

# PLANIFICACION AUTOMATIZADA DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

Daniela Fernández<sup>1</sup>, Belén Penesi<sup>1</sup>, Federico Ribeiro<sup>1</sup>

Mariana del Fresno<sup>2</sup>, Marcelo J. Vénere<sup>3</sup>

1- Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires (UNCPBA)

2- Instituto de Sistemas Tandil (ISISTAN) - PLADEMA - UNCPBA

3- Comisión Nacional de Energía Atómica - PLADEMA - UNCPBA - ISISTAN  
Pinto 399 - 7000 Tandil

## RESUMEN

Los tratamientos de radioterapia requieren ineludiblemente de una cuidadosa planificación previa con la cual se diseñan blindajes protectores a medida y se determinan los tiempos y direcciones en que se aplicarán los haces radioactivos. El aumento notable de las facilidades gráficas en las computadoras, junto con las mejoras en las calidades de las imágenes médicas, como tomografías computadas (CT) y resonancias magnéticas (MRI), han dejado bastante retrasados a los sistemas empleados actualmente para la planificación de este tipo de tratamientos. Adicionalmente han surgido nuevas terapias como BNCT (Boron Neutron Capture Teraphy), que requieren de planificadores más complejos y precisos con costosos modelos numéricos.

En este trabajo se presentan una serie de desarrollos que permiten automatizar en gran medida la planificación de este tipo de tratamientos, para lo cual se han empleado modernas técnicas de visualización computacional, algoritmos de reconocimiento de imágenes y un código de simulación basado en el método Monte Carlo. Si bien la aplicación del sistema implementado que se incluye se basa en la terapia BNCT, las ideas generales aquí presentadas son aplicables a cualquier tratamiento de radioterapia.

**PALABRAS CLAVE:** Computación gráfica, Simulación Computacional, Procesamiento de Imágenes, Radioterapia.

## INTRODUCCIÓN

Radioterapia es un tratamiento que consiste en la aplicación de radiaciones ionizantes con el objeto de atacar tejidos cancerígenos que no pueden ser removidos quirúrgicamente. En el caso de radioterapia externa, la radiación normalmente empleada es de tipo electromagnética, pero también es frecuente el uso de haces de electrones y más recientemente de neutrones. La característica general en estos casos es el alto poder de penetración, que justamente permite su aplicación externa. Dado que la dosis que reciben los tejidos disminuye en forma exponencial a medida que el haz penetra en el cuerpo, estas aplicaciones deben realizarse de forma que la radiación ingrese desde diferentes direcciones con el objeto de maximizar el impacto sobre el tejido blanco, minimizando la dosis sobre los tejidos sanos.

Definir esta estrategia es lo que se conoce como planificación del tratamiento de radioterapia y por supuesto requiere poder conocer *a priori* la distribución de dosis para una dada configuración de haces radioactivos [3].

Los métodos actualmente utilizados para evaluar esta distribución de dosis se basan en mediciones sobre modelos a escala 1:1 confeccionados en agua. Las inhomogeneidades generadas por la diferencias de tejidos son introducidas a través de simples correlaciones definidas en forma empírica. Además de tratarse de un procedimiento engorroso, numerosos autores han mostrado que esta metodología presenta discrepancias de hasta el 30% en los valores de dosis calculados, por lo que son significativos los esfuerzos por reemplazarla. Una mejora sustancial sería recurrir a códigos de simulación del transporte de radiación, siendo los más completos aquellos que se basan en el método de Monte Carlo (ver [1] y [4] entre otros muchos trabajos). Su principal dificultad es el alto costo computacional que lo tornaba prohibitivo para la mayoría de las aplicaciones, pero el continuo aumento en la performance de las computadoras lo está haciendo cada vez más atractivo y son numerosas las áreas que han comenzado a emplearlo.

Otro problema de los procedimientos clásicos es la dificultad para visualizar la distribución espacial de dosis. En general las mediciones se obtienen sobre media docena de puntos ubicados estratégicamente y a partir de estos se puede extrapolar a otras regiones, o simplemente se planifica en base a los valores en esos puntos. Una simulación computacional en cambio, provee información sobre miles de puntos lo que permite emplear técnicas de visualización modernas que facilitan radicalmente su análisis.

