

# Neuronavegación con un modelo de corrección a tiempo real con ecografía intraoperatoria



DR. FABRICE CHASSAT

### AUTORES

DRES. <sup>1</sup>FABRICE CHASSAT, <sup>2</sup>MAREK BUCKI,  
<sup>2</sup>YOHAN PAYAN, <sup>3</sup>FABRICE JAILLET

<sup>1</sup>Centro de Modelamiento Matemático  
[fchassat@dim.uchile.cl](mailto:fchassat@dim.uchile.cl)

<sup>2</sup>Laboratoire des Techniques de l'Imagerie et  
de la Cognition, CNRS UMR 5525  
[marek.bucki@imag.fr](mailto:marek.bucki@imag.fr)  
[yohan.payan@imag.fr](mailto:yohan.payan@imag.fr)

<sup>3</sup>Laboratoire d'Informatique en Image et  
Systèmes d'information, CNRS UMR 5205  
[fjaillet@liris.cnrs.fr](mailto:fjaillet@liris.cnrs.fr)

### Resumen

Presentamos nuestro proyecto que enfoca el desarrollo y validación de un prototipo para ser instalado en un neuronavegador que mejorará la precisión de los sistemas actuales sin la necesidad de RMN intraoperatoria. Nuestro objetivo es la integración, dentro de una estación "clásica" de cirugía asistida por computador (CAC), de un modelo de deformación de los tejidos cerebrales, en particular la causada por el "brain shift". Este fenómeno impide la utilización de las estaciones de CAC en la mayoría de las cirugías "muy abiertas" del cerebro. Estas estaciones permiten ayudar en la planificación y ejecución de procedimientos quirúrgicos tales como biopsias o resección de tumores. Desde el preoperatorio el tumor es localizado en las neuroimágenes y con ayuda de ellas se efectúa la planificación quirúrgica con la cual se ingresa al quirófano. Debido al "brain shift" esta planificación inicial debe ser actualizada durante la cirugía para asegurar una precisión suficiente. La solución que proponemos consiste en el desarrollo de un modelo biomecánico en tiempo real de los tejidos cerebrales que será actualizado con las imágenes ecográficas intraoperatorias con el objetivo de estimar y compensar las deformaciones del cerebro durante la cirugía.

**Palabras clave:** neuronavegación, desplazamiento encefálico, deformación de tejidos blandos, modelamiento biomecánico.

## Abstract

We present our project which aims at developing, validating and proposing a prototype for a neuronavigation station able to improve the precision of the actual systems, without per-operative MRI. Our goal is to integrate, in a "classical" image guided surgery (IGS) station, a model of the deformations of the cerebral soft-tissue and more specifically the "brain shift", phenomenon which is observed during neurosurgery. This unables the IGS stations presently commercialized around the world to take into account most of the brain open surgeries. These stations help guiding the surgeons for gestures such as biopsies or tumor resection. Starting from pre-operative medical imaging exams, the tumor is localized on the images and the surgical planning is transferred into the operating room. Because of the "brain shift", this planning has to be updated during surgery, to ensure sufficient accuracy. The solutions proposed consist in developing a real-time mechanical model of the brain soft tissues, which will be updated with intraoperative ultrasound images, in order to estimate and compensate the mechanical deformations of the brain during surgery. We present advanced technologies for neurosurgery.

**Key words:** neuronavigation, brain shift, soft tissue deformation, biomechanical modelling.

## 1. Presentación del trabajo

El presente trabajo es financiado por el proyecto FONDEF D04-I-1237 y enfoca el problema de la neuronavegación para mejorar los procedimientos neuroquirúrgicos. Para lograr este objetivo principal, desarrollaremos un software de guía incluyendo un módulo para el modelamiento de las deformaciones de los tejidos blandos cerebrales, en particular las causadas por el fenómeno conocido como "brain shift".

Este software se instalará en un neuronavegador (ver Ilustración 1) y será probado sobre fantasmas, cadáveres, animales y pacientes con el fin de validarlo.

Un neuronavegador es un sistema computacional que permite ver y seguir en la pantalla de un computador la posición y orientación de las herramientas del neurocirujano durante un procedimiento.

