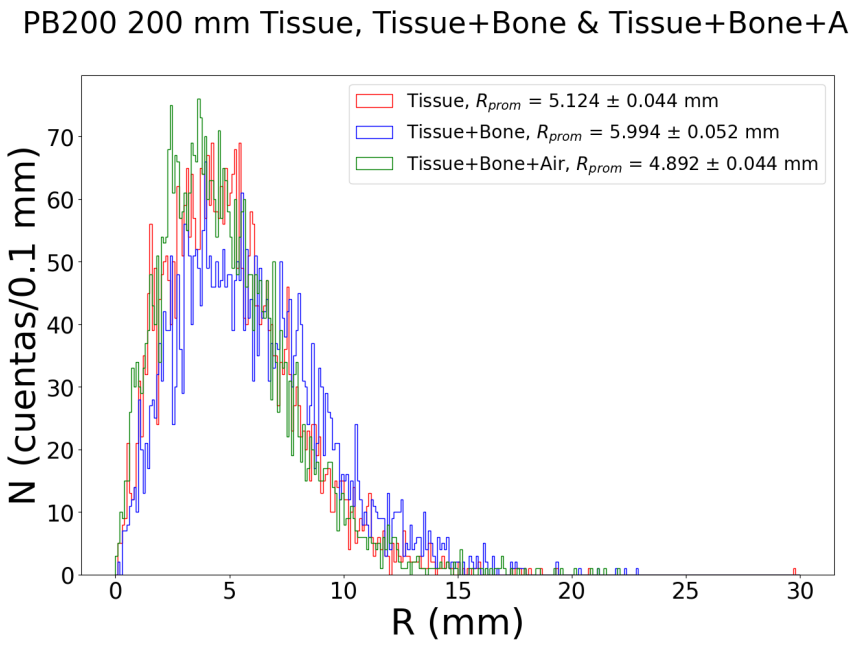


Figura 74: Histograma de número de cuentas N frente a desviación R con un haz puntual de 200 MeV para tres haces geometrías con muestras de 200 mm de Tejido, Tejido+Hueso y Tejido+Hueso+Aire.

En la tabla 5 se recogen los valores de desviación R promedio para las tres muestras. Estos valores concuerdan con la distribución del número de cuentas frente a R comentado sobre la gráfica anterior. Los valores para el caso Tejido y Tejido y Hueso son similares y es el asociado al caso Tejido, Hueso y Aire el que difiere más y disminuye respecto a los otros dos.

R ± ΔR (mm)	200 mm Tejido	200 mm Tejido y Hueso	200 mm Tejido, Hueso y Aire
200 MeV	5,124 ± 0,044	5,994 ± 0,052	4,892 ± 0,044

Tabla 5: Valores de desviación R en el DSSD2 con un haz puntual de 200 MeV para tres haces geometrías con muestras de 200 mm de Tejido, Tejido+Hueso y Tejido+Hueso+Aire.

5.3. Estudio con bloques de 6 materiales de interés

El último caso en el que se estudia la desviación R en el detector DSSD2 es para 6 bloques de materiales diferentes de interés pues se realizaron medidas con maniquíes que incluían estos materiales en los experimentos de Cracovia. Los materiales empleados son aluminio, alcohol, delrin, PMMA, teflón y agua. Los bloques con los que se han realizado las medidas son de 120 mm de espesor y el haz de protones, un haz puntual de 200 MeV.

En la Figura 75 se observa que la mayor desviación se obtiene para el aluminio en que se tiene una desviación de R = 6,365(13) mm tras atravesar 120 mm de espesor del mismo, mientras que la menor desviación observada es de R = 2,009(4) mm. Se ve que las desviaciones en el caso de materiales metálicos como aluminio o similares como titanio, que son

utilizados en ciertas operaciones quirúrgicas tras fracturas de huesos y demás, son bastante importantes en comparación con las desviaciones observadas en el resto de materiales, por lo que deben tenerse muy en cuenta y hacer un estudio exhaustivo de la zona al realizar el plan de tratamiento.

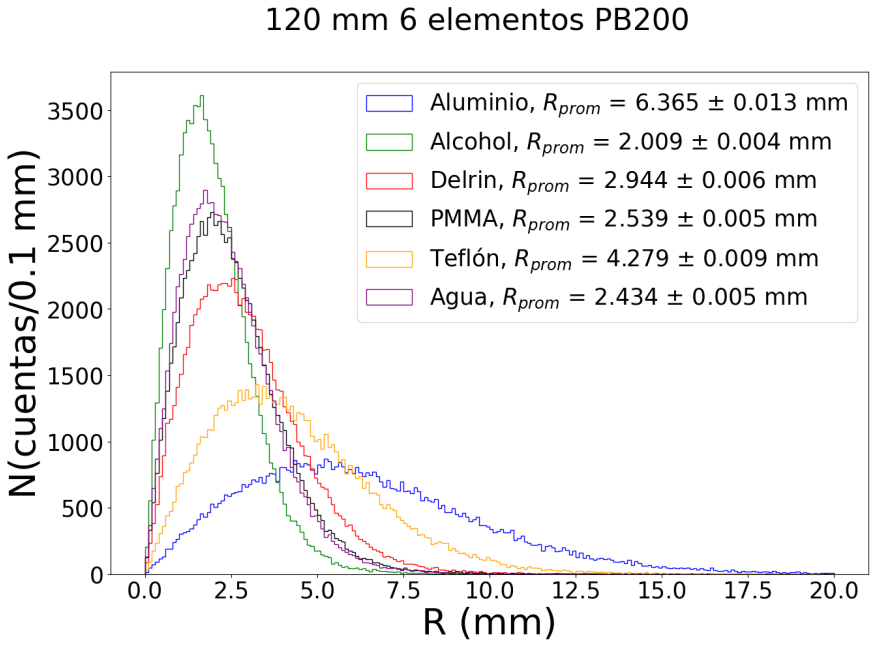


Figura 75: Histograma de número de cuentas N frente a desviación R con un haz puntual de 200 MeV con bloques de 120 mm de aluminio, alcohol, delrin, PMMA, teflón y agua.

