

Cirugía guiada por imágenes

Dr. [José Miguel Selman](#)
[Departamento de Neurocirugía](#)

En este trabajo se revisan los avances en tecnología digital que han permitido el desarrollo de sistemas de reconstrucción tridimensional de imágenes médicas y el desarrollo de sistemas quirúrgicos de navegación. Tradicionalmente el cirujano ha debido confiar en sus sentidos y en la capacidad de procesamiento tridimensional de su cerebro para guiarse en los abordajes quirúrgicos. En condiciones normales la integración de imágenes bidimensionales ocurre sólo en la mente del cirujano, y la utilidad de este modelo mental va a depender de su habilidad limitada para transferir este modelo intuitivo a la anatomía del paciente. La evaluación de los exámenes preoperatorios y la aplicación de la experiencia del cirujano determinan la seguridad con que se logra llegar a una lesión. En especialidades críticas como la Neurocirugía, la precisión del abordaje se relaciona muy de cerca con los resultados, ya que para llegar a una lesión se debe atravesar o rechazar estructuras con diferente valor funcional. Debido a esto, en los últimos años hay una clara tendencia a las técnicas mínimamente invasivas que por su naturaleza dejan un mínimo de secuelas. El problema es que al minimizar los abordajes se pierden las referencias anatómicas y se hace necesario contar con un método de navegación que le permita al cirujano saber en todo momento dónde están sus instrumentos. Es similar a lo que ocurre con los aviones que vuelan en condiciones de visibilidad reducida y que deben recurrir a la ayuda de instrumentos electrónicos tanto en tierra como satelitales. A pesar de que la información imagenológica siempre ha influenciado el proceso terapéutico, la cirugía guiada por imágenes es un concepto nuevo, fuertemente impulsado por la mejoría en la calidad y contenido de la información digital y de la facilidad con la que los computadores actuales la pueden manipular. La ley de Moore establece que la capacidad computacional de los microprocesadores aumenta un orden de magnitud por década (factor de 10/10 años). En el caso de las capacidades gráficas de los computadores esta ley no se ha cumplido. En los últimos tres años, la capacidad de los chips gráficos se ha multiplicado por ocho cada 18 meses. El gran impulsor ha sido el desarrollo de los juegos tridimensionales y de la multimedia. Con este fuerte estímulo, los computadores personales hoy en día tienen capacidades gráficas a veces superiores a una workstation profesional de hace un par de años. Así mismo, las comunicaciones han crecido en un factor de 100/10 años lo que ha hecho posible la distribución digital de imágenes. El desarrollo de sistemas operativos eficientes para PC, como es el caso de Linux, que abren el mundo del software Unix para computadores personales, permiten el empleo de éstos en aplicaciones médicas (Figura 1).

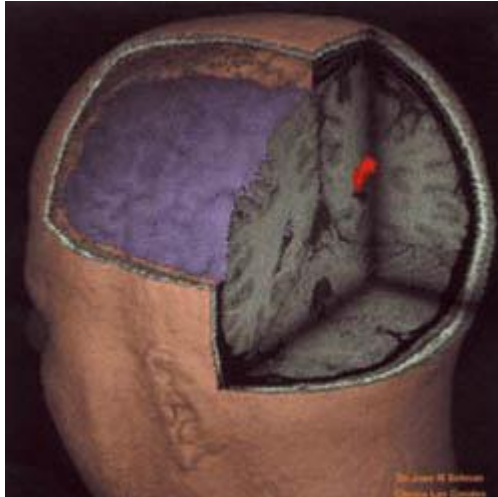


Figura 1.
Esta imagen corresponde a una rendición tridimensional de una RM de cerebro efectuada a una paciente con un cavernoma en el techo del ventrículo cerebral derecho. Fue realizada en sistema operativo Linux en un computador personal. Demuestra la técnica de extracción de cubo para mostrar las relaciones anatómicas de la lesión. Permitió calcular preoperatoriamente la trayectoria quirúrgica a través de un surco, como se ve en la Figura 3.

Utilizando herramientas de software adecuadas, es perfectamente posible aprovechar esta capacidad para navegar por las imágenes del espacio interior del cuerpo. Varios cambios se han tenido que producir a fin de permitir esta evolución. Quizás el más importante sea la aparición del standard DICOM, que permitió salir del encierro de las imágenes en sistemas propietarios de cada fábrica, y que posibilita el contar con la data digital en todas las modalidades de imágenes médicas.

