

“Neuronavegación con un modelo de corrección a tiempo real con ecografía intraoperatoria”

Fabrice Chassat¹, Marek Bucki², Yohan Payan², Fabrice Jaillet³

¹ Centro de Modelamiento Matemático, Blanco Encalada 2120, piso 7, CNRS UMI 2807, fchassat@dim.uchile.cl

² Laboratoire des Techniques de l'Imagerie et de la Cognition, CNRS UMR 5525

³ Laboratoire d'InfoRmatique en Image et Systèmes d'information, CNRS UMR 5205

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 de neurocirugía. Para lograr este objetivo principal, desarrollaremos un software de guía incluyendo un módulo de modelamiento de las deformaciones de los tejidos blandos cerebrales, en particular, el fenómeno conocido como el “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.



Ilustración 1 : Neuronavegador

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.

Según una planificación determinada en base a imágenes pre-operatorias, típicamente resonancia magnética y/o TAC, el neuronavegador puede también entregar una interfaz de guía para ayudar el 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 pertenece al sistema "VectorVision® Cranial" de la empresa BrainLAB.

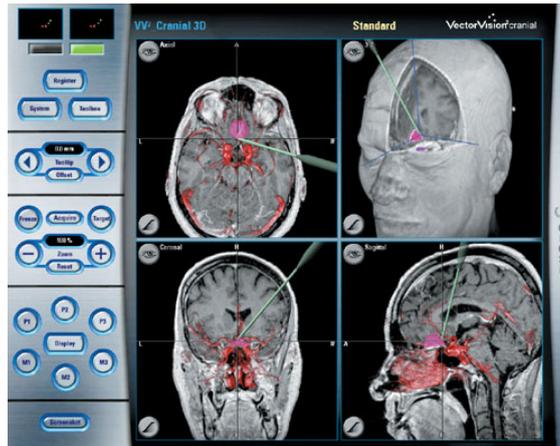


Ilustración 2 : Interfaz de neuronavegación

En esta interfaz, además de varios ajustes posibles, se puede ver la posición y orientación (en verde) de la herramienta que esta ocupando el cirujano, sobre-puesta sobre los tres cortes (axial, sagital, coronal) reconstruidos desde las imágenes preoperatorias (RMI y angiografía en el caso de la imagen) además de una representación tridimensional del procedimiento. Esta representación tri-dimensional puede ser remplazada por un blanco de guía de este tipo (Ilustración 3):

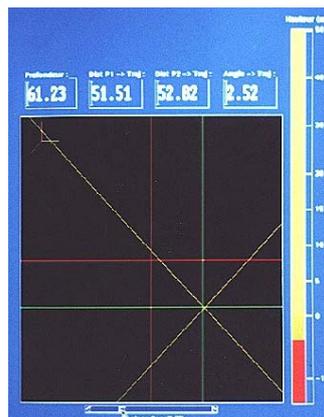


Ilustración 3 : Interfaz de guía

En esta interfaz la cruz roja corresponde a la trayectoria determinada por el cirujano gracias a un programa de planificación que incluye las imágenes preoperatorias. La cruz verde corresponde a la posición de la extremidad de la herramienta y la cruz amarilla 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 la buena orientación.

Este proyecto se desarrollará a nivel internacional con socios chilenos y europeos. Del punto de vista chileno, el Centro de Modelamiento Matemático (CMM) dirige la parte de 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.

Existen hoy en día varias soluciones para lograr este objetivo en particular la resonancia magnética nuclear (RMN) intraoperatoria, la neuronavegación y la estereotaxia.

La RMN peroperatoria entrega 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 peroperatorio 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 peroperatorio. 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 de 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 de la compensación de las deformaciones y en particular de las deformaciones 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 cirugía “muy” abierta 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 mayor de 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 intraoperativos 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”. (*Nimsky et al., Neurosurgery 47:1070-1080, 2000*)