6. Comparación entre trayectoria real y trayectoria en línea recta

Por último, se estudia uno de los aspectos de mayor interés para la buena aplicación de la protonterapia que es la distancia recorrida por los protones en el interior del cuerpo humano. Es importante conocer la distancia recorrida por los protones en el interior del cuerpo para compararla con la que recorrerían si fueran en línea recta sin desviarse, ya que en algunos códigos de reconstrucción se asume una trayectoria lineal de los protones. Se quiere determinar cómo de importante es la desviación que se ha estudiado previamente en esta aproximación y cómo de válida puede resultar ser. Gracias a que la simulación nos proporciona las coordenadas tridimensionales de los protones en cada paso de su propagación por el material se puede calcular tanto la distancia real como la aproximación en línea recta. Para el cálculo tanto de la distancia recorrida real como de la línea recta, primero se filtran los protones simulados para realizar el cálculo únicamente con los que atraviesan todo el bloque y alcanzan el detector DSSD2. Una vez filtrados, para calcular la distancia recorrida real hay que calcular el módulo del vector resta entre puntos (x,y,z) consecutivos y sumarlos todos para obtener la distancia total recorrida por los protones. Por otro lado, para calcular la distancia recorrida por los protones si su trayectoria fuera una línea recta desde el haz

hasta el detector DSSD2, hay que primero obtener las coordenadas (x,y,z) del protón cuando alcanza el detector DSSD2. Como se conoce la Z a la que se ha colocado el DSSD2 basta con obtener las coordenadas X e Y del protón asociadas a la Z a la que está situado el DSSD2. Una vez obtenidas las coordenadas, como están calculadas respecto al origen que es donde está situado el haz, basta con obtener el módulo del vector asociado a las coordenadas del protón cuando alcanza el DSSD2. Una vez obtenidos los dos vectores que recogen por un lado las distancias reales y por otro lado las distancias en línea recta, se restan y se representa el vector resta en un histograma. Además se obtiene el promedio de la resta junto a su respectivo error empleando la Ecuación 4 pero para la diferencia entre distancias recorridas real y línea recta ΔL.

Para visualizar la diferencia entre la trayectoria real del protón y la trayectoria en línea recta, en las Figuras 76 y 77 se representan las trayectorias real y en línea recta de un protón de 200 MeV en su paso a través de una muestra de tejido humano de 200 mm de espesor en la planos XZ e YZ respectivamente. Se observa claramente que los protones se desvían en su paso por la muestra y por lo tanto recorren una distancia mayor que si fueran en línea recta. A continuación se cuantifica esa diferencia de distancia recorrida para dos casos, para tres muestras de PMMA de 60, 120 y 200 mm de espesor y para otras tres de tejido, tejido y hueso y tejido, hueso y titanio de 200 mm de espesor en total. En ambos casos se emplean haces puntuales de protones de energías de 100, 150 y 200 MeV, pero para cada espesor solo se simula con la energía para la que los protones logran atravesar la respectiva muestra y alcanzar el DSSD2.

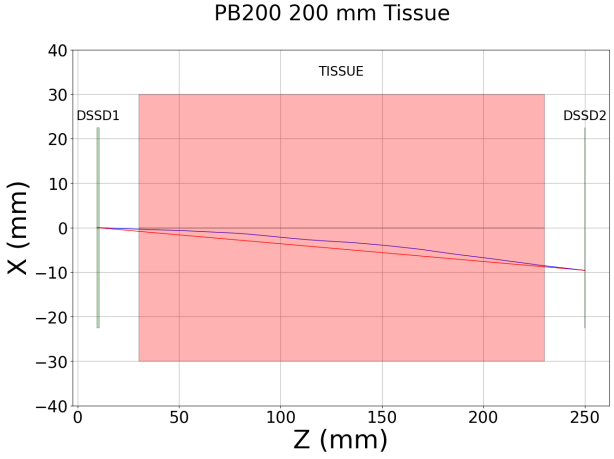


Figura 76: Plano XZ de la trayectoria real y en línea recta de un protón de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido.

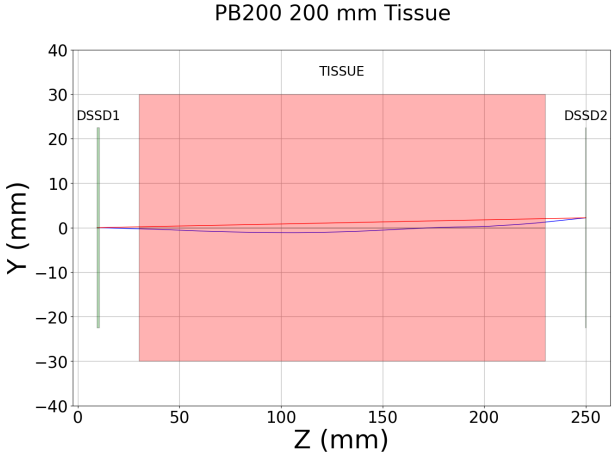


Figura 77: Plano YZ de la trayectoria real y en línea recta de un protón de 200 MeV con muestra de 200 mm de Tejido.