Habiéndose efectuado una planificación con ayuda de las imágenes preoperatorias, típicamente obtenidas por resonancia magnética y/o TAC, el neuronavegador puede también entregar una interfaz de guía para ayudar al cirujano a realizar sus gestos con más precisión, presentando la posición real de la herramienta usada con respecto a un sistema de referencia.

La interfaz clásica de un neuronavegador es presentada en la imagen siguiente (Ilustración 2), que



Ilustración 1. Neuronavegador.

pertenece al sistema "VectorVision® Cranial" de la empresa BrainLAB.

En esta interfaz, además de varios ajustes posibles, se puede ver la posición y orientación de la herramienta que está ocupando el cirujano (en la pantalla real se vería de color verde) en cualquiera de los tres cortes (axial, sagital, coronal) reconstruidos a partir de las imágenes preoperatorias (RMN y angiografía, en el caso de la ilustración), además de una representación tridimensional del procedimiento. Ésta puede ser reemplazada por una representación bidimensional de este tipo (Ilustración 3).

En esta interfaz la cruz roja (en la ilustración 3 es aquella ubicada por encima y a la izquierda de las otras cruces o intersecciones) corresponde a la trayectoria determinada por el cirujano gracias a un programa de planificación que incluye las imágenes preoperatorias. La cruz verde (en la ilustración es aquella formada por la línea vertical de la derecha y la línea horizontal inferior) corresponde a la posición de la extremidad de la herramienta y la cruz amarilla (la formada por las dos líneas oblicuas) a un punto del eje de esta misma herramienta. Así, cuando las tres cruces se encuentran superpuestas se sabe que la extremidad de la herramienta está sobre la trayectoria planificada y en buena orientación.

Este proyecto se desarrollará a nivel internacional con socios chilenos y europeos. En Chile, el Centro de Modelamiento Matemático (CMM) dirige lo concerniente a la investigación científica.

El objetivo de este proyecto es proponer una solución mínimamente invasiva, de costo relativamente bajo, para ayudar los neurocirujanos a mejorar la precisión de sus procedimientos.

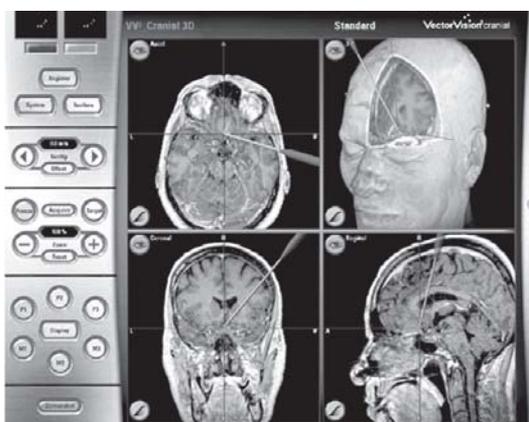


Ilustración 2. Interfaz de neuronavegación.

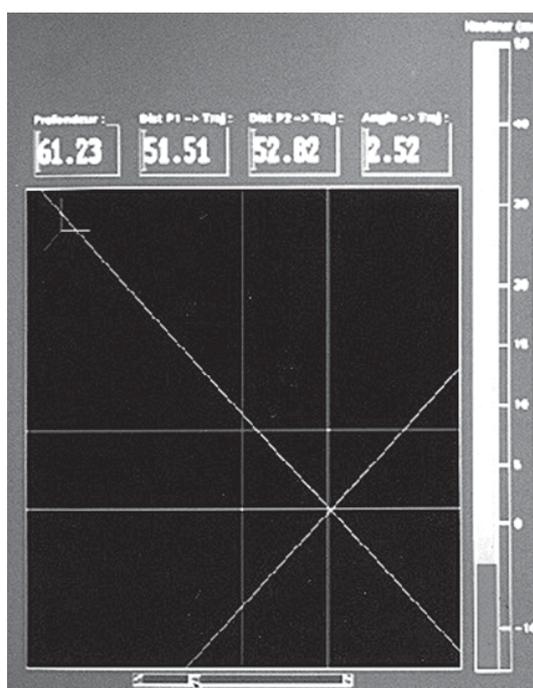


Ilustración 3. Interfaz de guía.

En el momento, existen varias soluciones para lograr este objetivo, en particular la resonancia magnética nuclear (RMN) intraoperatoria, la neuronavegación y la estereotaxia.

