

# 14

## NAVEGACIÓN GUIADA POR IMÁGENES EN NEUROCIRUGÍA

Alvaro Gómez y Gregory Randall

Al momento de la realización de operaciones de neurocirugía, el cirujano cuenta usualmente con las imágenes de estudios previos (una selección de cortes de tomografía computada ( TC) o resonancia nuclear magnética ( RNM) impresos en un film) y la información visual del propio paciente. Con dicha información el cirujano debe determinar la ubicación espacial de las estructuras a las que desea llegar y decidir la mejor trayectoria para alcanzarlas. La integración mental de toda esta información requiere una dosis importante de experiencia y ubicación espacial. Una desventaja adicional es el uso limitado de los estudios pues utiliza solo cortes cuya orientación es diferente a la que él tiene respecto al paciente.

### 14.1 DESCRIPCIÓN DE LA TÉCNICA

La navegación guiada por imágenes en cirugía (20, 23, 21, 14, 5) se basa en determinar las coordenadas de los instrumentos de cirugía en la mesa de operaciones y mostrar su posición en las imágenes de estudios previos de TC o RNM. Esta técnica permite desplegar la ubicación de los instrumentos sobre las imágenes para guiar al cirujano en zonas de difícil visibilidad o acceso. Brinda una realimentación visual de la posición del instrumento y la trayectoria que se está siguiendo, lo que favorece y simplifica la toma de decisiones.



La Figura 14.1 muestra un ejemplo de navegador óptico utilizado en neurocirugía (neuronavegación).

La neurocirugía (15, 16) tiene características que han facilitado el desarrollo de la neuronavegación. La rigidez del cráneo permite realizar estudios previos y utilizarlos para ubicar las

estructuras a alcanzar. Se puede suponer razonablemente que las estructuras conservan la misma posición entre el estudio y la cirugía. Esto simplifica el cálculo de la relación entre las coordenadas en el estudio y en el espacio, que se suponen un movimiento rígido. La neuronavegación involucra varias tareas:

1 En forma previa a la cirugía se realizan los estudios necesarios para determinar con precisión la ubicación de las estructuras de interés.

2 Si se realiza más de un tipo de estudio, se registran las imágenes para integrar toda la información.

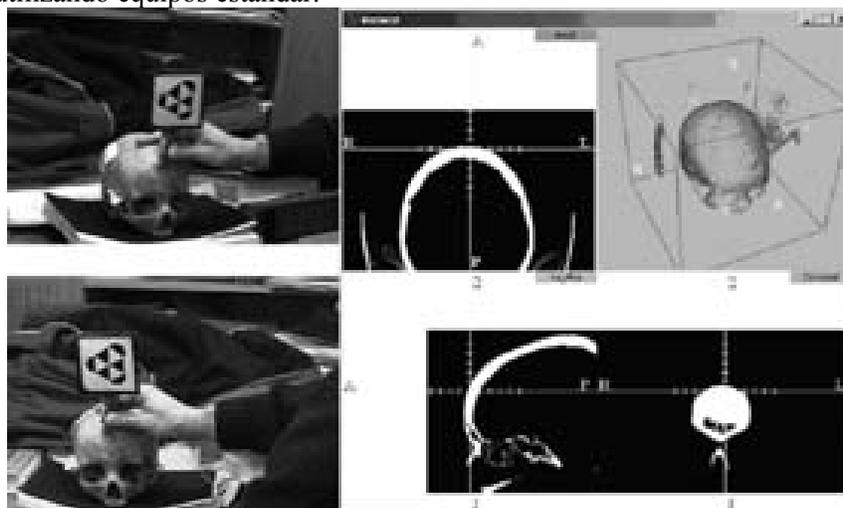
3 Se segmentan las estructuras de interés y se generan modelos de superficie 3D.

4 Se analizan los estudios visualizando los modelos 3D o los cortes 2D en diversas direcciones. Esto permite planificar la operación y elegir la mejor trayectoria hacia una estructura objetivo.

5 Antes de la intervención se registran las imágenes de los estudios previos con respecto al paciente.

6 Se comienza la navegación en la cual se sigue un puntero 3D y se muestra su posición sobre los estudios previos y los modelos de superficie.

En las próximas secciones se mostrará una posible solución a la neuronavegación a través de la descripción del desarrollo realizado dentro del Grupo de Tratamiento de Imágenes (GTI) del Instituto de Ingeniería Eléctrica (IIE) en colaboración con la Cátedra de Neurocirugía de la Facultad de Medicina de la Universidad de la República (8). El trabajo consistió en construir un prototipo de *Navegador 3d* basado en visión estéreo pasiva que permite mostrar la posición de un puntero en contacto con el paciente, sobre la posición correspondiente en un estudio imagenológico previo. El prototipo desarrollado permite resolver las tareas 3 al 6 de la lista previa mediante una solución de bajo costo y utilizando equipos estándar.



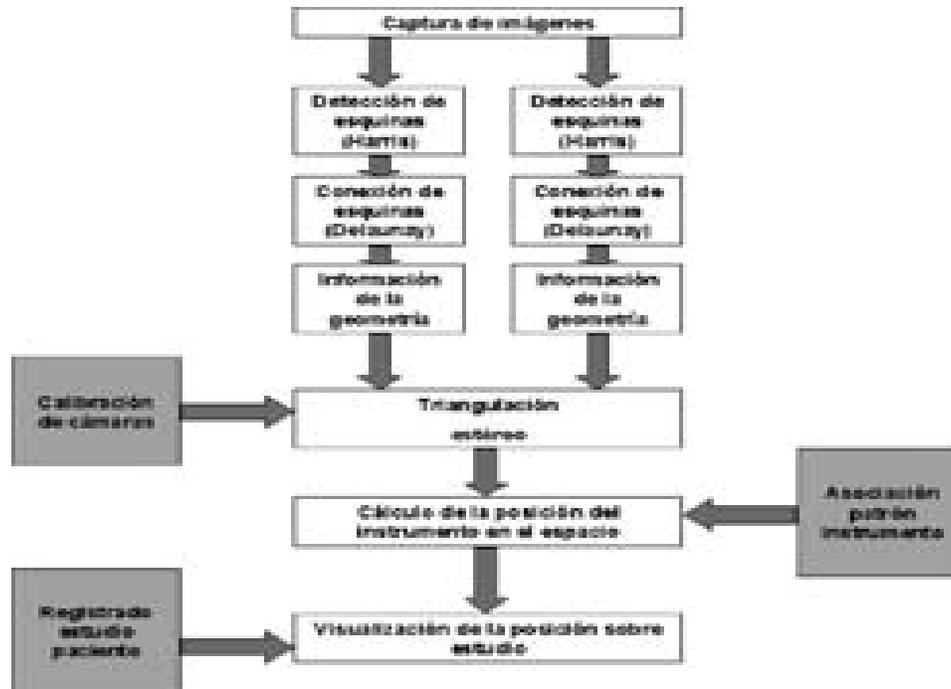
La Figura 14.2 muestra el uso del prototipo sobre un cráneo phantom al cual se le ha realizado un estudio de TC previo. La escena es tomada por dos cámaras, la posición del puntero sobre el cráneo es detectada y reflejada sobre los cortes del estudio y el modelo de superficie.