En este trabajo se presentan una serie de desarrollos que permiten automatizar en gran medida la planificación de este tipo de tratamientos, empleando un código de simulación basado en el método Monte Carlo como núcleo de cálculo y recurriendo a modernas técnicas de visualización computacional y algoritmos de reconocimiento de imágenes para el análisis y preparación de datos. En primer lugar se tratará el problema de detectar la ubicación espacial y extensión de los diferentes tejidos en base a imágenes digitales tridimensionales, como Tomografías Computadas o Resonancias Magnéticas. A este proceso se lo ha denominado clasificación por materiales y se describe en el próximo punto. A partir de esta información se genera la malla de volumen requerida por el código Monte Carlo por un lado y la descripción de la superficie de los principales tejidos por el otro. Estas superficies son luego utilizadas como referencia espacial en el momento de visualizar la distribución de dosis. Finalmente se describen las tres técnicas empleadas en esta visualización: correspondencia dosis-color, líneas de nivel sobre cortes y superficies de nivel, incluyendo la estrategia empleada para extrapolar los valores de dosis a todo punto del espacio tridimensional. El caso que se ha utilizado a modo de ejemplo corresponde a un tratamiento de un tumor cerebral mediante la terapia BNCT, la cual emplea un flujo de neutrones como radiación. El énfasis del trabajo se ha puesto en los métodos y algoritmos desarrollados a efectos de automatizar la preparación y análisis de los datos involucrados y no en el método de cálculo en sí.

## **GENERACIÓN AUTOMÁTICA DE LA INFORMACIÓN GEOMÉTRICA**

### **Detección de materiales**

El punto de partida para realizar la planificación es una imagen digital 3D, que normalmente es una Resonancia Magnética o una Tomografía Computada. Desde el punto de vista computacional, estas

imágenes son un arreglo de  $N_x \times N_y \times N_z$  voxels, sobre los que se conoce un nivel de gris (4096 niveles o 64K son los valores usuales). El primer paso que debe abordarse es la adjudicación de un material a cada voxel. En el caso en estudio los materiales posibles son exterior (aire), hueso, masa encefálica y masa tumoral.

Un enfoque simple para llevar a cabo esta clasificación es considerar una serie de umbrales en los valores de intensidad de los voxeles. Para ello se utiliza una pequeña base de datos en la que se pueden definir los materiales a detectar, con los correspondientes umbrales de intensidades, descripciones y color a asignar a la imagen resultante. Una vez definido el *kit* de materiales a emplear para la clasificación, el cual puede quedar fijo para el tipo de imagen empleada (CT o MRI), la detección se realiza en forma completamente automática.

Adicionalmente, se han incorporado dos herramientas de edición que permiten manipular la tomografía con el fin de asistir a la tarea de clasificación. La determinación de materiales sólo por umbrales de intensidad puede no ser totalmente adecuada, ya que algunos tejidos diferentes pueden tener colores similares, o por ejemplo se puede querer diferenciar el aire exterior del que pueda encontrarse dentro del volumen. Para evitar motivos de posible conflicto, se ha complementado este proceso con un algoritmo de llenado, el cual puede ser aplicado para la detección de componentes conexas. Además, se ha incluido una opción de edición local, de utilidad al momento de ser necesario realizar una modificación de pequeñas zonas de la tomografía. Esta alternativa es conveniente, por ejemplo, si es preciso cerrar posibles vías de desbordamiento de color al usar el filtro de llenado mencionado antes.

### **Generación de celdas para el cálculo Montecarlo**

El código empleado para la simulación con el método de Montecarlo es uno de los más difundidos de la actualidad, conocido como MCNP (Monte Carlo N-Particle). Fue desarrollado en Los Alamos National Laboratory, y es un código de simulación de propósito general de transporte de neutrones, fotones y electrones que registra las interacciones físicas de las partículas a medida que éstas atraviesan la materia.