La RMN intraoperatoria proporciona datos reales durante el procedimiento permitiendo así adaptar la planificación quirúrgica en tiempo "real". En términos de precisión, es el óptimo pero con el obstáculo no despreciable de su altísimo costo. Un equipo de RMN intraoperatoria tiene un costo sólo en equipamiento superior al millón de dólares. A este costo se debe agregar una infraestructura especial ya que se necesita habilitar un quirófano para recibir el resonador intraoperatorio. En total, la inversión necesaria para instalar dicha solución es de varios millones de dólares, lo cual impide su difusión a gran escala.

La solución elegida en este proyecto es la de acoplar a una estación de neuronavegación un módulo para el modelamiento de las deformaciones cerebrales. Esta solución cumple con el requisito de tener un bajo costo y, gracias a un modelo matemático correcto de los tejidos blandos cerebrales, permite mejorar la precisión de los sistemas actuales a través de la predicción y la compensación de las deformaciones, en particular de las producidas por el fenómeno del "brain shift". Este fenómeno, al día de hoy, no es tomado en cuenta por ningún neuronavegador disponible en el mercado, e impide su uso preciso en caso de cirugías "muy" abiertas ya que las deformaciones del cerebro producidas por el "brain shift" son importantes.

Desde el punto de vista científico y tecnológico, el problema que se resuelve en este proyecto puede ser introducido en los siguientes términos:

"El "brain shift" es un inconveniente muy serio para todos los sistemas de navegación que usan datos de imágenes preoperatorias puesto que, a medida que avanza la cirugía, los tejidos del cerebro sufren importantes deformaciones, lo cual provoca errores de localización. Las imágenes intraoperatorias permiten la cuantificación tridimensional del "brain shift" demostrando la gran variabilidad interindividual."

"Las imágenes intraoperatorias no sólo permiten la evaluación de la magnitud del "brain shift" sino también dan la posibilidad de actualizar la neuronavegación intraoperatoria, resultando en una navegación localizada, confiable y muy precisa. Los modelos matemáticos, especialmente en combinación con datos intraoperatorios limitados (datos dispersos) son capaces de predecir el "brain shift". Los datos de las imágenes intraoperatorias dan la oportunidad de evaluar dichos modelos comparando el "brain shift" predicho por el modelo matemático con el "brain shift" realmente observado." [1]

Un número creciente de intervenciones quirúrgicas del cerebro se realizan con sistemas de neuronavegación, los cuales mejoran la orientación espacial tanto durante la planificación como durante el acto quirúrgico. Para ser usados confiablemente, estos sistemas de navegación quirúrgica deben ser tan precisos como sea posible, y preferentemente el tamaño de las imágenes tridimensionales debe estar en el rango de un vóxel. La mayoría de los sistemas en uso toman los datos 3D preoperatorios y los registran (match) en el sistema de coordenadas del paciente [2,3]. Sin embargo, descansan en el supuesto que los órganos que van a ser operados son rígidos y, por lo tanto, están sujetos a error debido a la deformación de los tejidos blandos.

Nos concentramos en el problema de la compensación de la deformación cerebral durante la cirugía. Los datos preoperatorios son incorporados al sistema de coordenadas del paciente al comienzo de la operación. Aunque esto puede hacerse con

una precisión del orden de 1 mm. al comienzo, dado que el cerebro se deforma, la precisión del sistema se deteriora a medida que la cirugía avanza. Debido a que las estructuras más profundas del cerebro se deforman menos que las externas, los errores más grandes estarán en la superficie cortical. Está claro que un sistema de navegación basado en el supuesto de un cerebro rígido no puede alcanzar una precisión mayor que unos milímetros en las estructuras exteriores. Además, el cerebro se deforma aún más después de las intervenciones (e.g. post resección).

El "brain shift" contribuye a la inexactitud de los sistemas de navegación más que cualquier otra fuente de error, siendo éste un problema de alta prioridad de varios grupos. Es un fenómeno complejo y aquí listamos, no necesariamente en orden de importancia, los factores que afectan la deformación del cerebro [4]: la gravedad, las propiedades mecánicas de los tejidos, drogas administradas, la pérdida de líquido cefalorraquídeo (LCR), la interacción del LCR y los tejidos cerebrales, las restricciones anatómicas, la resección y remoción de tejidos, la presión intracraneal, la complejidad geométrica y la variabilidad interpaciente. Dada esta lista, resulta evidente que es virtualmente imposible modelar confiablemente la deformación del cerebro sin usar información intraoperatoria.