UN POCO DE HISTORIA

Con la aparición de la Tomografía Computada (TC), en 1973, se produjo una verdadera revolución en la medicina. Por primera vez se podía tener información visual de los tejidos blandos al interior del cráneo. Recordemos que la primera TAC sólo permitía exámenes cerebrales. Sólo con la aparición del segundo modelo de EMI se pudo incorporar el resto del cuerpo. El primer cambio adaptativo que tuvimos que hacer los cirujanos fue acostumbrarnos a la anatomía en cortes o seccional. Todo un nuevo concepto, que ya había sido previsto por los antiguos anatomistas al hacer sus cortes por congelamiento, pero que ahora adquiría plena vigencia, ya no para el estudio sistemático de la anatomía, sino que para el manejo diario de los pacientes. Aparecieron atlas de anatomía seccional correlacionados con los cortes axiales de la TC. Pocos años después aparece la resonancia magnética (RM), con su capacidad multiplanar. Cortes axiales, coronales y sagitales. Una multiplicación infinita de los datos, tanto anatómicos como patológicos, incorporando además una gran sensibilidad tisular.

Los exámenes tomográficos de cualquier modalidad contienen una enorme cantidad de información. Por un lado, está la información anatómica propiamente tal, siendo posible distinguir la sustancia gris y blanca, reconociendo los núcleos grises directamente. Se agrega a esta información, las desviaciones de la normalidad, tanto por aparición de elementos nuevos (p ej: tumores), como por los desplazamientos y cambios en la densidad de los órganos. Hay además toda una valoración numérica que recién comenzamos a vislumbrar. Actualmente por medio de sofisticadas herramientas matemáticas se puede obtener de la resonancia magnética información de flujo de líquido cefalorraquídeo, y aplicando paradigmas neurofisiológicos se pueden hacer adquisiciones que representan activación funcional en distintas áreas del cerebro. Por su complejidad, esto será motivo de una revisión aparte más adelante. Por ahora, veamos los elementos anatómicos más relevantes, que son los que posibilitan la navegación en cirugía guiada por imágenes.

IMÁGENES DIGITALES EN MEDICINA

Cada imagen está constituida por píxeles (picture elements), que se correlacionan uno por uno con volúmenes en la anatomía llamados voxes (volume elements). Cada píxel tiene un valor numérico que representa ya sea densidad (TC) o intensidad (RM), pero además tiene un valor topográfico. Una dirección en el espacio tridimensional de la imagen. Si representamos una serie de imágenes bidimensionales en que cada píxel tiene una dirección X e Y, superpuestas como una torta veremos que cada píxel ahora tiene una tercera dimensión Z. Si las imágenes fueron adquiridas en forma secuencial y sin movimiento del paciente, cada píxel representará a un voxel en la anatomía del paciente. Si se agrega un sistema de referencia a la imagen durante la adquisición, y que además no se mueva con respecto al paciente (p ej: marco estereotáxico) podemos asignar a cada punto de la anatomía de ese paciente una dirección en un set de coordenadas Cartesianas x, y, z. Esto forma la base de la estereotaxia lineal, en la cual con la ayuda de un marco rígido, más un set de localizadores podemos ir a cualquier punto del volumen cerebral para, por ejemplo, tomar una muestra de biopsia, con gran precisión (menos de 1 mm).

Los avances en tecnología de imágenes permiten actualmente que se adquieran directamente los volúmenes, tanto en TC a través del tomógrafo helicoidal, la RM con adquisición volumétrica y el SPECT. Los cortes que vemos son sólo una representación práctica derivada de dichos volúmenes para permitir la extracción de información en una forma en la que estemos acostumbrados para su interpretación. Cada adquisición volumétrica asigna coordenadas propias de la máquina que las adquiere, y además no hay ninguna relación inherente entre las coordenadas asignadas a un punto anatómico y las coordenadas de ese mismo punto en un examen tomado en otro momento por el mismo equipo. Sin embargo, al comportarse el cráneo casi como un cuerpo rígido, las relaciones de distancia entre los puntos son las mismas. Esto es válido también para la comparación de imágenes entre distintas modalidades, como por ejemplo mapear un SPECT sobre una resonancia magnética.

Es posible hacer una correspondencia entre los puntos de dos mapas tridimensionales del mismo espacio físico o volumen. Esta correspondencia es biunívoca en el sentido matemático de la palabra. Esta correspondencia puede considerarse como definiendo una "transformación" entre los dos volúmenes, de manera de prescribir cómo cambiar un volumen en el otro.

