Equipo de Navegación para Neurocirugía

Damián Martinez Ramilo - dam359@adinet.com.uy

Monografía vinculada a la charla del Ing. Álvaro Gómez “Registro y calibración de imágenes en 3D para planificar trayectorias de abordaje encefálico en neurocirugía".

Resumen **- Se describe el dispositivo estereoscópico ideado en el Instituto de Ingeniería Eléctrica (IIE) en el año 2004. Se listan los requerimientos para su implementación, se realiza una comparación con equipos comerciales existentes y mencionan posibilidades de incorporación al Hospital de Clínicas.**

I. INTRODUCCIÓN

En la medicina moderna, el incremento del numero de estudios realizados al paciente previos a la realización de una intervención quirúrgica, permite al cirujano contar con una gran cantidad de información. En particular la evolución y el amplio rango de modalidades de imágenes medicas, junto con el notorio avance en las capacidades computacionales de equipos disponibles en un centro de salud, permiten a los médicos realizar diagnósticos y diseñar abordajes al problema de formas novedosas.

Tener acceso a imágenes en formato digital presenta varias ventajas con respecto a las películas utilizadas tradicionalmente. Se tiene un medio confiable, no se pierde información con el tiempo, son de fácil traslado y es posible acceder a ellas simultáneamente de varias estaciones de trabajo. Adicionalmente, su procesamiento se hace en forma directa y permite, mediante filtros y algoritmos especialmente diseñados, resaltar detalles en las imágenes o realizar medidas. De cualquier manera, en el presente se utilizan tan solo en el 30% de los estudios realizados[1].

Medic. Nucl.	128x128x12	30-60	1-2 MB
MRI	256x256x12	60	8 MB
fMRI	128x128x12	500-1000	16 MB-32MB
DSA	512x512x8	15-40	4-10 MB
CT	512x512x12	40	20 MB
US	512x512x8(24)	20-230	5-60 MB
RD	2048x2048x12	2	16 MB
X-Ray Digital Torax Digital	2048x2048x12 3.5Kx4kx12	2 2	16 MB 60 MB
Mamog. Digital	4000x5000x12	4	160 MB
X-Ray Conv.	2.5pl/mm a 5pl/mm		

Fig. 1- Características de las imágenes obtenidas en distintos estudios. Incluye numero de imágenes por estudio y tamaño del estudio completo [2]..

Al mismo tiempo, las imágenes digitales en la medicina presentan tamaños y resoluciones que aumentan su tamaño hasta el orden de Mbytes. En la TC, un estudio con 40 imágenes de 512x512 píxeles y 16 bits de profundidad requiere unos 20Mb para ser almacenada. Se estima que en un hospital de 600 camas se generan anualmente 2Tb (2x10^12) de archivos con imágenes [3].

También se generan problemas a la hora de trasladar imágenes de un equipo a otro y asegurar la compatibilidad de los formatos sobre todo cuando se trabaja con equipos de distintos fabricantes. Como solución surgen protocolos que pretenden crear estándares, aunque no siempre cumplen su objetivo.

Con la aparición de la Tomografía Axial Computada (TC) y otras fuentes de imágenes medicas en formato digital, se pueden crear modelos tridimensionales de la zona conflictiva en un paciente, y así realizar una planificación mas detallada y realista de la operación. Es posible unificar la información de varias fuentes de forma automática, diminuyendo la exigencia y el desgaste del médico, que cuenta con un modelo realista e integrado en lugar series de fotografías bidimensionales.

Utilizando software es posible realizar dichos modelos e interactuar con ellos, llegando incluso a ser posible la realización de operaciones virtuales para llegar con mayor preparación a la hora de atender al paciente[4]. Existe software de libre distribución para el modelado, así como también el provisto por empresas que realizan equipos de navegación.

