

# **Algoritmos de planificación del tratamiento: cálculos de dosis de fotones**

## Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology

**Christopher López Ruiz**

Instituto Nacional de Cancerología

*7 de julio de 2024*



INTRODUCCION  
●oooo

LA REPRESENTACION DEL PACIENTE  
ooooo

FISICA BASICA DE LA RADIACION  
oooooooo

ALGORITMO DE SUPERPOSICION/CONVOLUCION  
o

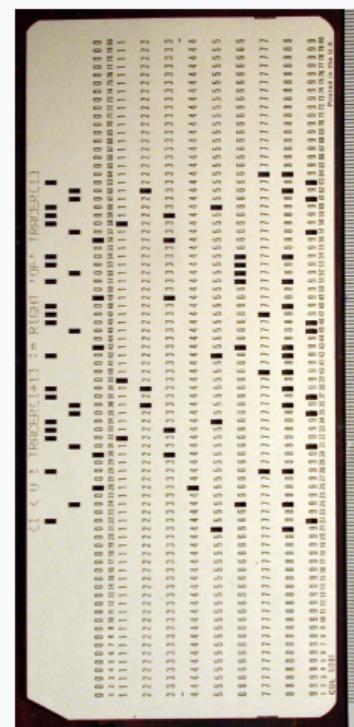
MONTE CARLO  
o

METODO DE ORDENADAS DISCRETAS  
o

# *INTRODUCCIÓN*

## Historia

- Los sistemas computarizados de planificación del tratamiento se han utilizado en la **planificación de la radioterapia desde la década de 1950**.
- El primer algoritmo informático utilizado se atribuyó a Tsien, quien **utilizó tarjetas perforadas para almacenar distribuciones de isodosis y permitir la adición de múltiples haces**.
- Los avances en la **velocidad de las computadoras y el desarrollo de algoritmos** han mejorado enormemente nuestra capacidad para predecir las distribuciones de dosis de fotones en los pacientes.



En 1987 el **informe 42 de la ICRU** hace el primer intento de **clasificar los algoritmos de planificación informática**.

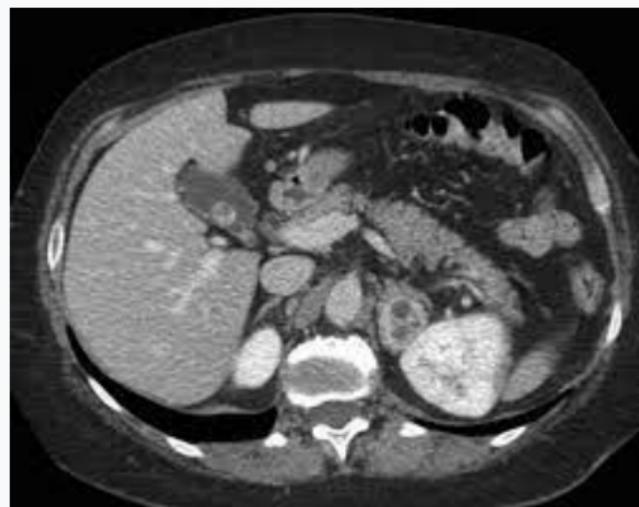


### *Empíricos*

- **Primeros algoritmos** se desarrollaron utilizando como **entrada datos de haces clínicos medidos en un phantom de agua plana**. Luego se hicieron **correcciones** para incorporar varios efectos.
- Con el tiempo, se incorporaron **factores de corrección de la heterogeneidad del paciente**, pero se aplicaron después, es decir, **después de realizar cálculos basados en agua asumiendo una geometría homogénea del paciente**.

- La mayor parte de este desarrollo se produjo **antes de la llegada de la CT**.
- Con el tiempo, la **utilización comercial de algoritmos empíricos se desvaneció**.