Cuando existe esta correspondencia entre las direcciones de puntos en un volumen con los de otro volumen o con el espacio físico real se dice que ambos volúmenes se encuentran registrados, o corregistrados el uno al otro. El proceso matemático se llama transformación, y usualmente luego de determinar la fórmula necesaria para algunos puntos, por considerarse el cráneo un objeto rígido, se puede aplicar la misma fórmula al resto de los puntos del volumen. Mediante el registro de los volúmenes de imágenes entre sí y con el espacio físico, las imágenes médicas se transforman en mapas, punto a punto verdaderos, disponibles para ser guía intraoperatoria. Así, el corregistro puede darse entre exámenes de la misma modalidad en distintos momentos, entre modalidades distintas de imágenes, o entre imágenes y el espacio físico.

El corregistro debe distinguirse del reformateo/reconstrucción y de la rendición (rendering), términos importantes en este contexto.

El reformateo consiste en volver a cortar el volumen en una dirección diferente a la empleada originalmente para su despliegue bidimensional (por ej: axial a coronal). En ambos lo que se representa son cortes. Rendición consiste en mostrar parte de la información contenida en el cubo de imagen de una manera diferente. Definiendo una superficie, como por ejemplo la interfase aire/piel, esta superficie se puede representar en la pantalla bidimensional como la fotografía de un objeto tridimensional en perspectiva (Figura 2). Estos métodos de reformateo y rendición pueden crear imágenes muy atractivas, pero para ser útiles en cirugía, deben estar corregistrados con el espacio físico. El proceso de rendición es computacionalmente muy exigente, ya que requiere del cálculo de la reflectividad de los puntos de la interfase frente a una fuente de iluminación virtual. Por este motivo, sólo cuando los computadores alcanzaron la capacidad de desplegar estas imágenes en forma de simular tiempo real, es que se transforma en un sistema práctico en la cirugía (Figura 3).



Figura 2.
Rendering tridimensional de la mano, con los tendones en color verde.

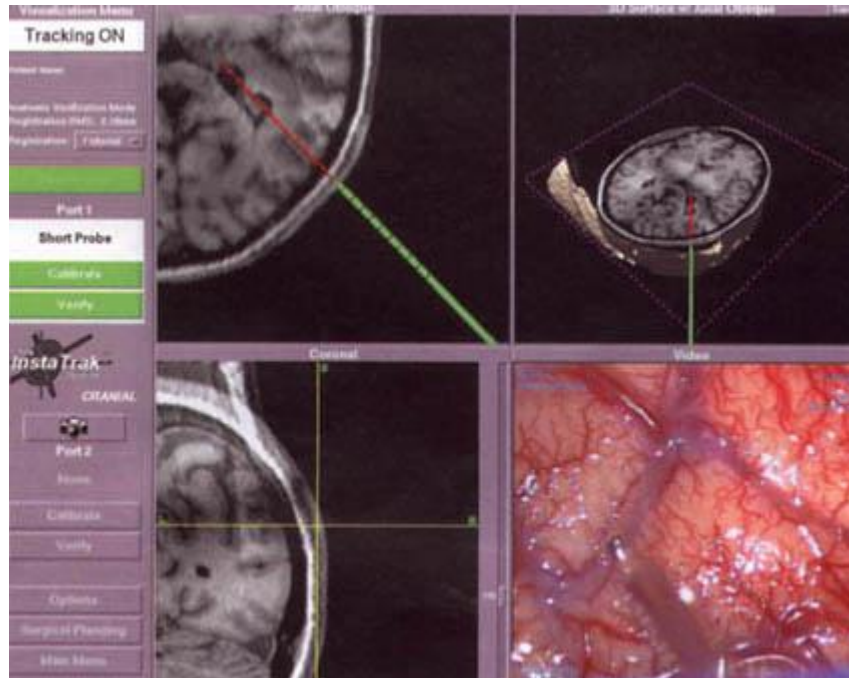


Figura 3.

Lo que muestra el navegador durante la cirugía en la misma paciente de la Figura 1. El indicador está sobre un surco profundo, cuya disección deja al cirujano a solo 1,5 cm del cavernoma, requiriendo sólo de una mínima disección cerebral y una paciente sin ninguna secuela en el post operatorio.