En las próximas secciones describiremos las características de la solución implementada. Luego se mencionarán las ideas básicas de varios módulos: detección de características, sistemas de referencia involucrados y sus relaciones, estereoscopia, calibración. Finalmente se presentan algunos resultados experimentales y conclusiones.

## 14.2 CARACTERÍSTICAS DEL SISTEMA

### 14.2.1 Bloques del prototipo

La Figura 14.3 muestra un diagrama en bloques con las tareas que desarrolla el prototipo. Parte de estas tareas se realizan en línea y parte antes de la navegación.



Tareas previas a la navegación:

**Calibración del sistema estéreo** Determinación de los parámetros de las cámaras y de la geometría del par estéreo.

**Asociación patrón-instrumento** Determinación de la posición del instrumento en el referencial del patrón.

**Registrado estudio-paciente** Determinación de la transformación rígida que relaciona las coordenadas del espacio físico con las coordenadas del estudio.

Durante la navegación, el sistema ejecuta cíclicamente los siguientes bloques:

**Captura de imágenes.** Adquisición de imágenes desde ambas cámaras.

**Detección de características en las imágenes.** En cada imagen se detecta la proyección del patrón.

Esta tarea se descompone en:

Detección de esquinas mediante el algoritmo de Harris.

Se estructuran las esquinas detectadas mediante triangulación de Delaunay.

- Detección del patrón usando sus características geométricas conocidas.

**Determinación de la posición del patrón en el espacio.** Por triangulación se calcula la posición en el espacio del patrón a partir de su posición en las imágenes 2D y de la calibración. **Cálculo de la posición del puntero en el espacio.** Se calcula a partir de la posición 3D del patrón y de la posición del puntero respecto del patrón. **Determinación**

**de la posición del puntero sobre el estudio.** Se calcula la posición del puntero en el referencial del estudio haciendo uso del registrado paciente-estudio.

**Visualización de la posición sobre el estudio.** Se despliega la posición sobre distintos cortes del estudio y sobre los modelos de superficie.

### 14.3 DETECCIÓN DE LA POSICIÓN DEL PUNTERO EN EL ESPACIO

La posición del puntero en el espacio se infiere a partir de la posición de una figura plana, que llamaremos patrón, adosado rígidamente al mismo (como se aprecia en la Figura 14.2). El puntero está formado por una pieza metálica esterilizable con una punta suficientemente larga para penetrar en el paciente mientras es sostenida por el cirujano y una zona achatada en la cual se pega el patrón a ser detectado. El patrón está impreso en papel que es desechado al finalizar la intervención.

Se debe diseñar un método robusto y sencillo para garantizar la detección del patrón en las imágenes. En consecuencia, el diseño del patrón y el método de segmentación utilizado están íntimamente relacionados.

#### 14.3.1 Diseño del patrón

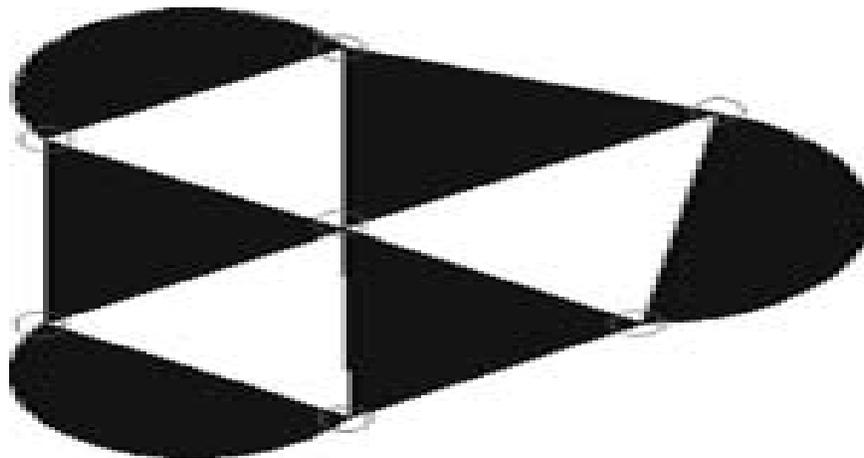
El patrón debe tener características fácilmente reconocibles en las imágenes y que lo diferencien de otros objetos de la escena. Para trabajar en tiempo real, la detección debe ser sencilla. Se decidió utilizar como características a detectar las esquinas del patrón. Para ello se diseñó el patrón con los siguientes criterios:

Permite la detección precisa de esquinas.

Las esquinas se presentan en una configuración identificable en la imagen y permiten determinar la orientación del patrón en el espacio.

Es sencillo y poco costoso de realizar. Se compone de figuras geométricas en blanco y negro y puede imprimirse en una impresora laser.

Se adapta a los requerimientos de esterilización.



Para la configuración de los puntos de interés se debe tener en cuenta la proyección perspectiva que realizan las cámaras y utilizar las invarianzas de ese tipo de transformación. Se usó la alineación de puntos que es conservada por esta transformación.