Un número creciente de operaciones en cirugía del cerebro se realizan con sistemas de neuronavegación, los cuales mejoran la orientación espacial, tanto durante la planificación como durante los procedimientos quirúrgicos. Para ser usados confiablemente estos sistemas de navegación quirúrgicos deben ser tan precisos como sea posible, preferentemente en el margen del tamaño de un voxel de las imágenes

usadas. La mayoría de los sistemas en uso toman los datos 3D pre-operatorios y los registran (match) al sistema de coordenadas del paciente. Sin embargo, descansan en el supuesto de que los órganos 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 compensación de la deformación cerebral durante la cirugía. Los datos preoperatorios son registrados 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. Es claro que un sistema de navegación basado en el supuesto del cerebro rígido no puede alcanzar una precisión mejor 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 este 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 (Škrinjar, 2002): gravedad, propiedades mecánicas de los tejidos, drogas administradas, pérdida de fluido cerebro-espinal (FCE), interacción del FCE y los tejidos cerebrales, restricciones anatómicas, resección y remoción de tejidos, presión intracraneana, complejidad geométrica y variabilidad inter-paciente. 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 imágenes preoperatorias (RM de alta resolución, PET, SPECT y otros) cuando el cerebro se deforma y, por lo tanto, la precisión con la que despliegan los datos preoperatorios sigue limitada por el error debido al brain-shift. Otro supuesto es la posibilidad de determinar y seguir 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 ecografía per-operatoria localizada, también llamada ecografía 2.5D, para recalibrar el modelo en forma periódica.

El proceso de ecografía 2.5D es actualmente bien conocido. Se trata de agregar a una modalidad de imágenes clásicamente bi-dimensional (la ecografía) una información 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 (Figura 2) 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 $Ref_{intraoperatorio}$.

Retomando la notación de la Figura 2, las coordenadas (x,y,z) del punto P en $Ref_{intraoperatorio}$ están dadas por la Ecuación 1 :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = T2.T1.\begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix}, \quad (1)$$

donde

- (u,v) representa las coordenadas en pixel del punto P en Ref_{imagen} . Sobre la Figura 2, se trata de la matriz T0.
- T1 es la matriz de cambio de Ref_{imagen} a $Ref_{dispositivo}$ obtenida por calibración de la sonda ecográfica.
- T2 es la matriz de cambio de $Ref_{dispositivo}$ a $Ref_{intraoperatorio}$ obtenida gracias a la localización de dos cuerpos rígidos con respecto al sistema de referencia absoluto del localizador.

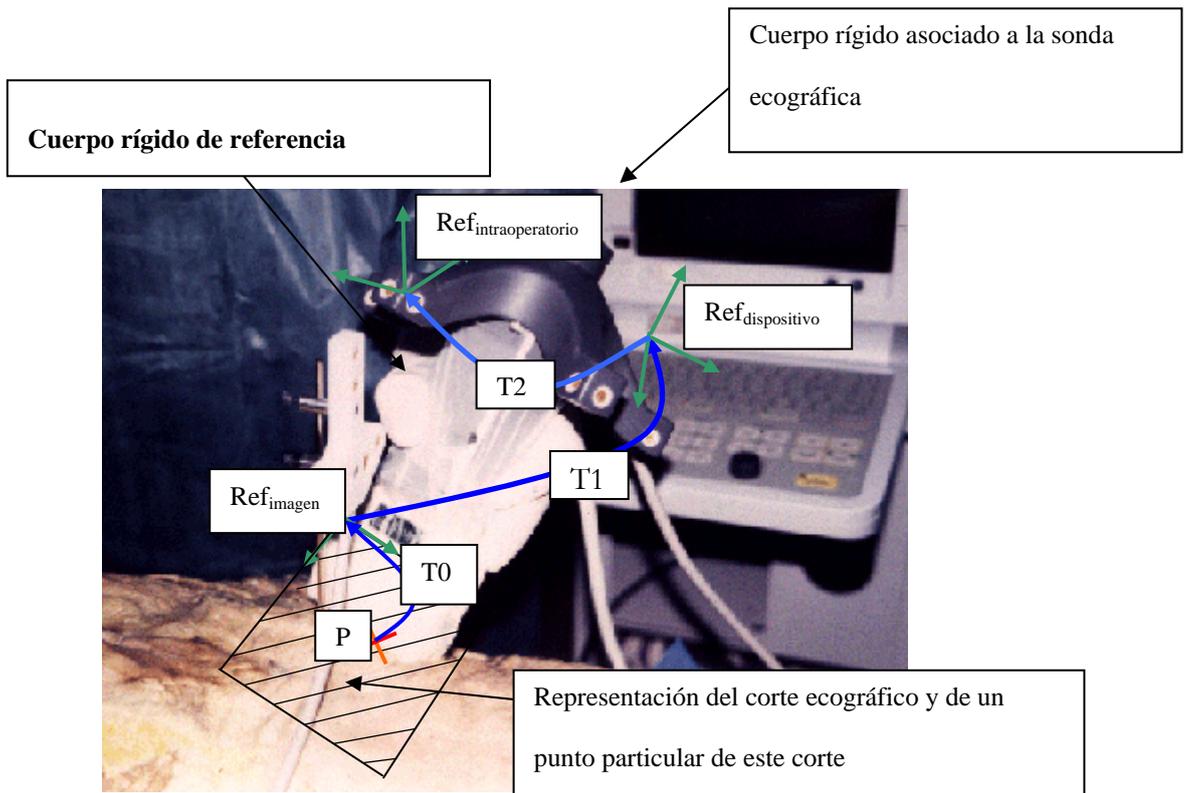


Ilustración 4 : Captor ecográfico 2.5D

Una vez calibrado, se conoce la posición tri-dimensional de cada píxel de la imagen dentro de la referencia del paciente. 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 mallas