SISTEMAS DE CORREGISTRO

Generalmente los métodos de corregistro tienen una metodología bien establecida:

1. Extracción de puntos relevantes en cada imagen.
2. Pareamiento de dichos puntos.
3. Determinación de los parámetros de transformación geométrica.
4. Aplicación de la transformación a todos los puntos.

El corregistro ha sido siempre un método intensivo en tiempo por parte del operador y no es hasta hace muy poco que han aparecido algoritmos automatizados. Los métodos más empleados son el marco estereotáxico, el sistema punto a punto y el calce de superficies, que se describen a continuación.

El marco estereotáxico provee un set de referencia rígido tanto para la adquisición de las imágenes como para la cirugía. La mayoría de los sistemas actuales incorporan placas con fiduciaros en forma de N para permitir el corregistro de las imágenes con el espacio estereotáxico. En el mismo sistema se incorpora algún tipo de brazo mecánico que permite la toma de biopsia o la introducción de un catéter. Su gran ventaja es la precisión, de menos de un mm, y es el sistema de elección en procedimientos como la Radiocirugía, en que además de la fijación para el examen se requiere de una fijación muy rígida durante la fase de tratamiento (Figura 4). El principal inconveniente del marco estereotáxico es su naturaleza invasiva y que los estudios de imágenes deben ser hechos con el marco puesto, No se pueden emplear los exámenes efectuados con antelación. El uso para cirugía se ve limitado por la rigidez del sistema.

Los métodos de correregistro basado en puntos se basan en la determinación de puntos correspondientes en diversas imágenes y/o el espacio para la estimación de una transformación geométrica. Estos puntos pueden ser anatómicos o por medio de marcadores (fiduciaros). El proceso retrospectivo de localizar por puntos anatómicos es muy engorroso y largo, por lo que la mayoría de los sistemas actuales utilizan fiduciaros artificialmente introducidos durante el proceso de adquisición y correregistro. Es un método muy preciso y fácil, pudiéndose en algunos casos automatizar completamente el proceso de correregistro. El cabezal usado para Otorrinolaringología es un claro ejemplo de este proceso automático. La precisión global del sistema está en general entre 1 y 2 mm, suficiente para la mayoría de las intervenciones microquirúrgicas.

El correregistro puede realizarse mediante un sistema de calce de superficie. Se basa en el ingreso de puntos de superficie al sistema computacional, el que los calza con el contorno de las imágenes. Con este sistema se puede obtener un correregistro muy preciso, especialmente si la superficie utilizada es rígida. Se usa en el registro de superficies óseas como por ejemplo en columna, y no se requiere de fiduciaros. También se utiliza para mejorar la precisión de un registro con fiduciaros cutáneos cuando se produce algún desplazamiento que deteriora la precisión.

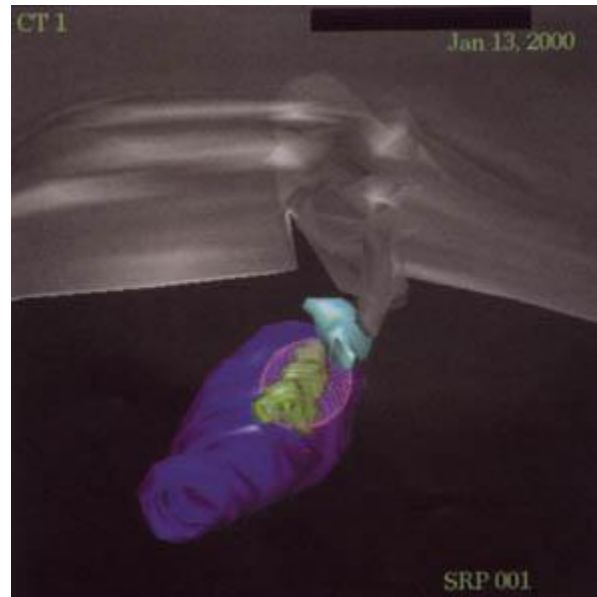


Figura 4.
Imagen 3D generada durante un tratamiento de radiocirugía. La lesión, un schwannoma del nervio vestibular, de color verde, aparece envuelta casi en su totalidad por las curvas de isodosis calculadas por el computador. El tronco cerebral aparece de color azul y las estructuras del oído en color celeste. Estas dos últimas estructuras se segmentaron a fin de calcular las dosis que reciben como órganos en riesgo, en un paciente con la audición conservada.