Para el caso de BNCT en que la radiación a aplicar es un flujo de neutrones, el tamaño de celda recomendable de  $1 \text{ cm}^3$ , ya que estas partículas tienen un camino libre medio entre colisiones relativamente grande. La resolución de la CT o MRI es muy superior a este valor, por lo cual una vez clasificados los voxels por materiales, se condensa la información de forma de obtener macro-voxels de 1 cm de lado. Dado que en estas imágenes la resolución en Z es bastante más pobre que en los planos X-Y, es importante poder condensar en forma arbitraria en cada eje. La imagen de la figura 1 muestra la discretización resultante luego de este condensado, partiendo de una CT con 90 capas.

Para una cabeza se obtiene normalmente un volumen con 22 voxels de lado, lo que genera aproximadamente  $10^4$  celdas. La descripción de los planos que forman cada celda y las propiedades materiales de la misma, son calculados automáticamente por la aplicación [5].

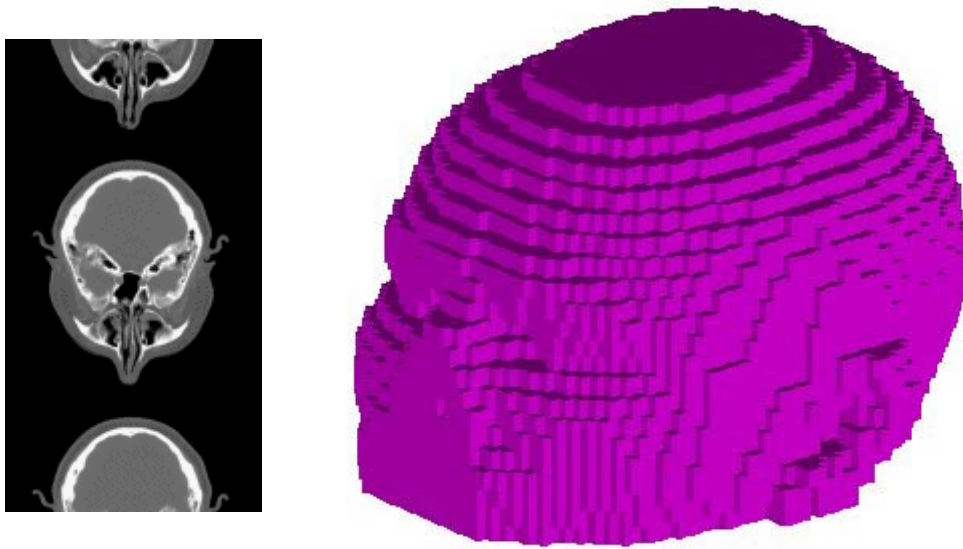


Figura 1: Parte de la tomografía computada dato y celdas definidas para el cálculo Montecarlo

### Generación de superficies materiales

Otro problema que debe ser resuelto para poder visualizar adecuadamente las dosis que se calcularán, es la falta de una referencia espacial adecuada. En la figura 1 se puede observar que si bien el dominio en estudio está comprendido dentro del conjunto de celdas definido, difícilmente la imagen se puede asociar a una cabeza, motivo por el cual resulta más práctico no utilizarla como visualización del dominio. En su reemplazo se utiliza una triangulación de la superficie tal como la que se muestra en la figura 2, la cual es generada a partir de la tomografía o resonancia magnética del paciente en particular.

