UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS DEPARTAMENTO DE FISICA LICENCIATURA EN FÍSICA MÉDICA

Desarrollo de un software de cálculo independiente de dosis para control de calidad de tratamientos de IMR T con colimadores Multihojas

ALUMNO: Nicolás Larragueta DIRECTORA: María Liliana Mairal CODIRECTOR: Flavio Salinas Aranda LUGAR: Vidt Centro Médico, Vidt 1920 Ciudad Autónoma de Buenos Aires FECHA: 10/12/09

Agradecimientos

Antes del comienzo del primer trabajo de diploma de la carrera de Licenciatura en Física Médica de la Universidad Nacional de La Plata, quiero agradecer a aquellos que lo hicieron posible. Principalmente a mi directora Liliana Mairal y codirector Flavio Salinas Aranda, quienes fueron una guía indispensable en el desarrollo completo de este trabajo. Quiero agradecer también a aquellos que colaboraron en secciones particulares, como Juan Ignacio Basso, Físico responsable del Hospital Universitario Austral, quien colaboró con las mediciones, y Ramiro Irastorza del IFLYSIB (Instituto de Física de Líquidos Y Sistemas Biológicos), quién fue un apoyo fundamental en los comienzos del desarrollo del software.

Quisiera agradecer también a Vidt Centro Médico, y su coordinadora del área física, Rosana Sansogne, quienes estuvieron siempre disponibles para dar respuesta a todos los requerimientos que tuvo el presente trabajo de diploma.

En cuanto a la carrera de Física Médica en general, quisiera agradecer a los chicos de la facu: Virginia Lanaro, Diego Puntigliano, Leandro Jofré, Belén Moglia, Florencia Mauri, Vanesa Sanz, Sebastián "Turco" Tomás, Romina Tamone, con quienes compartí más que la cursada de muchas materias.

También quisiera agradecer en un sentido más amplio a mi familia, Papá, Mamá, Mariangeles, Karina, Valentín, abuelos y tíos, quienes siempre estuvieron y siempre van a estar.

A mis amigos de Huangue: Sergio Saad, Mauricio Vicente, Emiliano Lampón, Lucas Tesei y Carlin Preux.

Y para concluir, agradecer a la persona sin la cual la carrera de Física Médica no sólo no hubiera existido en la UNLP, sino que sigue haciendo que ésta funcione, *jij*MUCHAS GRACIAS Cristina Caracoche!!!

Índice general

Agradecimientos	2
ÍNDICE GENERAL	3
Resumen	4
INTRODUCCIÓN E IMPORTANCIA DEL TEMA	5
El cáncer	5
La radioterapia como opción de tratamiento	5
Radioterapia por intensidad modulada	6
Entrega de dosis en IMRT: Step and shoot y Sliding window	6
Control de calidad en IMRT	8
Fundamentos físicos	11
Acelerador lineal de electrones	11
Descripción de un haz de fotones	12
Ionización y excitación	13
Interacción de los fotones con la materia	13
Medida de la radiación ionizante	15
Equilibrio electrónico y build up	17
Equilibrio electrónico lateral	19
Perfiles del haz	20
Sc,p (Total scatter factor)	20
Análisis de señales	22
Transformada de Fourier	22
Transformada discreta de Fourier	23
Convolución y relación con la Transformada de Fourier	23
Transformada bidimensional de Fourier	24
Transformada rápida de Fourier	25
FUNDAMENTOS TEÓRICOS DEL DESARROLLO DEL SOFTWARE	26
Determinación del núcleo de convolución	26
Discontinuidades en el espectro en frecuencia del núcleo de convolución	27
Determinación de núcleos de convolución para campos de 3x3 a 15x15	28
Cálculo de perfiles de campos no medidos	31
Cálculo de mapas de dosis	32
Cálculo de mapas de dosis irregulares	33
Cálculo de mapas de dosis de IMRT en modalidad Step and shoot	33
Transformación de mapas de dosis relativas a mapas de dosis absolutas	35
Análisis Planar	36
Diferencia de mapas de dosis	36
Distance to agreement (DTA)	37
Función gamma	37
Resultados	38
Caso real de tumor de próstata	38
Conclusiones	56
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	57

Resumen

La radioterapia por intensidad modulada ha sido el mayor avance en la historia de la radioterapia desde la introducción del acelerador lineal. Sin embargo los altos gradientes de dosis que generan los campos modulados hacen que una verificación de los cálculos proporcionados por el planificador de tratamientos sólo en un punto, como se realiza generalmente en 3DCRT (Radioterapia conformada tridimensional), sea insuficiente. Por esto no sólo es necesario el cálculo de dosis en un punto para determinar las unidades de monitor (UM) a ser entregadas por campo, sino también el cálculo y posterior análisis exhaustivo de la distribución de dosis en el plano de interés en el volumen irradiado. En principio este cálculo podría realizarse a mano, sin embargo el tiempo necesario para calcular las distribuciones de dosis de un plan de tratamiento con toda la información necesaria para el análisis estaría muy por encima del tiempo disponible en la práctica diaria. Una solución más apropiada es un programa de computadora capaz de incluir tanto los parámetros de cada campo conformado así como las características del haz de radiación propias del equipo de tratamiento.

El presente trabajo de diploma aplica un algoritmo de convolución (Pencil Beam Convolution, PBC) de haces filiformes paralelos, determinados por mediciones experimentales, en un software capaz de importar secuencias del colimador multihojas del acelerador lineal Varian Clinac 2100C del Hospital Universitario Austral de la localidad de Pilar, provincia de Buenos Aires.

Los núcleos de convolución fueron calculados a partir del cociente de transformadas de Fourier de perfiles medidos en el equipo de tratamiento y fluencias empíricas.

Una vez determinados los núcleos de convolución, se generaron las fluencias bidimensionales mediante el movimiento secuencial de las hojas exportado desde el planificador de tratamientos para dos casos completos de cáncer de próstata.

Los mapas de dosis resultantes fueron comparados con los calculados por el planificador comercial XiO (Computerized Medical System, St. Louis) mediante un análisis planar tanto de diferencia como de función gamma.

El análisis de función gamma con valores de tolerancia aceptados internacionalmente de 3mm y 3% en dosis, mostró en todos los mapas resultados con desvíos dentro de estos valores. Por otra parte, el análisis de diferencia presentó valores máximos del orden del 10%, los cuales siempre estuvieron en zona de penumbra como se esperaba, mientras que en la zona central del haz resultó menor al 3%.

Introducción e importancia del tema

"Cada paciente con cáncer merece recibir la mejor gestión posible para alcanzar la curación, el control tumoral a largo plazo o los tratamientos paliativos": este es el objetivo principal de tratamiento del cáncer (Inter-Society Council for Radiation Oncology, ISCRO, 1986).

El cáncer

El cáncer es un conjunto de enfermedades genéticas en las cuales la ruptura en varias posiciones de la cadena de ADN de una célula genera una desregulación del ciclo celular. Esto produce un crecimiento y división acelerada y fuera de los límites normales. Las metástasis son propagaciones a distancia por vía fundamentalmente linfática y sanguínea de células cancerosas, y el posterior crecimiento de nuevos tumores en los lugares de destino de dichas metástasis. Esto diferencia los tumores malignos de los benignos, que son limitados y no invaden ni producen metástasis.

El cáncer puede afectar a individuos de cualquier edad, incluso a bebés en gestación, pero el riesgo de sufrir alguno de los cánceres más comunes (pulmón, mama, colorrectales, estómago, próstata, etc.) se incrementa con la edad. El cáncer es el causante del 13% de las muertes en el mundo, donde 7.6 millones de personas murieron de esta enfermedad en el año 2007¹.

Muchos cánceres pueden ser tratados y algunos curados, dependiendo del tipo, localización y la etapa o estadío en el que se encuentre al momento del diagnóstico. Una vez diagnosticado puede tratarse con una combinación apropiada de cirugía, quimioterapia y radioterapia.

La radioterapia como opción de tratamiento

La radioterapia es la aplicación de radiación de alta energía, también llamada ionizante, en pacientes con distintas patologías, generalmente cáncer. Las radiaciones actúan de forma directa o indirecta sobre el ADN de las células irradiadas. Cuando el haz de radiación cede su energía (ioniza) sobre algún enlace de la molécula de ADN produciendo una ruptura, ya sea de cadena simple (SSB, Single Strand Break), o de doble cadena (DSB, Double Strand Break) se le llama acción directa. Este tipo de acción se da generalmente en haces de radiación de alta transferencia lineal de energía (LET), como por ejemplo partículas α .

Por otro lado, el haz de radiación interactúa también con los demás componentes celulares, principalmente el agua que contiene el material intracelular, produciendo radiólisis del agua y generando radicales libres, que eventualmente pueden interactuar con el ADN y producir tanto SSB como DSB. Esta interacción es característica de los haces de radiación de bajo LET, como por ejemplo los fotones, los cuales son los más utilizados en tratamientos radiantes.

Las radiaciones entonces son utilizadas para llevar a las células tumorales a un estado de destrucción de su material genético tal que produce una muerte celular programada (apoptosis), o en algunos casos hasta una muerte celular desordenada (necrosis).

A pesar que la radiación daña tanto las células tumorales como las células normales, estas últimas tienen mecanismos de reparación del ADN que les permiten recuperarse de los efectos de la radiación. Por esto se utilizan esquemas de fraccionamiento en el tratamiento que dan lugar a que las células normales reparen su material genético. El objetivo principal es entonces que el tejido sano reciba la menor dosis de radiación posible (ALARA²), mientras que el volumen blanco reciba una dosis tumoricida.