En general estos son los métodos más empleados de correregistro clínico. Existen métodos que permiten el registro en forma interactiva, con imágenes de transparencia variable, de manera que el usuario juega con los parámetros de traslación y rotación hasta que las imágenes calzan perfectamente una con otra. Este método probablemente se va a emplear mucho más en el futuro, pero por ahora sigue siendo computacionalmente demasiado exigente para las plataformas en uso clínico.

Una extensión lógica del corregistro, de importancia fundamental para la investigación de funciones cerebrales en grupos de individuos, es la capacidad de corregistrar imágenes provenientes de distintas personas. Existen Atlas standard para la determinación de coordenadas relativas como el de Tailarach. Obviamente las dimensiones del atlas no calzan con las dimensiones de un cerebro en particular. Actualmente las herramientas computacionales permiten hacer transformaciones elásticas o "warping", que en general son deformaciones sobre la base de un set de datos conocidos, que permite alterar las relaciones entre las estructuras cerebrales de manera no lineal, con lo que el cerebro del paciente en particular se adapta al Atlas. Si en varios pacientes se hace lo mismo, se transforman en cerebros dimensionalmente comparables. Esta técnica tiene una enorme importancia en los estudios de resonancia funcional.

La otra aplicación importante del "warping" es para la corrección de un fenómeno que actualmente es la principal fuente de error en la neuronavegación. Como las imágenes se adquieren preoperatoriamente con el cráneo cerrado, en la medida que se va perdiendo LCR, se modifica la forma del cerebro y se va perdiendo precisión. Se conoce como "brain shift". Se puede minimizar con técnicas anestesiológicas y operatorias especiales, pero no se puede eliminar del todo. Si uno mide la distancia de separación con la calota y aplica algoritmos de deformación elástica, se puede corregir con bastante exactitud esta desviación. Con la incorporación de datos derivados de la ecotomografía intraoperatoria y un algoritmo de deformación elástica algunos sistemas intentan corregir esta imprecisión (Figura 5). Es un área abierta a la investigación y a la espera de una idea genial.



Figura 5.
Matriz de triángulos 3D generada para la corrección elástica no lineal del "brain shift". Una vez generada esta matriz se cuenta con un sistema de coordenadas recalculado para la deformación.

Planificación pre-operatoria

Una de las principales ventajas de estos sistemas es la posibilidad de planear preoperatoriamente la intervención. Mediante el corregistro de diversas modalidades se puede superponer la información topográfica de la TAC y la RM, agregando la reconstrucción vascular y la información funcional derivada del SPECT y de la RM funcional. Para el neurocirujano es información esencial. Permite saber por dónde es más fácil llegar a una lesión, sin provocar daño a las estructuras funcionalmente importantes. La capacidad de desplegar esta información superpuesta, en tiempo real y en rendición tridimensional es una ayuda incalculable. La morbilidad se puede reducir, y a la vez se pueden realizar intervenciones imposibles de otra manera.

Uso en cirugía

La integración de las imágenes en un computador y un sistema para correlacionar esta información en forma interactiva con la realidad es lo que hace un navegador. Se obtiene un scanner o una resonancia magnética en condiciones especiales que incorporan puntos precisos de referencia (fiduciaros), los que luego pueden ser detectados en el paciente e informados al computador. Con esta información el navegador tiene un exacto corregistro de las coordenadas virtuales y del espacio anatómico del paciente. Durante la cirugía se tiene una información en tiempo real de la posición de los instrumentos con respecto de la anatomía. Con esto se puede conocer a priori la proyección sobre la superficie de la cabeza de un tumor cerebral, o saber durante una endoscopia de los senos paranasales en exactamente cuál celdilla está el endoscopio y así evitar una incursión intracraneana accidental (Figura 6). Esto da una enorme seguridad y permite hacer tratamientos que sin contar con esta ayuda serían imposibles. Una de las grandes ventajas del método es la capacidad de planificación previa que tiene, ya que al disponer de la información se pueden simular abordajes en un ámbito 3D, para luego elegir el que tenga menor morbilidad potencial.

