



Modelado de un fantoma antropomórfico virtual para su uso médico mediante métodos de Monte Carlo

PABLO DANIEL AGUADO ^a

Directores: MG. DIEGO CARRASCO ^b, MG. PABLO CAPPAGLI ^b

^a Universidad Nacional de San Juan

^b Instituto Balseiro; Centro Atómico Bariloche

Marzo de 2017

Resumen

En este trabajo se verificó el uso de algoritmos tipo Monte Carlo (usando EGSNRC) para la simulación de dosis de radiación absorbida por un fantoma de tórax CIRS 002LFC IMRT. Para ello se construyó un modelo virtual del fantoma, a partir de datos de tomografía computada y utilizando el programa ctcreate. Se simuló la incidencia de haces simples de fotones y también de un conjunto de haces con la técnica 4FBT. Los resultados se compararon con cálculos de dosis realizados en el sistema comercial de planificación de tratamiento MIRS, en las mismas condiciones de irradiación. Se observó una buena correspondencia entre los perfiles de dosis y curvas de isodosis para ambos métodos de cálculo, considerando sus limitaciones.

1 Introducción

1.1. Objetivos y organización del informe

Este es el informe del trabajo realizado por el autor¹ en el marco del programa BECAS DE VERANO del INSTITUTO BALSEIRO, durante el mes de febrero de 2017, en el LABORATORIO DE FÍSICA COMPUTACIONAL del CENTRO ATÓMICO BARILOCHE. Se espera que sirva como base práctica para futuros trabajos que realicen cálculos de dosis en fantomas virtuales, utilizando EGSNRC.

En esta sección se hace una breve introducción a los conceptos teóricos que fundamentan lo realizado, y se explicitan los objetivos concretos del trabajo. A continuación se detallan las formas en que se alcanzaron. Por último, se evalúan los resultados obtenidos y se proponen futuros trabajos relacionados.

El Apéndice A contiene programas usados y comenta modificaciones al código existente; el Apéndice B lista los parámetros con que se ejecutaron las simulaciones de Monte Carlo.

¹Pablo Daniel Aguado, estudiante de Ingeniería Electrónica en la UNIVERSIDAD NACIONAL DE SAN JUAN.
Contacto: aguadopd@hotmail.com

1.2. Radioterapia de haz externo con fotones

La radioterapia es un tipo de tratamiento médico en el que se utiliza radiación ionizante para destruir células cancerígenas. La forma más común de radioterapia es la radioterapia de haz externo o teleterapia (en inglés: *EBRT, external beam radiotherapy*), en la cual se usan partículas ionizantes que son dirigidas hacia el tumor desde fuera del cuerpo. Estas partículas pueden ser fotones, electrones e incluso protones, aunque en casi la totalidad de los casos se utilizan fotones de alta energía —rayos X o gamma. En este trabajo siempre hablaremos de radioterapia con fotones. Estos fotones de alta energía se generan en un dispositivo denominado acelerador lineal (en inglés *linear accelerator*, o *linac*).

1.3. Planificación

Antes del tratamiento con radioterapia, el equipo médico realiza una determinación clínica extensiva del tumor y sus características, y a partir de ella prescribe un tratamiento que consiste en la definición de la cantidad de dosis² que deberá recibir el tumor. A partir de esto se procede a la etapa de planificación del tratamiento, que en forma sintética consiste de: [13, p. 74]

1. Posicionamiento e inmovilización del paciente
2. Adquisición de datos del paciente
3. Definición de la anatomía
4. Prescripción de la dosis absorbida y de los límites de dosis absorbida para los órganos en riesgo
5. Definición de la técnica de tratamiento
6. Cálculo de dosis absorbida
7. Evaluación del plan
8. Implementación
9. Revisión

Las etapas de cálculo y evaluación tienen como objetivo optimizar la secuencia de haces incidentes para conseguir una distribución de dosis absorbida uniforme en el volumen blanco y una dosis absorbida tan baja como sea posible en los tejidos sanos alrededor de ese volumen.

Para el cálculo de dosis existen diversos algoritmos, basados en diversos modelos y cada uno con sus aproximaciones y condiciones de uso. Una posible clasificación de ellos es: [13, p. 131]

- Algoritmos empíricos y semiempíricos.
- Algoritmos semianalíticos o de convolución/superposición
- Simulación Monte Carlo

²Energía por unidad de masa. Su unidad es el Gray [Gy].

Actualmente los algoritmos de Monte Carlo están reconocidos como **la manera más exacta** de determinar la dosis absorbida en un paciente, dado que utilizan distribuciones de probabilidad muy cercanas a la naturaleza del problema y a que realizan pocas aproximaciones, comparados con el resto de los algoritmos. Sin embargo, todavía no son los más extendidos a la hora de la planificación clínica debido a que su alta complejidad computacional implica tiempos inadmisibles para la aplicación en radioterapia.

1.4. Método de Monte Carlo

El método (o algoritmo) de Monte Carlo (en inglés, *Monte Carlo method*) es un método numérico general basado en probabilidad; su idea fundamental es usar aleatoriedad para resolver problemas que en principio son determinísticos, pero cuya solución determinística es muy difícil de calcular. El problema a solucionar tiene entradas y parámetros variables que pueden ser descritos en función de distribuciones de probabilidad. El algoritmo de Monte Carlo consiste en simular determinísticamente un conjunto finito de eventos —correspondientes a valores aleatorios de entradas y parámetros del problema— y luego estimar una solución completa a partir de estas soluciones particulares.

El cálculo de dosis de radiación absorbida por un volumen de materia implica la simulación del transporte e interacciones de las partículas ionizantes. El programa de cálculo basado en Monte Carlo determina secuencialmente la evolución de estas partículas que, a grandes rasgos: [6, Sec. 2.1]

1. «Nacen» en una fuente.
2. Se desplazan una determinada distancia, dependiendo de las secciones eficaces totales de interacción en el medio.
3. Colisionan y se dispersan en otra forma de energía y/o dirección, posiblemente generando nuevas partículas que deben también ser transportadas. La Figura 1.1 muestra esquemáticamente las formas en que las partículas ionizantes pueden interactuar con el tejido y depositar en él su energía.

Cada uno de estos pasos tiene implícitas funciones de probabilidad que describen los fenómenos que suceden. La secuencia se repite hasta que la energía de la partícula se ha absorbido o esta queda fuera de la geometría de interés. La evolución de cada partícula se denomina **historia**. Las cantidades de interés (como la dosis absorbida) pueden ser calculadas a partir del promedio de un gran número de historias. Para el cálculo de dosis, se calcula la diferencia entre la energía de la partícula al incidir sobre un elemento de volumen (**vóxel**, del inglés *volumetric pixel*), y la energía al salir del volumen. La dosis será entonces la suma de todas las contribuciones de energía a ese volumen, dividida en la masa del volumen. [6, Cap. 2]

1.5. Espacios de fase

El espacio de fases es un archivo que contiene información que describe el estado de las partículas en un espacio determinado; en nuestro caso, un plano perpendicular al eje del haz. Permite conocer el estado inicial de las partículas del haz que incidirán sobre el paciente: la energía, dirección y posición de fotones, electrones y positrones. Al usarlo en el cálculo de dosis, permite ahorrar todo el tiempo de simulación de partículas en el acelerador, haciendo uso solamente de aquellas que sobreviven, por ejemplo, luego de la cámara monitorea