Este supuesto es la base de nuestro enfoque, concordante con lo reportado en la literatura. El uso de información intraoperatoria para guiar los modelos fue sugerida por algunos grupos. Aunque existen sistemas de navegación que usan datos intraoperatorios, e.g. datos de scanners intraoperatorios, ellos no son capaces de actualizar las imágenes preoperatorias (RM de alta resolución, PET, SPECT y otros) cuando el cerebro se deforma y, por lo tanto, la precisión que despliegan los datos preoperatorios sigue limitada por el error debido al "brain shift".

Otro supuesto es la posibilidad de determinar y seguir las deformaciones superficiales durante la cirugía. Esto se logra apuntando regiones anatómicas externas de interés o mediante el seguimiento de estructuras internas notables usando imágenes de ultrasonido 2.5D.

## 2. Ecografía 2.5D

Dentro del planteamiento del presente proyecto se necesita el uso de la ecografía intraoperatoria localizada, también llamada ecografía 2.5D, para recalibrar el modelo en forma periódica.

El proceso de la ecografía 2.5D es actualmente bien conocido. Se trata de agregar a una modalidad de imágenes clásicamente bidimensionales (la ecografía) una informa-

ción tridimensional: la posición y orientación en el espacio de los cortes ecográficos. Para lograr este objetivo, la sonda ecográfica está equipada de un cuerpo rígido que es localizado con respecto al sistema de referencia (Ilustración 4) gracias al uso del localizador del neuronavegador. Luego de calibrar el sistema, se puede asociar a cada píxel de la imagen ecográfica una coordenada tridimensional con respecto a Refintraoperatorio.

Retomando la notación de la Ilustración 4, las coordenadas (x, y, z) del punto P en Refintraoperatorio están dadas por la Ecuación 1:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = T2.T1 \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix}_{(1)} \text{ donde } , \text{ (Ecuación 1)}$$

donde:

\* (u,v) representa las coordenadas en píxel del punto P en Refimagen. Sobre la Ilustración 4, se trata de la matriz T0.

\* T1 es la matriz de cambio de Refimagen a Refdispositivo obtenida por calibración de la sonda ecográfica.

\* T2 es la matriz de cambio de Refdispositivo a Refintraoperatorio obtenida gracias a la localización de dos cuerpos rígidos con respecto al sistema de referencia absoluto del localizador.

Una vez efectuada la calibración, se identifica la posición tridimensional de cada píxel de la imagen dentro del sistema de referencia del paciente.

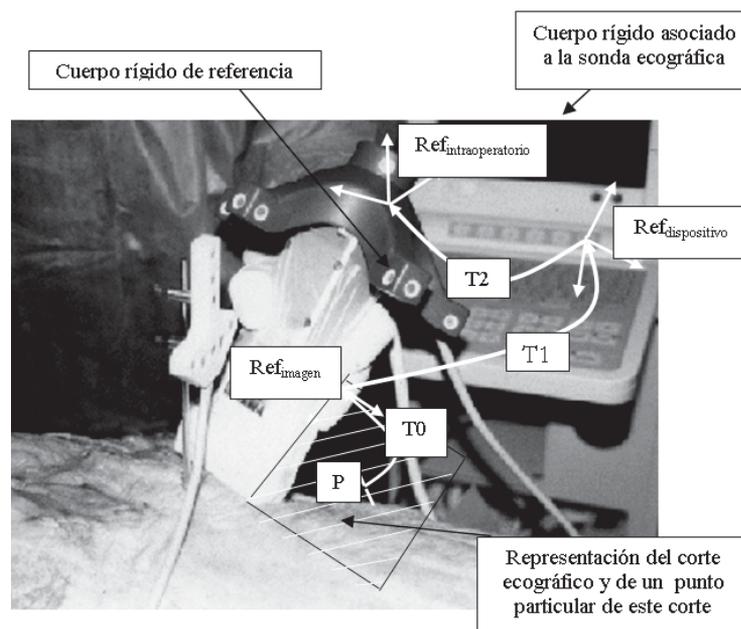


Ilustración 4. Captor ecográfico 2.5D.