6.1. PMMA

Para este caso se emplean las geometrías que ya se han ilustrado en la Figura 38. Basándose en los valores del alcance de los protones en función de su energía para PMMA que se recogen en la Tabla 2, se ha obtenido la diferencia entre distancias recorridas real y en línea recta L para los casos: haz de 100 MeV y bloque de 60 mm de PMMA, haz de 150 MeV y bloques de 60 y 120 mm de PMMA y haz de 200 MeV y bloques de 60, 120 y 200 mm de

PMMA. Los histogramas de número de cuentas N frente a diferencia entre distancia recorrida en el camino seguido en la simulación y asumiendo una línea recta L entre el punto de impacto en el DSSD1 y en el DSSD2, se muestra en las Figuras 78, 79 y 80. Además, en la parte superior de dichas figuras se expresa el valor promedio de dichas diferencias. Se observa cómo para la misma energía del haz, a medida que aumenta el espesor del bloque la diferencia promedio entre la distancia recorrida real y en línea recta aumenta ya que la trayectoria real de los protones se curva más y se desvían con respecto a la trayectoria en línea recta. Por otro lado, observando los valores para el caso del bloque de 60 mm para las tres energías, la diferencia promedio disminuye con la energía ya que a mayor energía los protones, se desvían menos respecto a la línea recta. Aun así, en todos los casos la diferencia promedio ΔL es inferior a 0,1 mm, por lo que la aproximación de la trayectoria en línea recta para el bloque de PMMA es una buena aproximación.

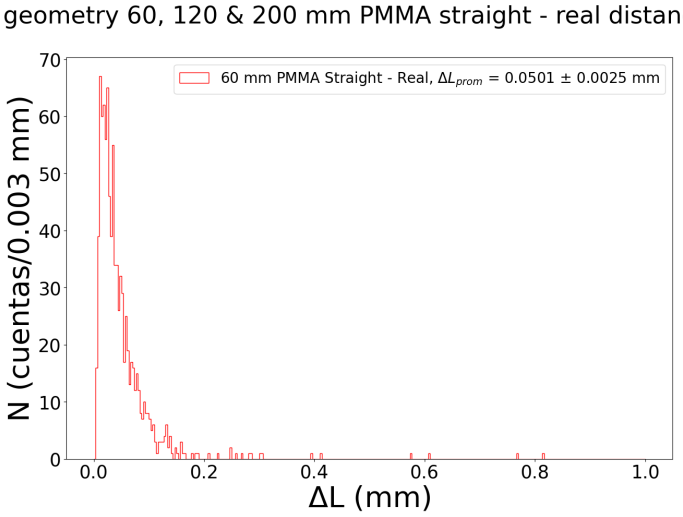


Figura 78: Histograma de número de cuentas N frente a la diferencia de longitud recorrida entre la trayectoria simulada y la trayectoria en línea recta, ΔL, con un haz puntual de 100 MeV con bloque de 60 mm de PMMA.

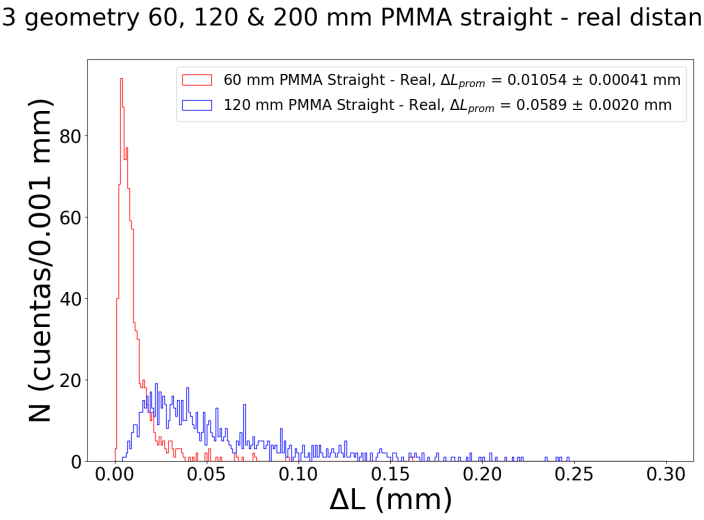


Figura 79: Histograma de número de cuentas N frente a la diferencia de longitud recorrida entre la trayectoria simulada y la trayectoria en línea recta, ΔL, con un haz puntual de 150 MeV con bloque de 60 y 120 mm de PMMA.

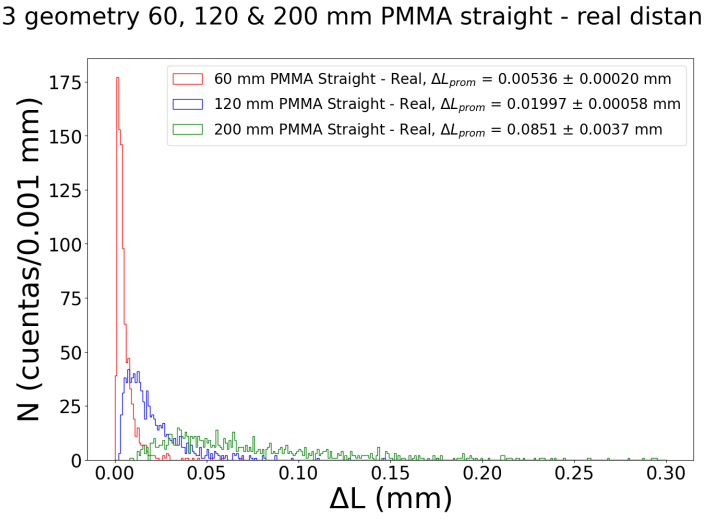


Figura 80: Histograma de número de cuentas N frente a la diferencia de longitud recorrida entre la trayectoria simulada y la trayectoria en línea recta, ΔL, con un haz puntual de 200 MeV con bloque de 60, 120 y 200 mm de PMMA.