En algunos casos, el objetivo de la radioterapia es la destrucción completa del tumor, mientras que en otros es reducir el tamaño y aliviar los síntomas que él produce.

Radioterapia por intensidad modulada

Tradicionalmente, la planificación de los tratamientos radiantes se ha realizado en dos dimensiones, pero con el avance de la tecnología, se han podido realizar planificaciones tridimensionales sobre imágenes de tomografías computadas, que permiten ajustar los campos de tratamiento radiante a la forma del tumor mediante bloques conformadores de material absorbente, o colimadores multihojas (multi leaf colimator, MLC), protegiendo los tejidos sanos, y dejando expuestas las áreas tumorales.

La radioterapia por intensidad modulada (IMRT) es una técnica compleja de radioterapia tridimensional conformada que, mediante el uso de avanzados hardwares y sofisticados softwares, modifica la intensidad de todos los "sub-haces" (beamlets) que componen el haz de radiación. La utilización conjunta de un número determinado de estos haces principales no uniformes y conformados logra una distribución de dosis acorde con el volumen irregular del mismo. La alteración programada de la uniformidad de los haces se logra ya sea utilizando MLC o moduladores del haz metálicos calculados y fabricados para cada uno de los haces de radiación del tratamiento.

Este sistema de radioterapia por intensidad modulada se basa en un método de planificación inversa a partir de la dosis prescripta en el volumen a irradiar y las dosis límites en los volúmenes a proteger. Las altamente especializadas estaciones de trabajo de planificación resuelven la mejor combinación de puertas de entrada de la radiación y en qué forma deben ser modificadas cada una de ellas hasta lograr la distribución de dosis programada por el médico radioterapeuta en cada uno de dichos volúmenes. Este importante avance tecnológico reemplaza al método de planificación directa usado en radioterapia tridimensional 3D convencional, de llegar a las dosis seleccionadas mediante el engorroso sistema de prueba y error para lograr la dosis prescripta en el tumor y en los órganos de riesgo o críticos.

Entrega de dosis en IMRT: Step and shoot y Sliding window

La entrega de la dosis en IMRT con MLC está basada en el concepto de que los colimadores en movimiento pueden cambiar la dosis en cada punto. La planificación de IMRT con MLC se realiza en dos pasos: optimización de los mapas de intensidad y la secuenciación de las hojas, también llamada segmentación. La optimización de los mapas de intensidad se realiza mediante complejos algoritmos (Iterativos, Simulated Annealing, etc.) que minimizan una función objetivo. La secuenciación de las hojas es la conversión de los mapas de intensidad en un archivo de secuencia de hojas, el cual especifica la posición de cada una de las hojas como función de las UM medidas por las cámaras de ionización del acelerador.

Los sistemas de entrega de dosis basados en MLC se dividen comúnmente en estáticos (Step and shoot) y dinámicos (Sliding window). La modalidad step and shoot, como su nombre lo indica, consiste en posicionar al colimador multihojas en el primero de una serie de campos, poner en funcionamiento el acelerador hasta cumplir con la cantidad de UM dadas por el planificador, interrumpir la irradiación, reposicionar el MLC en el próximo paso, y continuar de esta manera hasta el final del tratamiento.

Existen múltiples formas de entregar la misma dosis con diferentes conformaciones dadas por los MLC. Para minimizar el número de pasos se utiliza un algoritmo llamado "areal", el cual realiza la entrega de dosis en potencias de 2. La figura I muestra los pasos necesarios para poder generar un campo modulado mediante una secuenciación de hojas dada por el algoritmo areal. En el primer paso se buscan los beamlets que deben entregar la dosis máxima dentro del campo. En este caso, la dosis máxima es IO ua (unidades arbitrarias), por lo que la máxima potencia de 2 que puede utilizarse sin exceder la dosis máxima es 3 (8 ua). A continuación se conforma el campo de modo tal que queden expuestos los beamlets que deben recibir una dosis de 8 ua o más. El próximo paso es entregar la dosis dada por una potencia inferior de 2, en este caso 2 (4 ua).

Como hay más de un beamlet en la dirección de la hoja que debe recibir 4 ua, se deben realizar en pasos separados (paso 2 y 3). El procedimiento se repite hasta llegar a 2°=I, y con esto se completa.



Campo modulado

Figura I: Ejemplo de un campo modulado en modalidad Step and Shoot con algoritmo de secuenciación "areal". Este campo puede generarse mediante una secuenciación de MLC. El número entre paréntesis corresponde al número de paso, mientras que el número a la derecha representa las ua entregadas en ese campo.

En la modalidad de IMRT dinámica, también denominada sliding window, cada campo es dividido en un número de segmentos, sólo que en este caso el acelerador no interrumpe la irradiación mientras simultáneamente las láminas se mueven con diferentes velocidades para modular la intensidad.

Una vez elegida la modalidad y determinadas las posiciones de las hojas durante todo el tratamiento, el planificador debe calcular las unidades de monitor y las distribuciones de dosis generadas, teniendo en cuenta las características dosimétricas del acelerador lineal y su MLC asociado, en el cual se va a realizar la aplicación. Para ésto los planificadores comerciales utilizan diferentes algoritmos de cálculo. En el caso del planificador utilizado en el presente trabajo de diploma (XiO), el algoritmo aplicado es el de pencil beam convolution (PBC), con núcleos de convolución polienergéticos obtenidos a partir de núcleos de convolución monoenergéticos derivados por Monte Carlo.



Figura 2: Mapa de dosis de un campo de IMRT dinámico, donde puede verse una distribución continua de dosis en la dirección del movimiento de la hoja. MLC y sus UM que serán datos de entrada para el controlador del MLC y el acelerador a fin de entregar todos los campos de IMRT correspondientes al plan de tratamiento. Los archivos con extensión .mlc exportados desde el planificador deben ser enviados al controlador del MLC. Esto puede hacerse por red interna y un sistema de gestión (por ejemplo Varis, sistema de gestión desarrollado por Varian) o directamente con métodos manuales. Una vez cargadas las secuencias de hojas en el controlador del MLC y las UM en la consola del acelerador, finalmente se procede a la irradiación.

Control de calidad en IMRT

Con la IMRT es posible limitar aún más la dosis recibida por los tejidos normales cercanos al tumor. Con frecuencia es posible simultáneamente escalar la dosis en el tumor, lo que podría aumentar la probabilidad de curación. El proceso de entrega de dosis es altamente conformado y utiliza formas y tamaños de campos no-standard, superpuestos y colindantes, de forma diferente a la radioterapia 3D convencional. Debido a la alta conformación de dosis dada por la IMRT, que conlleva a la existencia de altos gradientes de dosis, se requiere un exhaustivo análisis y chequeo del software de planificación de tratamientos y sus algoritmos de cálculo, así como también su proceso de transferencia de archivos, etc. que no tiene precedente en la historia de la radioterapia³. Un error en cualquier etapa del tratamiento radiante puede llevar a resultados catastróficos sólo detectables por sus consecuencias clínicas, razón por la cual deben profundizarse los controles y chequeos correspondientes previamente a su aplicación en el paciente.

Por esto es importante un alto nivel de controles en los tests incorporados al programa de garantía de la calidad (Quality Assurance- QA), tanto durante el comisionamiento del equipamiento como un QA paciente-específico previo a la entrega del tratamiento.

Los controles de calidad paciente-especifico se definen en un plan de verificación a partir del plan de tratamiento aprobado por el médico. Constan de mediciones directas en fantoma, utilizando los mismos parámetros definidos en el tratamiento aprobado, como la secuencia de MLC, UM, energía del haz, etc. Por esto se han desarrollado procedimientos de QA específicos para garantizar la entrega segura de tratamientos de radioterapia conformada destinados a controlar todos los elementos implicados en el proceso de entrega de la dosis al paciente: I) parámetros mecánicos y dosimétricos del acelerador lineal 2) Posicionamiento del paciente 3) Dosis calculada por el planificador en forma independiente y 4) Verificación en la unidad de tratamiento de las UM/campo y las distribuciones de dosis a ser entregadas durante la irradiación. Para tratamientos con técnica IMRT sería conveniente contar con un software que permita verificar en forma independiente no sólo las UM a ser entregadas sino también las distribuciones de dosis en los volúmenes de interés, tumor y órganos de riesgo, determinadas por el planificador de tratamientos luego de la optimización. Entonces los procedimientos serían:

- La verificación de la operación del acelerador lineal puede ser chequeada usando una serie de tests estandarizados que comprenden la calibración de la posición de las hojas del MLC, la precisión de posicionamiento, la entrega de las UM, etc. La frecuencia de los tests debe estar dada en función del riesgo de falla estimado por el físico médico responsable.
- 2) El posicionamiento correcto del paciente es el método mediante el cual se garantiza la repetibilidad del posicionamiento que se determinó en la simulación y con el que se planificó el tratamiento. Para verificar el posicionamiento tridimensional son necesarias al menos dos placas ortogonales, las cuales pueden ser obtenidas con el haz de rayos X de alta energía que proporciona el acelerador (imágenes portales). Los nuevos aceleradores cuentan con sistemas de detección especiales que permiten obtener las imágenes portales con el mismo haz, reduciendo las UM empleadas y por ende la dosis.