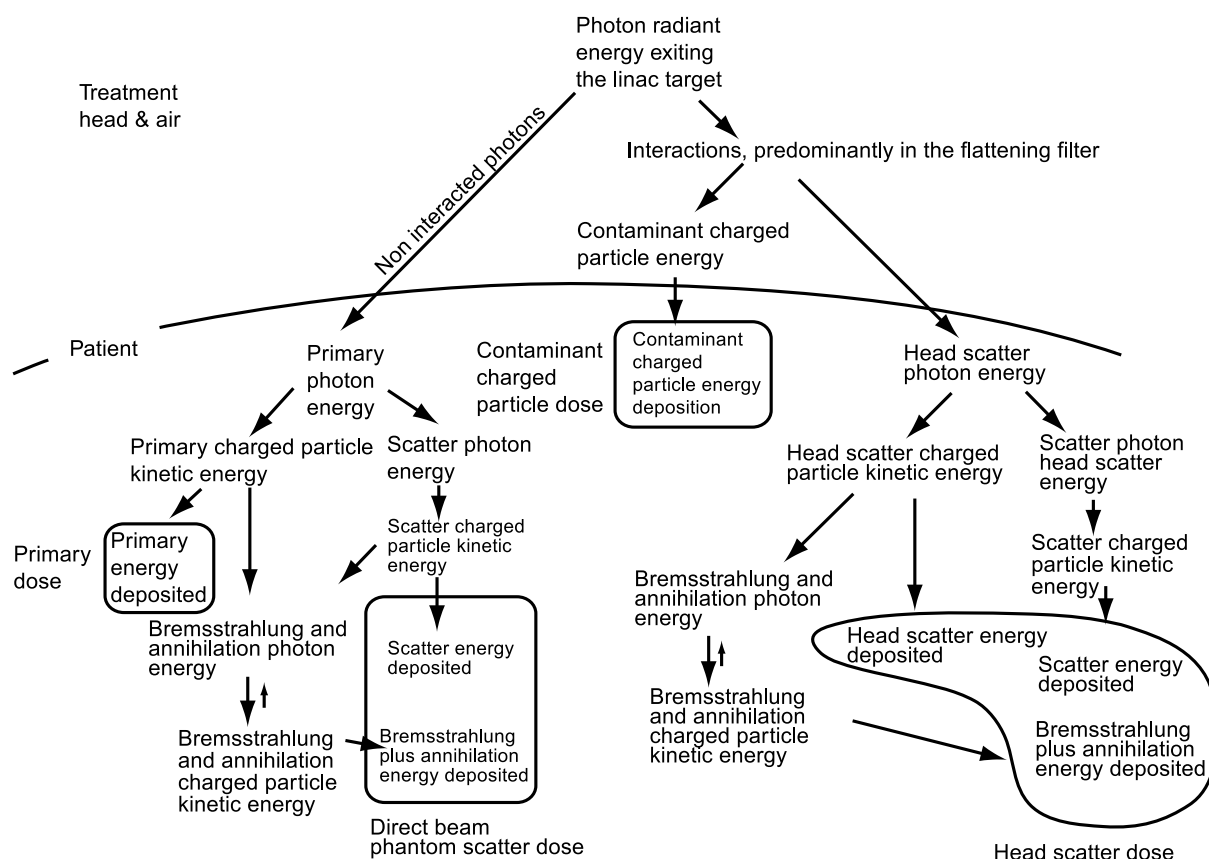


Figura 1.1: Representación esquemática de las formas en que un haz de fotones deposita dosis sobre tejido. Tomada de [7, Fig. 26.1].

—esto será común para todos los usos del acelerador. Partiendo de ese punto, se pueden simular transportes complejos específicos de cada tratamiento, añadiendo colimadores. La Figura 1.2 muestra una representación esquemática de este enfoque de trabajo (más detalles en [7, Cap. 28]).

1.6. Fantomas

Los fantomas (en inglés, *phantoms*), también conocidos como maniqués en la literatura en castellano, son cuerpos u órganos humanos simulados, usados para medir dosis reales de radiación con el objetivo de evaluar y calibrar diversos instrumentos de imagen o tratamiento. Están contruidos con materiales que poseen propiedades radiológicas similares a las de los tejidos humanos, yendo desde agua pura hasta compuestos plásticos. [16]

Según su uso, los fantomas pueden tener geometrías simples —como un volumen de agua— o complejas y compuestas de varios materiales —como un fantoma antropomórfico que contiene varios tipos de tejidos. La Figura 1.3 muestra dos ejemplos de fantomas modernos.

1.7. Actividades propuestas

Se propone realizar cálculos dosimétricos sobre fantomas antropomórficos virtuales. El proceso es una práctica importante en el ámbito de la radioterapia, ya que permite hacer comparaciones dosimétricas entre el *gold standard* (Monte Carlo) y otros algoritmos más rápidos

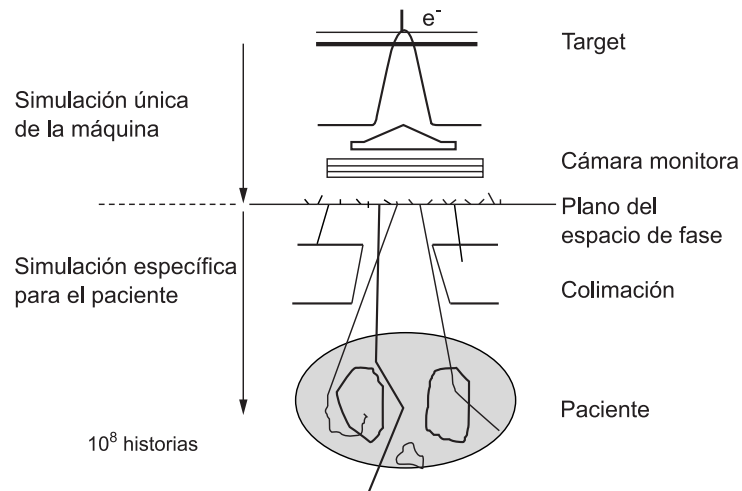


Figura 1.2: Representación esquemática del enfoque de dos etapas para la planificación de tratamiento usando Monte Carlo. Adaptación de [7, Fig. 28.8].



(a) Model 009 Cube 20 de la empresa CIRS



(b) Fantoma automático MP3-M de la empresa PTW

Figura 1.3: Ejemplos de fantasmas usados en radioterapia

pero menos exactos. Esto sirve como control de calidad general y como medida de seguridad en la planificación.

Las tareas a llevar a cabo son:

1. Crear fantasmas virtuales a partir de tomografías computadas de fantasmas antropomórficos reales, del tipo CIRS 002LFC IMRT.
2. Calcular dosis de radiación recibida utilizando Monte Carlo, con diversas configuraciones de simulación y ángulos de incidencia.
3. Comparar valores simulados contra valores obtenidos en un planificador comercial.

2 Materiales y métodos

2.1. Herramientas

2.1.1. EGSnrc

EGSnrc (*Electron Gamma Shower*) es un conjunto de programas que se utilizan para construir simulaciones —mediante el método de Monte Carlo— del transporte acoplado de electrones y fotones en geometrías y medios arbitrarios, para partículas con energías desde 1 keV hasta 10 GeV. Es de código abierto y desarrollado por el NATIONAL RESEARCH COUNCIL OF CANADA. [6, 15]

Para este trabajo se utilizó la versión 2016 para LINUX. Algunos de sus componentes se detallan a continuación:

DOSXYZnrc es un programa de usuario para realizar cálculos de dosis absorbida. Simula el transporte de fotones y electrones en un volumen cartesiano y calcula la energía depositada en los vóxeles designados. Cada vóxel puede tener diferentes materiales o densidades variables. Acepta diversas fuentes de haces, incluyendo archivos de espacios de fases completos —estos pueden modelarse en el programa BEAMNRC. Uso en LINUX: `dosxyznrc`.

DOSXYZ GUI es una interfaz gráfica para la generación de archivos de entrada a `dosxyznrc` y también para ejecutar las simulaciones. Comando: `dosxyz_gui`.

DOSXYZ SHOW es un programa que sirve para visualizar los fantomas voxelizados creados en `ctcreate` y además permite superponer curvas de isodosis calculadas con `dosxyznrc`. Comando: `dosxyz_show`.