6.2. Caso realista: Tejido, Hueso y Titanio.

Para este caso más realista, se emplean las geometrías empleadas en apartados anteriores de tejido y hueso y tejido, hueso y aire pero además se añade una geometría similar a la representada en la Figura 58 para el caso de tejido, hueso y aire pero cambiando el aire por titanio y reduciendo el espesor de este. Antes se intentaba simular un caso que involucrase un tumor en un pulmón que contiene aire en su interior y ahora además se trata de reflejar

un caso donde el paciente pueda tener una placa metálica, generalmente de titanio, en el interior de algún hueso como podría ser en la pierna o en el antebrazo. No obstante, aunque esta nueva geometría se asemeje a la empleada anteriormente, en la Figura 81 se representan las tres geometrías empleadas en este subapartado.

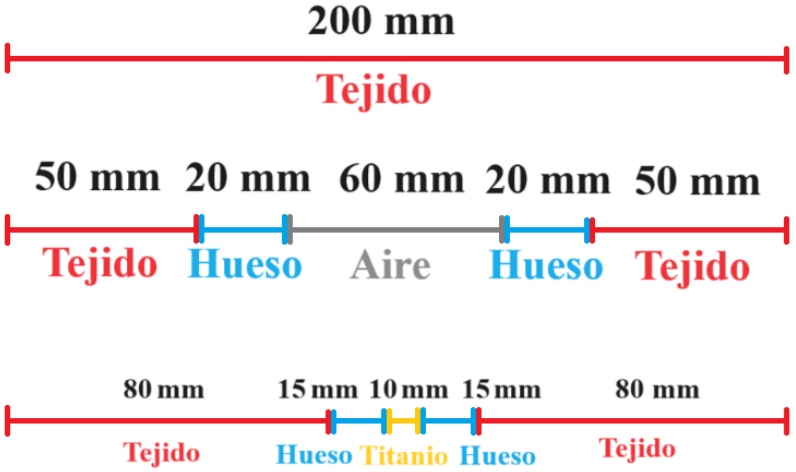


Figura 81: Esquema ejemplo de las geometrías empleadas en la simulación de las trayectorias. En ella se observan las posiciones respecto al origen del haz de los dos detectores DSSD1 y DSSD2 y de las muestras de Tejido, Tejido+Hueso+Aire y Tejido+Hueso+Titanio de 200 mm.

En este caso todas las geometrías se han simulado con un haz puntual de 200 MeV que es la energía para la cual se asegura que los protones atraviesan los 200 mm de muestra, cada uno con su proporción de tejido, hueso, aire y titanio correspondiente, y alcanzan el DSSD2. En la Figura 79 se representan los histogramas de número de cuentas N frente a diferencia entre distancia recorrida real y en línea recta ΔL junto a sus diferencias promedio para las tres geometrías mencionadas. Se observa como a medida que se reduce el grosor de tejido humano y lo se sustituye por materiales más densos como el hueso o el titanio, la diferencia promedio aumenta. De nuevo, para el caso de tejido, hueso y aire la diferencia promedio disminuye con respecto a la que contiene únicamente tejido porque aunque se añade hueso, en el aire los protones prácticamente no se desvían y la trayectoria real difiere menos de la línea recta. En cambio, cuando se escoge la geometría que contiene titanio, aunque el grosor de la placa sea de 10 mm, la diferencia promedio aumenta en un orden de magnitud con respecto a las otras dos geometrías, de 10^{-2} mm a 10^{-1} mm. Por lo tanto, en los casos en los que el paciente pueda contener algún tipo de placa metálica cerca del tumor hay que tener en cuenta que los protones se desviarán más apreciablemente y se debe tener especial cuidado al tratar regiones con estos elementos.

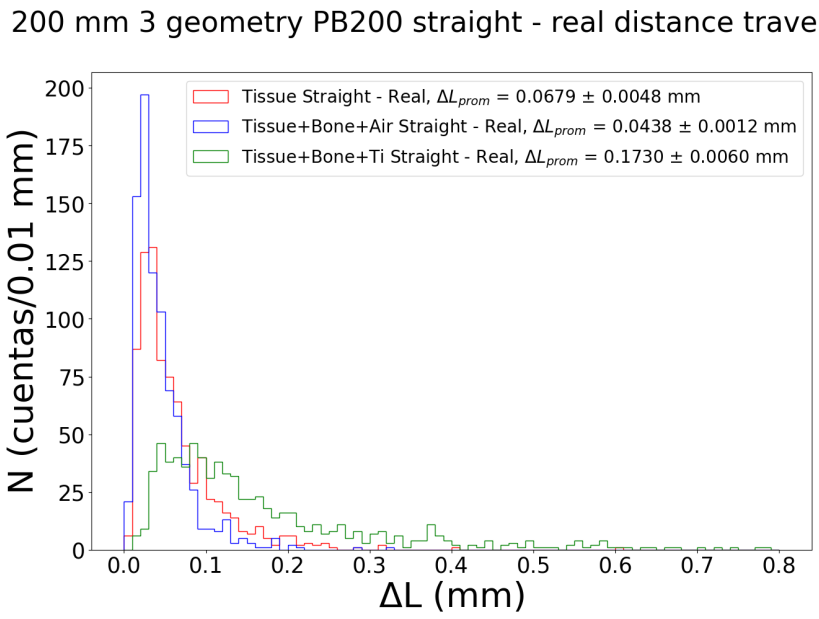


Figura 82: Histograma de número de cuentas N frente a la diferencia de longitud recorrida entre la trayectoria simulada y la trayectoria en línea recta, ΔL, con un haz puntual de 200 MeV para 3 geometrías con muestras de 200 mm de Tejido, Tejido+Hueso+Aire y Tejido+Hueso+Titanio.