*Basados en modelos*



- En 1990, la **radioterapia conformada tridimensional (3D CRT)** comenzó a utilizar datos de imágenes de CT específicos del paciente en el proceso de planificación.
- Al principio **se limitaba a una simulación virtual**. Ya que aún no estaban disponibles algoritmos informáticos que pudieran incorporar la **información de densidad volumétrica** y calcular **distribuciones de dosis** tridimensionales en un período de tiempo razonable.

- Para utilizar plenamente esta nueva información, fue necesario **desarrollar nuevos algoritmos que pudieran incorporar con mayor precisión variaciones en la anatomía de cada paciente.**
- Como resultado, los **sistemas comerciales de planificación de tratamientos han pasado a métodos de cálculo de fotones basados en modelos.**

En este capítulo, se describen **tres modelos de cálculo de fotones que se utilizan actualmente en clínicas de radioterapia.**

Los modelos de cálculo de fotones son **un área de desarrollo continuo y es probable que la implementación de uno o más de estos modelos por parte de cada proveedor comercial difiera en muchos aspectos.** Sin embargo, la intención es proporcionar **una comprensión básica de los principios detrás de estos algoritmos.**

INTRODUCCION  
OOOO

LA REPRESENTACION DEL PACIENTE  
●OOOO

FISICA BASICA DE LA RADIACION  
OOOOOOO

ALGORITMO DE SUPERPOSICION/CONVOLUCION  
O

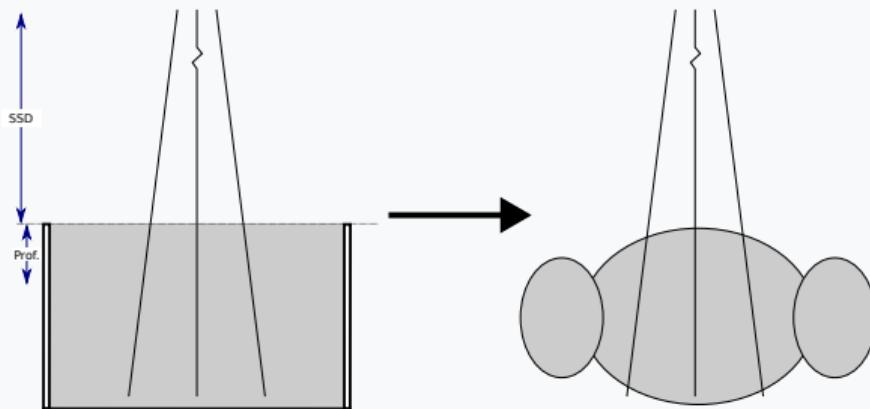
MONTE CARLO  
O

METODO DE ORDENADAS DISCRETAS  
O

# ***LA REPRESENTACIÓN DEL PACIENTE PARA LA PLANIFICACIÓN DE LA DOSIS***

Inicialmente, los pacientes eran considerados como un **phantom de agua plana** con un **SSD** y una **profundidad específicos** para su uso en **cálculos de dosis simples o de unidades de monitorización**.

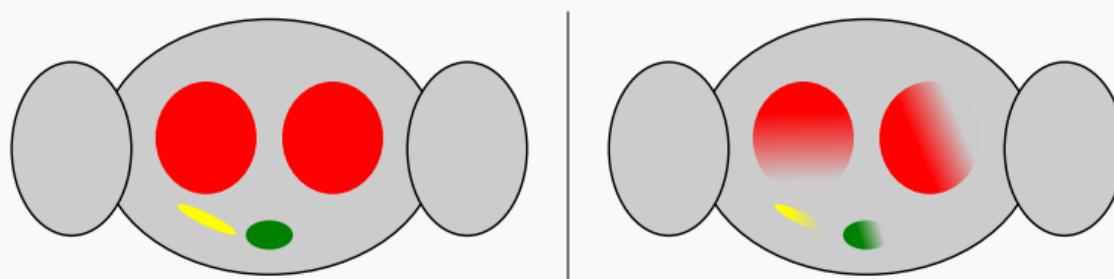
El desarrollo de **herramientas de contorno externo** ayudó al planificador del tratamiento a determinar **distribuciones de dosis específicas para el paciente**. Dichos procedimientos dieron como resultado que el **paciente fuera representado como una composición homogénea** (es decir, agua), pero permitieron la aplicación de correcciones superficiales al cálculo.