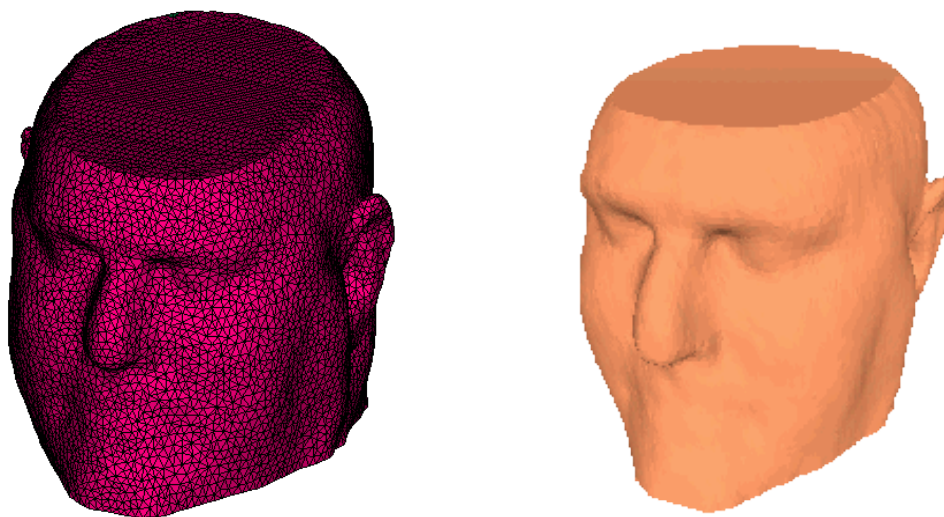


Figura 2: Superficie del dominio definida como una triangulación

Los métodos para obtener esta triangulación pueden verse en detalle en [6], pero la idea básica es emplear un algoritmo de detección de superficies de nivel, como el utilizado en este trabajo para la visualización de dosis, y posteriormente procesar la triangulación así obtenida para suavizarla y remover imperfecciones. En la figura esta superficie ha sido graficada como opaca, pero es importante poder hacerlo también como transparente para poder así visualizar componentes internos (ver figura 7 más adelante por ejemplo).

## VISUALIZACION DEL CAMPO DE DOSIS

La información que genera el código de simulación Monte Carlo será básicamente la dosis sobre miles de puntos en un espacio tridimensional  $\{X,Y,Z,Dosis\}$ . Como mencionamos en la Introducción para el análisis de estos datos hemos implementado diferentes técnicas de visualización y facilidades gráficas que son descritas más adelante. Dado que se trata de información tridimensional se han empleado modelos de *rendering* adecuados que incluyen iluminación difusa y transparencias (la implementación de estos modelos puede verse en [2] o [9] por ejemplo). Estas técnicas requieren conocer la dosis en todo punto del dominio y no sólo en los provistos por el código de cálculo, por lo cual será necesario primero disponer de algún método para interpolar estos valores. En el próximo punto se describe la metodología adoptada a este fin.

### Interpolación de las dosis calculadas

Existen distintas alternativas para esta tarea, pero teniendo en cuenta el importante volumen de datos que se deben manejar, la opción más eficiente es emplear una malla de tipo elementos finitos: se utilizan elementos simples cuyos vértices son los puntos conocidos, de forma que se cubra completamente el dominio de interés y la intersección entre dos elementos cualquiera de la malla sea nula. En este trabajo se ha empleado una malla con elementos tipo tetraedros de cuatro vértices, por lo cual la interpolación que se realiza en cada elemento es lineal.

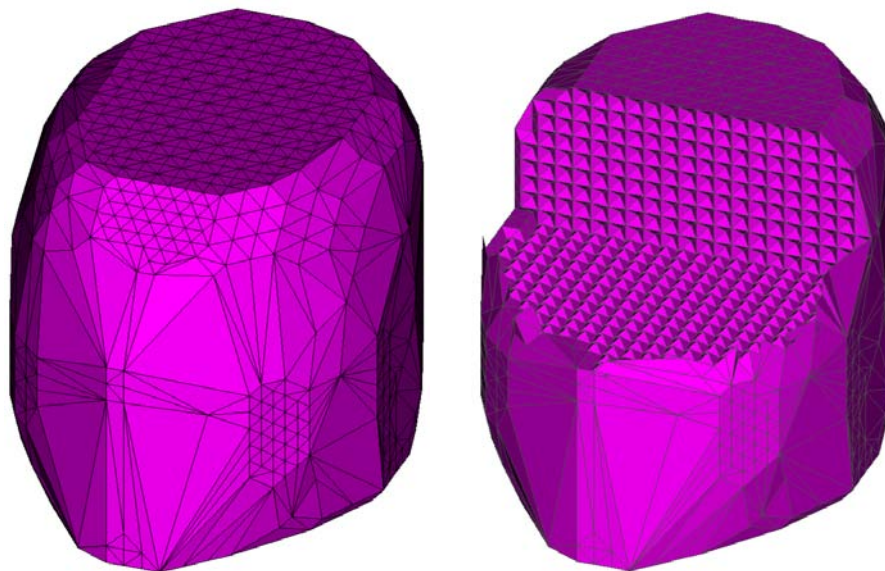


Fig.3: Malla de tetraedros utilizada para interpolación. Detalle de su interior.