El patrón utilizado puede apreciarse en la Figura 14.4. Se diseñó una geometría que permita la discriminación del patrón respecto del resto de la escena:

Esquinas alineadas 3 a 3.

Una esquina central con seis a su alrededor.

Esquema alternado de contraste en torno al centro del patrón.

El patrón tiene una forma similar a un hexágono. La asimetría es importante para detectar giros en el plano del patrón.

### 14.3.2 Detección del patrón en las imágenes tomadas por las cámaras

Las características detectables del patrón son las esquinas que forman los triángulos negros y blancos y su disposición geométrica.

Detección de esquinas

Para detectar las esquinas en las imágenes se utiliza el algoritmo de Harris (9) que busca puntos de la imagen donde la autocorrelación local es alta.

Si el punto  $(x, y)$  es una esquina, la imagen varía cuando nos apartamos en cualquier dirección de  $(x, y)$ . Una forma de encontrar puntos esquina usando la autocorrelación es:

Para cada pixel de  $I$  calcular la autocorrelación  $E$  en todas las direcciones.

Encontrar los puntos en que  $E$  sea máximo.

Marcar como esquina si el máximo supera cierto umbral.

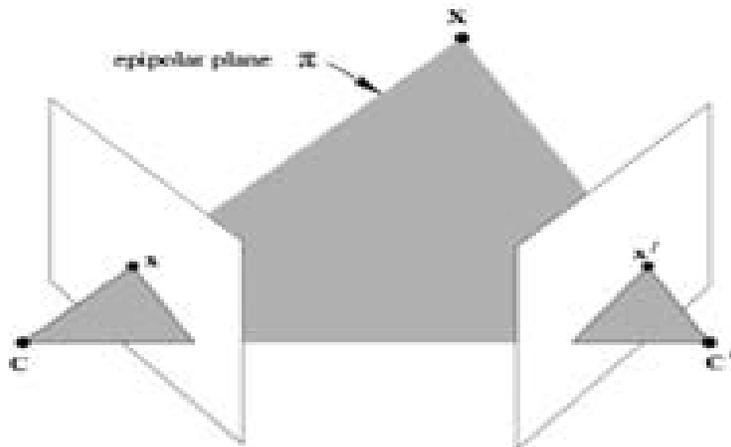
Detección del patrón

Para detectar la presencia del patrón en una imagen, se debe extraer del conjunto de esquinas detectadas información de cercanía y alineación. Esto hace necesario pasar de un conjunto desordenado de esquinas a un conjunto estructurado donde ese tipo de información sea fácilmente reconocible. Para lograr el objetivo, se calcula una triangulación de Delaunay de la imagen con las esquinas como vértices. Esta triangulación conecta cada esquina con sus vecinas más cercanas. Una vez estructuradas las esquinas es sencillo evaluar las propiedades descritas en 14.3.1 y segmentar el patrón en la imagen.

### 14.3.3 Determinación de la posición del patrón en el espacio

La detección de la posición 3D de un objeto en el espacio se puede resolver mediante visión estereó pasiva. Se adquiere la escena donde se mueve el objeto con dos cámaras. A partir de las proyecciones del objeto en las imágenes 2D y usando los parámetros estimados en la calibración del sistema, es posible determinar su posición mediante la resolución de un problema geométrico.

La geometría de un par estéreo se denomina geometría epipolar (ver Figura 14.5). Dado un punto en el espacio  $X$ , no perteneciente a la línea base  $(CC')$ , queda determinado el plano epipolar que pasa por  $X$  y los centros de las cámaras  $C$  y  $C'$ . Este plano corta cada imagen en una línea llamada línea epipolar.



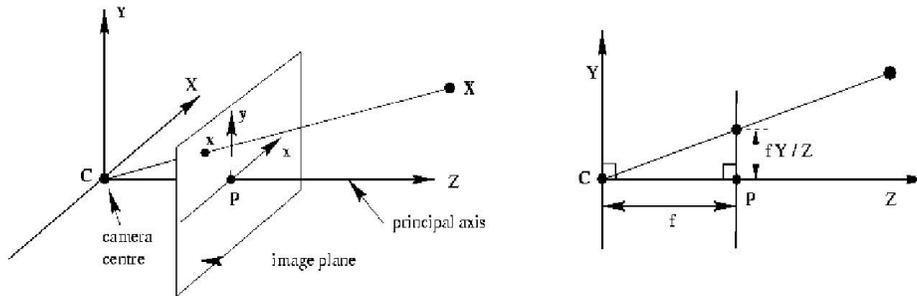
Si conocemos la geometría del sistema estéreo a través de la calibración podemos usar este tipo

de restricciones al momento de buscar puntos correspondientes entre dos imágenes 2D. Conocidas las correspondencias se puede reconstruir la posición del punto en el espacio por triangulación.

### Modelo de una cámara

El modelo completo de una cámara CCD tiene 11 parámetros de los cuales 5 dependen de la cámara en sí (parámetros intrínsecos) y 6 dependen de la posición de la cámara en el espacio (parámetros extrínsecos).

Modelamos las cámaras CCD con el modelo “pinhole”. Esto significa que mapean el espacio 3D en un plano 2D mediante una proyección perspectiva. El centro de proyección es el centro de la cámara C. El plano de la imagen está a una distancia focal ( $f$ ) del centro de la cámara. La Figura 14.6 muestra un esquema de la proyección perspectiva.



La relación entre un punto del espacio expresado en el sistema de coordenadas del mundo y su proyección en la imagen expresada en el sistema de coordenadas pixel es:

$$\mathbf{x} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & \gamma & x_0 \\ 0 & \beta & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} (R_{3 \times 3} \ T_{3 \times 1}) \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{K}[R|T]\mathbf{X} \quad (1)$$

$$\mathbf{x} = P\mathbf{X} = \mathbf{K}[R|T]\mathbf{X} \quad (2)$$

La matriz

$P_{3 \times 4}$  se puede descomponer en las matrices

$K_{3 \times 3}$  y

$[R|T]_{3 \times 4}$  que contienen respectivamente los parámetros intrínsecos y extrínsecos. Los parámetros intrínsecos están resumidos en la Tabla 14.1.