Las **heterogeneidades** de los pacientes podrían representarse de formas sencillas, como utilizando **contornos internos con densidades asignadas**.

La densidad electrónica a asignar a la región podría **inferirse de los atlas de CT** o, si están disponibles, del **número medio de CT específico del paciente dentro de la estructura contorneada**.

El **problema** con este enfoque fue que **tejidos** como el pulmón y el hueso **no son homogéneos en sí mismos y sus variaciones de densidad no se tendrían en cuenta al utilizar este enfoque**.



Todos los **sistemas de radioterapia modernos** utilizan **datos de imágenes volumétricas** para caracterizar al paciente en una **descripción 3D voxel por voxel**.

El **conjunto de datos de imágenes más común utilizado** para la planificación es una **CT de planificación del tratamiento**, obtenida utilizando un **simulador de CT convencional**.

Este conjunto **constituye la representación más precisa del paciente aplicable para el cálculo de dosis**, debido a la **relación uno a uno entre el número de CT y la densidad física y/o electrónica**.

La **confiabilidad espacial de los escáneres de CT** suele estar dentro del **2 %**, lo que genera **incertidumbres de dosis de aproximadamente el 1 %**.

- **CBCT:** proporciona información sobre la alineación del paciente, pero la dispersión contenida en las imágenes dificulta la determinación precisa de la densidad.
- **MRI:** puede proporcionar un contraste tisular superior, pero la información no está fuertemente relacionada con la densidad electrónica. Y es más propensa a artefactos.

Además de la densidad electrónica, también es necesario determinar la composición del tejido para algoritmos de cálculo más modernos.

En los algoritmos de convolución/superposición, las tablas de atenuación de fluencia normalmente se calculan utilizando datos de coeficientes de atenuación de masa, que dependen algo débilmente del material.

A menudo, estos coeficientes se determinan para cada vóxel interpolando linealmente entre los resultados publicados de dos materiales diferentes (por ejemplo, agua y hueso) en función de la densidad asignada al vóxel.

Tanto para los cálculos de transporte de MC como de Boltzmann, se debe realizar una asignación de material completa para permitir una determinación precisa de la sección transversal para el transporte de fotones y electrones en todo el volumen del paciente.

Idealmente, el tamaño de los vóxeles en la CT de planificación del tratamiento debería estar cerca de la resolución de la cuadrícula de dosis utilizada para el cálculo.

INTRODUCCION  
OOOO

LA REPRESENTACION DEL PACIENTE  
OOOO

FISICA BASICA DE LA RADIACION  
●OOOOOOO

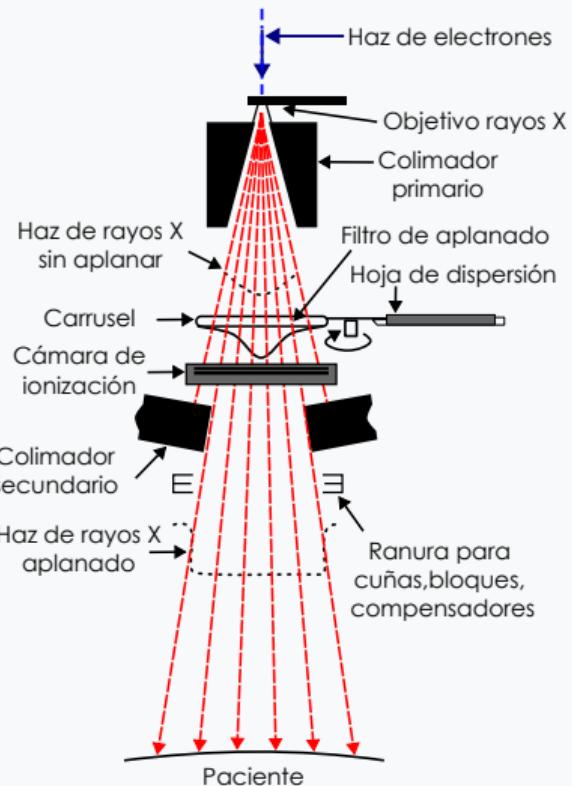
ALGORITMO DE SUPERPOSICION/CONVOLUCION  
○