Se necesita entonces solamente elegir en las imágenes los puntos anatómicos que servirán para recalibrar el modelo.

### 3. Elaboración de los modelos

#### a) Generación de la malla

En todos los métodos de modelamiento, en particular en el de Elementos Finitos, un problema fundamental es la generación de la malla<sup>[5,6,7]</sup>. La aproximación de la geometría del sistema debe ser óptima, tomando en cuenta, si es posible, los criterios de calidad del mallado.

La generación de una malla comienza a menudo con una primera etapa de definición de los contornos geométricos del sistema (segmentación automática o semiautomática) (ver Ilustración 5).

La fase siguiente consiste en crear la malla propiamente dicha, es decir, definir la posición de cada nodo, el tamaño, forma y conectividad de cada uno de los elementos<sup>[8,9]</sup>.

Para este proyecto, se escogió conservar la metodología propuesta por Coureau et al.<sup>[10]</sup>. Se construirá manualmente una malla genérica 3D de la estructura del cerebro, considerando las restricciones tanto geométricas como anatómicas. Los elementos hexaédricos serán elegidos para la malla 3D.

Estos elementos deben ser lo suficientemente grandes para limitar los tiempos de cálculo y lo suficientemente pequeños para considerar las especificidades geométricas. Por ejemplo, cada blanco tumoral definido geoméricamente en las imágenes preoperatorias de RMN o TC, será "asociado" a los elementos específicos de la malla, atribuyendo diversos comportamientos mecánicos a estos elementos (es sabido que los tejidos tumorales son más rígidos que los tejidos biológicos sanos). Para hacer esto, será necesario contar con al menos dos o tres elementos de la malla para definir el tumor. Este punto restringirá claramente el tamaño máximo de los elementos de la malla. En la Ilustración 6 se da un ejemplo de tal restricción:

Una vez que definida la geometría 3D de la malla genérica se formula las hipótesis mecánicas del modelamiento para calcular las deformaciones elásticas que ocurren dentro de los tejidos del cerebro.

#### b) Modelamiento continuo

Antes de trabajar en un modelo de tejidos blandos del cerebro, que pueda ser calculado en "tiempo interactivo", es importante construir y evaluar lo que a menudo se considera como "patrón de oro" (gold standard) en términos de modelamiento biomecánico, a saber, un modelo continuo de Elementos Finitos<sup>[11, 12, 13]</sup>.