La generación de esta malla a partir de los puntos dato es un paso no trivial. La literatura muestra que uno de los métodos más utilizados en estos casos es el algoritmo de Watson [8] que permite obtener la triangulación Delaunay de un conjunto de puntos para cualquier dimensión del espacio. La figura 3 muestra la malla que se obtiene con este método para el caso de 11250 puntos correspondientes a la cabeza de un paciente real. La implementación eficiente de este método puede verse en [7].

### Facilidad para definir cortes

La definición de los cortes sobre el dominio puede hacerse en forma analítica ingresando los parámetros del plano de corte: un punto del plano y su normal por ejemplo, o tres puntos sobre el plano. Como estas formas son un tanto engorrosas para usuarios no especializados se ha desarrollado una alternativa para definir el corte de un modo visual. La idea es visualizar en primera instancia el plano en una posición dada (en el medio de la geometría o donde se realizó el último corte). Luego este puede ser rotado y trasladado en los tres ejes mediante controles interactivos simples. En la figura 4 se muestra la herramienta completa y a la izquierda un detalle de la facilidad de corte.

Para los movimientos del plano se ha diseñado una barra con botones sensibles que cambian su funcionalidad de acuerdo a la posición donde se presiona. Cada botón contiene un cubo que representa la geometría y sirve como referencia a los movimientos del plano.

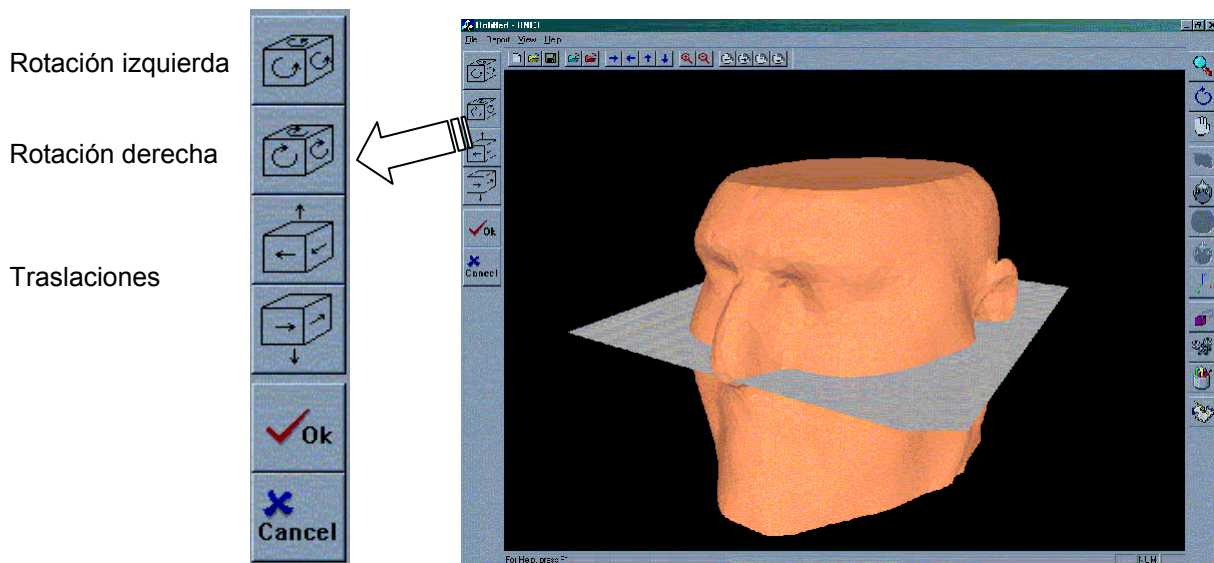


Figura 4: Facilidad de cortes y detalle de los controles

### Visualización como zonas y líneas de nivel

Cuando se realiza un corte de la malla de volumen se obtiene una triangulación sobre el plano de corte. Para cada vértice de triángulo se puede calcular el valor de dosis correspondiente y a partir de estos valores visualizar la distribución de dosis asociándola a colores en los vértices e interpolando dentro de cada triángulo. Se ha escogido para ello una gama que va desde el azul, para la zona de