MONTE CARLO  
○

METODO DE ORDENADAS DISCRETAS  
○

# **FÍSICA BÁSICA DE LA RADIACIÓN PARA EL CÁLCULO DE DOSIS DEL HAZ DE FOTONES**

# Producción de fotones de megavoltaje

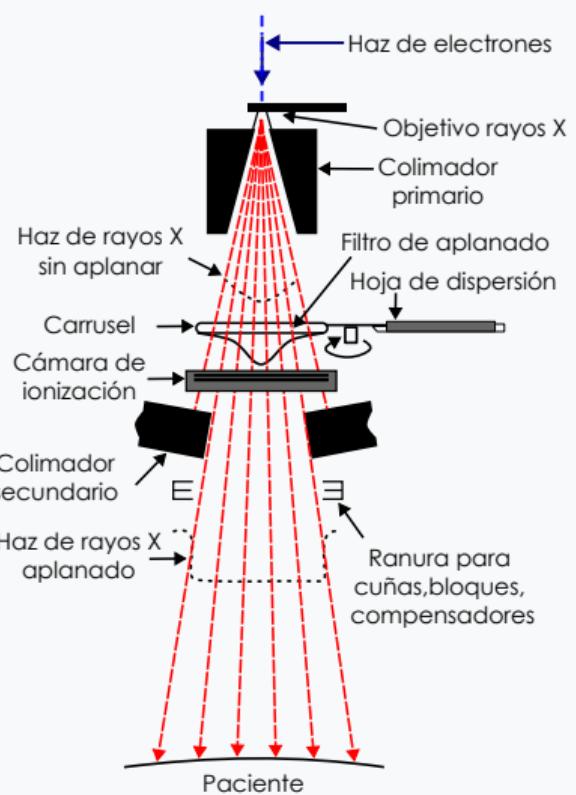


**Acelerador lineal**, que consta de un **material de protección de alta densidad**, como plomo.

**Electrones de alta energía** se aceleran en la estructura aceleradora del linac e inciden en el **objetivo de rayos X** producción **radiación de frenado** (Bremsstrahlung).

El tamaño del **punto focal de los electrones en el objetivo es pequeño**, típicamente del orden de unos pocos milímetros. Este tamaño finito **contribuye a la penumbra, o al desenfoque del haz cerca de los bordes del campo**.

El **colimador primario** (aleación de tungsteno) **define el tamaño máximo del campo** que se puede utilizar para el tratamiento.



En el caso de **energías de megavoltaje**, la **radiación de frenado** se produce principalmente en dirección directa.

En la **mayoría de los aceleradores de arco en C convencionales**, para hacer que la **intensidad del haz sea más uniforme**, se coloca un **filtro cónico** en el haz.

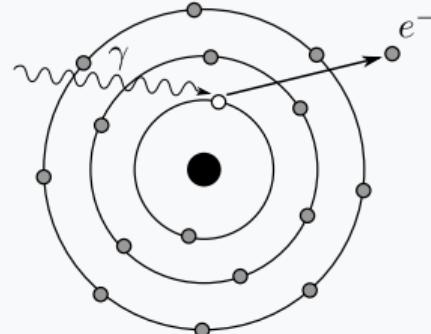
La **presencia del filtro de aplanado altera el espectro energético**, ya que el haz que atraviesa la parte central más gruesa del filtro tiene una mayor proporción de fotones de baja energía absorbidos.

Es posible que esto **no sea necesario para la administración de tratamientos modernos** donde se utiliza **modulación para variar la intensidad del haz**, muchas unidades tienen la opción de quitar el filtro (**TrueBeam**).