- 3) La verificación del cálculo de dosis, incluyendo la trasferencia de la configuración de MLC, UM, energía del haz y geometría del gantry es comprobada por inspección visual y mediciones directas, sin embargo esto no cuantifica la distribución de dosis en el paciente ni le proporciona al médico las dosis en el tumor, ni en las estructuras críticas. Un método más completo y tiempo-eficiente para la validación de las dosis del plan de tratamiento, sería tener un cálculo tridimensional, independiente del planificador de tratamientos, de la distribución de la dosis en el paciente. Una vez calculada la distribución de dosis es necesaria la comparación entre el cálculo dado por el planificador y el cálculo dado por el software de cálculo independiente de dosis. Las herramientas más utilizadas para este fin son la diferencia, DTA (distance to agreement) y función gamma, detalladas más adelante en este trabajo.
- 4) Verificación en la unidad de tratamiento del plan aprobado por el médico antes de su implementación en el paciente. Existen para ello una serie de métodos basados en principios físicos diferentes que tienen por objetivo este análisis. La dosimetría por film y la medición de la distribución de dosis en un plano mediante equipos con detectores uniformemente distribuidos son ejemplos de esta buena práctica recomendada en todos los protocolos de garantía de calidad aplicados a IMRT.



Figura 3: Esquema de los componentes asociados con el control de calidad en IMRT.

El presente trabajo de diploma está destinado principalmente al desarrollo del software de cálculo independiente mencionado en el punto 3). Hay distintos algoritmos que se pueden utilizar en un software de cálculo independiente, estos son:

 Algoritmo de tipo pick up table: Estos algoritmos toman valores de tablas de TMR (tissue maxium ratio), PDD (percentage depth dose), OAR (off axis ratio), SCP (Scatter in colimator and phantom), etc. los cuales son medidos en el comisionamiento de la unidad de tratamiento.

- 2) Algoritmo de convolución-superposición: Este algoritmo tiene en cuenta que para calcular la dosis en un punto se deben sumar las contribuciones individuales de todos los fotones que han interactuado en todos los puntos del volumen del medio absorbente considerado. Esto puede escribirse matemáticamente como una convolución tridimensional del TERMA (Total energy released per unit mass) con un núcleo puntual de convolución generalmente modelado por técnica Monte Carlo. El método de convolución puede utilizarse en el caso de que el medio sea homogéneo. En situación de medios heterogéneos, el núcleo puntual de convolución varía y es necesario hacer una superposición de núcleos de convolución puntuales para la evaluación de la dosis en el medio material.
- 3) Algoritmo de paralell pencil beam convolution (paralell PBC): Este método de cálculo de dosis considera la fluencia de fotones solamente en la entrada al medio material (cuerpo o fantoma) y el núcleo de convolución a lo largo de una línea recta paralela al eje del haz radiante. Esto permite el cálculo de convoluciones en 2D en vez de las convoluciones 3D necesarias en el algoritmo de convolución-superposición, las cuales consumen excesivos recursos computacionales y tiempo de cálculo. Los núcleos de convolución pueden ser calculados mediante Monte Carlo, o derivados a partir de perfiles medidos. El algoritmo de PBC solo puede utilizarse en medios homogéneos, para los cuales tiene una gran precisión, mientras que en medios heterogéneos la pérdida de equilibrio electrónico a diferentes profundidades introduce indeterminaciones que llevan a errores en el cálculo de dosis.
- 4) Algoritmos basados en técnicas Monte Carlo: Para el cálculo de distribuciones de dosis mediante simulaciones Monte Carlo es necesaria la modelización del haz de radiación, su espectro en energía, el cabezal de la máquina de tratamiento, el medio absorbente teniendo en cuenta tanto las densidades físicas como electrónicas así como las secciones eficaces de interacción de los fotones para las energías y el medio considerados. De esta forma, los métodos Monte Carlo permiten el cálculo de distribuciones de dosis con gran precisión. Sin embargo, todavía son muy lentos computacionalmente, lo que los hace inviables en la práctica clínica diaria.

Fundamentos físicos

Cuando un haz de rayos X atraviesa un medio, puede sufrir interacciones de modo tal que los fotones le transfieren su energía. El paso inicial de esta transferencia, involucra la eyección de los electrones de los átomos del material absorbente. A su vez, estos electrones transfieren su energía produciendo ionizaciones y excitaciones a los átomos a medida que avanzan, procesos que son mediados por fuerzas Coulombianas dadas entre los electrones provenientes de la ionización, y la nube electrónica del átomo.

Si la interacción es entre electrones y el núcleo atómico, se produce radiación de frenado, llamada por su nombre en alemán, Bremsstrahlung. Este es el principio fundamental de la generación de rayos X por los equipos Aceleradores lineales de electrones.

Acelerador lineal de electrones

Los aceleradores lineales de electrones (LINAC) son equipos de alta tecnología, capaces de acelerar electrones mediante microondas, para generar tanto haces de electrones como de fotones. El rango de energías de los electrones acelerados va entre 4 y 25 MeV.

Los componentes principales del LINAC involucrados en la generación de rayos X son: la pistola de electrones, guía de onda aceleradora, generador de microondas (magnetrón o klystron), electroimanes direccionadores del haz, blanco de tungsteno y filtro aplanador.

La guía de onda está montada en el gantry, el cual puede girar alrededor del paciente que se encuentra sobre la camilla. La guía de onda es alimentada con microondas generadas en un magnetrón o klystron, las cuales aceleran los electrones inyectados mediante la pistola de electrones que no es más que un filamento que los emite por emisión termoiónica. Los electrones que salen de la guía de onda aceleradora son dirigidos al blanco mediante electroimanes y es allí donde interactúan para generar los rayos X, tanto característicos como de Bremsstrahlung. Debido a que la producción de fotones de alta energía se da mayoritariamente en la dirección de incidencia del electrón, es necesario un aplanamiento del haz para obtener distribuciones de dosis uniformes en profundidad. Por esto se incluye un filtro aplanador del haz, que es un elemento metálico, generalmente de tungsteno, cobre o aluminio, o una combinación de ellos.



Figura 4 a) Acelerador lineal de electrones b) Elementos involucrados en la generación de rayos X c) Filtro aplanador d) Blancos de tungsteno para dos energías diferentes.



Figura 5: Cabezal del acelerador lineal Varian. Pueden observarse el colimador primario, los dos pares de colimadores secundarios, y por debajo el MLC.

El cabezal del LINAC, además del blanco, el filtro aplanador, y los electroimanes, tiene un sistema de colimación de los fotones. Este sistema consta de un colimador primario fijo y dos pares de colimadores secundarios móviles, dos en la dirección x, y dos en la y. Algunos aceleradores cuentan además con colimadores multihojas, que dependiendo de la marca comercial, se encuentran reemplazando alguno de los pares de colimadores secundarios, o directamente como un nivel terciario de colimación.

El cabezal del equipo cuenta también con un par de cámaras de ionización monitoras que miden la intensidad del haz, la planicidad y la simetría. Las cámaras monitoras, miden en UM, y están calibradas de forma tal que el LINAC entregue I cGy/UM en un fantoma de agua, a la profundidad del máximo, para un campo de I0xI0 cm² con una distancia fuente superficie de I00 cm.

Descripción de un haz de fotones

Un haz de fotones puede describirse mediante varias formas:

Fluencia de fotones (Φ): Es el número de fotones dN que atraviesan una esfera imaginaria de área infinitesimal da:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \tag{1}$$

Tasa de Fluencia, o Flujo de fotones (ϕ): Es la fluencia por unidad de tiempo:

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \tag{2}$$

Fluencia de Energía (Ψ): Es la energía dE de los fotones que atraviesan una esfera imaginaria de área infinitesimal da:

$$\Psi = \frac{dE}{da} \tag{3}$$

Tasa de Fluencia de Energía (ψ): Es la Fluencia de Energía por unidad de tiempo:

$$\Psi = \frac{d\Psi}{dt} \tag{4}$$

Ionización y excitación

La ionización es el proceso mediante el cual un átomo eléctricamente neutro se convierte en un átomo cargado.

La radiación de partículas cargadas como electrones, protones, partículas α , etc. es conocida como radiación directamente ionizante, mientras que la radiación de fotones y neutrones se conoce como indirectamente ionizante debido a que ponen en movimiento partículas directamente ionizantes del medio material cuando interactúan con el mismo. En el rango de energía de interés, los fotones interactúan con el medio principalmente mediante 3 procesos: Efecto Fotoeléctrico, Efecto Compton y Formación de Pares.

Cuando la energía de la radiación incidente en la colisión no es suficiente para arrancar un electrón del átomo del medio, se utiliza para llevar al electrón del material a un estado de energía superior llamado excitación.

Interacción de los fotones con la materia

La atenuación de fotones por un material absorbente está gobernada por varios procesos: Dispersión Coherente (Rayleigh), Efecto Fotoeléctrico, Efecto Compton y Formación de pares. Cada uno de estos procesos está representado por un coeficiente, los cuales varían con la energía del fotón y con el número de protones del material absorbente. El coeficiente de atenuación total puede escribirse de la siguiente forma:

$$\mu = \sigma_R + \tau + \sigma_C + \pi \tag{5}$$

donde σ_R, τ, σ_C y π son los coeficientes de dispersión coherente, efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y formación de pares respectivamente, y son las secciones eficaces de los distintos tipos de interacción por unidad de volumen.



Figura 6: La figura muestra el coeficiente de atenuación total (rojo), que es la suma de los coeficientes debido al efecto fotoeléctrico (celeste) dispersión Compton (azul) y formación de pares (violeta)

Dispersión coherente

Esta interacción se da cuando una onda electromagnética al pasar por las proximidades de un electrón lo hace oscilar. El electrón oscilando produce radiación de la misma frecuencia que la onda electromagnética incidente. Esta interacción sólo produce un cambio en la dirección de propagación de la onda sin haber absorción de energía en el medio.