7. Comparación con experimento de Cracovia

En este último apartado se comparan los resultados obtenidos con la simulación del experimento de Cracovia con los datos experimentales obtenidos para el experimento real. Se comparan proyecciones en el eje horizontal y en el eje vertical de los mapas de impactos, gráficas que ya se han obtenido a lo largo del trabajo con otras geometrías para acabar comparando la simulación con un experimento real.

Los resultados obtenidos con la simulación son para un haz de 10 millones de protones de 150 MeV sin bloque de PMMA y con un bloque de PMMA de 119 mm de espesor colocado entre los detectores DSSD. En cambio, los resultados obtenidos en el experimento no se obtuvieron con un número específico de protones sino que se realizó una medida de una determinada duración. Es por ello que los resultados obtenidos en la simulación han tenido que ser escalados a los experimentales para poder compararlos. Debido a este escalado los mapas de impactos y de energía por golpe obtenidos con la simulación no permiten obtener información útil comparándolos con los obtenidos en el experimento, mientras que las proyecciones si permiten sacar ciertas conclusiones. Es por ello que solo se muestran las comparaciones entre proyecciones simuladas y experimentales en este último apartado.

A continuación se comparan dos casos distintos. En el primero, se trabaja con la condición de que los protones que se recogen en las proyecciones en el eje horizontal de los mapas de impactos, han de atravesar ambos detectores DSSD, descartando los que solo atraviesan el primero de estos detectores. En el segundo, se obtienen proyecciones en el eje horizontal y

en el eje vertical de los mapas de impactos solo para el detector DSSD2 con la condición de que los protones hayan pasado por uno de los píxeles centrales del detector DSSD1, en concreto se ha escogido el píxel correspondiente a la columna 9 y a la fila 9 contando desde la esquina de abajo a la izquierda del DSSD1. Para este segundo caso se obtiene también la proyección en Y porque al imponer esta condición no se espera simetría en el eje horizontal y en el vertical como si se espera para el primer caso.

7.1. Resultados sin condición sobre el DSSD1

A continuación se exponen las proyecciones en los ejes horizontal y vertical simuladas y experimentales para el caso sin condición en el DSSD1.

7.1.1. Proyecciones en el eje horizontal

En las Figuras 83, 84, 85 y 86 se muestran las proyecciones en el eje horizontal de los mapas de impactos de los detectores DSSD1 y DSSD2, sin bloque de PMMA entre detectores y con bloque de PMMA de 119 mm de espesor entre detectores, obtenidos en la simulación frente a los experimentales

Se observa en la Figura 83 que los perfiles en el DSSD1 son similares y las pequeñas diferencias pueden ser debidas a la ubicación en el experimento de unos colimadores de plomo que no han sido incluidos en la simulación y que, quizás, estén cortando un poco el haz incidente en la parte derecha del eje horizontal.

Respecto al perfil en el DSSD2 en la Figura 84, se ve que son bastante similares pero existe una componente adicional en la mitad izquierda del detector. Quizás pueda deberse al mismo motivo comentado, la influencia del colimador de plomo, que haría dispersar lateralmente los protones desde el lado derecho hacia el izquierdo y por ello se observe este exceso de cuentas en la mitad izquierda.

También se observa que en el caso de las medidas con un bloque de PMMA, mostradas en las Figuras 85 y 86, las proyecciones en el eje horizontal simuladas y experimental en el DSSD1 son prácticamente iguales y, sin embargo, en el DSSD2 son bastante diferentes. No se ha conseguido identificar el origen para tal comportamiento.

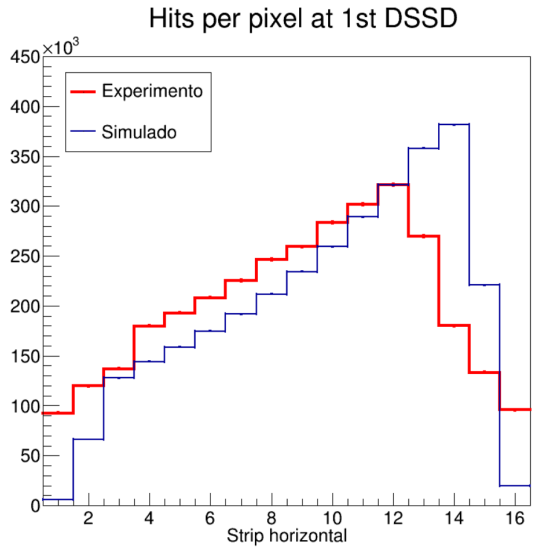


Figura 83: Proyección en X en el detector DSSD1 para 10 millones de protones de 150 MeV sin bloque con la geometría de Cracovia simulada frente a la real.