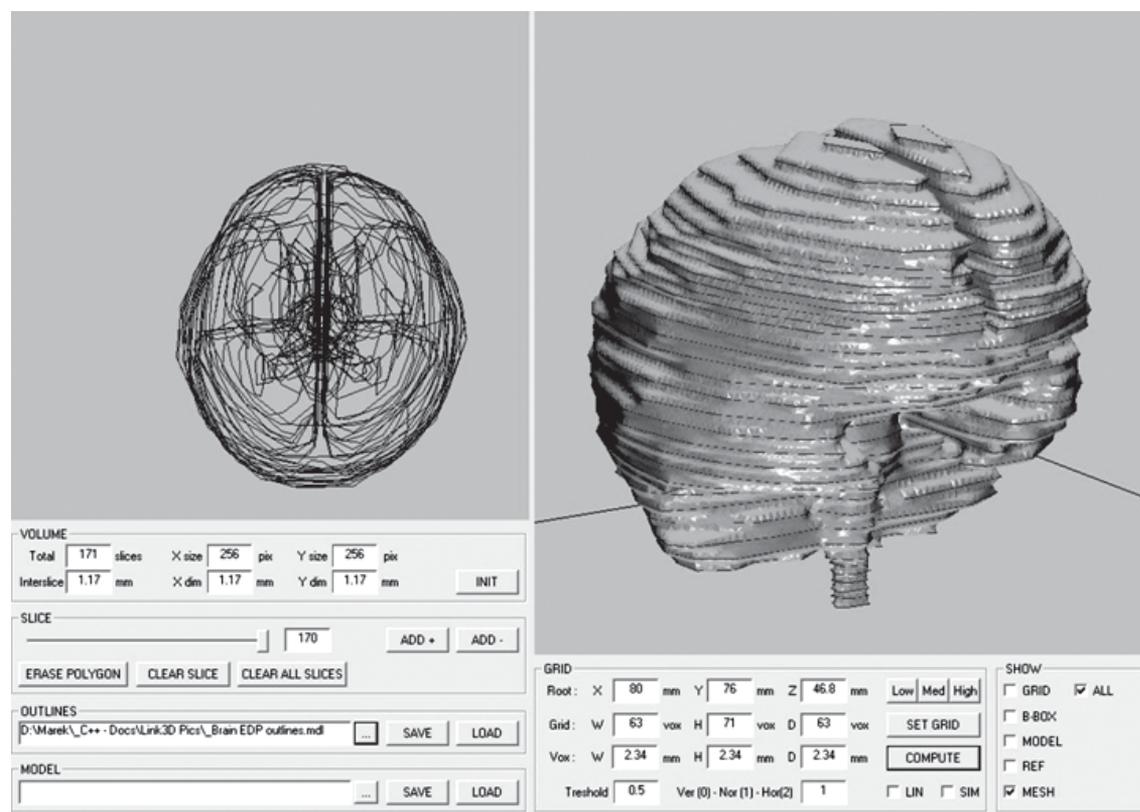


Ilustración 5. Programa de segmentación semiautomática del cerebro.

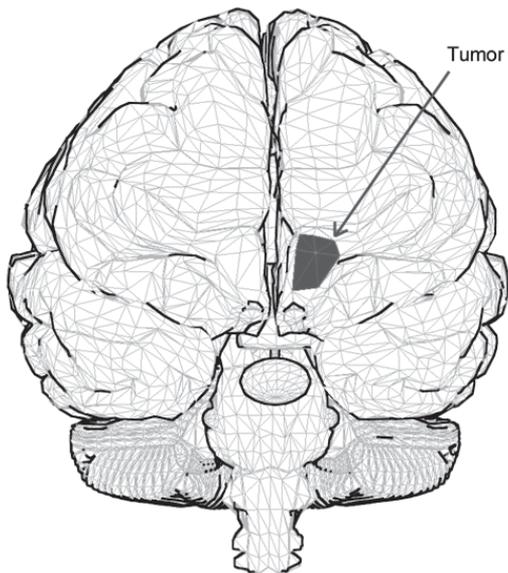


Ilustración 6. Ejemplo de malla 3D. Los elementos en la malla son asociados al tumor.

Para ello, partiendo de la malla genérica diseñada manualmente y de las leyes constitutivas propuestas por Miller<sup>[14, 15]</sup>, se calculará una simulación numérica de Elementos Finitos de las deformaciones cerebrales, pero se traducirá en enormes tiempos de computación.

### c) Modelamiento discreto

Puesto que la meta es realizar la compensación de la deformación del cerebro en tiempo interactivo, es decir más rápido o en igual tiempo que la verdadera deformación producida por el fenómeno del "brain shift", el uso de un modelo de sistema masa-resorte-amortiguador se justifica ampliamente debido a su velocidad y capacidad de manejar la leve deformación del tejido blando<sup>[16, 4,17]</sup>.

#### Definición del modelo

Utilizaremos la misma malla genérica, según lo definido previamente, para asegurar la compatibilidad y para simplificar la comparación con el modelo continuo alternativo. El modelo consistirá en un sistema de nodos discretos interconectados, cada uno representando una parte pequeña del tejido cerebral. Los nodos tienen masas dependientes del volumen que representan y de la densidad local del tejido. Cada conexión en la malla se modela como un resorte lineal con amortiguación (que es una buena aproximación para una deformación leve y lenta).

#### Interacción con el mundo circundante

Necesariamente hay que manejar las interacciones cerebro-cráneo. El punto esencial es detectar la co-