La probabilidad de dispersión coherente aumenta con el número atómico del material y disminuye con la energía del fotón incidente. Este efecto es totalmente despreciable en haces clínicos de tratamiento radiante, del orden de mega electrón volts de energía.

Efecto fotoeléctrico

Es un proceso en el cual un fotón interactúa con un átomo del medio material arrancando un electrón de uno de los orbitales del átomo más próximos al núcleo. En este proceso toda la energía del fotón es transmitida al electrón (a veces llamado fotoelectrón). La energía cinética del

electrón arrancado es igual a la energía del fotón menos la energía de ligadura del electrón con el átomo. Este tipo de interacción se da generalmente en las capas electrónicas K, L, M y N.

Después de que el fotoelectrón abandona el átomo, se genera una vacante en la capa, o "hueco", el cual puede ser llenado por un electrón de una órbita superior dando lugar a rayos X característicos. Estos rayos X pueden ser reabsorbidos por el átomo y eyectar nuevos electrones llamados Electrones Auger, que son electrones monoenergéticos. Como la energía de ligadura de átomos del tejido blando es de alrededor de 0.5 keV, se puede asumir que la energía de los fotones característicos se absorbe localmente. El efecto es predominante en el rango de bajas energías hasta 0.1 MeV.

Dispersión Compton

En este tipo de dispersión, el fotón interactúa con un electrón como si éste estuviera "libre". Estrictamente, ocurre cuando la energía del fotón incidente es mucho mayor que la energía de ligadura del electrón. En esta interacción, el electrón recibe parte de la energía del fotón, y es emitido en un ángulo θ , mientras el fotón es dispersado en un ángulo ϕ con la energía restante (Fig 8).

Este efecto es predominante en el rango de energías entre 0.1 y 10 MeV.

Producción de pares

En la producción de pares, un fotón interactúa fuertemente con el campo electromagnético del núcleo de un átomo del material, y cede toda su energía para dar lugar a un par electrón-positrón. Sólo puede producirse la interacción si la energía del fotón es mayor que la energía dada por la masa en reposo del par electrón-positrón (1.022 MeV). Una vez creado el par, tanto el electrón como el positrón pierden su energía a medida que atraviesan la materia, y luego de que el positrón ha perdido toda su energía, se aniquila con un electrón de la materia generando dos rayos γ de 511 keV en direcciones aproximadamente opuestas.

Esta interacción aumenta como el logaritmo de la energía una vez pasado el umbral, y es predominante a partir de IO MeV.



Figura 7: Esquema del efecto fotoeléctrico







Figura 9: Esquema de la producción de pares

Medida de la radiación ionizante

En los principios del uso de las radiaciones ionizantes como herramienta para el diagnóstico y el tratamiento, se utilizó el enrojecimiento de la piel para tener una medida de la cantidad de radiación que el tejido había absorbido. Esta unidad fue llamada dosis eritema, y tenía el inconveniente que dependía del tipo de piel, la calidad de la radiación, la extensión de piel expuesta, el fraccionamiento, etc. Por esto en 1928 la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas y Medidas (ICRU) definieron la exposición y su unidad el Roentgen.

Exposición

Es una medida de la ionización producida en aire debida a los fotones que lo atraviesan. ICRU define la exposición como la carga por unidad de masa de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por fotones en un medio de masa *dm* son completamente frenados en aire:

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{6}$$

El Roentgen fue definido como una unidad electrostática de carga por centímetro cúbico de aire $(1R = 1 esu/cm^3)$, en condiciones normales de presión y temperatura. Sin embargo fue necesaria la evaluación de la unidad en el sistema internacional (SI), el cual utiliza el Coulomb como unidad de carga, y el kg como unidad de masa de modo tal que:

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \,^{C}/kg \tag{7}$$

Teniendo en cuenta la definición del ICRU para la exposición, los electrones producidos por fotones deben perder toda su energía en el volumen especificado. Sin embargo, algunos electrones producidos en el volumen, depositan su energía fuera de la región de colección, y no son medidos. Por otro lado hay electrones producidos fuera del volumen de colección que pueden entrar a él y perder toda su energía en el mismo. Cuando la ionización perdida iguala a la ionización ganada se conoce como condición de equilibrio electrónico, la cual es necesaria para poder medir la exposición.

Dosis absorbida

La exposición sólo está definida para rayos X o γ con energías menores a 3 MeV dadas las dificultades inherentes a la realización de mediciones en aire dentro de la zona de equilibrio electrónico. Por esto se definió una nueva cantidad llamada dosis absorbida, utilizada para describir la "cantidad" de radiación para todos los tipos de radiación ionizante, incluyendo partículas cargadas y sin carga, y todos los medios materiales.

La definición de la dosis absorbida es entonces el cociente de la energía media impartida por la radiación ionizante por unidad de masa del material:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \tag{8}$$

La unidad en el sistema internacional (SI) de la dosis absorbida es el Gray (Gy), y equivale a 1 J/Kg.

16

La unidad llamada kerma (kinetic energy released in the medium), se define como el cociente de la suma de las energías cinéticas (dE_{tr}) de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas sin carga por unidad de masa (dm):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{9}$$

La unidad del kerma, es la misma que la de la dosis absorbida, el Gy. Para un haz de fotones que atraviesan un medio, el kerma en un punto es directamente proporcional a la fluencia de energía, y esta dado por:

$$K = \Psi\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right) / (1 - \overline{g}) \tag{10}$$

donde $\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)$ es el coeficiente de absorción másico promediado sobre el espectro de fluencia de energía de los fotones, y $\bar{\mathbf{g}}$ es la fracción promedio de energía perdida como Bremsstrahlung en el material.

La mayor parte de la energía cinética inicial en materiales de bajo peso atómico, como por ejemplo tejido blando, se pierde por colisiones inelásticas, mientras que una mínima parte se pierde por Bremsstrahlung.

El kerma se puede dividir en kerma de colisión, y kerma de radiación:

$$K = K^{col} + K^{rad} \tag{11}$$

con

$$K^{col} = \Psi\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right) \quad y \quad K^{rad} = \Psi\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right) \cdot \left(\frac{\overline{g}}{1-\overline{g}}\right) \tag{12}$$

Dosis absorbida en aire

En condiciones de equilibrio electrónico, puede relacionarse la exposición con la dosis absorbida, ya que la energía media requerida para producir un par iónico es aproximadamente constante con la variación de energía y tiene un valor de $\overline{W}_{air} = 33.85 \ eV/par$ iónico.

La energía absorbida por unidad de masa de aire dm, debido a la interacción con un haz de fotones, el cual genera una carga dQ está dada por:

$$\frac{d\bar{\epsilon}}{dm} = \frac{dQ}{dm} \cdot \frac{\bar{W}_{air}}{e} \tag{13}$$

donde podemos ver que el primer término es la dosis absorbida, y el segundo es la exposición multiplicada por la energía media necesaria para producir un par iónico por unidad de carga:

$$D_{air} = X.\frac{\overline{W}_{air}}{e} \tag{14}$$

Dosis absorbida en cualquier medio

La dosis absorbida en un medio puede calcularse mediante la fluencia de energía y el coeficiente de absorción másico promedio mediante la siguiente fórmula:

$$D = \Psi\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right) \tag{15}$$

Puede relacionarse la dosis en el medio material con la dosis en aire de la siguiente forma:

$$\frac{D_{med}}{D_{air}} = \frac{\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{med}}{\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{air}} \cdot \frac{\Psi_{med}}{\Psi_{air}}$$
(16)

Reemplazando la dosis en aire mediante la ecuación (I4) y llamando f_{med} a $\frac{\overline{W}_{air}}{e} \cdot \frac{\left(\frac{\mu en}{\rho}\right)_{med}}{\left(\frac{\overline{\mu}en}{\rho}\right)_{air}}$, podemos escribir:

$$D_{med} = f_{med} X \frac{\Psi_{med}}{\Psi_{air}}$$
(17)

Equilibrio electrónico y build up

Una vez que se han puesto en movimiento electrones del medio debido a la interacción con el haz de fotones incidentes, éstos ceden su energía a átomos del material de manera gradual, interactuando principalmente con los otros electrones del medio, mediante ionizaciones y excitaciones. Los electrones recorren una distancia (rango) antes de ser totalmente frenados, por lo tanto, no toda la energía cedida por los fotones que interactuaron en dm será finalmente absorbida en la misma porción del medio dm.

La condición en la cual se puede relacionar la energía cedida por el haz de fotones en una porción del material con la energía absorbida en la misma porción es el equilibrio electrónico, el cual puede describirse mediante los siguientes puntos:

- a) A medida que el haz de fotones de alta energía entra al paciente o el fantoma, son eyectados electrones de la superficie y de capas subyacentes del medio.
- b) Estos electrones depositan su energía en el medio, con un rango que depende de la energía del haz incidente (tracks).
- c) Inicialmente, la fluencia de electrones generada por el haz de fotones, y por ende la dosis absorbida, se incrementa con la profundidad, debido al rango de los electrones generados, hasta que alcanza un máximo. La región comprendida entre la superficie y la profundidad del máximo se denomina "región de build up".
- d) La fluencia de fotones disminuye continuamente con la profundidad, y como resultado, la producción de electrones secundarios también lo hace, implicando una disminución de la dosis con la profundidad.