II-SISTEMA DE NAVEGACIÓN IEE

La navegación guiada por imágenes se basa en la obtención de las coordenadas del instrumento utilizado por el cirujano para luego colocarla sobre un modelo generado con datos obtenidos de estudios previos, como por ejemplo tomografía computada.
El método elegido para la determinación de las coordenadas espaciales del instrumento fue la visión estereoscópica.
El sistema consiste en dos cámaras de video fijas, un patrón que se acopla rígidamente al instrumento que se desea monitorear y software que permita procesar las imágenes obtenidas. Adicionalmente son necesarios soportes para las cámaras, equipos informáticos con tarjetas adquisidoras de video y capacidad de procesamiento suficiente, y luces adecuadas para la obtención de las imágenes.

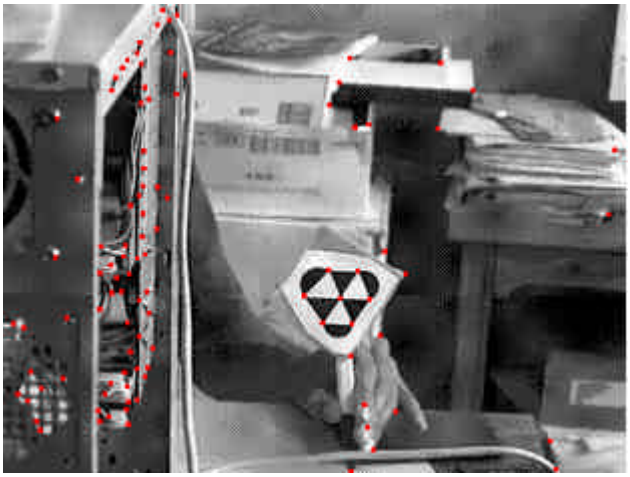

Fig. 2- Patrón utilizado con puntos identificados mas ruido.

El patrón utilizado pertenece al grupo de patrones pasivos, es decir no realiza ninguna actividad más allá de estar acoplado al instrumento. Esta diseñado de modo de presentar puntos fácilmente identificables para el software de tratamiento de imágenes, en este caso los vértices de los triángulos blancos. Es evidente que aunque los puntos del patrón son los únicos de interés para el algoritmo, la existencia de "ruido", consistente en todo la imagen de fondo que se adquiere, genera otros posibles puntos del patrón a ojos del algoritmo.
Una vez que distinguen todos los posibles puntos se divide la imagen utilizando la triangulación de Delaunay. Este método genera triángulos con los puntos obtenidos como sus vértices, y los triángulos generados deben cumplir con la siguiente propiedad: *Sea P un conjunto de puntos en el plano y T una triangulación de P, T es una triangulación de Delaunay de P, si y solamente si, la circunferencia circunscrita de cualquier triángulo de T no contiene puntos de P.* Existen algoritmos depurados de fácil implementación que permiten obtener esta triangulación a partir de una nube cualquiera de puntos[5].

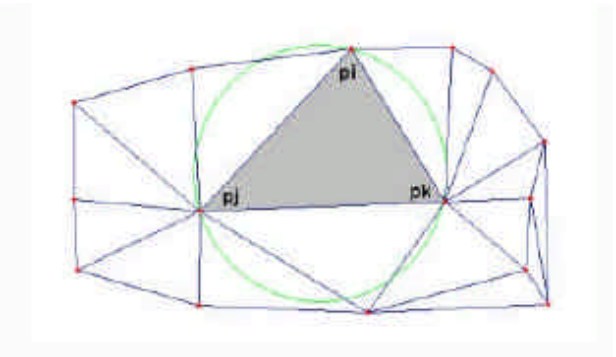

Fig. 3- Propiedades de la triangulación de Delaunay[5].

Una vez reconocido los puntos debe distinguir cuales de los triángulos corresponden al modelo, lo que es posible ya que el patrón y sus propiedades son conocidas. Ya habiendo sido eliminado el ruido se debe encontrar una transformación que lleve los puntos proyectados en el plano de la imagen a la imagen plana del patrón, y así habiéndose encontrado las coordenadas del instrumento en un sistema de referencias arbitrario.