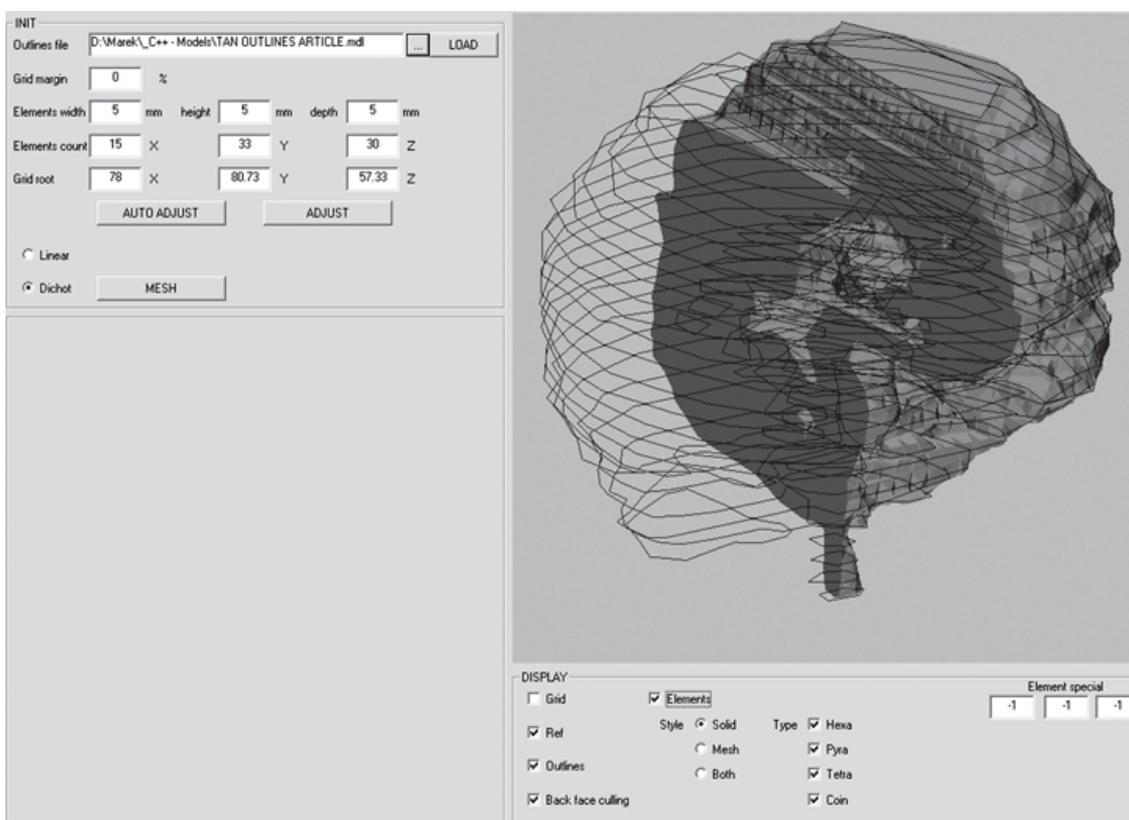


Ilustración 7. El programa de generación de la malla 3D.

lisión, lo que puede ser hecho por alguno de los variados métodos clásicos. Las respuestas a la colisión se pueden definir de manera muy simple en sistemas del tipo masa-resorte, separándolos en componentes tangenciales y normales.

#### **d) Propuesta de un modelo híbrido**

La implementación de sistemas de modelamiento ha resultado ser muy difícil, principalmente debido a la compensación entre un reducido tiempo de cálculo y la exactitud de la deformación calculada. Dependiendo del objetivo en el uso de la simulación, el énfasis puede variar hacia el aspecto de tiempo real (e.g. entrenamiento en el procedimiento quirúrgico) o hacia el aspecto exacto de la deformación (e.g. caracterización del material). La naturaleza de esta compensación aún no está bien entendida, y es difícil evaluar el desempeño relativo de nuevos sistemas cuando la velocidad, la exactitud, las características y la geometría del tejido varían.

Por otra parte, estamos convencidos que ninguno de los modelos existentes (tanto continuos como discretos) son suficientes para tratar correctamente el arduo problema que enfrentamos. Así, para sobrepasar esta valla tecnológica de un modelo capaz de manejar la deformación no lineal en tiempo interactivo, estamos pensando en desarrollar un nuevo modelo híbrido.

#### **4. Actualización del modelo**

Si se supone que algunas causas específicas del cambio en el cerebro no pueden ser consideradas

totalmente por un modelo biomecánico por sí mismo (e.g. inflamación de los tejidos), entonces la idea consiste en actualizar, durante la cirugía, las deformaciones reales del cerebro para volver a registrar la geometría del modelo gracias a las medidas obtenidas en la parte superficial (visible) del cerebro o la información interna del cerebro. Para esto, es necesario obtener datos reales sobre la posición espacial (en 3D) de los puntos de referencia sobre la superficie o en la profundidad. Estos puntos en el caso de la superficie se obtienen registrando, gracias al localizador, la posición actual de los marcadores conocidos, y en el caso de puntos profundos registrando con la ecografía intraoperatoria el desplazamiento de los puntos anatómicos de referencia.