CTcreate es un programa que permite leer archivos de datos de tomografías computadas (CT, *Computed Tomography*) y convertirlos al formato necesario para ser usados en DOSXYZNRC como un fantoma sobre el cual inciden partículas. Para tener una mayor resolución en los fantomas, compilamos `ctcreate` con algunas modificaciones en los archivos de configuración (ver Apéndice A.1). Comando: `ctcreate`.

2.1.2. Computadora

Todos los cálculos se hicieron en CPU. Algunas características relevantes de la computadora utilizada:

SO Ubuntu 16.04.1 LTS

Procesador 8x Intel(R) Core(TM) i7-4790 CPU @ 3.60GHz

Memoria 16 GB DDR3 1333 MHz

2.1.3. MIRS

MIRS es un sistema modular para la planificación tridimensional de varias modalidades de radioterapia, como la radioterapia conformada (3D-CRT), radioterapia con haces de electrones (EBRT), radiocirugía con aceleradores lineales y radioterapia de intensidad modulada (IMRT). Es desarrollado por la empresa argentina NUCLEMED S.A. [8]

En este trabajo se utilizó MIRS v6.0.09, disponible en la FUNDACIÓN ESCUELA DE MEDICINA NUCLEAR (FUESMEN), como un planificador comercial para contrastar lo obtenido con Monte Carlo. MIRS emplea una combinación de algoritmos semiempíricos y *Pencil Beam*.

2.1.4. Fantoma

Se trabajó con un fantoma de tórax CIRS, modelo 002LFC IMRT (ver Figura 2.1). Es de sección elíptica y representa un torso humano promedio, tanto en densidad como en proporciones y estructura. Mide 30 cm * 30 cm * 20 cm, y está construido en materiales epóxicos que son equivalentes a los tejidos reales. La atenuación lineal de estos materiales tiene una diferencia menor o igual al 1 % respecto a la atenuación real del agua y el hueso, y menor o igual al 3 % para el tejido del pulmón, dentro del rango de 50 keV hasta 15 MeV. [2]

Este fantoma tiene orificios cilíndricos en una de sus mitades, dentro de los cuales pueden colocarse insertos de material de referencia calibrados, o cámaras de ionización (sensores de radiación). La otra mitad está dividida en secciones de 1 cm, entre las cuales pueden colocarse láminas radiográficas o radiocrómicas para mediciones de distribuciones 2D de dosis.

El CIRS 002LFC IMRT es un fantoma versátil y se usa, por ejemplo, en ensayos *end-to-end* de tratamientos de radioterapia. Por sus cualidades, la ORGANIZACIÓN INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA (IAEA, INTERNACIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY) lo sugiere en su reporte IAEA-TECDOC-1583 [4] como fantoma de referencia para la puesta en marcha de sistemas de planificación de tratamiento con radioterapia.

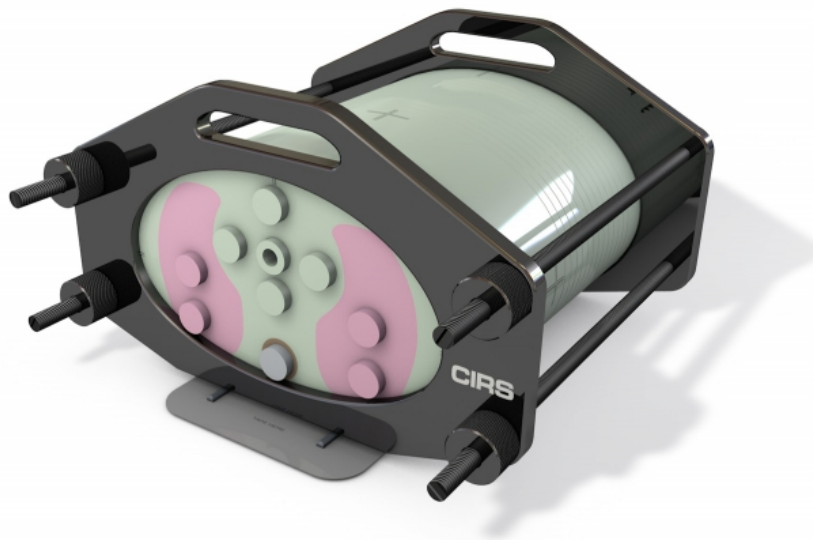


Figura 2.1: Fantoma de tórax CIRS 002LFC IMRT

2.2. Datos

2.2.1. CT

Se contó con datos en formato DICOM correspondientes a una tomografía axial computada (de rayos X) de un fantoma CIRS 002LFC IMRT. La curva de calibración del equipo que realizó la tomografía —que relaciona unidades de Hounsfield con valores de densidad, Figura 2.2— no estuvo disponible.

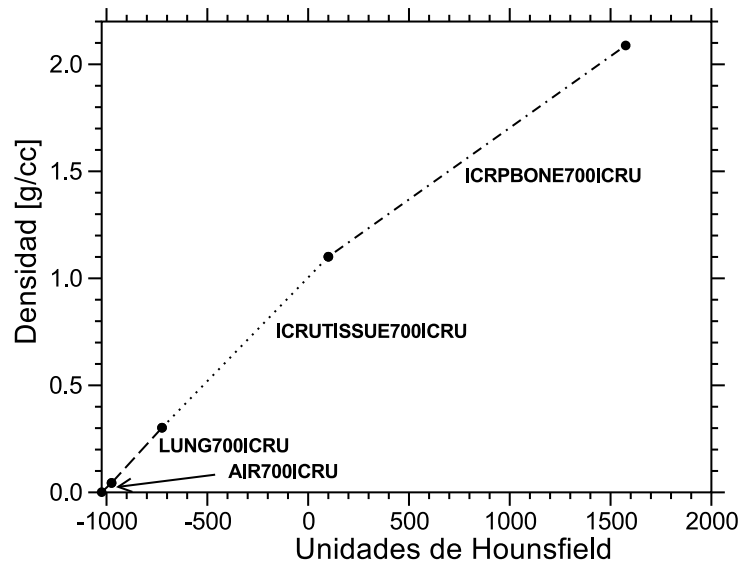


Figura 2.2: Curva de calibración por defecto de ctcreate. Relaciona unidades de Hounsfield con materiales y densidades. [6, Fig. 10]

2.2.2. Espacio de fases

Se usó un espacio de fases de 10 cm * 10 cm generado a partir de un modelo de un acelerador lineal VARIAN CLINAC iX operando a 6 MV. Para tener la mayor cantidad de información de partículas, fue generado un nuevo archivo de espacio de fases a partir de la fusión de los archivos VarianClinaciX_6MV_10x10_w1.IAEaphsp, VarianClinaciX_6MV_10x10_w2.IAEaphsp y VarianClinaciX_6MV_10x10_w3.IAEaphsp, disponibles en la base de datos de espacios de fases de IAEA. [5] El trabajo de Hedin *et al.* [3] describe estos espacios de fases.

2.2.3. Cálculos de MIRS

Los datos de dosis calculados por MIRS en FUESMEN consisten de archivos de dosis y de planificación en formato DICOM. Se hicieron a partir de otra CT axial del mismo fantoma, y están acompañados por reportes escritos del programa.

2.3. Procedimiento

A continuación se detallan algunos pasos del procedimiento realizado. La Figura 2.3 esquematiza el uso de una CT para generar un fantoma virtual y usarlo en DOSXYZNRC.