Entonces existe equilibrio electrónico, si por cada electrón que escapa de dm con una energía E, existe otro que entra en dm con la misma energía.





Figura IO (a) se considera una situación ideal en la cual no existe atenuación del haz inicial de fotones. A partir de una profundidad en el medio igual al rango R de los electrones generados por el haz de fotones, existe equilibrio electrónico. (b) se considera el caso real de la atenuación del haz incidente conforme los fotones interactúan con los electrones del medio. Estrictamente, no existe equilibrio electrónico en ningún punto. A efectos prácticos de cálculo y medida de la dosis, y para las energías de los haces de fotones empleadas en radioterapia, se considera que existe equilibrio electrónico en los puntos a profundidades iguales o mayores que la profundidad de equilibrio y a lo largo de la trayectoria del haz incidente.

Como se observa en la figura anterior, la dosis absorbida cambia con la profundidad. Cuando se mantiene la distancia fuente piel (DFP) la forma comúnmente utilizada para tener en cuenta este cambio es mediante el porcentaje de dosis en profundidad, PDD (Percentage Depth Dose). El PDD se mide comúnmente en fantoma de agua con la cámara de ionización desplazándose en profundidad (dirección z) en el eje central del haz y manteniendo fijo el tamaño de campo definido por los colimadores. No es necesario que la cámara de ionización esté calibrada debido a que el PDD es una medida relativa al máximo de dosis.

$$PDD(z, A, f, hv) = 100 \frac{D_Q}{D_P}$$
⁽¹⁸⁾



Figura II a) Esquema de un PDD en el eje central sobre un paciente, mostrando la dosis en superficie (Ds), la dosis de salida (Dex) y las profundidades del máximo y de salida. b) Esquema de medida del PDD en fantoma.

El TAR (Tissue Air Ratio) fue introducido por Johns para simplificar los cálculos en radioterapia rotacional, donde la fuente de radiación se mueve en un círculo alrededor del eje de rotación que pasa por el isocentro del equipo donde habitualmente está centrado el tumor.

Durante la rotación, la DFP varía con el contorno del paciente, sin embargo, la distancia fuentetumor, se mantiene constante. Debido a que es muy dificultoso medir radiaciones de alta energía en aire, y con el mismo propósito del TAR, se definió el TPR (Tissue Phantom Ratio), el cual se mide en agua. Se puede obtener el TPR manteniendo la cámara de ionización en el isocentro fija, y variando la profundidad z, mediante el cambio de DFP. El cambio de DFP se realiza agregando o quitando agua del fantoma manteniendo constantes la posición de la cámara de ionización y el tamaño de campo definido por los colimadores. El TPR también es una medida relativa en este caso a la dosis en la profundidad de referencia (Zref):

$$TPR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Qref}}$$
(19)

En el caso particular, donde la profundidad de referencia es la profundidad del máximo, para el tamaño de campo y calidad del haz definidos el TPR recibe un nombre especial, TMR (Tissue Maxium Ratio).



Figura 12: Esquema de medida del TPR

Equilibrio electrónico lateral

Una situación análoga en término de equilibrio electrónico se produce en la periferia de un haz de fotones. Considerando un perfil transversal de un haz de fluencia constante en la zona de campo abierto, se ve que en el centro de campo los electrones que atraviesan un elemento de volumen y se mueven hacia un lado son compensados por aquellos que provienen simétricamente del otro lado. En el límite de campo de radiación esto no ocurre y no existe equilibrio electrónico lateral, provocando desigualdad entre el kerma de colisión y la dosis absorbida.



Figura 13: Esquema de la pérdida de equilibrio electrónico lateral. El punto A recibe tracks de electrones de todas las direcciones, mientras que el punto B, aunque está dentro del haz de fotones, recibe menos tracks de electrones (líneas punteadas). El punto C está fuera del campo y sin embargo recibe alguno de los tracks de electrones que depositan energía fuera de campo.

Perfiles del haz

Los PDDs, TPRs o TMRs nos brindan información sobre la variación de la dosis con la profundidad en el eje central del haz, pero para tener una verdadera idea de la distribución tridimensional de dosis, hay que tener en cuenta la variación de la dosis cuando nos apartamos del eje central. Para esto se miden perfiles desplazando la cámara de ionización a una profundidad dada en forma perpendicular al eje del haz radiante (barridos), tanto en la dirección x (crossplane) como en y (inplane), manteniendo constante el tamaño de campo definido por los colimadores. Los perfiles se pueden describir mediante tres componentes principales:

- La región central representa la porción del haz que se extiende desde el eje central hasta I.5 cm de los bordes geométricos del campo (dados por la luz de campo). La región central se ve afectada por el filtro aplanador, el cual produce un endurecimiento del haz que cambia con la distancia al eje, produciendo "cuernos" en los perfiles de dosis.
- 2) La región de penumbra es la región de alto gradiente de dosis. La penumbra depende de la transmisión de los colimadores (penumbra de transmisión), el tamaño focal de la fuente de radiación (penumbra geométrica) y el equilibrio electrónico lateral. La penumbra física es la suma de todas las penumbras, y depende de la energía del haz, el tamaño de la fuente de radiación, la DFP, la distancia de la fuente al colimador y la profundidad en el fantoma.
- 3) **La región de umbra** es aquella fuera del campo radiante. La dosis es generalmente baja y principalmente debida a la transmisión en los colimadores.

Sc,p (Total scatter factor)

Para un haz de fotones a una dada DFP, la dosis en un punto P a una cierta profundidad depende del tamaño de campo, a mayor tamaño de campo, mayor dosis en dicho punto. La única medición absoluta que se realiza durante el comisionamiento, está en relación con la dosis (o tasa de dosis) entregada por la unidad de tratamiento para el campo de referencia (I0 x I0 cm²) a la profundidad del máximo. Por esto para hallar la dosis (ó tasa de dosis) para otro campo a dicha profundidad es que se definen los factores relativos Total Scatter Factor (Sc,p) en agua que permiten relacionar la dosis (ó tasa de dosis) con el campo de referencia, medido en forma absoluta.

$$S_{c,p}(A,hv) = \frac{D_P(z_{max}, A, f, hv)}{D_P(z_{max}, 10, f, hv)}$$
(21)



Figura 14: Perfiles del haz radiante de un acelerador lineal de 10 MV a diferentes profundidades y para tamaños de campo de 10x10 y 30x30 cm2.



Figura 15: Esquema de la determinación de la penumbra geométrica.

Análisis de señales

Transformada de Fourier

Es posible representar señales periódicas combinaciones lineales como de exponenciales complejas. А esta metodología se le da el nombre de desarrollo en Serie de Fourier (Fig. 16)⁴. Podemos extender estos conceptos para aplicarlos a señales que no son periódicas. Una importante cantidad de señales, que incluyen a todas las señales con energía finita, también se pueden representar mediante una combinación lineal de exponenciales complejas. Mientras que para las señales periódicas las exponenciales complejas que las constituyen están relacionadas para señales armónicamente, las aperiódicas están infinitesimalmente cercanas en frecuencia, y la representación en términos de una combinación lineal adopta la forma de una integral en lugar de una suma. En particular, Fourier razonó que una señal aperiódica podía pensarse como una señal periódica de

período infinito. De manera más precisa, en la representación en serie de Fourier de una señal periódica, conforme el periodo se incrementa, la frecuencia fundamental disminuye y las componentes relacionadas armónicamente se hacen más cercanas en frecuencia. A medida que el periodo se hace infinito, las componentes de frecuencia forman un continuo y la suma de la serie de Fourier se convierte en una integral. El espectro de coeficientes resultante en esta representación se conoce como transformada de Fourier (TF), y la integral de síntesis por sí misma, la cual usa estos coeficientes para representar la señal como una combinación lineal de exponenciales complejas, se llama la transformada inversa de Fourier.

$$F(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-j\omega x} dx \qquad (22)$$

$$f(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(j\omega) e^{j\omega x} d\omega$$
 (23)

Estas ecuaciones se conocen como par transformado de Fourier.



Figura I6: Convergencia de la representación en serie de Fourier de un pulso cuadrado $f[x] = \sum_{k=-N}^{N} a_k e^{jk\omega x}$.



Transformada de Fourier del pulso cuadrado



Figura 17: Esquema cualitativo de un pulso cuadrado y la parte real de su transformada de Fourier

Transformada discreta de Fourier

Como las señales discretas periódicas se pueden representar mediante la Serie discreta de Fourier, siguiendo el mismo razonamiento anterior, podemos definir la Transformada discreta de Fourier como:

$$F(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f[n] e^{j\omega n}$$
⁽²⁴⁾

$$f[n] = \frac{1}{2\pi} \int_{2\pi} F(e^{j\omega}) e^{j\omega n} d\omega$$
⁽²⁵⁾

Puesto que la sumatoria se lleva a cabo sobre N intervalos consecutivos de ancho $\omega_0 = 2\pi/N$, el intervalo total de integración siempre tendrá un ancho de 2π .

Convolución y relación con la Transformada de Fourier

Si una señal periódica se representa en una serie de Fourier, es decir, como una combinación lineal de exponenciales armónicamente relacionadas, entonces la respuesta de un sistema lineal e invariante en el tiempo (LTI) a esta entrada también se puede representar mediante una serie de Fourier. Debido a que las exponenciales complejas son auto funciones de los sistemas LTI, los coeficientes de la serie de Fourier de la salida son los mismos de la entrada multiplicados por la respuesta en frecuencia del sistema evaluados a las frecuencias armónicas correspondientes.