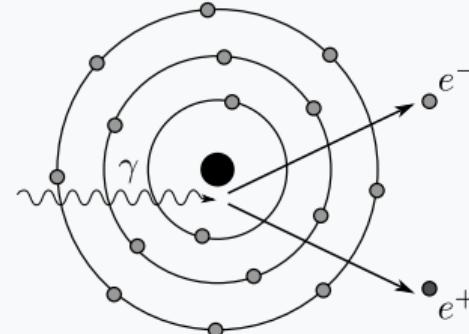
# Dispersión Compton

Los fotones pueden dispersarse inelásticamente mediante tres procesos principales:

Efecto Fotoeléctrico



Producción de pares



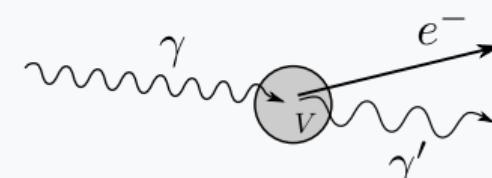
Dispersión Compton

En el rango de energía utilizado para la radioterapia, la mayoría de las interacciones son eventos de dispersión Compton.

Los fotones dispersos Compton pueden originarse en el cabezal de tratamiento del acelerador o en el paciente (o phantom).

La mayor parte de la dosis de dispersión generada por el **cabezal del acelerador se produce dentro del colimador primario y el filtro de aplanamiento de campo**. Estos fotones y electrones dispersos a veces se le denomina “**radiación extrafocal**”.

Para la dispersión generada por el **phantom**, las **características de penetración del haz** también se modifican. A medida que aumenta el tamaño del campo, la dispersión del phantom hace que el haz sea significativamente más penetrante con la profundidad.



Este efecto es lo **suficientemente significativo** como para que esta **diferencia de energía** deba incluirse en los cálculos de dosis.

El comportamiento de la **dispersión de los modificadores del haz**, como las cuñas, también debe considerarse dentro del modelo de fotones.

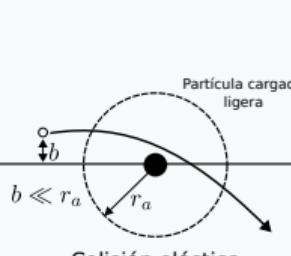
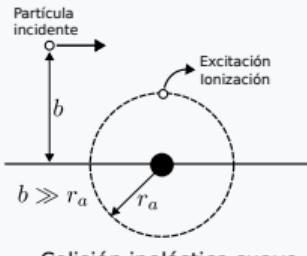
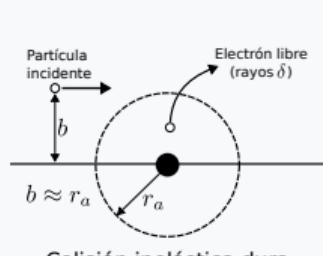
# Transporte de electrones

Los fotones son radiación indirectamente ionizante. La dosis es depositada por partículas cargadas puestas en movimiento desde el lugar de interacción del fotón.

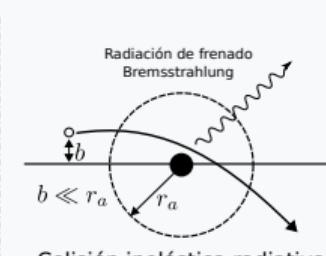
En energías de megavoltaje, el alcance de las partículas cargadas puede ser de varios centímetros. Estas partículas se mueven principalmente hacia adelante, pero se dispersan considerablemente a medida que disminuyen su velocidad y se detienen.

Los electrones pierden energía por dos procesos:

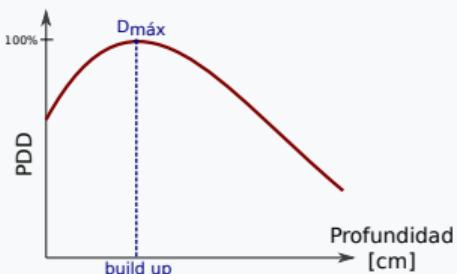
No radiativas



Radiativas



La naturaleza indirecta de la deposición de dosis de fotones da como resultado varias características en las distribuciones de dosis.