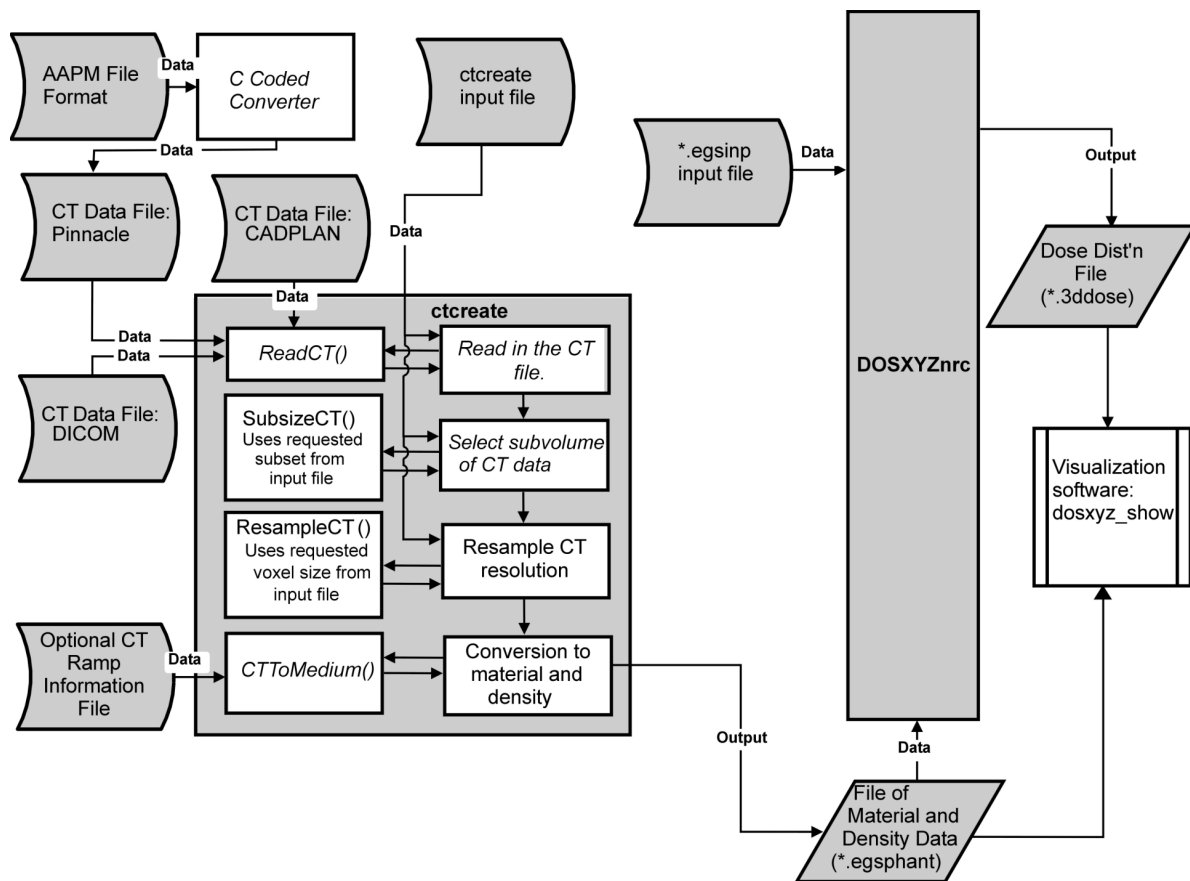


Figura 2.3: Flujo de trabajo para utilizar ctcreate, dosxyznrc y opcionalmente visualizar con dosxyz_show. [6, Fig. 9]

2.3.1. Creación de fantoma virtual

El fantoma virtual es una versión digital de un fantoma real, y es sobre el cual se realiza el cálculo de dosis. Para crearlo (utilizando la herramienta ctcreate) se parte de una tomografía computada (CT) del fantoma real y se obtiene un modelo tridimensional en forma de vóxeles (archivo con extensión .egsphant). La Figura 2.4 muestra un fantoma virtual correspondiente al fantoma CIRS utilizado. Los vóxeles son los elementos que forman el fantoma virtual; cada uno tiene posición, tamaño, material y densidad determinada.

Entradas a CTCREATE:

- Archivos de CT
Lista de los *slices* DICOM de la CT.
- Curva de calibración
Está definida por puntos y no se permite más de un punto por material. Entre los puntos se realiza una interpolación lineal.
- Límites
Toda la información espacial de la tomografía.
- Resolución
Los vóxeles fueron lo más chicos posibles en los ejes x y y . Para el eje z se mantuvo la dimensión de los vóxeles de la CT.

La curva de calibración del equipo que generó la CT no estuvo disponible, por lo que se construyó una a partir de los valores nominales de cada elemento del fantoma [4, p. 5] y los

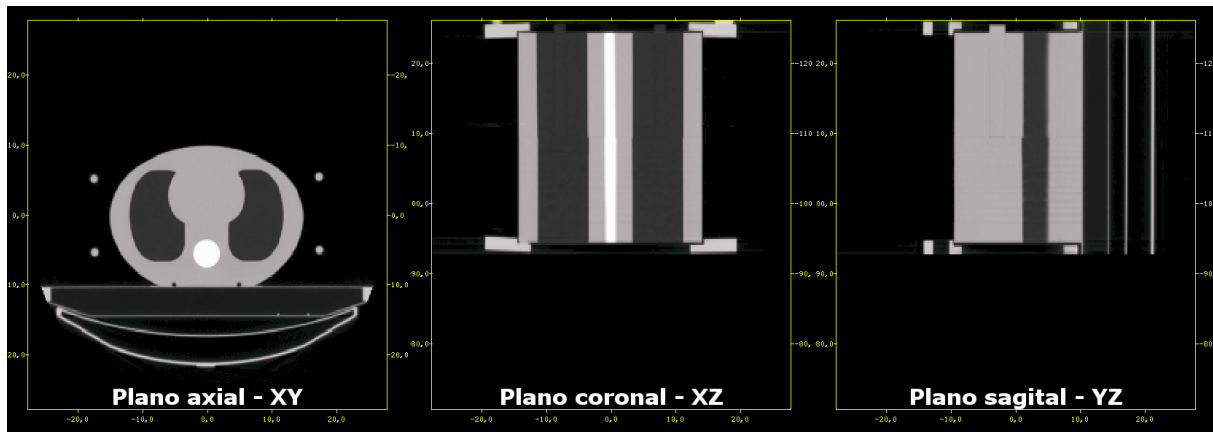


Figura 2.4: Vistas del fantoma virtual correspondiente al CIRS 002LFC IMRT, generado con ctcreate.

valores de uno de los *slices* DICOM (se usó el promedio de los valores en cada región de interés). Esto permite tener un fantoma virtual *ideal*, con las densidades y materiales exactos para cada punto. Los materiales usados fueron AIR700ICRU, LUNG700ICRU, ICRUTISSUE700ICRU y ICRPBONE700ICRU, los mismos que define la curva de calibración por defecto de CTCREATE (están definidos en el archivo 700icru.peg4dat).

2.3.2. Cálculo de dosis

En dosxyz_gui se crearon archivos de configuración (extensión .egsinp) para las simulaciones de Monte Carlo. En cada simulación se hicieron variar, según fue necesario, la orientación y posición del haz incidente y la cantidad de historias a simular; el resto de los parámetros se mantuvieron constantes y se muestran en el Apéndice B. Estos archivos luego fueron modificados en forma semiautomática a partir de *scripts* de BASH que definen las condiciones de cada simulación y administran el movimiento de los archivos generados. Las simulaciones se realizaron con dosxyznrc a partir de los archivos de configuración. Para la ejecución en paralelo (aprovechando todos los núcleos disponibles) se usó un *script* provisto por los desarrolladores en la comunidad de EGSNRC en GOOGLE+ [14], adjuntado en el Apéndice A.2. De los archivos generados por dosxyznrc, los de extensión .3ddose son los que contienen la información sobre la dosis entregada a cada vóxel.

Entradas a DOSXYZNRC:

- Archivo de configuración de la simulación (.egsinp)
Determina espacio de fases y orientación, fantoma, parámetros de Monte Carlo.
- Archivo PEGS (.peg4dat)
Contiene datos precalculados referidos a la interacción de las partículas en diferentes materiales. Debe contener los materiales definidos en la creación del fantoma virtual.