Fig. 4- Nube de puntos obtenida luego del procesamiento de la imagen y hecha la triangulación.

Se cuentan con dos cámaras y por lo tanto dos planos de proyección distintos para las imágenes (visión estereoscópica), por lo que es mas sencillo determinar la posición del patrón. De cualquier manera sería posible un procedimiento análogo utilizando una sola cámara y dependiendo fuertemente del relevamiento realizado al patrón.

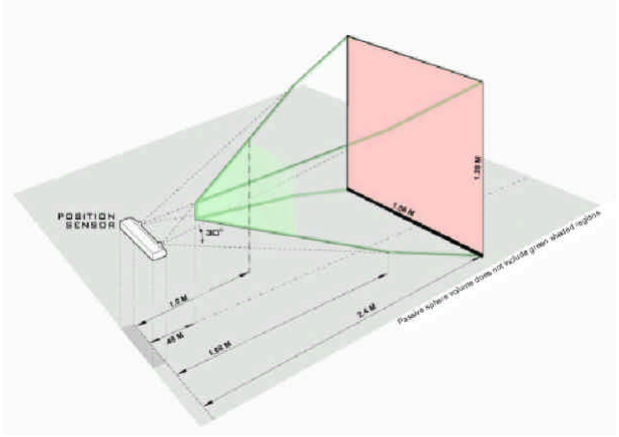

Fig. 5- Rango de visión con sistemas de 2 cámaras[8]

Se debe destacar que los triángulos que constituyen el patrón cumplen con la definición de Delaunay, y que el modelo es asimétrico, de modo que es posible determinar la rotación en el plano en que se encuentra. Al mismo tiempo se colocan varios puntos de referencia, aunque para determinar su posición serán necesarios solamente cuatro. Al contar con redundancia se reducen las probabilidades de error. También se presenta una zona perimetral completamente libre de ruido (zona blanca) facilitar aún mas la detección.

Como se mencionó anteriormente, el sistema de coordenadas al que se refiere la posición del patrón es arbitrario, y en particular no coincide con el sistema del modelo tridimensional de la zona de interés del paciente realizado, por lo que es necesario calibrar el sistema. Esto se realiza colocando marcadores fijos al paciente que son fáciles de reconocer en el estudio para generar el modelo 3D. Se coloca el instrumento sobre uno de estos marcadores. El sistema de visión registra la imagen y devuelve unas coordenadas arbitrarias. De cualquier manera, el software que realiza en modelo tridimensional toma esas coordenadas y al saber que punto se esta tocando en el paciente puede hacerlas corresponder al punto adecuado en el modelo y así culminando la calibración.
Las características técnicas del sistema se detallan a continuación:

	descripción
Cámaras:	Analógicas PAL. (requerido solo escala de grises)
Equipo informático:	AMD 900MHz.
Taza de actualización:	5 imágenes/s
Error en distancia 3D (desviación estandar):	Plano horizontal:1.5mm Elevación: 3 mm
Software modelaje 3D:	3DSlicer[6].
Comunicación:	CD

Tabla 1- Descripción de equipo original

III- MEJORAS AL SISTEMA ORIGINAL

El sistema original utiliza cámaras corrientes, es decir que trabajan con el espectro visible de la luz. En esta zona es fácil distinguir los puntos clave del patrón pero también existe mucho ruido que interfiere en la detección. Una mejora que se pretende realizar es la detección de luz infrarroja utilizando un patrón activo; seria realizado con emisores de luz infrarroja dispuestos en los vértices de los triángulos para no tener que modificar el algoritmo de detección.

Todo cuerpo que este a temperatura distinta de 0K emite radiación electromagnética comportándose de acuerdo a la ley de Plack:

$$I_?(T) = 2hc^2/?^5 \ (e^{hc/?kT} - 1)$$

A temperatura ambiente obviamente existen fuentes de infrarrojo pero no irradian demasiada potencia.