La respuesta de un sistema lineal con respuesta al impulso h(x) a una exponencial compleja $e^{jk\omega_0 x}$ es $H(jk\omega_0)e^{jk\omega_0 x}$ donde:

$$H(jk\omega_0) = \int_{-\infty}^{\infty} h(x)e^{-jk\,\omega_0 x}dx$$
⁽²⁶⁾

Donde reconocemos la respuesta en frecuencia del sistema como la transformada de Fourier de la respuesta al impulso. De esta forma, la respuesta de un sistema LTI a una señal f(x) es:

$$y(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(j\omega) H(j\omega) e^{j\omega x} d\omega$$
⁽²⁷⁾

Por inspección de la ecuación anterior, vemos que:

$$Y(j\omega) = F(j\omega)H(j\omega)$$
(28)

donde $Y(j\omega)$ es la transformada de Fourier de y(x). Podemos considerar una demostración más formal definiendo la integral de convolución como:

$$y(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) h(x-\tau) d\tau$$
⁽²⁹⁾

Si ahora calculamos la transformada de Fourier, e intercambiamos el orden de integración teniendo en cuenta que $f(\tau)$ no depende de x:

$$Y(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) \left[\int_{-\infty}^{\infty} h(x-\tau) e^{-j\omega x} dx \right] d\tau$$
(30)

Utilizando la propiedad de corrimientos en el tiempo de la transformada de Fourier se obtiene:

$$Y(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) e^{-j\omega\tau} H(j\omega) d\tau = X(j\omega) H(j\omega)$$
(31)

Que es el resultado que buscábamos.

Transformada bidimensional de Fourier

De la misma forma que se definió la transformada de Fourier para el caso de una sola variable, podemos definir ahora la Transformada Bidimensional de Fourier Continua como:

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \qquad (32)$$

$$f(x,y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u,v) e^{j2\pi(ux+vy)} du dv \quad (33)$$

La Trasformada Bidimensional de Fourier Discreta es de la forma:

$$F(u,v) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) e^{-j2\pi(ux+vy)/N}$$
(34)

$$f(x,y) = \frac{1}{N} \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u,v) e^{j2\pi(ux+vy)/N}$$
(35)

Las transformadas de Fourier Bidimensionales tienen la propiedad de separabilidad, lo cual significa que se puede calcular la TF de una función bidimensional como una combinación de TF unidimensionales calculando primero TF respecto de uno de los ejes y luego al restante.

Otras propiedades que se tienen en cuenta son la linealidad, simetría y rotación, las cuales sirven para acelerar el cálculo.

Pulso cuadrado bidimensional



Transformada bidimensional de Fourier



Figura 18: Esquema cualitativo de un pulso cuadrado bidimensional y el modulo de su transformada de Fourier

Transformada rápida de Fourier

La transformada rápida de Fourier es un algoritmo que optimiza el cálculo de la trasformada de Fourier, ya que para la implementación estricta de la TF es necesario un número proporcional a N^2 de operaciones para una señal unidimensional con N datos, mientras que el algoritmo de FFT (Fast Fourier Transform) requiere $Nlog_2N$ de sumas, y $\frac{1}{2}Nlog_2N$ de multiplicaciones, por esto este algoritmo es utilizado frecuentemente para el análisis de Fourier de diversas aplicaciones.

Fundamentos teóricos del desarrollo del software

El objetivo del presente trabajo es analizar la aplicación de un algoritmo de convolución de haces filiformes (PBC) paralelos para el cálculo de la dosis absorbida, con núcleos de convolución derivados a partir de datos medidos en la unidad de tratamiento radiante, a fin de evaluar de modo independiente los resultados obtenidos por el planificador.

Un haz filiforme se define como un haz mono direccional de radiación, de área infinitesimal en el punto en el cual se origina⁵, mientras que el núcleo de convolución de haz filiforme, es una distribución de una cantidad física resultante de un haz filiforme, y en este caso, representa la distribución de dosis en un medio debido a un haz de fotones que interactúan en una línea recta. Los núcleos pueden así utilizarse como base fundamental para el cálculo de dosis y fluencias para campos de tratamiento radiante de formas y tamaños arbitrarios.

Los planificadores de tratamiento utilizan el algoritmo PBC mediante núcleos de convolución derivados de técnicas Monte Carlo, pero estos métodos requieren conocer características del haz, como por ejemplo su espectro en energía y dispersión angular, datos que no están disponibles usualmente. Otro problema asociado es que se requiere de un tiempo prolongado de cálculo computacional y de gran experiencia en el manejo correcto y eficiente del código Monte Carlo. Una aproximación alternativa es la extracción experimental de los núcleos de convolución a partir de los datos medidos. Los núcleos así obtenidos en principio, dependiendo de las técnicas de medición en el relevamiento de los datos utilizados, incluyen todos los procesos físicos así como también otras perturbaciones tales como la dispersión de varios componentes del cabezal del equipo de tratamiento y la variación del espectro de energía con la profundidad.

Los datos requeridos son principalmente perfiles del haz, PDDs, TMRs, etc. los cuales, deben medirse durante la puesta en servicio de la unidad de tratamiento, y fueron medidos nuevamente para el desarrollo de este trabajo de diploma.

Determinación del núcleo de convolución

Conforme al algoritmo de PBC, se puede expresar la dosis a una determinada profundidad como la integral de convolución del núcleo de convolución de haz filiforme con la fluencia de fotones a dicha profundidad. En una dimensión, se puede escribir:

$$d_{z}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} \Phi_{z}(x') k_{z}(x - x') dx' = \Phi_{z}(x) * k_{z}(x)$$
(36)

donde $d_z(x)$ es la dosis, $\Phi_z(x)$ es la fluencia y $k_z(x)$ es el núcleo de convolución, a la profundidad z.

Aplicando la transformada de Fourier (TF) a la integral de convolución dada por la ecuación (36), y sabiendo que la convolución en el dominio del espacio es un simple producto en el dominio de la frecuencia de Fourier (Ec. 30) tenemos:

$$D_{z}(\omega) = F_{z}(\omega).K_{z}(\omega)$$
⁽³⁷⁾

con:

$$D_{z}(\omega) = TF(d_{z}(x))$$

$$F_{z}(\omega) = TF(\Phi_{z}(x))$$

$$K(\omega) = TF(k_{z}(x))$$
(38)

donde se ve que puede obtenerse:

$$K_{z}(\omega) = D_{z}(\omega) / F_{z}(\omega)$$
⁽³⁹⁾

y mediante la transformada inversa de Fourier (TF⁻¹):

$$k_{z}(x) = TF^{-1}(K_{z}(\omega))$$
⁽⁴⁰⁾

Este núcleo de convolución es polienergético, promediado sobre el espectro de energía del haz considerado y sólo válido para el cálculo de la distribución de dosis a la profundidad *z*.



Figura I9 a) Perfil de dosis medido, normalizado al eje central. a.I) Módulo de la TF del perfil de dosis medido. a.2) Fase de la TF del perfil de dosis medido. b) Perfil de fluencia empírica, cuyo valor es I en la sección abierta del campo y 0 en la cerrada. b.I) Módulo de la TF del perfil de fluencia empírica. b.2) Fase de la TF del perfil de fluencia empírica. c) Núcleo de convolución calculado a partir de la ecuación (39). c.I) Módulo de la TF del núcleo de convolución. c.2) Fase de la TF del núcleo de convolución.

Discontinuidades en el espectro en frecuencia del núcleo de convolución

El sencillo cálculo dado por la ecuación (40) no siempre es válido, debido a que puede haber valores de frecuencia (ω_i) en los cuales la transformada de $\Phi_z(x)$ es cero, y por lo tanto la ecuación (39) no está definida. Igualmente, es evidente que este problema es un artefacto originado en la aproximación de la fluencia empírica propuesta.

Se puede elegir algún criterio para establecer un valor para $K_z(\omega)$ en dichos puntos. Particularmente se probaron dos: $K_z(\omega_i) = 0$ y $K_z(\omega_i) = \frac{K_z(\omega_{i+1}) + K_z(\omega_{i-1})}{2}$. Conforme se observa en la Fig. 19 ninguno de los dos criterios propuestos produjo cambios significativos en los núcleos de convolución obtenidos experimentalmente.



Figura 20 a) Modulo de la TF de un núcleo de convolución calculado mediante la ecuación (38), con discontinuidades producidas por frecuencias de modulo nulo en la TF de la fluencia empírica propuesta. b) Discontinuidades llevadas a cero. c) Discontinuidades promediadas con los vecinos más cercanos. d) Núcleos de convolución calculados mediante la ecuación (39) para los casos b) y c), donde no pueden apreciarse diferencias significativas.

Determinación de núcleos de convolución para campos de 3x3 a 15x15

Para el cálculo de los núcleos de convolución se empleó el haz de fotones de 6 MV del acelerador lineal de electrones Varian Clinac 2100C del Hospital Universitario Austral de la localidad de Pilar. Este equipo cuenta con colimador multihojas Varian Millenium 120, el cual posee 120 hojas, 60 de cada lado, de las cuales las 40 hojas centrales tienen una proyección de 0.5 cm en isocentro y las 20 hojas (10 de cada lado) de los extremos proyectan I cm en isocentro (ver figura 21).

Se utilizó un fantoma automático con software asociado CRS (Computerized Radiation Scanners) y una micro cámara de ionización cilíndrica PTW 31011 de 0.125 cc de volumen activo. El conjunto permitió una resolución de



Figura 21: Esquema del colimador multihojas Varian Millenium 120. Las hojas externas proyectan 1 cm en isocentro mientras que las internas proyectan 0.5 cm en isocentro.