2.3.3. Generación de curvas y evaluación

Los archivos de dosis generados por dosxyznrc se importan a MATLAB¹ [11], mientras que el archivo DICOM con la información de dosis calculada por MIRS es importado con funciones para el tratamiento de archivos DICOM pertenecientes a la caja de herramientas de procesamiento de imágenes (*Image Processing Toolbox*) propia de MATLAB.

¹Existe un paquete de OCTAVE para trabajar con DICOM pero al momento de realizar el trabajo se encuentra sin mantenedor y no pudo hacerse funcionar en Octave 4.0. Más en <http://octave.1599824.n4.nabble.com/Can-t-install-dicom-package-0-1-1-and-0-1-2-user-version-in-octave-4-0-2-and-ubuntu-14-0-td4681648.html>

Los valores de dosis obtenidos mediante Monte Carlo son muy pequeños, ya que para su cálculo se especifica una cantidad de historias específica y no una cantidad de dosis a alcanzar. Es por esto que son normalizados respecto al valor de un punto arbitrario —en este caso, el punto de prescripción para el cuál fue planificada una dosis determinada.

En Matlab se utilizaron funciones integradas y de desarrollo propio para generar y graficar curvas de isodosis y perfiles de dosis. Las **curvas de isodosis** son curvas de nivel de dosis —en este caso, sobre el plano axial que pasa por el punto de prescripción. Los **perfiles de dosis** muestran la variación de dosis a lo largo de una dimensión.² La Figura 2.5 muestra los perfiles a analizar para cada simulación.

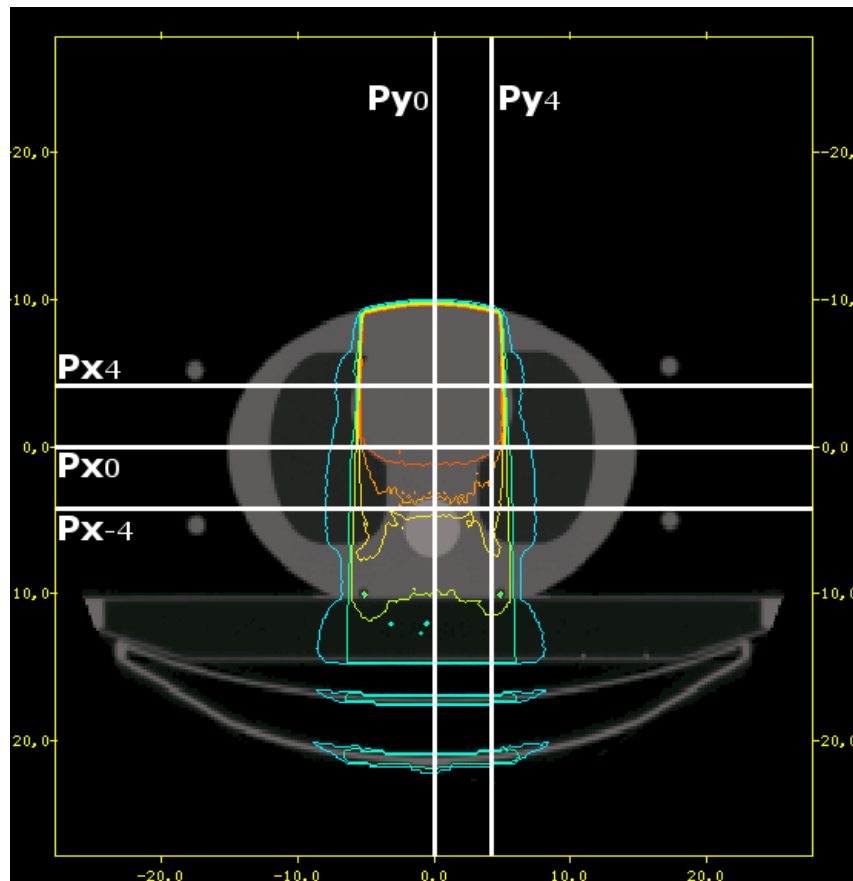


Figura 2.5: Perfiles de dosis que se analizan en los experimentos. Nótese que el eje y está invertido; esto es por el sistema de coordenadas de la CT usada.

²Aunque no se ha realizado en este trabajo, habitualmente se normalizan respecto al valor máximo.

3 Resultados

Se define un punto de prescripción, para el cuál se planifica una dosis determinada. En el plano axial, el punto está en el centro del fantoma; en el plano coronal, a 5 cm del centro del fantoma (determinado por marcas en los bordes), hacia el lado sin insertos.

Se realizaron 3 simulaciones:

LD Un solo haz incidente desde el lado derecho del fantoma. Dosis prescrita: 33 cGy.

AP Un solo haz incidente desde el lado anterior del fantoma. Dosis prescrita: 74 cGy.

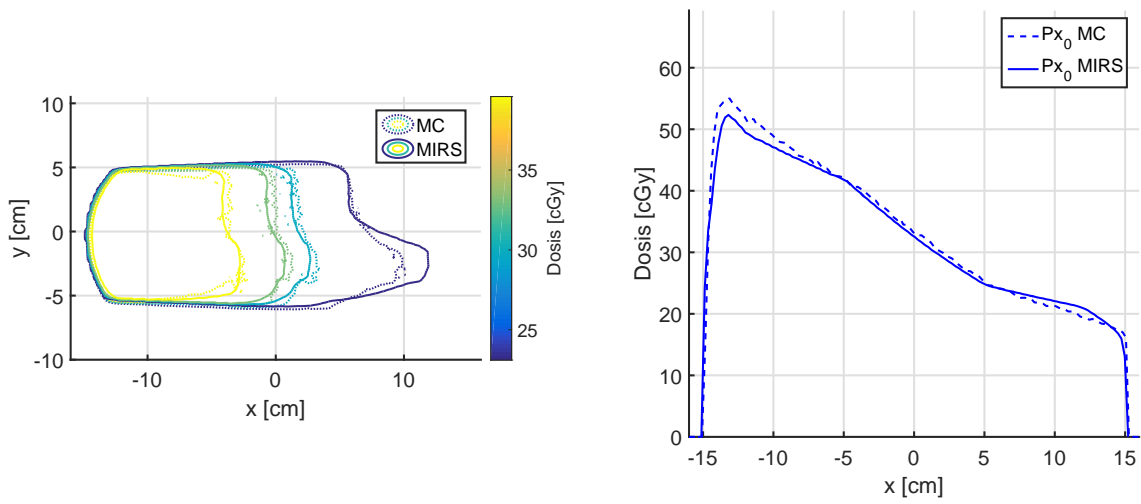
4FBT Técnica de caja de cuatro campos (*Four Field Box Technique*). Cuatro haces con diferentes pesos e incidentes desde los lados derecho, izquierdo, anterior y posterior del fantoma. Las dosis prescritas para cada haz son 33 cGy, 33 cGy, 74 cGy y 60 cGy respectivamente.

En todos los casos, los haces están dirigidos al punto de prescripción y tienen su isocentro¹ en la superficie del fantoma. Se simularon 5 000 000 000 de historias para cada uno de los haces que conforman **4FBT**. Los resultados se sumaron para formar **4FBT**, y se usaron los haces individuales correspondientes para **LD** y **AP**. Las simulaciones tardaron, en promedio, 15 horas cada una, utilizando 7 núcleos.