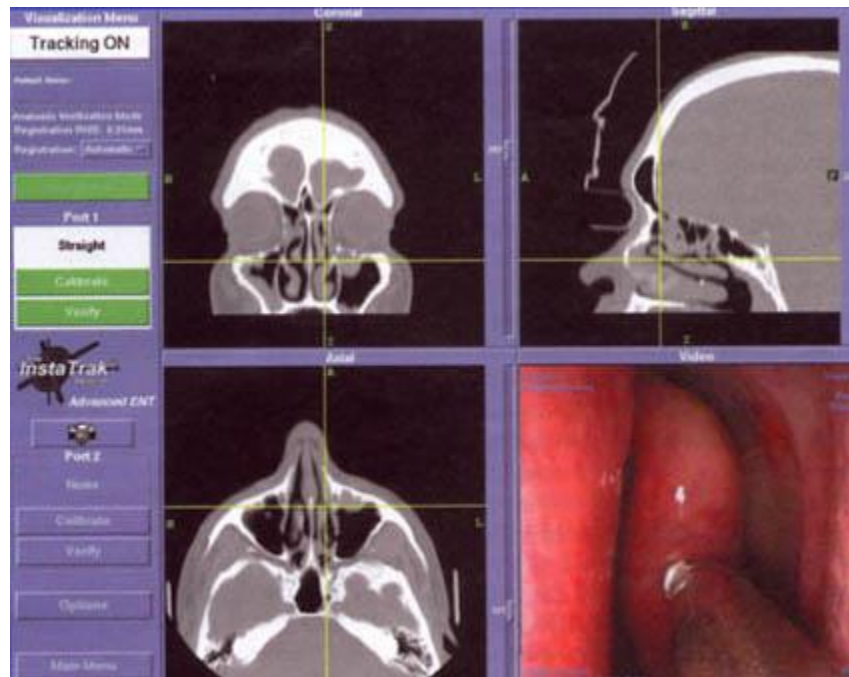


Figura 6.

En esta imagen se ve lo que se muestra en la pantalla del navegador durante la cirugía. Hay una imagen de lo que se ve por el microscopio y en tres cortes distintos la exacta ubicación de la punta del instrumento, en este caso un aspirador. Hay múltiples variaciones en la manera de presentación en pantalla de la información, lo que se hace de acuerdo con el caso y con la preferencia del usuario. En este caso se está usando el programa ORL que utiliza el headset de corregistro automatizado. Véase la imagen arriba a la derecha.

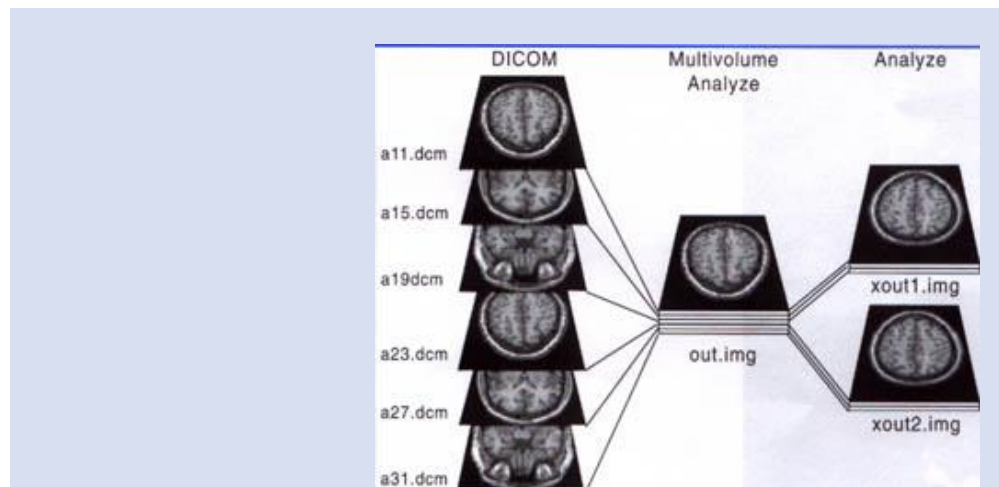
SISTEMAS DE DETECCIÓN TRIDIMENSIONAL

Existen varios sistemas para que el computador pueda conocer la ubicación espacial del indicador. En todos ellos hay un primer paso de calibración del instrumento para que el computador pueda posteriormente hacer el correregistro virtual-realidad.

El primer sistema con aplicación práctica empleaba un brazo mecánico con articulaciones provistas de transductores opto-electrónicos, que informaban al computador de los movimientos de cada una de las articulaciones del brazo, y de allí se computaba la ubicación. Este sistema, aunque muy preciso, tenía el inconveniente de ser voluminoso, y de interponerse en el camino de la cirugía. Tiene el mérito de ser el primer sistema con aplicación realmente útil.