0.25 mm/paso, la cual permite una frecuencia de muestreo adecuada para el análisis discreto de Fourier.

Se midieron perfiles del haz de Rayos X de 6 MV en configuración isocéntrica, tanto en la dirección x (crossplane) como la dirección y (inplane), para campos desde 3x3 a 15x15 cm² cada I cm. Los tamaños de campo fueron elegidos para evaluar la variación de núcleos de convolución con el tamaño de campo en el área de interés para IMRT (campos hasta 14,5 cm en la dirección de la hoja). La distancia fuente-superficie del agua en el fantoma fue de 95 cm, con la cámara a 5 cm de profundidad durante los barridos perpendiculares al eje de radiación.



Figura 22 a) Núcleos de convolución normalizados en el eje central, en la dirección x para los campos de 3x3 a I5xI5 cm2 cada Icm. b) Núcleos de convolución normalizados en el eje central, en la dirección y para los campos de 3x3 a I5xI5 cada Icm2.

Los núcleos de convolución se muestran invariantes con respecto al tamaño de campo. Sin embargo las zonas alejadas del eje central se ven ruidosas, y esto es debido a que la elección de la fluencia empírica propuesta no es exactamente correcta, produciendo efectos indeseados. Para corregir este problema, se promediaron las I3 medidas, obteniendo un núcleo de convolución promedio, el cual es utilizado a lo largo de todo el desarrollo del software.

La figura 23 muestra la similitud de los núcleos de convolución promediados, tanto en la dirección crossplane, como en la dirección inplane.



Figura 23: Comparación de núcleos de convolución promediados en las direcciones crossplane e inplane.

Se puede pensar, que el núcleo de convolución es el resultado de una suma de dos fuentes, una primaria y una secundaria. La fuente primaria es aquella generada por el equipo, mientras que la fuente secundaria está mediada por un efecto de dispersión en todo el sistema (cabezal-fantoma). Estos dos efectos pueden considerarse como efectos separados y descriptos por gaussianas independientes:



$$k(x) = a_1 e^{-\left(\frac{x-b_1}{c_1}\right)^2} + a_2 e^{-\left(\frac{x-b_2}{c_2}\right)^2}$$
(41)

Figura 24: Esquema que muestra la suma de efectos debidos a una fuente primaria (verde) y una fuente secundaria (rojo), para dar lugar a un núcleo de convolución compuesto (azul)



Figura 25: Ajuste de suma de Gaussianas para los núcleos de convolución obtenidos experimentalmente.

Cálculo de perfiles de campos no medidos

Puede verse de la figura 22 que los núcleos de convolución son independientes del tamaño de campo, lo que permite el cálculo de perfiles de dosis para distintos tamaños de campo mediante un único núcleo de convolución.

Una vez obtenido el núcleo de convolución, pueden calcularse los perfiles de dosis para distintos tamaños de campo, mediante la modificación de la fluencia:

$$D_{z}'(\omega) = F_{z}'(\omega).K_{z}(\omega)$$
⁽⁴²⁾

entonces:

$$d_{z}'(x) = TF^{-1}(D_{z}'(\omega))$$
⁽⁴³⁾

La dependencia con x del núcleo de convolución, se puede asumir invariante, pero ésta es una aproximación que no siempre se cumple, dado que al apartarse lo suficiente del eje central (fuera del haz primario) la divergencia del haz introduce variaciones significativas, lo cual no permite la suposición de haces filiformes paralelos.

La dosis dada por la ecuación (43) podrá ser calculada en un medio homogéneo, una vez asumida la invariancia espacial y para haces filiformes perpendiculares a la superficie de entrada.

Por simplicidad, se eligió una fluencia igual a I dentro del campo y cero fuera de él, la cual no tiene en cuenta factores como la penumbra geométrica, la atenuación del filtro aplanador y los colimadores, etc.

Cálculo de mapas de dosis

Para el cálculo de mapas de dosis, se puede seguir el razonamiento de Fermi⁶ que propone que las dispersiones en dos direcciones ortogonales son independientes, entonces el núcleo de convolución y la dosis absorbida pueden calcularse como:

$$\mathbf{k}_{\mathbf{z}}(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = \mathbf{k}_{\mathbf{z}}(\mathbf{x})\mathbf{k}_{\mathbf{z}}(\mathbf{y}) \tag{44}$$

$$d(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = \mathrm{T}\mathrm{F}^{-1}(\mathrm{F}_{\mathrm{z}}(\omega, \mathbf{s}), \mathrm{K}_{\mathrm{z}}(\omega, \mathbf{s}))$$
⁽⁴⁵⁾

con $K_z(\omega, s) = TF(k_z(x, y))$ y teniendo en cuenta una fluencia empírica bidimensional.



Figura 26 a) Vista 3D del núcleo de convolución obtenido mediante la ecuación (44). b) Vista 2D del núcleo de convolución obtenido mediante la ecuación (44).



Figura 27: Núcleo de convolución obtenido mediante la ecuación (44) convolucionado con una fluencia bidimensional y mapa de dosis resultante.

Cálculo de mapas de dosis irregulares

En el caso de mapas de dosis irregulares, que pueden ser generados en el equipo acelerador mediante la utilización de bloques conformadores o colimadores multihojas, puede modificarse la fluencia empírica propuesta recortando en aquellos lugares donde el campo está bloqueado.



Figura 28: Núcleo de convolución obtenido mediante la ecuación (44) convolucionado con una fluencia bidimensional irregular y mapa de dosis resultante.

Cálculo de mapas de dosis de IMRT en modalidad Step and shoot

La radioterapia por intensidad modulada en modalidad step and shoot no es más que la suma de una secuencia de campos irregulares, llamados segmentos, generados por los colimadores multihojas.

Para la generación de fluencias, se utilizaron las secuencias de hojas exportadas por el planificador de tratamientos. Estas secuencias son almacenadas en formato ASCII, dando para cada uno de los pasos de cada campo la posición de cada una de las 120 hojas del MLC. El software desarrollado lee el archivo exportado por el planificador y genera las fluencias correspondientes a cada paso del tratamiento, calcula los mapas de dosis y los suma para obtener la distribución de dosis por campo (ver figura 29).

Figura 29: En la primera columna se muestran las fluencias generadas mediante el archivo exportado por el planificador para un campo de un tratamiento de IMRT Step and shoot de próstata con 14 pasos. En la segunda columna se muestra la distribución de dosis generada por cada paso individual y en la tercera columna se muestra la suma de dosis de cada paso con los pasos anteriores.



Transformación de mapas de dosis relativas a mapas de dosis absolutas

Una vez calculado cada mapa relativo (normalizado a I), debe multiplicarse por factores que tienen en cuenta el cambio con respecto al campo de referencia (generalmente I0x10 cm² a la profundidad del máximo):

- I) TMR(5cm) el cual resultó de 0.942 para el acelerador utilizado.
- 2) Tasa de dosis absoluta para el campo de referencia a la profundidad del máximo, la cual fue de I.0I cGy/UM
- 3) Scp ajustado mediante una polinomio de grado 5 (ver figura 30)
- 4) UM entregadas en dicho campo



Figura 30: Scp medido para tamaños de campo desde 3x3 a 15x15 cm².

Análisis Planar

Los desarrollos de las nuevas tecnologías de tratamiento (IMRT, IGRT, etc.) han llevado al análisis dosimétrico desde una comparación en un punto a una comparación planar, es decir, de imágenes (a veces llamados mapas). El valor del pixel en dicha imagen representa la dosis en el punto definido por el pixel.

El desafío de las comparaciones de distribuciones de dosis es estimar de manera cuantitativa cuanto se asemeja una distribución de dosis a la otra. Para esto se han desarrollado distintas herramientas, por ejemplo la diferencia, DTA y función gamma.

Diferencia de mapas de dosis

El cálculo de la diferencia no es más que la resta pixel a pixel entre la imagen de distribución de dosis de referencia, generada por el planificador de tratamientos, y las distribuciones de dosis a evaluar, en este caso las distribuciones de dosis calculadas mediante el algoritmo de PBC paralelos aplicado en el presente trabajo de diploma.



Figura 31: Cálculo de la diferencia de un mapa de dosis de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con un mapa de dosis de un campo de 9,9 x 9,9 cm². La figura muestra que campos dentro de tolerancia mecánica de los colimadores (2mm para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$), pueden dar diferencias en zonas de alto gradiente de dosis, como la penumbra, de hasta el 15%.

Distance to agreement (DTA)

La diferencia suele ser una herramienta muy sensible a las discrepancias en las zonas de alto gradiente de dosis (ver figura 31). El DTA examina la distribución de dosis en el entorno del punto, y evalúa la distancia más cercana al valor de dosis del pixel de referencia.

Función gamma

La herramienta de DTA tiende a ser demasiado sensible en las regiones de bajo gradiente de dosis, donde pequeñas diferencias de dosis pueden dar lugar a grandes valores de DTA. Debido a ésto, se implementó un nuevo método de análisis, la función gamma, que consiste en una evaluación conjunta de dosis y distancia.