**Tabla 14.1 – Parámetros intrínsecos contenidos en la matriz  $K_{3 \times 3}$**

$\alpha$	Distancia focal en términos del tamaño de pixel en la dirección
$\beta$	Distancia focal en términos del tamaño de pixel en la dirección
$\gamma$	No ortogonalidad de los ejes de la imagen
$(x_0, y_0)$	Coordenadas pixel del punto principal ( en la Figura 14.6).

Los parámetros extrínsecos son la rotación

$R$  y traslación

$T$  de la cámara con respecto al mundo.

El modelo pinhole es ideal. Los sistemas ópticos reales presentan diversas distorsiones

geométricas. Las distorsiones radiales son las más comunes y causan que un punto aparezca en la imagen a una distancia distinta del centro a la predicha por el modelo. Se modelan como:

$$\delta x = x(k_1 r^2 + k_2 r^4 + \dots)$$

$$\delta y = y(k_1 r^2 + k_2 r^4 + \dots) \quad (3)$$

(4)

donde

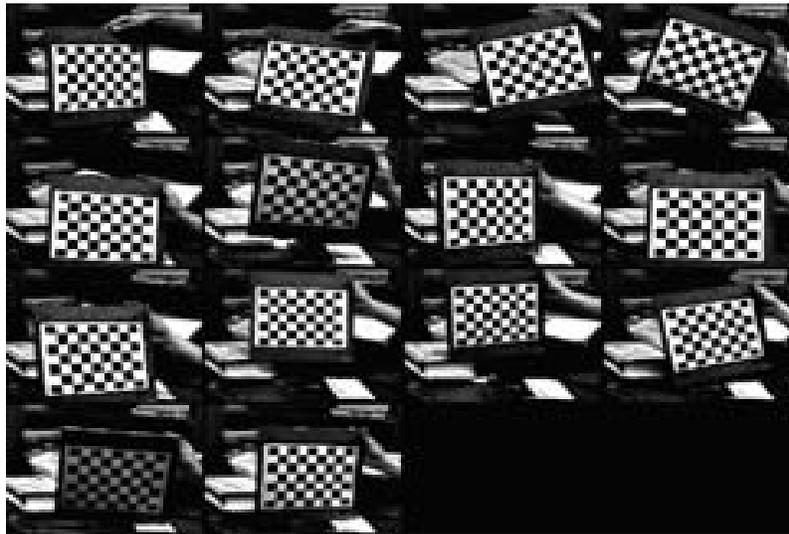
$r^2 = x^2 + y^2$  y las coordenadas

¶ e

¶ se miden desde el centro de distorsión. Se asume que el centro de distorsión coincide con el punto principal.

### 3.3.2 Método de calibración de cámaras

Para calibrar las cámaras se utiliza un método de calibración propuesto por Zhang (26) que usa un patrón de calibración plano. En nuestro caso formado por un damero de cuadros blancos y negros. El patrón se coloca en diferentes posturas frente a la cámara y se toman las imágenes correspondientes como se muestra en la Figura 14.7.



Como el patrón de la calibración es plano, las esquinas de los cuadrados del patrón (puntos del modelo) y los puntos proyectados en el plano imagen (puntos de la imagen) están relacionados por una homografía que se puede calcular si conocemos por lo menos cuatro correspondencias de puntos entre ambos planos.

El cálculo de los parámetros intrínsecos se realiza en dos pasos:

1 Se obtiene una solución inicial resolviendo un sistema lineal. Dado que la matriz R de rotación es ortogonal, cada homografía da dos restricciones sobre los parámetros intrínsecos (dos ecuaciones para el sistema lineal). Puesto que tenemos cinco parámetros se necesita un mínimo de 3 imágenes para alcanzar una solución.

2 Se refina la solución inicial minimizando la suma de distancias cuadradas entre los puntos

detectados y los proyectados por el modelo. La minimización se realiza respecto de los parámetros (intrínsecos y extrínsecos) y de las posiciones de los puntos detectados. Este es un problema no lineal que se resuelve por métodos iterativos utilizando la solución inicial como semilla (por ejemplo el algoritmo de Levenberg-Marquardt). En este paso se puede considerar también la distorsión causada por la lente.

Para el caso del sistema estéreo debemos calcular los 5 parámetros intrínsecos de cada cámara más los 6 parámetros de la posición relativa entre ambas. El procedimiento más usual es realizar la calibración de cada cámara por separado, pero utilizando el mismo set de imágenes. Esto da un punto inicial a partir del cual se realiza un refinamiento imponiendo la condición que las dos cámaras ven las mismas características en las imágenes del set.

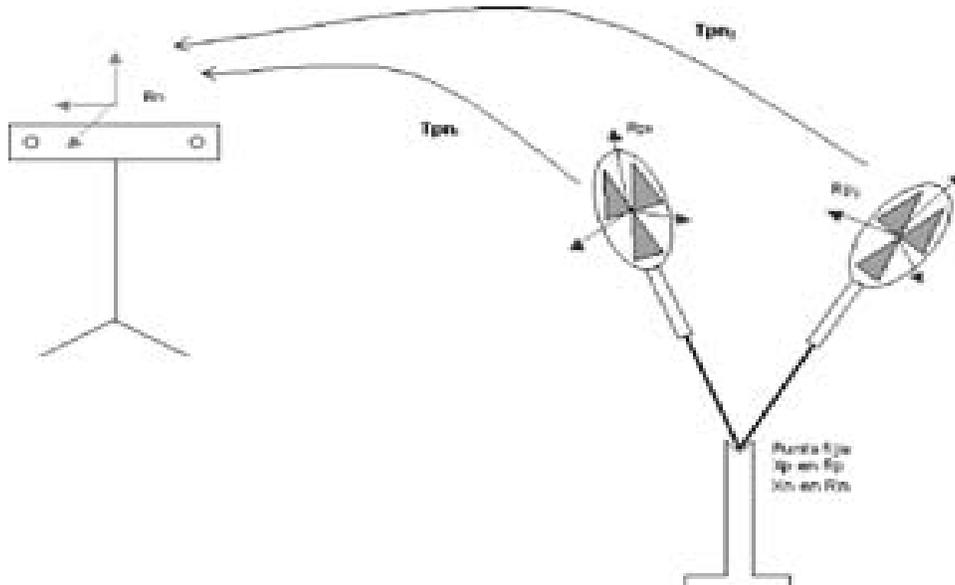
#### 14.3.4 Determinación de la posición del puntero en el espacio

Conocida la posición del patrón en el espacio es posible inferir la posición del puntero ya que los dos están rígidamente unidos. La relación entre ambos puede ser determinada previo a la navegación.