La dosis superficial aumenta (se “acumula”) desde la superficie del paciente debido al mayor número de PC (partículas cargadas) que se ponen en movimiento. Esto da como resultado una dosis cutánea baja, cuya magnitud es inversamente proporcional a la longitud del camino de las PC.

La dosis aumenta hasta un máximo a una profundidad,  $D_{\max}$ , característica de la energía del haz de fotones.

En un punto del paciente con una profundidad igual a la distancia de penetración de las PC, las PC que se detienen se reponen con PC que se ponen en movimiento y se dice que se alcanza el equilibrio de partículas cargadas (CPE).

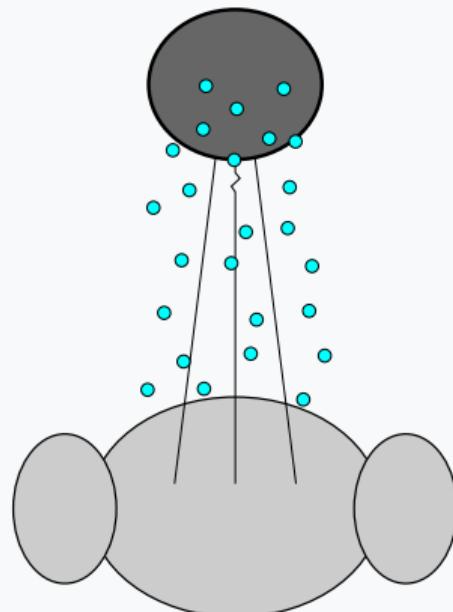
En este caso, la dosis en un punto es proporcional a la fluencia de energía de los fotones en el mismo punto.

El criterio principal para CPE es que la fluencia de energía de los fotones debe ser constante en el rango de electrones puestos en movimiento en todas las direcciones. En general, esto no ocurre en medios heterogéneos, cerca del límite del haz o en haces de intensidad modulada.

Los electrones producidos en la cabeza del acelerador y en el aire entre el acelerador y el paciente se denominan *electrones de contaminación*.

La interacción de estos electrones dentro y justo más allá de la región de acumulación contribuye significativamente a la dosis, especialmente si el campo es grande.

La perturbación en el transporte de electrones puede exagerarse cerca de las heterogeneidades.



INTRODUCCION  
OOOOO

LA REPRESENTACION DEL PACIENTE  
OOOOO

FISICA BASICA DE LA RADIACION  
OOOOOOO

ALGORITMO DE SUPERPOSICION/CONVOLUCION  
●

MONTE CARLO  
○

METODO DE ORDENADAS DISCRETAS  
○

## ***ALGORITMO DE SUPERPOSICIÓN/CONVOLUCIÓN***

INTRODUCCION  
OOOOO

LA REPRESENTACION DEL PACIENTE  
OOOOO

FISICA BASICA DE LA RADIACION  
OOOOOOO

ALGORITMO DE SUPERPOSICION/CONVOLUCION  
O

MONTE CARLO  
●

METODO DE ORDENADAS DISCRETAS  
○

# ***MONTE CARLO***

INTRODUCCION  
OOOO

LA REPRESENTACION DEL PACIENTE  
OOOOO

FISICA BASICA DE LA RADIACION  
OOOOOOO

ALGORITMO DE SUPERPOSICION/CONVOLUCION  
O

MONTE CARLO  
O

METODO DE ORDENADAS DISCRETAS  
●

## ***MÉTODO DE ORDENADAS DISCRETAS***

- [1] Khan, F. M., Gibbons, J. P., & Sperduto, P. W. (2016). *Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology* (4.<sup>a</sup> ed.). Wolters Kluwer.