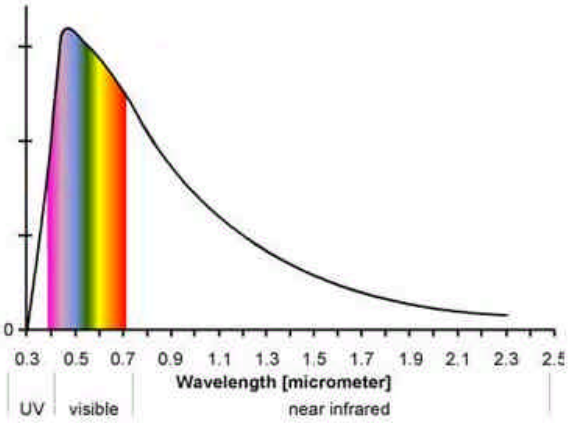

Fig. 6- Espectro electromagnético[7].

La caracterización del espectro electromagnético puede realizarse con el generado por el sol, y esta es la principal fuente de ruido que se incorpora a la imagen. En la figura 5 se aprecia que la mayor potencia se encuentra en el espectro visible y por lo tanto se obtiene mucho ruido, lo que genera la nube de puntos de la figura 3. En cambio el ruido presente en el infrarrojo es considerablemente menor, por lo que es posible aumentar la relación señal a ruido (SNR) en las cámaras.
Adicionalmente se pretende manejar adecuadamente la generación de luz con el barrido de las cámaras para tener sincronización, de manera de emitir luz únicamente cuando se sabe que la cámara esta detectando.

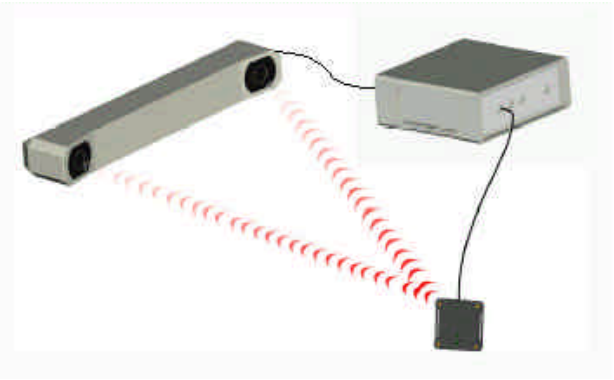

Fig. 7- Patrón activo con emisor y cámaras sincronizados[8].

Esta modificación implica cambio de cámaras e incorporación de emisores de luz infrarroja el en patrón. Si se pretende sincronizar la cámara con el emisor se debe contar con una fuente conectada al patrón para manejar la cadencia adecuadamente. En este formato se incorporaría peso al instrumento así como una conexión cableada al generador que puede entorpecer la tarea del cirujano. De cualquier manera equipos comerciales presentan patrones con peso de 250g [8] por lo que el problema del peso no seria preocupante.

IV- ESTIMATIVO DE COSTOS Y RECURSOS DISPONIBLES

Para diseñar la actualización debe tomarse en cuenta los requisitos de las herramientas utilizadas.
El programa 3D Slicer requiere 256Mbytes RAM, 110Mbytes de disco, un procesador Pentium de mas de 333MHz y una tarjeta de video con capacidad para manejar una resolución de 1024x1024 píxeles con 32 bits de profundidad de colores. El tamaño extra de disco necesario por el estudio mencionado en la introducción se puede despreciar pues seria posible borrar estudios anteriores y dedicar el equipo a analizar un estudio a la vez, es decir no funcionaria como base de datos sino como herramienta de análisis.
Es posible crear un equipo a medida para la aplicación, inclusive realizar un equipo que funcione exclusivamente para esto, pero implicaría un gasto en horas / hombre no justificable, ya que los PC comerciales cumplen con los requisitos. Además cuentan

con sistemas operativos para facilitar la administración de recursos. El equipo elegido no debe ajustarse demasiado a los requerimientos mínimos para ofrecer un mejor rendimiento. Al mismo tiempo los requerimientos mencionados son individuales sobre cada parte del sistema, por lo que al trabajar todos juntos requerirán mas capacidad de calculo.