Para determinar la posición de la punta del puntero respecto al patrón, se ubica la misma en un punto fijo y se calculan varias posiciones del patrón mientras se pivotea el puntero sobre ese punto fijo. La posición de la punta se calcula como el punto más invariante del rígido patrón-puntero en el conjunto de movimientos. La Figura 14.8 muestra un esquema del pivoteo.

Para obtener una buena calibración por este método es necesario realizar un pivoteo lo más amplio posible o el problema de la determinación del punto más invariante queda mal condicionado.

Este método de calibración permite determinar 3 de los 6 grados de libertad del instrumento. El resto de los grados de libertad puede determinarse fácilmente una vez conocida la posición de la punta del instrumento. La dirección longitudinal puede determinarse midiendo varias posiciones de la punta en un movimiento restringido a esa dirección.



#### 14.4 DETERMINACIÓN DE LA POSICIÓN DEL PUNTERO

Es necesario poner en correspondencia las coordenadas tridimensionales del puntero, calculadas por

visión estéreo, con las coordenadas del estudio preoperatorio y con la posición física del paciente.

#### 14.4.1 Sistemas de referencia

Los sistemas de coordenadas básicos que participan en la navegación se pueden apreciar en la Figura 14.9.

- $R_n$  Sistema de coordenadas del navegador.
- $R_m$  Sistema de coordenadas del paciente (sistema de coordenadas del mundo).
- $R_p$  Sistema de coordenadas del patrón solidario al puntero 3D.
- $R_e$  Sistema de coordenadas del estudio clínico.

Para seguir el puntero durante la cirugía y desplegar su posición sobre las imágenes de un estudio, es necesario relacionar las medidas realizadas en los distintos sistemas de coordenadas lo cual requiere procesos de registrado y calibración.

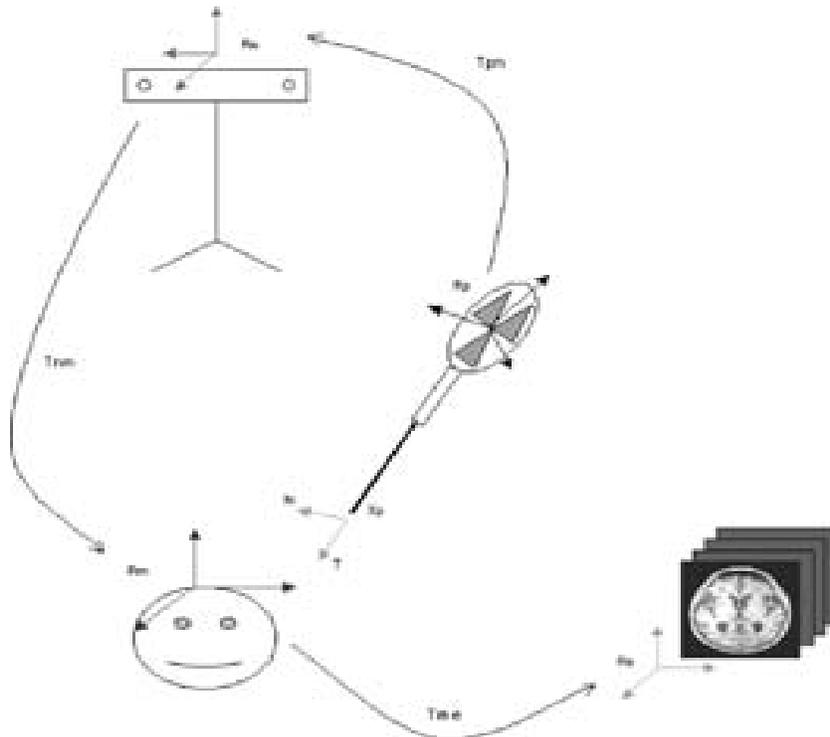
Durante la navegación se detecta el patrón en el espacio y se calcula su posición en el referencial  $R_n$ . Para calcular la posición del puntero respecto a

$R_m$  es necesario conocer su posición respecto a  $R_p$ . Para desplegar la posición del puntero sobre el estudio es necesario expresar su posición en  $R_e$ . Por tanto es necesario conocer la transformación que relaciona

$R_n$  y  $R_m$  y la que relaciona  $R_m$  y  $R_e$ .

La transformación

relaciona coordenadas del navegador y coordenadas del mundo. Para determinarla se utiliza un patrón que se fija al paciente.



La transformación es la transformación entre coordenadas del mundo y coordenadas del estudio. Para determinarla es necesario registrar el paciente con el estudio. Para esto, un conjunto de puntos solidarios al paciente es alineado con los puntos correspondientes del estudio.

La transformación relaciona coordenadas referidas al patrón a coordenadas del navegador. Esta queda determinada al detectar la posición del patrón en el espacio utilizando el par estéreo.

Si son las coordenadas de la punta del instrumento en el referencial entonces las coordenadas de ese punto en el referencial del estudio en el

instante quedan dadas por:

(5)

y se calculan fuera de línea y se calculan en línea.  
 En nuestro caso los referenciales y coinciden y por lo tanto la ecuación

(5) se simplifica a:

(6)

La ventaja de desacoplar y reside en que permite la reubicación del sistema de navegación sin la necesidad de volver a registrar el paciente con el estudio. La reubicación del navegador dentro de la sala de operaciones puede ser necesaria en caso de que la cirugía requiera un cambio de postura del cirujano que interrumpa la línea de vista original.