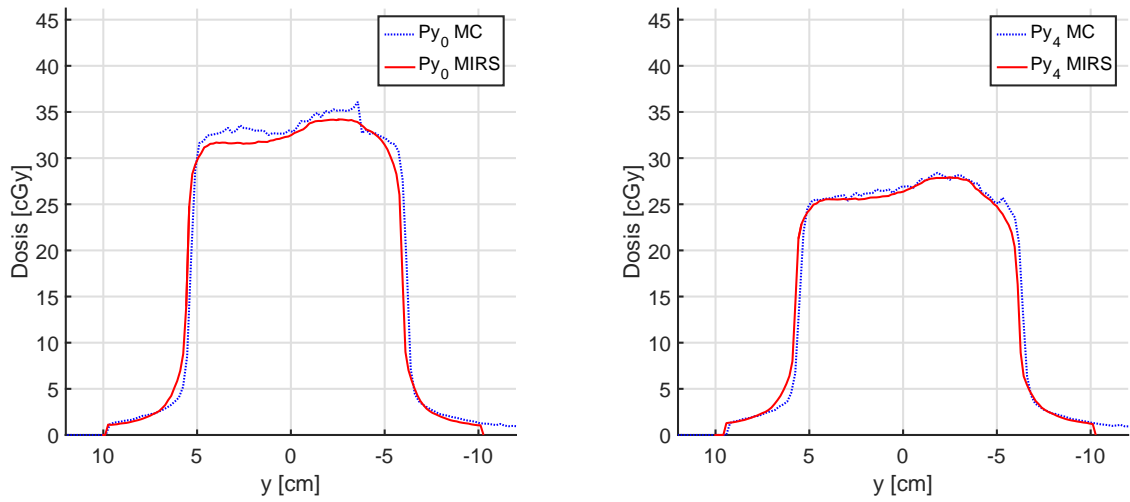
Las Figuras 3.1, 3.2 y 3.3 muestran las curvas de isodosis y perfiles de dosis para los casos **LD**, **AP** y **4FBT** respectivamente. En ellas se puede observar que:

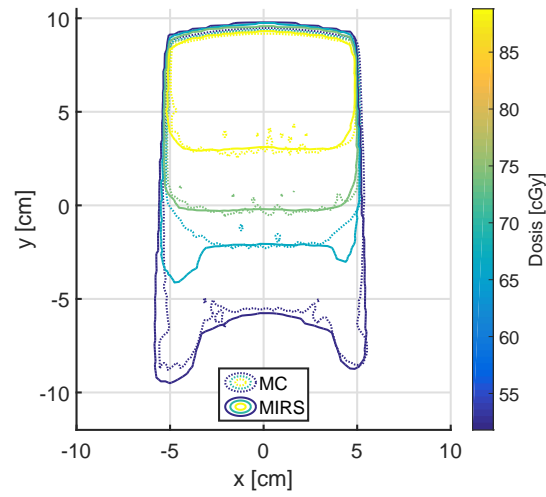
1. En general, hay una buena correspondencia entre la simulación de Monte Carlo (MC) y los cálculos de MIRS, particularmente en las zonas donde predomina el tejido blando.
2. Hay diferencias en las zonas de transición entre tejido blando y hueso. Por ejemplo, MIRS no reproduce correctamente los picos de dosis que se observan en el borde de la columna vertebral, aproximadamente a los -4 cm sobre el eje y en los perfiles que pasan por el punto de prescripción (P_{y0}).
3. Hay diferencias en las zonas de tejido pulmonar. Por ejemplo, en la Figura 3.2d para $y < 0$ cm, o en los «cuernos» del perfil P_{x4} de MIRS en la Figura 3.2b.
4. Para **LD**, el haz debe atravesar zona de pulmón para llegar al punto de prescripción, y este es el punto según el cuál se normalizan los valores de Monte Carlo. Es por esto que las diferencias entre MC y MIRS se extienden a regiones que no son de pulmón ni interfaz tejido blando - hueso. Ver Figura 3.1b.

¹El isocentro es el punto alrededor del cuál gira la fuente de radiación. Más específicamente, es la intersección entre el eje central del haz y el eje de rotación del *gantry* del acelerador.

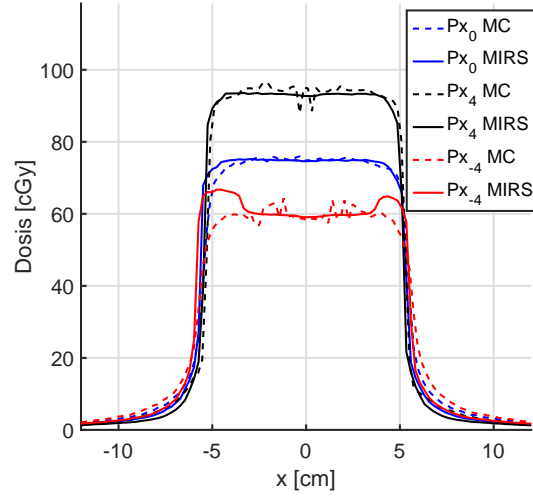


(a) Curvas de isodosis

(b) Perfil de dosis en el eje x (c) Perfil de dosis en el eje y , sobre el punto de prescripción(d) Perfil de dosis en el eje y , a 4 cm del punto de prescripción**Figura 3.1:** LD - Corte axial sobre punto de prescripción



(a) Curvas de isodosis



(b) Perfiles de dosis en el eje x

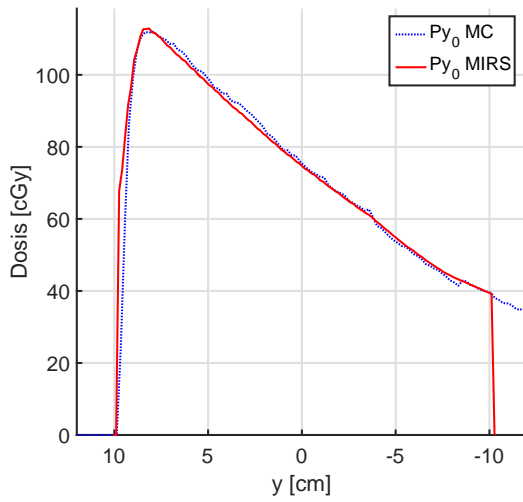
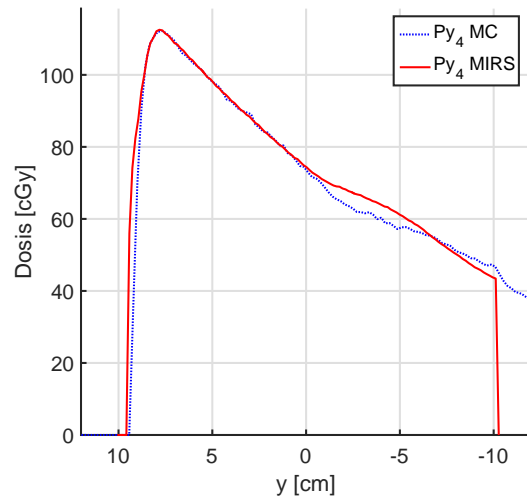
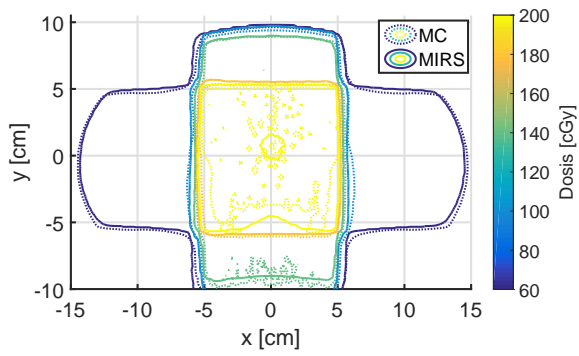
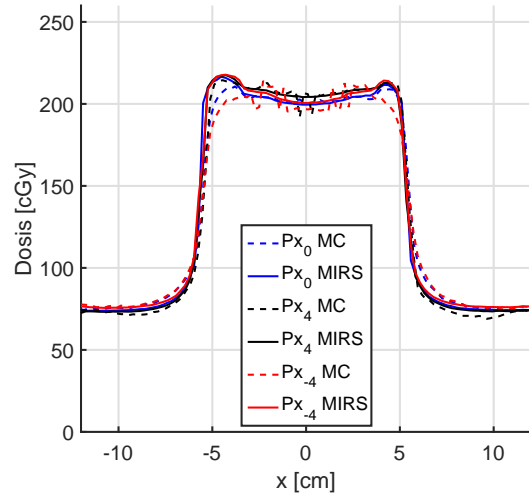
(c) Perfil de dosis en el eje y , sobre el punto de prescripción(d) Perfil de dosis en el eje y , a 4 cm del punto de prescripción