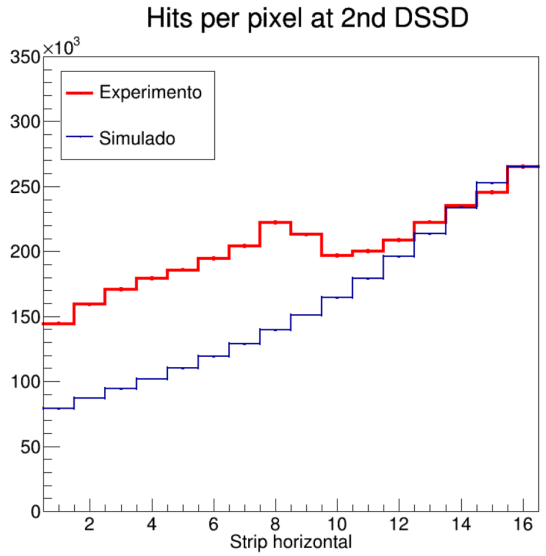


Figura 84: Proyección en X en el detector DSSD2 para 10 millones de protones de 150 MeV sin bloque con la geometría de Cracovia simulada frente a la real.

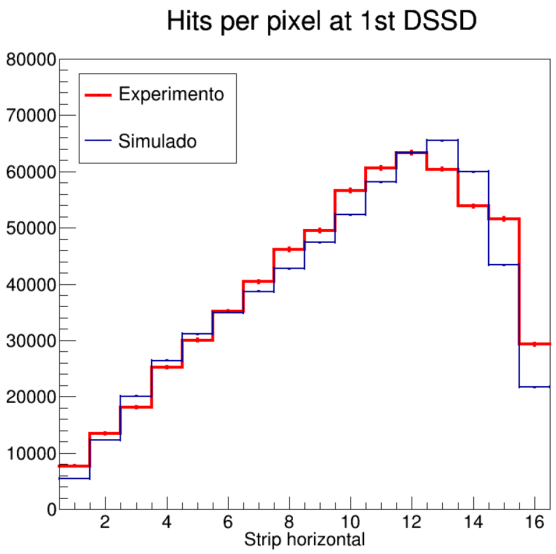


Figura 85: Proyección en X en el detector DSSD1 para 10 millones de protones de 150 MeV con bloque de 119 mm de PMMA con la geometría de Cracovia simulada frente a la real.

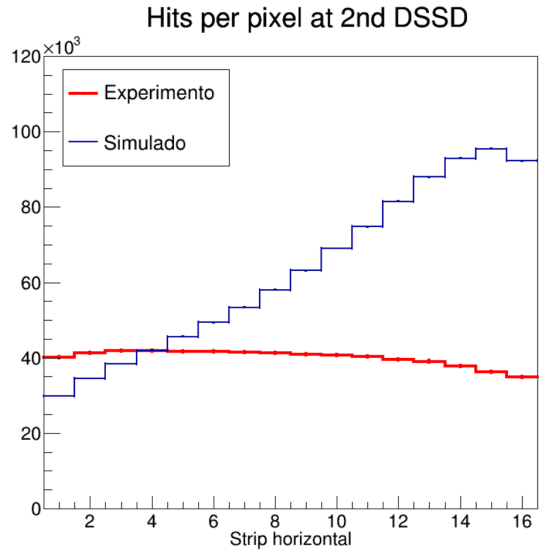


Figura 86: Proyección en X en el detector DSSD2 para 10 millones de protones de 150 MeV con bloque de 119 mm de PMMA con la geometría de Cracovia simulada frente a la real.

7.2. Resultados con condición sobre el DSSD1

En este apartado se va a explorar qué sucede si se condiciona el estudio a protones que pasen por un píxel concreto del detector DSSD1 y se observarán los mapas y proyecciones

en el detector DSSD2 con esa condición.

7.2.1. Proyecciones en el eje horizontal

En las Figuras 87 y 88 se muestran las proyecciones en el eje horizontal del mapa de impactos del detector DSSD2, sin bloque de PMMA entre detectores y con bloque de PMMA de 119 mm de espesor entre detectores, obtenidos en la simulación frente a los experimentales.

Se observa en la Figura 87 como las proyecciones simulada y experimental en el eje horizontal en el DSSD2 cuando no hay bloque de PMMA son muy distintas, al igual que sucedía en el apartado anterior en la Figura 86. De la misma manera, no se ha conseguido identificar el origen para tal comportamiento.

Por otro lado, en la Figura 88, ambas proyecciones simulada y experimental son muy similares a excepción de la región de la izquierda donde la experimental presenta más cuentas. Esto se puede deber de nuevo a la comentada influencia del colimador de plomo para el caso anterior.

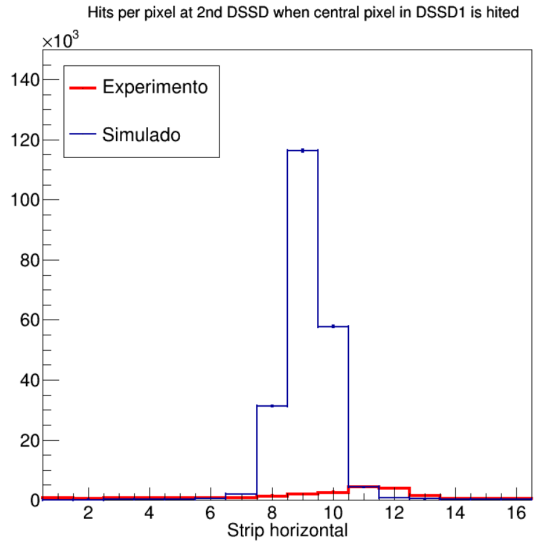


Figura 87: Proyección en X en el detector DSSD2 condicionado sobre el DSSD1 para 10 millones de protones de 150 MeV sin bloque con la geometría de Cracovia simulada frente a la real.