#### 14.4.2 Registrado paciente-estudio

La determinación de la transformación de coordenadas entre el paciente y el estudio puede realizarse buscando la transformación rígida que mejor alinea un conjunto de puntos localizables con buena precisión tanto en el estudio como sobre el paciente.

Las posiciones de esos puntos fiduciaros se obtienen a partir de marcadores ( marcadores fiduciaros) que pueden ser propios del paciente (puntos fácilmente identificables de la anatomía) o pueden ser aplicados artificialmente (marcadores adheridos a la piel o al hueso).

La determinación de la transformación rígida se realiza buscando el movimiento que minimiza la distancia RMS entre puntos fiduciaros correspondientes. Se trata de determinar una rotación

$R$  y una traslación

$T$  que alinee dos conjuntos de puntos

$\{x_i\}$  e

$N$

$\{y_i\}$  tal que minimice:

$$FRE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|y_i - (Rx_i + T)\|^2} \quad (7)$$

$FRE$  es el error de registrado de los puntos fiduciaros

Existen métodos iterativos y directos para encontrar los  $\mathbf{R}$  y

$\mathbf{T}$  que minimizan (7). Los dos algoritmos directos más utilizados se deben a Horn (13) y a Arun et al. (1). Se implementó el algoritmo de Arun en el cual las rotaciones se representan mediante matrices ortogonales y para llegar a la solución se realiza una descomposición en valores singulares a partir de la cual se construye la matriz de rotación solución.

## 14.5 VISUALIZACIÓN DE LA POSICIÓN DEL PUNTERO

Para ver las imágenes de los estudios previos y poder desplegar la posición de un instrumento, se utiliza el software 3D-Slicer (18). Es un software de código abierto desarrollado en el MIT por David T. Gering (5). Está desarrollado sobre OpenGL, usa VTK para el procesamiento y Tcl/Tk para la interfaz gráfica.

El 3D-Slicer permite abrir archivos de imágenes de TC, RNM y cualquier estudio médico disponible en formato DICOM. Las imágenes de un estudio pueden desplegarse en el plano axial, plano sagital, plano coronal o definido por el usuario. Permite generar modelos de superficie tridimensionales a partir de segmentaciones de los cortes bidimensionales. Tiene la posibilidad de desplegar la posición de un puntero sobre los cortes bidimensionales y sobre los modelos de superficie.

Para poder conectar la información de la salida del navegador con 3D-Slicer se decidió pasar los datos a través de un archivo en el cual se establecen las coordenadas del puntero y su giro representado por el vector colineal y el vector normal. En el modo de navegación, el Navegador3D calcula continuamente la posición del puntero y escribe la información a este archivo. El 3D-Slicer lee periódicamente este archivo y actualiza su interfaz gráfica mostrando la posición del puntero sobre los cortes del estudio y sobre el modelo de superficie.

La parte derecha de la Figura 14.2 muestra una imagen del 3D-Slicer. Se aprecian los cortes axial, coronal y sagital de la TC del cráneo utilizado para las pruebas. En la parte superior derecha se observa un modelo 3D de la superficie del cráneo. La posición del puntero se puede observar sobre los cortes como la intersección de las reglas graduadas. La posición también se aprecia sobre el modelo 3D como una barra en forma de “L”.

## 14.6 ANÁLISIS DE ERRORES

El error de posicionamiento en un sistema de neurocirugía guiada por imágenes está dado por la diferencia entre la posición de un puntero y la correspondiente posición sobre un estudio clínico. La cuantificación de esta incertidumbre es muy importante en la validación de estos sistemas. Existen diversas fuentes de error que hacen que la posición desplegada en el estudio sólo refleje en forma aproximada la posición física real del puntero. Algunas son:

- Error en la determinación de la posición del puntero en el espacio
- Error de registrado entre el paciente y el estudio
- Error por deformación de las estructuras intracraneanas

Otras fuentes de error son: distorsión geométrica en las imágenes, movimientos del paciente durante el estudio o durante la cirugía (17).

#### **14.6.1 Error en la determinación de la posición del instrumento**

Este error está determinado por:

El error en la determinación de la posición del patrón en el espacio. Que depende del error en:

Los parámetros del par estéreo.

En la detección de las características del patrón.

- El error en la posición del puntero con respecto al patrón. La determinación del error de posicionamiento en el espacio implica la realización de pruebas contra un equipo de localización independiente o según normas (2). Esto requiere equipamiento especializado con el cual realizar un conjunto importante de medidas en todo el volumen de trabajo ((22), (6)). En este prototipo se han realizado medidas para estimar el error de posicionamiento. Estas medidas constituyen únicamente indicadores aproximados de estos errores.

Estimación del error de localización de puntos en el espacio

Se realizaron medidas de la posición de la punta del puntero sobre un plano. Las posiciones detectadas se compararon contra las teóricas. El procedimiento seguido fue el siguiente:

Fijar el plano.

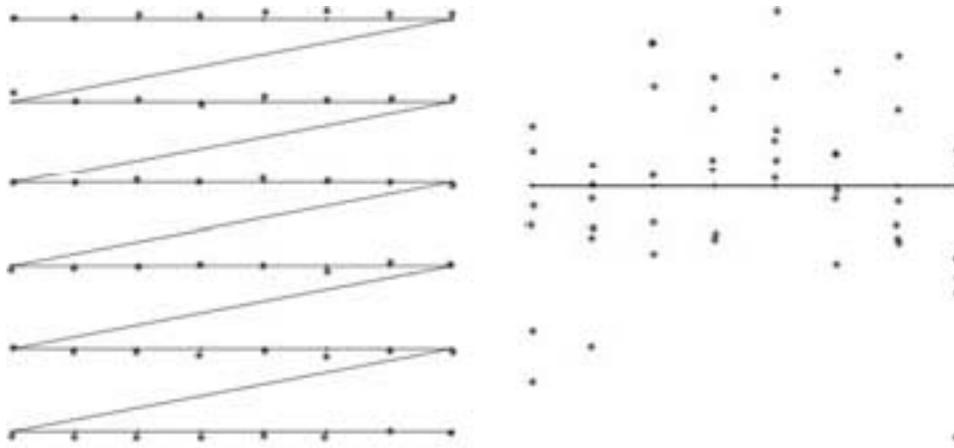
Detectar el conjunto de posiciones sobre el plano.