El resultado de la función γ es una nueva imagen donde el valor del pixel está dado por el mínimo valor que toma el parámetro Γ en el entorno del punto de referencia (r_r):

$$\gamma(r_r) = \min_{r_e} (\Gamma(r_r, r_e))$$
⁽⁴⁶⁾

donde el parámetro Γ está dado por:

$$\Gamma(\mathbf{r}_{\mathrm{r}},\mathbf{r}_{\mathrm{e}}) = \sqrt{\frac{|\mathbf{r}_{\mathrm{e}} - \mathbf{r}_{\mathrm{r}}|^{2}}{\Delta d^{2}} + \frac{\left(D_{\mathrm{e}}(\mathbf{r}_{\mathrm{e}}) - D_{\mathrm{r}}(\mathbf{r}_{\mathrm{r}})\right)^{2}}{\Delta D^{2}}} \int_{D_{\mathrm{e}}(\mathbf{r}_{\mathrm{e}})}^{r_{\mathrm{e}}:Posición del punto de referencia} \frac{r_{\mathrm{e}}:Posición del punto evaluado}{\Delta d: Tolerancia en distancia (3mm)} D_{r}(r_{\mathrm{r}}):Dosis en el punto de referencia} D_{e}(r_{\mathrm{e}}):Dosis en el punto evaluado} \Delta D: Tolerancia en dosis (3%)$$

Valores de $\gamma < I$ cumplen la condición impuesta por los valores de tolerancia (generalmente 3mm y 3%) y valores de $\gamma > I$ están fuera de tolerancia. Sin embargo en la práctica clínica, se acepta el control de calidad con pixeles de valor mayor a I, siempre que al menos el 99% de la imagen tenga valores de función γ menores a I.



Figura 32: Captura de imagen del software desarrollado para la evaluación de mapas de dosis. Sobre la izquierda las distribuciones de dosis a comparar. Sobre la derecha la imagen generada de función gamma.

Resultados

Caso real de tumor de próstata

Se utilizó el software desarrollado para la verificación de dos tratamientos de radioterapia por intensidad modulada de tumor de próstata, los cuales constaron de 5 campos modulados en modalidad step and shoot con IO a I4 segmentos por campo. Tanto la secuencia de hojas como las unidades de monitor y el tamaño de campo de los colimadores secundarios, utilizadas por el software desarrollado fueron exportadas del plan utilizado por el planificador de tratamientos.

Los mapas de dosis fueron calculados a una distancia fuente superficie de 95 cm, y una profundidad de 5 cm, siendo la misma configuración que se utilizó para medir los perfiles necesarios para la determinación de los núcleos de convolución.

A continuación se muestran las capturas de pantalla del software desarrollado con los parámetros incorporados de uno de los pacientes analizados, y el mapa de dosis resultante. También se incluye el análisis planar tanto de diferencia como de función gamma de la comparación de los mapas de dosis calculados por el software de cálculo independiente y el planificador XiO (Computerized Medical System, St Louis) para cada campo, y el análisis de la composición de los 5 campos.





Campo I

Página 39



Figura 34 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, DIFERENCIA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.



Figura 35 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, FUNCIÓN GAMMA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.





Campo 2



Figura 37 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, DIFERENCIA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.



Figura 38 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, FUNCIÓN GAMMA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.





Campo 3



Figura 40 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, DIFERENCIA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.



47



Figura 41 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, FUNCIÓN GAMMA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.





Campo 4



Figura 43 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, DIFERENCIA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.



Figura 44 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, FUNCIÓN GAMMA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.



Figura 45: Captura de la pantalla principal del software desarrollado. Puede verse el núcleo de convolución bidimensional (arriba izquierda), la fluencia generada por la secuencia de hojas del primero de 11 pasos (abajo izquierda), y la distribución de dosis generada (derecha).

Campo 5



Figura 46 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, DIFERENCIA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.



Figura 47 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, FUNCIÓN GAMMA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.



Figura 48 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, DIFERENCIA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.



Figura 49 a) Captura de la pantalla principal de la herramienta de QA desarrollada, FUNCIÓN GAMMA. b) Comparación de perfiles inplane con X=0 c) Comparación de perfiles crossplane con Y=0.

Conclusiones

El algoritmo de cálculo de dosis de haces filiformes paralelos ha demostrado ser eficiente para modelar las propiedades de un haz radiante. La técnica empleada de derivación de los núcleos de convolución a partir de los datos medidos permite comprobar su invariancia con el tamaño de campo a una profundidad dada. Esto hace posible la utilización de un único núcleo para el modelado de distintos campos, tanto cuadrados como irregulares para su posterior verificación en un fantoma.

Se utilizó el software para la verificación de dos casos reales de pacientes con cáncer de próstata, y el análisis planar mostró que todos los campos se encontraron dentro de tolerancias. Si bien los resultados son buenos se espera que mejoren aún más con la incorporación en las fluencias empíricas de otros parámetros de influencia (ej. el filtro aplanador) no tendidos en cuenta en este primer trabajo.

La principal limitación del método es que sólo es válido para campos pequeños debido a que la divergencia del haz introduce la necesidad de corrección por inversa de cuadrados de distancia para los núcleos de convolución. En los extremos del campo de I5xI5 cm², la corrección debe ser del 2%, mientras que para los extremos de campos de 30x30 cm² del 9%. Una opción para solucionar este problema es pasar de una convolución a una superposición de núcleos. Esta modalidad impide el uso de productos de transformadas de Fourier lo que complica y aumenta el tiempo de cálculo.

Este software está dirigido a aplicarse como complemento en el programa de garantía de calidad de un servicio de radioterapia con tratamientos de 3DCRT con MLC o IMRT en modalidad Step and shoot. No debe tomarse como reemplazo de otro tipo de QA paciente-especifico, tales como la verificación por films o con un equipo de medición apropiado, diodos o cámaras de ionización uniformemente distribuidos en un plano, en el equipo de tratamiento (ej: MapCheck), sino utilizarlo como herramienta adicional para agilizar el proceso de QA y específicamente en la etapa de verificación directa del resultado calculado por el planificador.

Es importante el desarrollo potencial que ofrece esta línea de trabajo en la verificación de todo el proceso de entrega de un tratamiento 3D-conformado con técnica IMRT. En este sentido, es posible plantearse un desarrollo ulterior analizando las posiciones de las secuencias de MLC determinadas durante la irradiación de cada campo de IMRT. Estas secuencias, que son generadas por el controlador del MLC y registradas como DynaLogs, surgen de los movimientos reales de las hojas durante el tratamiento. El análisis gamma planar entre los campos planificados y de verificación entregados en fantoma obtenidos mediante los DynaLogs permitiría evaluar esta última etapa del proceso de entrega de la dosis prescripta al paciente. Así podría integrarse este análisis al programa de garantía de la calidad como un elemento de mejora en la difícil tarea de verificación independiente del tratamiento radiante de todo paciente.

Referencias bibliográficas

³ Intensity modulated radiation therapy, A Clinical Perspective, Arno J.Mundt, MD, BC Decker Inc.

⁵ Extraction of pencil beam kernels by the deconvolution method, C Chui, R Mohan, Med. Phys. 15 pp.138–44, 1987.

⁶ Cosmic-ray theory, B. Rossi and K. Greisen, Rev Med Phys. 13, 265 (1941)

⁷Lecciones de las exposiciones accidentales en radioterapioa, Pedro Ortiz Lopez, OIEA,

http://www.ucm.es/info/fismed

⁸ A system for intensity modulated dose plan verification based on an experimental pencil beam kernel obtained by deconvolution, Juan Diego Azcona, Javier Burguete, Universidad de Navarra, Med. Phys., Vol. 35, No. I, January 2008.

⁹ Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad, OIEA TEC DOC 1151

¹⁰ Differential pencil beam dose computation model for photons, R Mohan, C Chuim, Med. Phys. Volume 13, Issue I, January 1986, pp.64-73

¹¹ Use of fast Fourier transforms in calculating dose distributions for irregularly shaped fields for three dimensional treatment planning, C Chui, R Mojan, Med Phys Med. Phys. 14, pp.70–77 1987.

 12 Geometric interpretation of the γ dose distribution comparison technique: Interpolation-free calculation, Tao Ju, Tim Simpson, Joseph O. Deasy y Daniel Low, publication 21 December 2007, Med Phys.

¹³ Independent dosimetric calculation with inclusion of head scatter and MLC transmission for IMRT, Y. Yang and L. Xing, J. G. Li and J. Palta, Med. Phys., publication 21 August 2003.

¹⁴ Independent monitor unit calculation for intensity modulated radiotherapy using the MIMiC multileaf collimator, Zhe Chen, Lei Xing, Ravinder Nath, Med. Phys. publication 6 June 2002.

¹⁵ On the need for monitor unit calculations as part of a beam commissioning methodology for a radiation treatment planning system, George Starkschall et al. Med. Phys. publication II May 2000.

¹⁶ Calculation of a pencil beam kernel from measured photon beam data, P R M Storchi, L J van Battum and E Woudstra. Phys. Med. Biol. 44 (1999) 2917–2928.

¹⁷ Theoretical considerations of monitor unit calculations for intensity modulated beam treatment planning, A. Boyer, publication 12 November 1998 Med. Phys.

¹⁸ Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning. Maria M Aspradakis, Rachel H Morrison, Neil D Richmond and Alasdair Steele. Phys. Med. Biol. 48 (2003) 2873–2893.

¹⁹ Actualidad y Tendencias en Algoritmos para TPS: Implementaciones Eficientes con las nuevas tecnologías de la familia PC, Lic. Armando Alaminos Bouza, MEVIS Informática Médica Ltda. São Paulo. Brasil.

¹ Sociedad Americana del Cáncer

² ICRP Publication 60 (ICRP 1991)

⁴ Señales y sistemas, Segunda edición, Editorial Prentice Hall, Oppenheim y Willsky