Los nodos que corresponden a las marcas superficiales y profundas cuya posición fue seguida durante cirugía, son entonces desplazados moviéndolos a la posición real de sus marcas correspondientes. Después de las modificaciones en las condiciones del borde del modelo del paciente, se calcula una nueva configuración para el modelo.

Con este método, el cirujano podrá navegar tomando como base la planificación efectuada con las imágenes preoperatorias incluso a pesar que las estructuras intracraneales vayan deformándose a medida que la intervención siga su proceso, pues este modelo de corrección a tiempo real con ecografía intraoperatoria permitirá actualizar las imágenes con los datos intraoperatorios, estimando y compensando las deformaciones. Esto permitirá mejorar el procedimiento al poder visualizarse con una mejor precisión el contorno de los blancos quirúrgicos.

#### **Bibliografía**

1. Nimsky C, Ganslandt O, Cerny S. Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intraoperative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery* 2000;47(5):1070-9.
2. Lavallée S. Registration for Computer-Integrated Surgery: Methodology, State of the Art. In: Taylor RH, Lavallée S, Burdea GC, Mosges R, editors. *Computer-Integrated Surgery: Technology and Clinical Applications*. Cambridge (MA): MIT Press; 1996. p. 77-97.
3. Szeliski R, Lavallée S. Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *Int J of Computer Vision* 1996;18(2):171-86.
4. Skrinjar O, Nabavi A, Duncan J. Model-driven brain shift compensation. *Med Image Anal* 2002;6(4):361-73.
5. George, PL, Hecht F, Saltel E. Automatic Mesh Generator with Specified Boundary. *Computer Meth in Appl Mech and Eng* 1991;92(3):269-88.
6. Owen SJ. A survey of unstructured mesh generation technology. In: *Proceedings: 7th International Meshing Roundtable*. Dearborn (MI); 1998 Oct. Also in: [online]. Pittsburgh (PA): Carnegie Mellon University; 2005 [cited 2007 June 13]. Available from World Wide Web: <http://www.andrew.cmu.edu/user/sowen/survey/>.
7. Shephard MS, Georges MK. Automatic three-dimensional mesh generation by the finite octree technique. *Int J for Numer Meth in Eng* 1991;32(4):709-49.
8. Lo SH. Volume discretization into tetrahedral: Part II - 3D triangulation by advancing front approach. *Computers & Structures* 1991;39(5):501-11.
9. Löhner R. Progress in Grid Generation via the Advancing Front Technique. *Engineering with Computers* 1996;12(3-4):186-210.
10. Couteau B, Payan Y, Lavallée S. The mesh-matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures. *J Biomech* 2000;33(8):1005-9.
11. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CB. Automated three dimensional finite element modeling of bone: a new method. *J Biomed Eng* 1990;12(5):389-97.
12. Miga MI, Paulsen KD, Lemery JM, Eisner SD, Hartov A, Kennedy FE, Roberts DW. Model-updated image guidance: initial clinical experiences with gravity-induced brain deformation. *IEEE Trans Med Imag* 1999;18(10):866-74.
13. Paulsen KD, Miga MI, Kennedy FE, Hoopes PJ, Hartov A, Roberts DW. A computational model for tracking subsurface tissue deformation during stereotactic neurosurgery. *IEEE Trans Biomed Eng* 1999;46(2):213-25.
14. Miller K. Biomechanics of soft tissues. *Med Sci Monit* 2000;6(1):158-67.
15. Miller K, Chinzei K. Mechanical properties of brain tissue in tension. *J Biomech* 2002;35(4):483-90.
16. Baudet V, Jaillet F, Shariat B, Villard PF, Beuve M, Bayle J-Y. Approach to Simulate Tumour Displacements in Lungs with Mass Spring System. In: *Proceedings: 9th workshop HCPBM (Heavy Charged Particles in Biology and Medicine)*. Lyon (Fr); 2003 Oct. p. 31.
17. Van Gelder A. Approximate Simulation of Elastic Membranes by Triangulated Spring Meshes. *Journal of Graphics Tools* 1998;3(2):21-42.