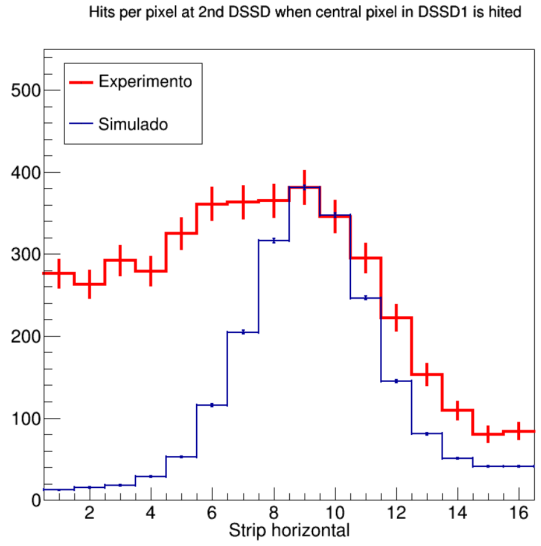


Figura 88: Proyección en X en el detector DSSD2 condicionado sobre el DSSD1 para 10 millones de protones de 150 MeV con bloque de 119 mm de PMMA con la geometría de Cracovia simulada frente a la real.

7.2.2. Proyecciones en el eje vertical

En las Figuras 89 y 90 se muestran las proyecciones en el eje vertical del mapa de impactos del detector DSSD2, sin bloque de PMMA entre detectores y con bloque de PMMA de 119 mm de espesor entre detectores, obtenidos en la simulación frente a los experimentales.

Se puede observar que las proyecciones en el eje vertical (Y) son muy similares, mostrando los datos experimentales cierta anchura adicional a lo calculado por las simulaciones. Esto puede deberse a algún detalle de la geometría de las simulaciones que no se ha incluido y que,

como se ve, influye en los resultados. De todas formas la influencia es bastante moderada y se puede decir que la simulación reproduce de manera global los datos experimentales. Estas discrepancias observadas ayudan a identificar posibles efectos durante el experimento que alterarán los resultados y que gracias al uso de las simulaciones Monte Carlo pueden ser entendidas y, quizás, corregidas.

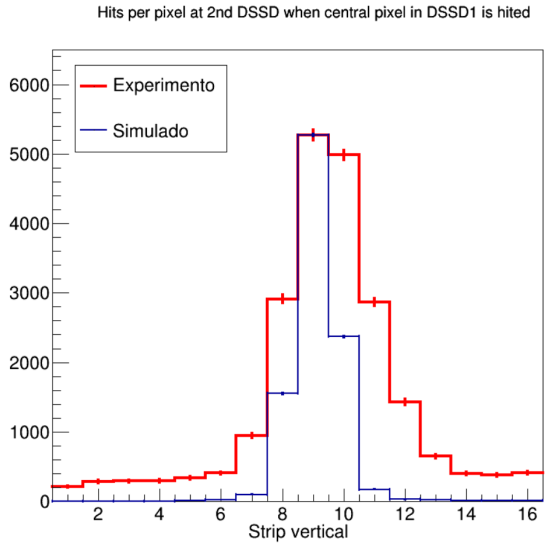


Figura 89: Proyección en Y en el detector DSSD2 condicionado sobre el DSSD1 para 10 millones de protones de 150 MeV sin bloque con la geometría de Cracovia simulada frente a la real.

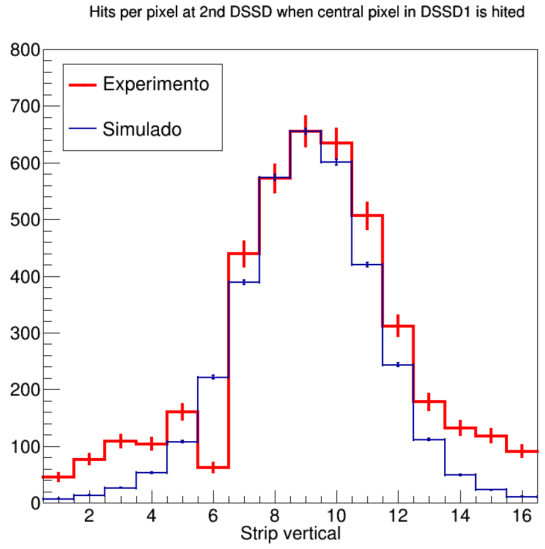


Figura 90: Proyección en Y en el detector DSSD2 condicionado sobre el DSSD1 para 10 millones de protones de 150 MeV con bloque de 119 mm de PMMA con la geometría de Cracovia simulada frente a la real.

8. Conclusiones

En el marco de las actividades de desarrollo de un escáner de imagen médica con protones, en el presente trabajo se han realizado simulaciones Monte Carlo empleando la herramienta Geant4 para simular el paso de un haz de protones por diferentes muestras. Las principales conclusiones que se han obtenido son:

1. Para la misma energía de los protones, a medida que aumenta el espesor del bloque de PMMA a estudiar, los protones se dispersan más al atravesar más cantidad de material.

2. Para el mismo espesor del mismo material, a medida que aumenta la energía del haz, los protones se desvían menos, debido a que su poder de frenado relativo y desplazamiento lateral son menores.

3. Para un bloque de PMMA de 60 mm, para la misma energía del haz, el FWHM es mayor para un haz cilíndrico que para uno puntual, siendo la máxima diferencia de 4,003 mm para la energía de 200 MeV.

4. La desviación de los protones en el DSSD2 disminuye con la energía para un mismo espesor de bloque de PMMA y aumenta con el espesor de PMMA para una misma

energía, siendo máxima para un haz de protones de 200 MeV al atravesar un bloque de PMMA de 200 mm R = 5,657(114) mm y mínima para un haz de protones de 200 MeV al atravesar un bloque de PMMA de 60 mm R = 1,061(21) mm.