menor valor, hasta el amarillo para la zona de valores altos pasando por el rojo (estableciendo un paralelismo con frío:azul, caliente:rojo y muy caliente:amarillo). Se obtienen de esta forma imágenes como la que se muestra en la figura 5.

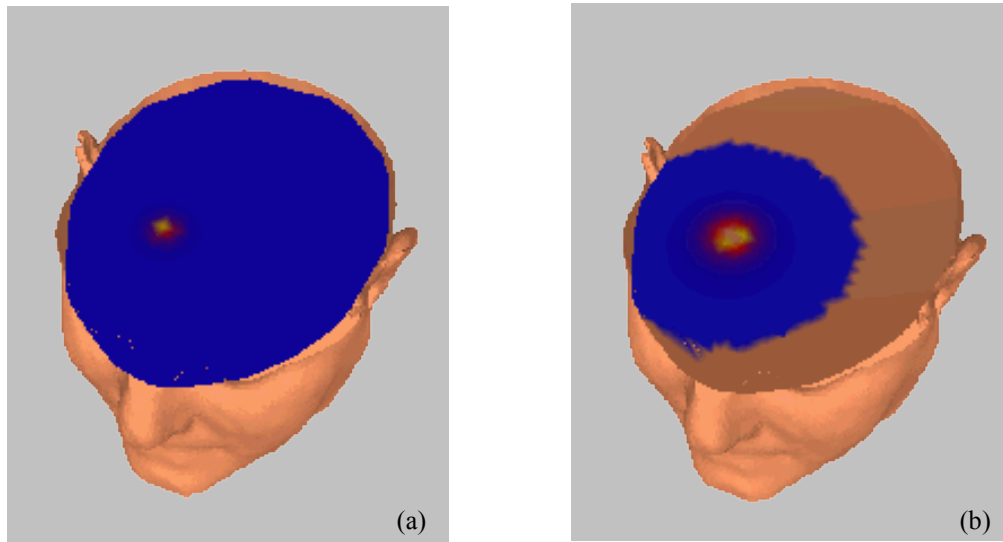


Figura 5: (a) Visualización como zonas de nivel. (b) Modificación del rango visualizado

Si la cantidad de colores empleados es relativamente baja, aparecerán fajas o zonas de un mismo color que se pueden asociar a zonas con un dado nivel de dosis. Es importante con esta técnica poder redefinir el rango de valores que interesa visualizar. Por ejemplo, si sólo interesa saber donde la dosis supera un determinado valor, se puede redefinir entonces cual es el valor mínimo de dosis y se obtiene la imagen de la figura 5-b (valores inferiores al mínimo son pintados con el color de la geometría)