En todos los métodos de modelamiento y en particular, el de Elementos Finitos, un problema fundamental es la generación de la malla. 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 semi automática) (ver Ilustración 5).

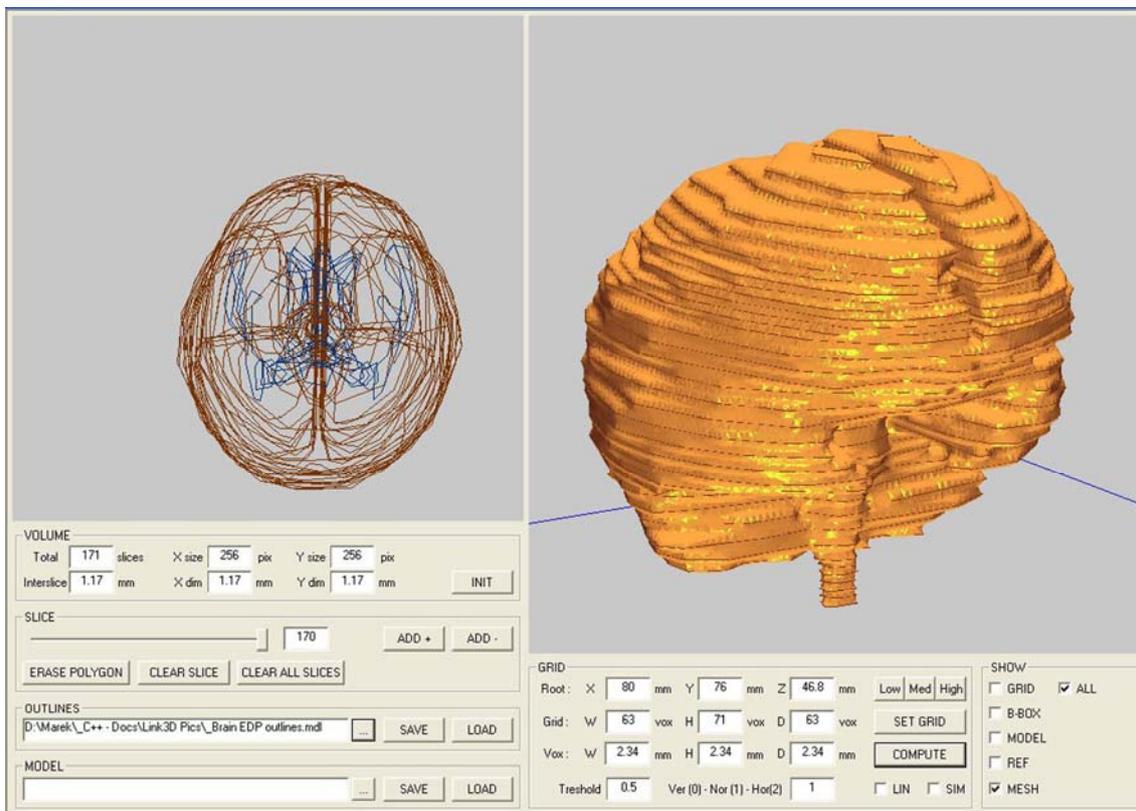


Ilustración 5 : El programa de segmentación semi-automática del cerebro

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.