5. Para un haz de protones de 200 MeV se han comparado tres geometrías compuestas de 200 mm de tejido, 80 mm de tejido + 40 mm de hueso + 80 mm de tejido y 50 mm de tejido + 20 mm de hueso + 60 mm de aire + 20 mm de hueso + 50 mm de tejido, y la desviación es máxima para el caso de tejido + hueso R = 5,994(52) mm y mínima para el caso tejido + hueso + aire R = 4,892(44) mm.

6. A partir del estudio de muestras de 120 mm de espesor de 6 elementos de interés: aluminio, alcohol, delrin, PMMA, teflón y agua, con un haz de 200 MeV, se concluye que la mayor desviación es con aluminio R = 6,365(13) mm y la mínima con alcohol R = 2,009(4) mm. Destaca sobre las demás el aluminio por lo que será importante tener en cuenta la presencia de materiales de tipo metálico como este en el cuerpo del paciente a la hora de tratarlo.

7. La aproximación de la trayectoria en línea recta para un bloque de PMMA de entre 60 y 200 mm de espesor es válida al presentar diferencias menores de 0,1 mm con la trayectoria del protón en la simulación.

8. La aproximación de la trayectoria en línea recta para una muestra realista de tejido y hueso que incluye 10 mm de espesor de titanio no es válida al presentar diferencias de casi 0,2 mm, y que pudieran ser mayores dependiendo del espesor y material de la pieza metálica, con la trayectoria simulada. Por lo tanto, es importante tener especial cuidado al tratar regiones con estos elementos. No obstante, si no existen elementos de alta densidad, se ha observado que la diferencia está por debajo de 0,1 mm para trayectorias de hasta 200 mm. Lo cual hace pensar que es más que válida dicha aproximación.

9. Las proyecciones en el eje horizontal y vertical obtenidas con la simulación son similares a las obtenidas en los experimentos de Cracovia, sobre todo el los perfiles en el DSSD1 y en menor medida en los del DSSD2, debido probablemente a diferencias entre el montaje experimental real y la empleada en la simulación, donde había presentes colimadores de plomo no incluidos en la geometría de la simulación entre otros elementos.

Además de lo mencionado, en el transcurso de este trabajo se ha aprendido a utilizar numerosas herramientas como ROOT, Geant4, Python, etc... que han sido fundamentales para el correcto desarrollo del trabajo presentado.

Se han extraído conclusiones preliminares que tienen que ser más profundamente analizadas como por ejemplo la validez de la aproximación de trayectoria recta en las reconstrucciones tomográficas para imágenes tomadas con protones. Esto debe ser evaluado realizando reconstrucciones tomográficas y comparando el resultado obtenido asumiendo líneas rectas y las trayectorias obtenidas mediante simulación o mediante aproximaciones como la Most Likely Path empleada actualmente en numerosos estudios de imagen con protones.

Para concluir, se puede decir que se ha profundizado en la comprensión de la propagación del protón en la materia. Esta es la parte fundamental de la imagen médica con protones

propuesta en técnicas como la radiografía y tomografía con protones que está actualmente en fase de investigación y desarrollo.

Referencias

[1] Instituto de técnicas avazanzadas contra el cáncer (iTAcC). `https://itaccancer.es/`. 2024.

[2] Melody Ju, Abigail T Berman, and Neha Vapiwala. The evolution of proton beam therapy: insights from early trials and tribulations. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 90(4):733–735, 2014.

[3] Robert P Johnson. Review of medical radiography and tomography with proton beams. *Reports on progress in physics*, 81(1):016701, 2017.

[4] Quirónsalud. `https://www.quironsalud.com/protonterapia`. 2024.

[5] Clínica universidad de navarra (CUN). `https://cancercenter.cun.es/protonterapia`. 2024.

[6] E Nácher, JA Briz, AN Nerio, A Perea, VG Távora, O Tengblad, M Ciemala, N Cieplicka-Orynczak, A Maj, K Mazurek, et al. Characterization of a novel proton-ct scanner based on silicon and labr 3 (ce) detectors. *The European Physical Journal Plus*, 139(5):404, 2024.

[7] JA Briz, I Posadillo, VG Távora, E Nácher, MJG Borge, O Tengblad, A Perea, A Ortiz, JD Ovejas, and S Viñals. A prototype of pct scanner: first tests. In *EPJ Web of Conferences*, volume 253, page 09008. EDP Sciences, 2021.

[8] José Antonio Briz, AN Nerio, C Ballesteros, MJG Borge, P Martínez, A Perea, VG Távora, Olof Tengblad, M Ciemala, A Maj, et al. Proton radiographs using position-sensitive silicon detectors and high-resolution scintillators. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 69(4):696–702, 2022.

[9] Amanda Nathali Nerio, José Antonio Briz, María José García Borge, Enrique Nácher, Olof Tengblad, Ángel Perea, and Vicente García Távora. Evaluation of water equivalent thicknesses using the iem-csic scanner prototype. In *EPJ Web of Conferences*, volume 290, page 08004. EDP Sciences, 2023.

[10] Micron Semiconductor Ltd. `https://www.micronsemiconductor.co.uk/strip-detectors-double-sided/`. 2024.

[11] Geant4. `https://geant4.web.cern.ch/about/`. 2024.

[12] Vicente García Tavora. Simulaciones montecarlo para el desarrollo de un prototipo de tomógrafo de protones con aplicación en protonterapia. 2019.

[13] View3dscene. `https://castle-engine.io/castle-model-viewer`. 2024.

[14] Nucleonica. `https://nucleonica.com/`. 2024.

[15] Base de datos de materiales de Geant4. https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/html/Appendix/materialNames.html. 2024.