Registrar el conjunto de posiciones detectadas con las posiciones teóricas

Determinar el error entre las posiciones detectadas y las teóricas

Las Figura 14.10 muestra las posiciones detectadas y teóricas para una corrida con el plano a una distancia de 1.5 mts. del centro de las cámaras. El plano se ubica de tal manera que la coordenada

$z$  apunta hacia el centro del par estéreo. La tabla 14.2 muestra los resultados correspondientes.



**Figura 14.10 – Errores de localización. a) Error de localización de puntos en un plano, b) Error de localización de puntos en un plano.**

**Tabla 14.2 – Error de localización de puntos en un plano.**

Error (mm.)	máximo	media	mediana	desviación
Global	3.38	1.44	1.39	0.75
Según eje X	1.17	0.46	0.37	0.28
Según eje Y	0.93	0.26	0.19	0.21
Según eje Z	3.31	1.24	1.20	0.84

#### 14.6.2 Error de registrado entre el paciente y el estudio

Se busca poner en correspondencia toda la información de dos conjuntos de datos; para lograrlo se alinean unos pocos puntos y se espera que esta alineación se cumpla para el resto de los puntos. En neurocirugía se puede utilizar un conjunto de marcadores superficiales (sobre la piel o implantados en el cráneo) para después navegar hacia un objetivo en una región profunda dentro del cráneo. En este caso es importante conocer el error que se comete al localizar el objetivo. Este error depende del número de puntos fiduciaros, la configuración de los mismos, el error de localización de estos puntos en cada espacio (imagen y físico) y de la posición de la estructura objetivo (4, 24, 25, 17).

#### 14.6.3 Error por deformación de las estructuras intracraneanas

En la neuronavegación se asume que la cabeza es rígida y que las estructuras que se aprecian durante la cirugía conservan la misma posición que al momento del estudio clínico previo. La hipótesis de rigidez de las estructuras intracraneanas es razonable a menos de pequeños movimientos propios del cerebro y de los cambios que se pueden producir posteriores a una craneotomía. La cuantificación de estos cambios se estudia en trabajos como (12, 19, 10). No es posible corregir estos errores sin el uso de técnicas imagenológicas en línea como ultrasonido o resonancia magnética intraoperatoria y por tanto dicho error no es considerado en este trabajo.

#### 14.6.4 Error punta a punta del sistema

Desde el punto de vista de la utilización de un sistema de neuronavegación, la estimación de la incertidumbre punta a punta es la medida más importante ((22), (7)). Para estimar este error es necesario realizar pruebas con phantoms cuidadosamente diseñados ((3), (17)).

En (3) puede encontrarse un estudio comparativo de la exactitud de tres sistemas de navegación guiada por imágenes que utilizan principios diferentes para la localización espacial (óptico, magnético y mecánico). Se utiliza un phantom especialmente diseñado al cual se le practican RNM. Se realiza un registro por puntos y se localizan ciertos puntos objetivo en el phantom y en las imágenes de los estudios. La tabla 14.3 muestra los errores determinados para los distintos sistemas.

**Tabla 14.3 – Error punta a punta de localización.**

Sistema	Media del error (mm)	Desviación del error (mm)
Mecánico	1.67	0.43
Óptico	2.26	0.83
Magnético	1.90	0.70

Datos del estudio comparativo de Bernardete (3).

En (17) se reportan menores errores en pruebas con phantoms utilizando un navegador óptico.

El error de registrado es uno de los componentes más importante en el error global. En los artículos mencionados se muestra que para obtener errores globales del mismo orden en experiencias clínicas es necesario utilizar marcadores implantados al cráneo.

No es posible hacer un estudio punta a punta del error de localización del prototipo pero podemos realizar una estimación gruesa del error de localización en base a las estimaciones de los diversos errores del sistema. Este error es del orden de los 6 mm. Este nivel de exactitud puede ser adecuado si el sistema se utiliza como guía para llegar a una estructura fácilmente identificable pero puede resultar insuficiente para realizar una tarea más delicada. Para lograr errores similares a los reportados es preciso dividir por 3 el error estimado cosa que parece alcanzable dado que se trata de una primera aproximación con el mínimo de inversión.

## 14.7 CONCLUSIONES

El estudio y el prototipo desarrollado constituyen un primer paso en el trabajo en estos temas. Para convertir este prototipo en un instrumento utilizable en sala de operaciones queda aun un largo camino por recorrer. En particular es necesario realizar una validación exhaustiva de la exactitud del prototipo. Esto implica la realización de pruebas contra un equipo de localización cuya exactitud sea conocida o pruebas de acuerdo a alguna de las normas que se aplican a las máquinas de medición de coordenadas.

El prototipo implementado puede considerarse un estudio de factibilidad que muestra la posibilidad de realizar un sistema de navegación por imágenes a un bajo costo, con equipos convencionales y software de código abierto. Para pasar a un sistema utilizable por los médicos (aún a nivel experimental) se requiere de un estudio y selección cuidadosos de los componentes de hardware y software, y su adecuación al ambiente hospitalario y al uso médico.

La principal lección de esta experiencia es que es posible construir soluciones a los problemas que tenemos poniendo a trabajar conjuntamente grupos de diversas disciplinas y confiando en nuestra capacidad. Las tecnologías de tratamiento de señales y de imágenes en aplicaciones médicas, cada vez más presentes, requieren sistemas de adquisición, de tratamiento y de despliegue de datos. El hardware necesario para la adquisición, el procesamiento y el despliegue se puede comprar y es accesible. Las tareas de integración de partes y elaboración de algoritmos de tratamiento y visualización pueden ser encaradas por ingenieros locales con una formación adecuada y acceso a la información científica disponible a nivel internacional.