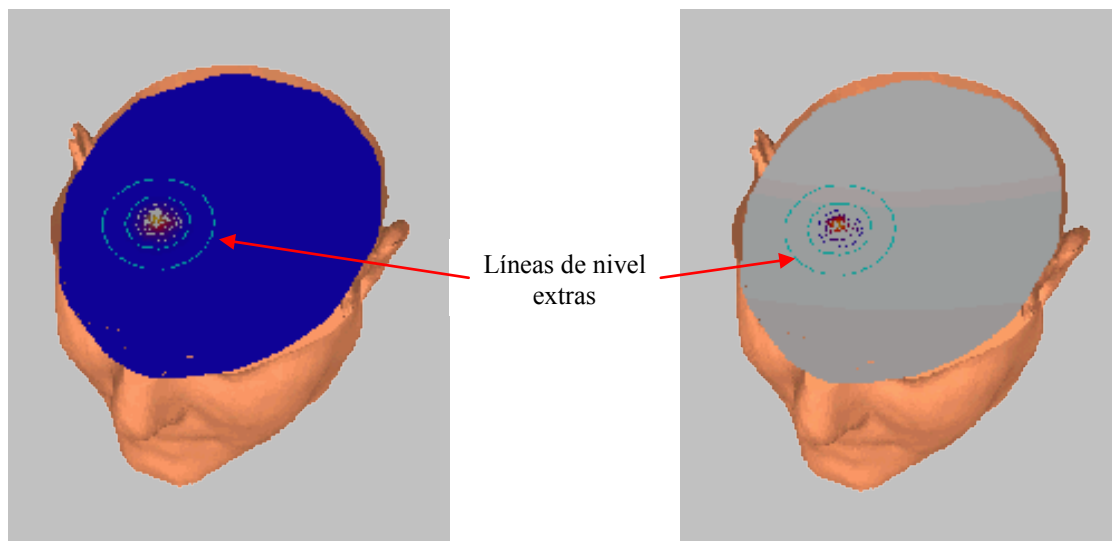


Figura 6: Visualización como líneas de nivel

Para señalar con mayor precisión por donde pasa un nivel de dosis determinado se pueden definir líneas de nivel. Estas líneas son calculadas explícitamente buscando los triángulos cuyos valores de dosis intersectan el nivel de la línea e interpolando dentro de ellos.

Se han incluido dos formas de definir las líneas de nivel: especificando el valor de dosis de la línea que desea visualizarse o ingresando la cantidad de líneas que se desea ver en todo el rango de dosis. Como sucede con las zonas de nivel, los colores de las líneas indican el valor de dosis. Para que esto pueda verse claramente, es necesario quitarle el color al plano de corte. Si el plano mantiene su color, las líneas se muestran blancas. Un ejemplo de esta técnica se muestra en la figura 6.

### Visualización como superficies de nivel

Este método es la extensión natural del concepto líneas de nivel en el plano al caso de un espacio tridimensional. Resulta muy útil para delimitar regiones en el espacio, como por ejemplo: "región donde la dosis supera un determinado límite".

Para obtener la superficie donde la solución (dosis en este caso) toma un dado valor, es preciso recorrer los tetraedros de la malla y para aquellos que son cortados por la superficie se calculan los puntos de intersección sobre las aristas. Pueden darse dos situaciones: el tetraedro es intersectado en tres o en cuatro aristas. En el primer caso se genera un triángulo que se agrega a una lista que representará la superficie de nivel, mientras que en el segundo debe analizarse explícitamente como se definen dos triángulos con los cuatro vértices para evitar situaciones como la de la figura 7.

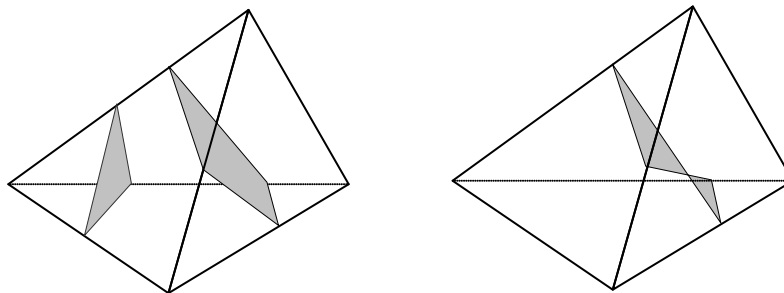


Figura 7: Intersecciones posibles de un tetraedro por una superficie.  
Definición inválida de la intersección

En la herramienta desarrollada se permite definir hasta tres superficies que pueden ser visualizadas en forma simultánea, ya que cada una de ellas puede verse en modo transparente u opaco. A su vez los colores para cada una de ellas pueden definirse en forma independiente. La figura 8 muestra algunos ejemplos empleando esta técnica, en los cuales la superficie del dominio ha sido graficada como transparente.