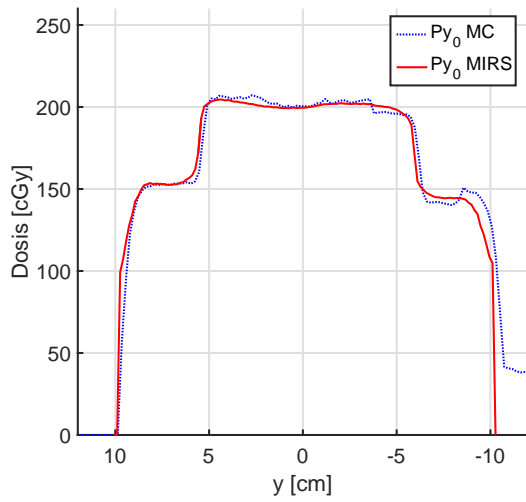
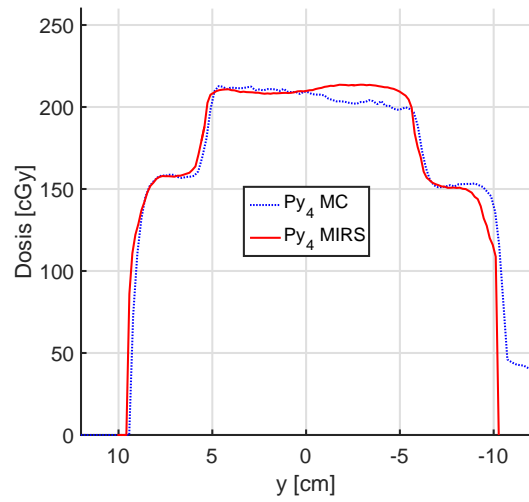
Figura 3.2: AP - Corte axial sobre punto de prescripción



(a) Curvas de isodosis



(b) Perfiles de dosis en el eje x

(c) Perfil de dosis en el eje y , sobre el punto de prescripción(d) Perfil de dosis en el eje y , a 4 cm del punto de prescripción**Figura 3.3:** 4FBT - Corte axial sobre punto de prescripción

4 Conclusiones

CTcreate

Se demostró que CTCREATE es una herramienta muy útil para el modelado de fantasmas de composición heterogénea y geometría arbitraria, a partir de archivos de CT y sus curvas de calibración. Al comparar algoritmos de cálculo de dosis, la simulación en geometrías complejas y densidades no uniformes permite observar discrepancias que no existen al usar, por ejemplo, simples fantasmas de agua. Estas discrepancias deben ser tenidas en cuenta a la hora de proponer un tratamiento sobre un cuerpo humano.

Sin embargo, deben también contemplarse las limitaciones impuestas por CTCREATE:

- Con las opciones por defecto, en la curva de calibración sólo pueden definirse 7 materiales distintos¹;
- DOSXYZNRC no acepta materiales repetidos, por lo que en la curva de calibración cada material sólo tiene un punto que lo describe —y esto implica una función definida por segmentos rectos;
- La resolución por defecto es escasa para analizar detalladamente todo un fantoma como el utilizado¹.

La creación de fantasmas virtuales da la posibilidad de tener modelos de cuerpos sobre los cuales simular radiación, a partir de modelos de aceleradores lineales. Esta simulación del proceso completo de radiación (una vez que se han validado los modelos empíricamente) permite comparar los cálculos de Monte Carlo contra otros algoritmos, para control de calidad, verificación o investigación.

Monte Carlo

Se hicieron cálculos de dosis con algoritmos tipo Monte Carlo (usando EGSNRC) y fueron comparados contra los realizados por el *software* comercial clínico MIRS. Monte Carlo muestra resultados distintos a los de MIRS en volúmenes de geometrías complejas y composición heterogénea, ya que simula partícula a partícula y con pocas aproximaciones; las mayores diferencias se observaron en las zonas de baja densidad (como el tejido de pulmón) y en las zonas límite entre tejidos, particularmente las transiciones entre tejido blando y hueso.

Hoy en día la simulación de Monte Carlo es la forma más exacta de hacer cálculos de dosis, y es capaz de describir fielmente todos los fenómenos energéticos (conocidos) que ocurren al incidir una partícula ionizante sobre un volumen de materia, de acuerdo a las teorías aceptadas. Sin embargo, esta riqueza de cálculo conlleva largos tiempos de computación, lo que provoca que para cálculos clínicos tengan que hacerse simplificaciones o usarse otros algoritmos. Afortunadamente, innovaciones en *hardware* y mejores implementaciones de los algoritmos han permitido que poco a poco Monte Carlo comience a usarse en planificación de tratamiento. Creemos que en un futuro cercano la tendencia será optar por Monte Carlo para todos los cálculos, haciendo uso de plataformas de cómputo especializadas y distribuidas. Esto significará menores errores en el cálculo de dosis, y por tanto un mejor tratamiento. [1]

¹Esto puede modificarse haciendo algunos cambios en el código fuente. Ver A.1 en el Apéndice A.

Trabajos futuros

Continuando lo realizado en este trabajo, una posible extensión es el uso de las mismas herramientas para validar modelos propios de aceleradores lineales, como los que serán utilizados en el CENTRO DE RADIOTERAPIA Y MEDICINA NUCLEAR dentro del CENTRO ATÓMICO BARILOCHE. Para esto deben hacerse medidas de dosis real con un fantoma real, y luego compararlas con lo calculado por Monte Carlo usando el espacio de fase generado. Previamente y como primera aproximación, puede hacerse lo mismo pero con un fantoma de agua.

Es también interesante el modelado de fantasmas virtuales sin contar con una CT de un objeto físico. Esto es útil para el análisis del desempeño del algoritmo en condiciones específicas, y también para el diseño de fantasmas o sensores de radiación. DOSXYZNRC permite, desde su interfaz gráfica, modelar fantasmas muy simples, definiendo regiones. Una alternativa puede ser utilizar un programa de modelado 3D para generar un volumen arbitrario y extraer vistas de corte. Con otra herramienta pueden convertirse a DICOM y así usarse como entrada a ctcreate. Otra opción es manipular o crear archivos .egsphant en forma directa.