Para este proyecto, se escogió conservar la metodología propuesta por Couteau *et al.* (2000). Una malla genérica 3D de la estructura del cerebro será construida manualmente, considerando 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 suficientemente pequeños para considerar especificidades geométricas. Por ejemplo, cada blanco tumoral definido geoméricamente en las imágenes pre-operativas de MRI o de CT, 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 tejidos biológicos blandos sanos). Para hacer esto, al menos dos o tres elementos de la malla serán necesarios 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:

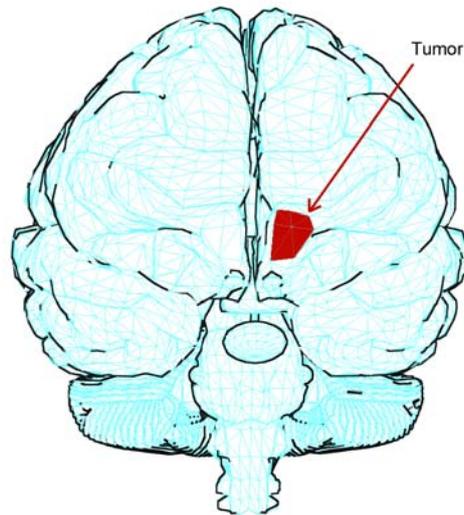


Ilustración 6 : Ejemplo de malla 3D. Elementos en la malla son asociados al tumor

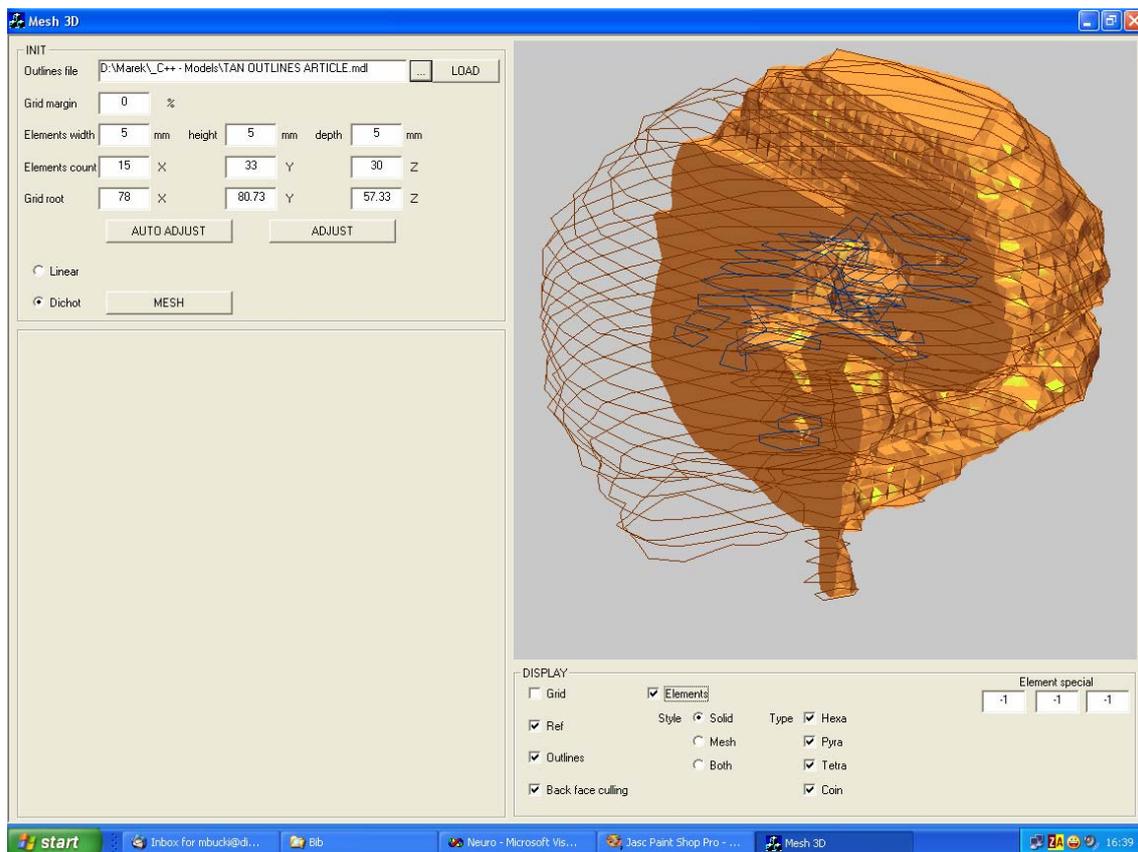


Ilustración 7 : El programa de generacion de la malla 3D

Una vez que la geometría 3D de la malla genérica sea definida, las hipótesis mecánicas del modelamiento tienen que ser formuladas 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 oro” (gold standard) en términos de modelamiento biomecánico, a saber, un modelo de Elementos Finito continuo.

Para ello, partiendo de la malla genérica manualmente diseñada y de las leyes constitutivas propuestas por Miller *et al.* (2000, 2002), 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 de brain-shift, el uso de un modelo amortiguado de resorte-masa es ampliamente justificado debido a su velocidad y capacidad de manejar la leve deformación de tejido blando (Skinjar, 2002; Baudet, 2003).