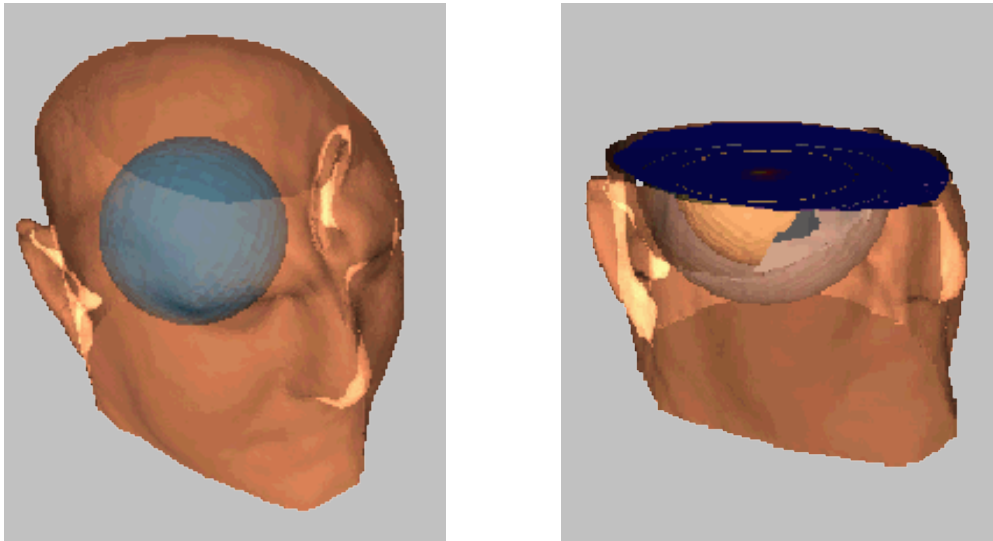


Figura 8: Visualización mediante superficies de nivel

## CONCLUSIONES

Se han descrito, en forma no exhaustiva, los desarrollos realizados para lograr automatizar la planificación de tratamientos de radioterapia. La herramienta implementada ofrece facilidades al usuario que no están presentes en los planificadores actuales y permitirán optimizar aún más estos tratamientos, además de facilitar notablemente el trabajo de los técnicos responsables por los mismos. El empleo de este sistema en forma rutinaria sobre aplicaciones concretas requiere sin embargo de un trabajo de validación de los modelos utilizados y por supuesto de aprobación de las autoridades regulatorias. En este trabajo nos hemos concentrado en los aspectos de visualización y procesamiento de imágenes y la intención ha sido mostrar la factibilidad de automatizar gran parte de los procesos necesarios para realizar y analizar una simulación numérica del tratamiento, objetivo que creemos se ha cumplido satisfactoriamente.

## REFERENCIAS

1. Briesmeister J.F., *MCNP-A, A general Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B*, LA-12625-M, Los Alamos National Laboratory (1997).
2. Foley, Van Dam, Feiner, Hughes, Phillips, *Introduction to Computer Graphics*, Addison-Wesley, 1996
3. Rhodes M., *Computer Graphics and Medicine: A Complex Partnership*, IEEE Computer Graphics and Applications, January-February 1997
4. Solberg T., DeMARco J., Fessenden K., Medin P., *Accurate Radiotherapy Treatment Planning Using Monte Carlo Transport Methods and Parallel Processing*, <http://www.mhpcc.edu/ab96/ab41.html>
5. Vénere M.J., *Finite Element Discretization in Medicine*, Workshop on Computational Hemodynamics of the Human Cardiovascular System. Petrópolis, Brasil, 2000
6. Vénere M.J., *Finite Element Mesh Generation for 3D Digital Images*, European Congress on Computational Methods (ECCOMAS 2000). Barcelona, España, 2000
7. Vénere M.J. y Dari E.A., *Análisis comparativo de algoritmos para obtener triangulaciones Delaunay*. Mecánica Computacional, Vol.10, 491-506, 1990.
8. Watson D., *Computing the n-dimensional Delaunay tessellation with aplicaciones to Voronoid polytopes*, Computer Journal, Vol.24, págs 167-172, 1981.
9. Watt A., *3D Computer Graphics*, Addison-Wesley, 1993.