Quiero agradecer:

** A Diego Carrasco y Pablo Cappagli por la guía en la realización de este trabajo.*

** A Diego por tomarse el tiempo de explicarme todos los detalles del proceso de radioterapia.*

** A quienes trabajan en «la pecera» y alrededores, por hacer de la mía una estadía comfortable. Seba, Gise, Julieta, Mariana, Flavio, Darío ...*

** A los becarios de la Oficina 514 del Edificio de Materiales, por la cálida bienvenida al CAB.*

** Al personal de la Biblioteca Leo Falicov y al personal de seguridad del CAB, por su trabajo y amabilidad.*

** A mis compañeros de las Becas de Verano, por todo lo vivido.*

** A Pierre Arneodo, Facundo Castro, Javier Curiale y Vanesa Visconti, por el generoso esfuerzo con el que llevan adelante esta iniciativa de difusión, enseñanza, ciencia e inspiración. Gracias.*

** A quienes encienden llamas de curiosidad y hambre de cambio. Porque la motivación lo es todo.*

Pablo

Referencias

- [1] Armando Alaminos Bouza. *Perspectivas del Monte Carlo en La Planificación de Radioterapia*. <https://es.slideshare.net/alabouza/perspectivas-del-monte-carlo-en-la-planificacin-de-radioterapia>. Presentación en 7mo Congreso Latinoamericano de Física Médica. [Internet; visitado en febrero de 2017]. 2016.
- [2] Computerized Imaging Reference Systems, Inc. *IMRT Thorax Phantom Model 002LFC Datasheet*. Publication 002LFC DS 090116. 2013.
- [3] E. Hedin y col. *Monte Carlo simulation of linear accelerator Varian Clinac iX*. Inf. téc. Excerpt of report MTF-Radfys 2010:01. Sahlgrenska University Hospital Gothenburg, Sweden, 2010.
- [4] IAEA. *Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*. TECDOC 1583. International Atomic Energy Agency, 2008.
- [5] IAEA. *Phase-space database for external beam radiotherapy*. <https://www-nds.iaea.org/phsp/photon1/>. [Internet; visitado en febrero de 2017]. 2011.
- [6] I. Kawrakow y col. *The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport*. Inf. téc. PIRS-701. National Research Council Canada, 2015. URL: <https://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/doc/pirs701-egsnrc.pdf>.
- [7] P. Mayles, A. Nahum y J. C. Rosenwald, eds. *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. CRC Press, jun. de 2007. ISBN: 978-0-7503-0860-1.
- [8] Nuclemed S. A. *MIRS - Module Integrated Radiotherapy System*. <http://nuclemed.com.ar/espanol/software/mirs.php>. Web MIRS [Internet; visitado en febrero de 2017]. Ago. de 2010.
- [9] J. M. Nuñez, M. J. Irazoqui y F. Colavecchia. *Modelado y simulación del cabezal de un acelerador lineal de uso médico mediante método Monte Carlo*. Informe de trabajo realizado en Becas de Verano del Instituto Balseiro. Feb. de 2016.
- [10] N. Reynaert y col. *Monte Carlo Treatment Planning: An Introduction*. Report 16. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, jun. de 2016.
- [11] Anna Rodrigues. *Function: DOSXYZnrc .3ddose File Reader*. <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/55085-dosxyznrc-3ddose-file-reader>. Archivo compartido en File Exchange de Matlab Central. [Internet; visitado en febrero de 2017]. Ene. de 2016.
- [12] Antonio Brosed Serreta y María Cruz Lizuain Arroyo, eds. *Fundamentos de Física Médica*. Vol. 3: Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad. Sociedad Española de Física Médica, 2012. ISBN: 978-84-938016-7-0.
- [13] Antonio Brosed Serreta y Esther Millán Cebrián, eds. *Fundamentos de Física Médica*. Vol. 4: Radioterapia externa II. Dosimetría Clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad. Sociedad Española de Física Médica, 2013. ISBN: 978-84-940849-7-3.

- [14] Frederic Tessier. *Running EGSnrc codes on multiple cores without a queuing system*. <https://plus.google.com/+FredericTessierPlus/posts/hRS9Rjztsy3>. Publicación en comunidad de EGSnrc en Google+. [Internet; visitado en febrero de 2017]. Abr. de 2014.
- [15] B. Walters, I. Kawrakow y D. W. O. Rogers. *DOSXYZnrc Users Manual*. Inf. téc. PIRS-794. National Research Council Canada, 2015. URL: <https://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/doc/pirs794-dosxyznrc.pdf>.
- [16] Yoichi Watanabe y C. Constantinou. «Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation». En: ed. por John G. Webster. John Wiley & Sons, Inc., 2006. Cap. Phantom Materials in Radiology. doi: 10.1002/0471732877.

A Modificaciones y herramientas

A.1. Recompilación de CTcreate

Por defecto, CTCREATE tiene un máximo de 128 celdas por dimensión para los fantasmas. Esto se puede incrementar para tener mayor detalle, a costa de más tiempo de cálculo. En este trabajo duplicamos la resolución, de 128 a 256 celdas por dimensión. Para ello, dentro del archivo

/EGSnrc/HEN_HOUSE/user_codes/dosxyznrc/dosxyznrc_user_macros.mortran
reemplazamos 128 por 256 en las siguientes líneas:

```
REPLACE {$IMAX}    WITH {128} "Maximum number of x cells
REPLACE {$JMAX}    WITH {128} "Maximum number of y cells
REPLACE {$KMAX}    WITH {128} "Maximum number of z cells
```

y luego recompilamos ctcreate ejecutando make en

/EGSnrc/HEN_HOUSE/omega/progs/ctcreate

De forma análoga, para permitir más de 7 materiales se puede cambiar la línea

```
REPLACE {$MXMED}   WITH {7}   "Maximum number of media
```

A.2. Ejecución en paralelo

Se usó el siguiente *script* para poder utilizar todos los núcleos disponibles en las simulaciones de Monte Carlo. [14]

Bash egs parallel – Running EGSnrc codes on multiple cores without a queuing system.

<https://plus.google.com/+FredericTessierPlus/posts/hRS9Rjztsy3>

#!/bin/bash

#####

#

usage:

#

egs-parallel <n> <command>

n: number of jobs

command: EGSnrc command you want to run in parallel

#

#####

parse command-line arguments for number of jobs and command to run

n=\$1

shift

command="\$@"

launch EGSnrc jobs in parallel, in the background

```
echo
echo "egs-parallel_($n_jobs):_$command"
echo -----

for j in `seq $n`; do
    $command -b -P $n -j $j >/dev/null 2>&1 &
    processid=`printf %5d $!`
    echo "LAUNCHED_$processid:_$command_-b_-P_$n_-j_$j_&"
    sleep 10
done

# wait for completion and report
wait
echo -----
echo "SIMULATION_COMPLETED_($command)"
echo
```

B Configuración de Monte Carlo

En cada experimento se hicieron variar, según fue necesario, la orientación y posición del haz incidente y la cantidad de historias a simular. El resto de los parámetros de simulación se mantuvieron constantes y los más importantes se detallan en las Tablas B.1 y B.2.

Tabla B.1: Parámetros de entrada

Parámetro	Descripción	Valor
Archivo PEGS	Contiene datos precalculados referidos al comportamiento de las partículas en diferentes materiales. Debe contener los materiales definidos en la creación del fantoma virtual.	700icru.pegs4dat
ECUT	Energía de corte para el transporte de electrones, en MeV.	0.7
PCUT	Energía de corte para el transporte de fotones, en MeV.	0.01
Partículas incidentes	Partículas que componen el haz incidente.	Fotones
Fuente	Tipo de fuente energética a simular.	2 - Archivo de espacio de fase completo
Tamaño del haz incidente	Tamaño máximo del haz incidente. Lado de un cuadrado, en cm.	60
HOWFARLESS	Desactiva la rutina HOWFAR en los cálculos. Esta optimización solo es útil para fantomas homogéneos.	Apagada
Espesor de la región fuera del fantoma		Uniforme
Medio de la región fuera del fantoma		Vacío
ESAVE_GLOBAL		Encendido
Número de división de fotones		1

Tabla B.2: Parámetros específicos de la simulación

Parámetro	Valor
Paso máximo	1e10 cm
Máxima pérdida fraccional de energía por paso	0.25
Xlmax	0.25
Algoritmo de cruce de frontera	EXACT
Profundidad de piel para BCA	0
Algoritmo de evolución de electrones	PRESTA-II
Efectos de spin	Encendido
Ionización por impacto de electrones	Apagado
Muestreo angular de Bremsstrahlung	KM
Secciones eficaces de Bremsstrahlung	NIST
Bound Compton scattering	Encendido
Muestreo angular de pares	KM
Secciones eficaces de pares	BH
Muestreo angular de fotoelectrones	Encendido
Dispersión de Rayleigh	Off
Relajaciones atómicas	Apagado
Secciones eficaces de fotones	xcom
Guardado de secciones eficaces de fotones	Apagado