El método más usado por los navegadores comerciales hoy en día emplea 3 LEDs (light emitting diodes) en el instrumento que se va a utilizar, y 3 LEDs de referencia para detectar la posición del paciente. La ubicación relativa de estos LEDs es detectada con cámaras ubicadas en un brazo que generalmente se coloca cerca del campo quirúrgico. Estas cámaras transmiten esta información al computador, el que calcula por triangulación la posición de la punta del instrumento en el espacio. Es un sistema confiable y preciso, pero con algunos inconvenientes. El hardware es voluminoso, ya que requiere de cámaras aéreas que deben estar en constante visión del campo quirúrgico y de los LEDs en los instrumentos. Esto es difícil en campos pequeños, ya de por sí sobre poblados por instrumentos y microscopio. Anestesiista, arsenalera y ayudante son dificultades adicionales. Según los usuarios de estos sistemas, con los que tuve ocasión de hablar, señalan que lo más molesto son las fallas en los LEDs, que con frecuencia se queman como las ampolletas, en el peor momento.

Un contendor nuevo en este campo es el sistema electromagnético, el que con un emisor electromagnético fijo en el campo, y un receptor adaptado a un instrumento indicador, es capaz de localizar con la misma precisión y sin los problemas de línea de visión (Figura 7). Su acción se ve interferida cuando hay mucho metal ferromagnético en el campo, pero es fácil evitarlo ya que hay acero no ferromagnético que es perfectamente compatible, y el titanio y el plástico no producen problemas. Su único inconveniente es que el instrumento a detectar debe estar conectado mediante un cable, y debe ser de fabricación especial, lo cual es un problema compartido por todos los otros sistemas.



DICOM Header
Frames: 2
Rows: 109
Columns: 91
Bits stored: 8



794 bytes
2x109x91 = 19838 bytes

MRI.*

EL STANDARD DICOM 3 Y ANALYZE

La Sociedad Norteamericana de Radiología (RSNA) y la Asociación de Fabricantes Eléctricos (NEMA), crearon un standard para la transmisión y almacenamiento de imágenes médicas que los fabricantes de equipos se han comprometido a respetar y publicar, mediante lo que se llama "Conformance Statements". Se denomina Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), y actualmente está en su versión 3. Con esto, se ha podido contar con una base para extraer la data digital de las imágenes y poder desarrollar software de post procesamiento. Es un standard en constante crecimiento para ir incorporando las nuevas modalidades de imagenología.

Básicamente cada imagen es precedida de un encabezado (header), donde se establecen los datos del paciente, el tipo de examen y las características técnicas de su adquisición, como el grosor de corte, angulación del gantry, tamaño y resolución de la imagen, etc. Este encabezado va seguido de la imagen propiamente tal, la que es codificada por un string de bytes de tamaño variable, y que el lector de la imagen debe saber interpretar. Cada píxel es representado por dos bytes con lo que se obtiene una "profundidad de 16 bits". Esto significa que podrían almacenarse 65535 valores de gris o color. Ninguna modalidad actual utiliza ese nivel de gris o color, por lo que hay amplio margen para el crecimiento.

Para la utilización de las imágenes en reconstrucciones, reformateos o rendiciones, se debe extraer la data de imagen de cada corte y separarla de los datos demográficos y de adquisición. Esto es poco práctico, ya que debe repetirse para cada corte. Por este motivo ingenieros en la Clínica Mayo introdujeron un nuevo standard que hace que el trabajo sea mucho más fácil. Se llama formato ANALIZE y consiste en la separación del encabezado, que es único y se almacena con la extensión .hdr, y los datos de imagen se almacenan en un orden preestablecido en un archivo único que agrupa todos los cortes con la extensión .img. Ambos archivos deben tener el mismo nombre para ser leídos coordinadamente. Con esto, existe un único archivo que almacena el volumen completo de adquisición. Estos son los dos formatos más utilizados hoy en día para el intercambio de información digital imagenológica en medicina. Las imágenes en este artículo fueron producidas utilizando ambos estándares.



Figura 7.
Navegador Instatrak 3000, que utiliza un sistema de seguimiento electromagnético de los instrumentos. Es una workstation Sun con sistema operativo Unix, implementada con el hardware de navegación. Recibe las imágenes de TAC o RM a través de la red Ethernet.