Cada día aparecen nuevos elementos de alta tecnología en la neurocirugía (15, 16). Una parte importante de estas tecnologías tiene que ver con el uso sofisticado de estudios previos ( RNM, TC, angiografía, etc.). Cada vez será más posible planificar las operaciones, entrenar a los médicos y realizar las intervenciones utilizando estos datos de manera inteligente y amigable. Las soluciones tecnológicas a estos problemas incluyen aspectos ligados a la adquisición, el análisis y el despliegue de los datos. Parece difícil, aunque no imposible, que se desarrollen equipos de adquisición competitivos en la región. Sin embargo el desarrollo de tecnologías para el tratamiento y el

despliegue de la información, así como la integración de soluciones puede ser encarado con el uso intensivo de personal calificado con el que cuentan nuestros países. Una parte muy importante del costo de estos equipos médicos está justamente en el conocimiento altamente especializado condensado en algoritmos y en software. Pensamos que los grupos de investigación universitarios y los ingenieros locales tienen las capacidades para ocupar este nicho y crear soluciones adaptadas a nuestra realidad.

## 14.8 BIBLIOGRAFÍA

- 1 Arun, K. S., T. S. Huang, and S. D. Blostein. Least-squares fitting of two 3-d point sets. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 9(5):698–700, 1987.
- 2 ASME. The American Society of Mechanical Engineers. <http://www.asme.org/>. Último acceso: diciembre de 2003.
- 3 Benardete, Ethan A., Michael A. Leonard, and Howard L. Weiner. Comparison of frameless stereotactic systems: Accuracy, precision, and applications. *Neurosurgery*, 49(6):1409–, 2001.
- 4 Fitzpatrick, J., Jay B. West, and Calvin R. Maurer, Jr. Predicting error in rigid-body point-based registration”. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 17(5):694–702, October 1998.
- 5 Gering, David T. A System for Surgical Planning and Guidance using Fusion and Interventional MR. Msc, M.I.T., 1999.
- 6 Glossop, N., F. Banovac , E. Levy, D. Lindisch, and K. Cleary. Accuracy evaluation of the aurora magnetic tracking system. <http://www.traxtal.com/>. Último acceso: Diciembre de 2003.
- 7 Glossop, N., and R. Hu. Clinical use accuracy in image guided surgery. <http://www.traxtal.com/>. Último acceso: Diciembre de 2003.
- 8 Gómez, Alvaro. Navegación 3d mediante visión estéreo pasiva y su aplicación a la cirugía guiada por imágenes. Ingeniería eléctrica, Facultad de Ingeniería - Universidad de la República, Montevideo, Uruguay, 2003.
- 9 Harris, C. G. and M. Stephens. A combined corner and edge detection. *In Proc of the 4th Alvey Vision Conference*, pages 147–151, 1988.
- 10 Hartkens, T., D.L.G. Hill, A.D. Castellano-Smith, D.J. Hawkes, C.R. Maurer, Jr., A.J. Martin, W.A. Hall, H. Liu, and C.L. Truweit. Measurement and analysis of brain deformation during neurosurgery. *MedImg*, 22(1):82–92, January 2003.
- 11 Hartley, Richard and Andrew Zisserman. *Multiple View Geometry*. Cambridge, 2001.
- 12 Hill, Derek L.G., C.R. Maurer, Jr., , Robert J. Maciunas, John A. Barwise, J. Michael Fitzpatrick, and Matthew Y. Wang. Measurement of intraoperative brain surface deformation under a craniotomy. *Neurosurgery*, 43(3):514–, 1998.
- 13 Horn, Berthold K.P. Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *J. Opt. Soc. Amer*, 4(4):629–642, April 1987.
- 14 Leventon, M. A registration, tracking, and visualization system for image-guided surgery. Msc, M.I.T., 1997.
- 15 Liu, Charles Y., and Michael Apuzzo. The genesis of neurosurgery and the evolution of the neurosurgical operative environment: Part i-prehistory to 2003. *Neurosurgery*, 52(1):3–, Jan. 2003.
- 16 Liu, Charles Y., Mark Spicer, and Michael Apuzzo. The genesis of neurosurgery and the evolution of the neurosurgical operative environment: Part ii-concepts for future development, 2003 and beyond. *Neurosurgery*, 52(1):20–, Jan. 2003.
- 17 Maurer, C.R., Jr., J. M. Fitzpatrick, M. Y. Wang, R. L. Galloway, Jr., R. J. Maciunas, and G. S. Allen. Registration of head volume images using implantable fiducial markers. *IEEE Trans. on Medical Images*, 16(4):447–462, Aug. 1997.
- 18 MIT. 3D Slicer. Open-source software for visualization, registration, segmentation, and quantification of medical data. <http://www.slicer.org>. Último acceso: Diciembre de 2003.
- 19 Nimsky, Christopher, Oliver Ganslandt, Simon Cerny, Peter Hastreiter, Günther Greiner, and Rudolf Fahlbusch. Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intraoperative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery*, 47(5):1070–, 2000.
- 20 Peters, Terry M. Image-guided surgery: From x-rays to virtual reality. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 4(1):27–57, 2000.
- 21 Taylor, Russell H., Stéphane Lavallé, Grigore C. Burdea, and Ralph Mösgeles (editors). *Computer-Integrated Surgery. Technology and Clinical Applications*. The MIT Press, 1996.
- 22 Traxtal. Practical accuracy issues in image guided and computer assisted surgery. <http://www.traxtal.com/>. Último

acceso: Diciembre de 2003.

- 23 Viergever, M. A., (editor). Special issue on image guidance of therapy. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Oct. 1998.
- 24 West, Jay B., and J. Michael Fitzpatrick. Point-based rigid registration: clinical validation of theory. *Proc. SPIE Medical Imaging 2000*, San Diego, CA , vol. 3979, 353-359 (Feb 2000).
- 25 West, Jay B., and J. Michael Fitzpatrick. The distribution of target registration error in rigid-body, point-based registration. *Lecture Notes in Computer Science*, 1613:460–, 1999.
- 26 Zhang, Zhengyou. A flexible new technique for camera calibration. *Microsoft Research, Technical Report MSR-TR-98-71*, 12 1998.