Definición del modelo:

Utilizaremos la misma malla genérica, según lo definido previamente, para asegurar 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 tamaño del volumen que representan y de la densidad local del tejido. Cada conexión en la malla se modela como 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 colisión, lo que puede ser hecho por uno de los variados métodos clásicos. La respuesta de la colisión se puede definir en forma muy simple en sistemas del tipo masa-resorte separando en componentes tangenciales y normales:

d) Propuesta de 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 del 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 continuo como discreto) 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, estamos pensando en particular en la 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, posición en 3D de puntos de referencia sobre la superficie o profundos. Estos puntos en el caso de la superficie se obtienen registrando, gracias al localizador, la posición actual de marcadores conocidos, y en caso de puntos profundos, registrando con la ecografía localizada el desplazamiento de puntos anatómicos de referencia.

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

Referencias

- Anslys. Modeling and Meshing Guide, 1999a. Ansys manual, release 5.6.
- Anslys. Theory Reference, 1999a. Ansys manual, release 5.6.
- Baudet V., Jaillet F., Shariat B., Villard P.F., Beuve M., et al., "Approach to simulate tumor displacements in lungs with mass spring system", 9th HCPBM03, Lyon (F), oct 2003
- Cotin S., Delingette H. & Ayache N. (1999). "Real-Time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation", *IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics*, 5(1), pp. 62-73.
- Couteau B., Payan Y., Lavallée S., 2000. The mesh matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures. *J. Biomechanics*. 33(8): 1005-1009.
- George, P.L., Hecht, F. and Saltel, E. Automatic Mesh Generator with Specified Boundary. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 92:269-288, 1991.
- Keyak, J. H., Meagher, J.M., Skinner, H.B. and Mote, C. B. Automated three dimensional finite element modeling of bone: a new method. *Journal of Biomedical Engineering*, 12:389-397, 1990.
- Kerdok A.-E., Cotin S. M., Ottensmeyer M. P., Galea A. M., Howe R. D., and Dawson S. L., "Truth Cube: Establishing Physical Standards for Real Time Soft Tissue Simulation," *Medical Image Analysis*, vol. 7, pp. 283-291, 2003

- Lavallée S., 1996. Registration for Computer-Integrated Surgery: Methodology, State of the Art. In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea & R. Mosges (Eds.), *Computer Integrated Surgery*, Cambridge, MA: MIT Press: 77-97.
- Lo, S.H. Volume Discretization into Tetrahedra – II. 3D Triangulation by advancing front approach. *Computers and Structures*, 39(5):501-511.
- Lohner, R. Progress in Grid Generation via the Advancing Front Technique. *Engineering with Computers*, 12:186-210, 1996.
- Miga, M.I., Paulsen, K.D., Lemery, J.M., Eisner, S.D., Hartov, A., Kennedy, F.E., Roberts, D.W., 1999. Model-updated image guidance: initial clinical experiences with gravity-induced brain deformation. *IEEE Trans. Med. Imag.* 18 (10), 866–874.
- Miller K. “Biomechanics of soft tissues”. *Med. Sci. Monit.* 2000, 6(1); pp.158-167.
- Miller K. and Chinzei K. “Mechanical properties of brain tissue in tension”. *Journal of Biomechanics* 2002, 35, pp.483-490.
- Owen, S.J. A survey of unstructured mesh generation technology. In *Proceedings 7th. International Meshing Roundtable*, Dearborn MI, USA, Oct. 1998. URL <http://www.andrew.cmu.edu/user/sowen>
- Paulsen, K.D., Miga, M.I., Kennedy, F.E., Hoopes, P.J., Hartov, A., Roberts, D.W., 1999. “A computational model for tracking subsurface tissue deformation during stereotactic neurosurgery,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 46 (2), 213–225.
- Shephard, M.S. and Georges, M.K. Three-Dimensional Mesh Generation by Finite Octree Technique. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 32:709-749, 1991.
- Skrinjar O, Nabavi A, Duncan J., “Model-driven brain shift compensation”, *Med Image Anal.* 2002 Dec;6(4):361-73.
- Szeliski R. and Lavallée S., 1996. Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *Int. J. of Computer Vision*, 18(2): 171-186.
- Van Gelder, A., "Approximate Simulation of Elastic Membranes by Triangulated Spring Meshes," *Journal of Graphics Tools*, Vol. 3, 1998, pg. 21-42.