Este sistema es el que se adquirió en Clínica Las Condes, y es la última generación en navegadores. Una ventaja evidente del sistema es su aplicabilidad multidisciplinaria, ya que incorpora un programa especial para Otorrinolaringología con un proceso de corrección automático, empleando un cabezal plástico especial que incluye los fiduciales y que es detectado automáticamente por el software casi sin participación de los usuarios. Durante la cirugía el paciente usa el mismo cabezal con que se hizo el examen de localización, el que es desechable.

El mismo equipo tiene un programa espinal, que permite la navegación a nivel de columna mediante un proceso de registro de superficie vértebra por vértebra. Los movimientos relativos de las vértebras entre sí hacen que la localización para segmentos más grandes sea imprecisa. Su principal aplicación es para la colocación de tornillos pediculares en cirugías de fijación de columna (Figura 8). Es el único método que permite la orientación tridimensional necesaria para la correcta introducción de un tornillo pedicular. En tumores vertebrales es una excelente referencia.



Figura 8.
Trayectoria de un tornillo pedicular durante una artrodesis y fijación lumbar. La presentación en tres planos y tridimensional es de una extraordinaria ayuda. El recuadro muestra el control post operatorio.

DESARROLLOS FUTUROS

Un último avance que está en proceso de aprobación por la FDA (Food and Drug Administration) es la radioscopia virtual. Aquí se utiliza la radioscopia en dos planos para la localización inicial, ocupando una malla de fiduciaros que permiten computar la magnificación y reconstruir el espacio 3D. Una vez hecho esto, el sistema es capaz de localizar y mostrar en los dos planos la ubicación de los instrumentos, sin necesidad de seguir irradiando al paciente o al personal en el pabellón. Esto se hace con el mismo equipo y sin necesidad de exámenes previos. Es evidente que este sistema permitirá, en el futuro, hacer correcciones de corregistro en aquellos casos que se pierda el registro inicial, y combinado con la ecografía, correcciones para compensar por el "brain shift".

En la medida que se perfeccionan los sistemas de imagen y sobre todo el procesamiento ulterior de las mismas, se podrá planificar cada vez en forma más precisa la cirugía, tanto en los aspectos anatómicos como funcionales. El principal reto futuro es el poder desarrollar sistemas prácticos de renovación de la información intraoperatoria. Se está usando la resonancia magnética intraoperatoria, pero también tiene problemas importantes ya que los resonadores actuales son un ambiente bastante hostil para la cirugía, incluso aquellos especialmente diseñados. Las principales líneas de investigación actual apuntan hacia la ecografía y el uso de cámaras que permitan medir la deformación y el grado de resección alcanzado.

En el futuro, es posible que la robótica pueda suplantar al cirujano en alguno de los procedimientos, pero es indudable que se abren cada día nuevos campos para nuestro accionar. La ingeniería genética y los dispositivos electrofisiológicos van a requerir del desarrollo de métodos ingeniosos para su implante. Por ahora, veremos con frecuencia creciente un mouse en nuestras manos en lugar del bisturí.

BIBLIOGRAFÍA

1. ANALIZE format. Coordinate system
<http://www.mayo.edu/bir/analyze/AnalyzeFileInfo.html#FileFormat>.
2. ANIMAL Automated non-linear registration for MRI data
http://www.bic.mni.mcgill.ca/users/louis/MNI_ANIMAL_home/readme/readme.html
3. Brain Warping. Arthur W Toga. Academic Press 1999.
4. DICOM standard: <http://www.xray.hmc.psu.edu/dicom/>
5. DICOM standard: <http://idt.net/~dclunie/index.html>
6. Computer assisted Surgical Planning for cerebrovascular disease.
<http://splweb.bwh.harvard.edu:8000/pages/papers/shin/ns/ns.html>
7. LINUX. <http://www.linux.cl/>
8. Maciunas, Robert J: Interactive Image guided Neunosurtery. AANS Publications. 1994.
9. Montreal Neurological Institute, Brain Imaging Centre. <http://www.bic.mni.mcgill.ca/>
10. Stokking R, Zuiderveld KJ, Hulshoff Pol HE, van Rijk PP, Viergever MA. "Normal Fusion for 3D Integrated Visualisation of SPECT and MR Brain Images". The Journal of Nuclear

Medicine 1997; 32: 624-9.

11. Warping: <http://www.dcc.ufmg.br/pos/html/spg98/anais/alexei/>