No es necesaria la información de color de las imágenes adquiridas, por lo que una cámara blanco y negro es suficiente.

En cuanto a las placas adquisidoras, deben ser capaces de adquirir video en la norma PAL a una taza mayor a la requerida para procesamiento, siendo en el sistema original de 5imagenes/seg. Existe una gran variedad de placas que se adaptan a los requisitos y a diversos precios, y ambos factores son tomados en cuenta, ya que en muchos casos el precio se ve incrementado por paquetes de software incluidos, que no son necesarios para esta aplicación. Las tarjetas encontradas presentan tazas de adquisición de 30 cuadros / seg.

Se plantea el problema de optar por cámaras con salida modulada (canal 3 – 4) y utilizar una única tarjeta adquisidora para las dos frente a utilizar cámaras con su salida no necesariamente moduladas y dos tarjetas adquisidoras.

El problema con la primera opción es que se pretende incrementar el rendimiento del sistema, la cantidad de imágenes procesadas por segundo, y al utilizar dos canales la taza de adquisición de las tarjetas se aproxima a la taza requerida, inclusive sin tomar en cuenta posibles transitorios al cambiar de canal. Adicionalmente se encuentran cámaras en el mercado con sensores en el espectro visible e infrarrojos incorporados a precios convenientes pero con salida RCA para lo que habria que utilizar dos tarjetas para la adquisición.

Para la representación de imágenes se piden resoluciones de 1024*1024 píxeles por lo que se elige un monitor con esas características. Se propone un monitor comercial en lugar de uno especialmente diseñado para aplicaciones medicas ya que el costo es considerablemente menor y la calidad de la imagen obtenida se puede ajustar a los requerimientos[10].

El sistema operativo instalado debe ser compatible con el hardware y software a instalar. Se propone utilizar una plataforma con Windows.

Debido a que se trata de un equipo a ser utilizado en intervenciones delicadas a pacientes debe optarse por elementos de buena calidad y descartarse de manera categórica componentes usados, siendo imposible en estos casos estimar la vida útil y por lo tanto llevar a cabo una buena gestión del equipo.

A la hora de elegir proveedor se opta por uno con precios competitivos y que ofrezca garantías adecuadas para los productos que ofrece. En este caso se elige un proveedor del mercado interno ya que los costos de envio desde el extranjero de elementos masivos supera en algunos casos el precio de compra del bien.

En la siguiente tabla se proponen los componentes necesarios para la actualización del equipo realizado en el año 2004.

	Descripción
Cámaras[1]	B/W infrarrojas/visile - RCA
Equipo informático[2]	Intel Pentium 4 2.4GHz-256 MbRam-80GB disco-Tarjeta grafica 64Mb-CD-ROM- red 10/100.
Tarjetas adquisidoras[3]	720x480 pixeles - 30frames/s
Monitor[4]	17” - 1280*1024 (AOC)

Tabla 2- Descripción de equipo actualizado

[1] Pinsar TV - Av. Gral Rondeau 1528
[2] www.tranza.com
[3] Pinsar TV - Av. Gral Rondeau 1528
[4] www.tranza.com

Concepto	Monto (U$S)
Camaras (2x)	120
Soporte camaras	
Tarjeta Adquisidora (2x)	138
PC	347
Monitor	112
Total	717

Tabla 3- Estimativo de costos sistema original

.

En el caso que se cuente con las mejoras planteadas se deben sustituir las cámaras y agregar los emisores infrarrojos:

Concepto	Monto
Camaras (2x)	120
Soporte camaras	
Tarjeta Adquisidora	138
PC	347
Generador de onda	112
Emisores infrarrojos	2
Total	719

Tabla 4- Estimativo de costos sistema mejorado

La incorporación de imágenes del estudio para la generación del modelado 3D se puede hacer de distintas formas.

Hasta el momento se adquirieron las imágenes del tomógrafo, que esta conectado a servidores en su cercanía que permiten obtener las imágenes en formato DICOM (.DCM). En caso que el programa utilizado para modelar no reconozca dicho formato, existe en estos equipos versiones del programa DICOMVista[9] que permite capturar las imágenes del tomógrafo y guardarlas en formatos como JPEG o BMP. De estas maquinas se puede retirar la información a través de medios de almacenamiento removibles como CD. Una herramienta importante en este programa es la capacidad de elegir la ventana de trabajo en cuanto a la escala de grises. La codificación utiliza 12 o 16 bits para codificar colores, y no es posible representarlos todos al mismo tiempo en un monitor, ni el ojo humano seria capaz de distinguir entre tantos tonos presentados en una misma imagen. Al limitar la ventana se representa un rango de la escala de grises de la imagen original pero utilizando todos colores posibles en el monitor, facilitando la visualización[10].

También es posible acceder a la información del tomógrafo utilizando estos servidores y conectándose a través de la web. Los creadores de DICOMVista cuentan con otro programa, CHARRUAPACS[9], capaz de crear paginas web con las imágenes obtenidas, o enviarlas a través de correo electrónico, para poder transferir ágilmente la información al equipo de navegación.

Actualmente, en el Hospital de Clínicas existe una LAN accesible desde cualquier punto dentro del edificio, lo que permitiría una rápida transferencia de datos. Adicionalmente esta planeada la incorporación de PACS (Picture Archiving and Communication Systems) en el futuro cercano que permitirían acceder a estudios realizados en un tiempo anterior a la realización de la intervención quirúrgica.

Cualquiera sea la red por la que se mande la información se debería tener la posibilidad de transmitirla a medida que se generan en el tomógrafo. Considerando un tomógrafo capaz de realizar en promedio 2.6 estudios de cráneo o 3 estudios de cuerpo completo por hora, y teniendo en cuenta el tamaño de las imágenes generadas, se necesitaría una red capaz de transmitir a 175Kb/s[13]. En caso de no poder contar con este ancho de banda es necesario almacenar la información para luego ser transmitida a una taza de transferencia menor. De cualquier manera la red informática existente en el Hospital de Clínicas permite esa taza de transferencia.

V- DICOM

La transferencia de imágenes medicas y su tratamiento en general debe estar estandarizado para asegurar la compatibilidad entre distintos equipos, en particular si proceden de distintos fabricantes. Un protocolo de estas características fue creado en la década del 80 por la American College of Radiology (ACR) y National Electronics Manufacturing Association (NEMA), el estándar DICOM (Digital Image and Communication in Medicine).

El protocolo (actualmente DICOM 3.0) define un objeto (Ej. Imagen) y especifica operaciones o clases de servicio sobre ellos (Ej. producirse, guardarse, enviarse, solicitar, imprimir) [11,12].
La ventaja de utilizar este protocolo es que es ampliamente aceptado por los fabricantes de equipos en Europa y América, es posible enviar la información con facilidad a otros equipos y permitir, por ejemplo, múltiples diagnósticos de manera rápida y eficaz, con inclusive cooperación internacional. También es posible comprimir imágenes de modo preacordado y lograr relaciones de 2:1 sin tener perdidas en la calidad de la imagen. Una compresión sin perdidas en este caso implica que un medico frente a una imagen comprimida y la original no sea capaz de encontrar diferencias, o sea radica en la capacidad del ojo humano de distinguir detalles[1].
De cualquier manera no se puede considerar a un protocolo como una solución para todos los casos. Sobre DICOM 3.0 existen criticas sobre todo a la hora de transmitir información entre equipos de distintos fabricantes por lo que para este fin se apela a soluciones implementadas por terceros[13].

VI- COMPARACIÓN CON EQUIPOS COMERCIALES

En el mercado existen varios equipos para determinar el posicionamiento de un instrumento y mapearlo en un modelo tridimensional, pero los costos de instalación superan los U$S100.000.

Fig. 8- POLARIS[8].

Entre ellos se encuentra el sistema óptico Polaris desarrollado por Norther Digital Inc. [8]. Este sistema trabaja de modo análogo al sistema desarrollado en el IIE pero utilizando patrones tanto activos como pasivos trabajando en el espectro infrarrojo.

	descripción
Numero de patrones simultáneos:	9
Taza de actualización:	60Hz
Error en distancia 3D:	0.35mm RMS
Comunicación de datos:	RS-232/RS-422

Tabla 5- Descripción de equipo Polaris

Existen otro tipo de sensores de posicionamiento que trabajan de manera similar pero utilizando sensores magnéticos. Una ventaja que presentan frente a los medios ópticos es que no en necesario tener despejada la recta que une el sensor con el patrón.
Sobre las estimaciones de error en distancia 3D se debe tener en cuenta el protocolo de ensayo utilizado así como la manera de presentar la información. En este tipo de sistema el error no es uniforme, dependiendo de la posición del patrón con respecto a las cámaras. Si se da simplemente una distancia estadística como la media o el valor RMS del error se omite información que puede ser critica a la hora de realizar la medición[14]

VII- CONCLUSIONES

Con los medios disponibles, es posible implementar el sistema creado en el IIE con un presupuesto considerablemente menor al de la compra de un dispositivo comercial.
La red informática actual en el Hospital de Clínicas y los planes de ampliación existentes dan soporte para la rápida transferencia de información de la fuente a la estación de trabajo.

VIII- AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Ing. Álvaro Gómez por su buena disposición y a los miembros del centro de cómputo del Hospital de Clínicas (DIC) y al Sr. Jacques Fauquex por la información brindad de la red del hospital y recursos disponibles.

Referencias

[1]Curso de doctorado en "Informatica y Modelizacion Matemática". http://dac.escet.urjc.es/docencia/IM/ClaseII_2005aª.pdf pp. 1. Visitada el día 3 de junio de 2006.

[2]Curso de doctorado en "Informatica y Modelizacion Matemática" http://dac.escet.urjc.es/docencia/IM/ClaseII_2005bª.pdf pp.10. Visitada el día 3 de junio de 2006

[3] Sotiris A. Pavlopoulos and Anastasios N. Delopoulos Designing and Implementing the Transition to a Fully Digital Hospital IEEE Transactions on Information Technologies in Biomedicine. Vol 3, No. 1, March 1999, pp. 6.

[4]http://www.imaging.robarts.ca/igns/documents/XRVR.pdf. Visitado el día 23 de junio de 2006.

[5] Priego De Los Santos, José Enrique- Porres De La Haza, Maria Joaquina: "La Triangulación de Delaunay Aplicada a los Modelos Digitales del Terreno". www.ieg.csic.es/age/metodos/docs/doc1_8.pdf

[6]http://www.slicer.org

[7]http://www.eccacoil.com/main-end-uses/buildings/document.asp?refcat=32&reftop=32 . Visitada el día 22 de junio de 2006

[8]http://www.ndigital.com/documents/aurora/aurora-specs.pdf. Visitada el día 22 de junio de 2006

[9]http://www.charruasoft.com. Visitada el día 23 de junio de 2006

[10]charla presentada en el curso de Ingeniería Biomédica del año 2005 por el Sr. Jacques Fauquex.

[11]http://DICOM.nema.org

[12]Clase de curso de Ingeniería Biomédica ofrecida por el Ing. Rafael Sanguinetti el 26 de Octubre de 2004.

[13] William J. Chimiak The Digital Radiology Environment. IEEE Journal On Selected Areas In Communications, Vol. Io**,** No. **7,** September 1992 pp11

[14] Don D. Frantz1, Stefan R. Kirsch2 and Andrew D. Wiles. Specifying 3D Tracking System Accuracy. One Manufacturer's Views. www.ndigital.com