

Registro no rígido en tiempo real de modelo paramétrico de la aorta para sistema de guiado de cateterismo basado en realidad virtual

P. Fontanilla Arranz^{1,2}, B. Rodríguez Vila^{1,2}, F. Gayá Moreno^{1,2}, E.J. Gómez Aguilera^{1,2}

¹ Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, ETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, {pfontanilla,brvila,egomez@gbt.tfo.upm.es}

² Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina, Madrid, España

Resumen

En este trabajo se presenta un método de registro no-rígido para un modelo paramétrico de la aorta basado en técnicas de animación por ordenador. El sistema endovascular es modelado como una malla poligonal y una estructura esquelética, ambos calculados automáticamente a partir de imágenes preoperatorias segmentadas manualmente. El esqueleto, registrado utilizando regresión lineal en 3D, soporta una malla dinámica capaz de adaptarse a los cambios y deformaciones que sufre la aorta durante la intervención. Estos cambios se muestran al cirujano como parte de un sistema de guiado basado en realidad virtual. Los resultados preliminares muestran que el algoritmo y su implementación permiten múltiples actualizaciones por segundo de la situación intraoperatoria, siendo por tanto posible su uso en navegación en tiempo real.

1. Introducción

El objetivo del sistema de guiado de cateterismo es proporcionar al cirujano una visión tridimensional, navegable y actualizada de las estructuras anatómicas y herramientas presentes en la intervención de cateterismo aórtico: la aorta, sus ramas y el catéter.

Un componente crucial de este tipo de sistemas es el algoritmo de registro [1], utilizado para calcular la concordancia espacial entre las estructuras pre- e intraoperatorias. La calidad de este registro es fundamental tanto para la correcta localización del catéter como para una navegación precisa.

Existen dos enfoques habituales para el problema del registro: algoritmos de registro rígido, utilizados para transformaciones afines en estructuras estáticas (como huesos), y algoritmos no-rígidos, empleados en estructuras deformables (tejido orgánico) [2].

Los métodos de registro utilizados en proyectos como ARIS*ER [3] son de tipo rígido, y por tanto limitados a estructuras no dinámicas, como el cerebro, los ya mencionados huesos, o prótesis ortopédicas. Sin embargo, debido a la inserción del catéter, el latido del corazón y los movimientos respiratorios, durante una operación de cateterismo la aorta sufre dos tipos de deformaciones: longitudinales (que modifican la línea media de la arteria), y transversales, principalmente debidas a una distensión pulsátil asimétrica de la arteria. Todos estos cambios deben ser reflejados mediante un registro

completo del modelo de la aorta que proporcione una imagen fiable de la situación actual de los vasos, y para este propósito un algoritmo de registro rígido no es suficiente. Para afrontar este problema, en este trabajo se presenta una aproximación no-rígida para el modelado de las deformaciones longitudinales del modelo en tiempo real.

2. Metodología

Existen varias etapas desde la obtención de imágenes del paciente a la imagen deformable y en tiempo real que se presenta al cirujano. Se detallan en la figura 1:

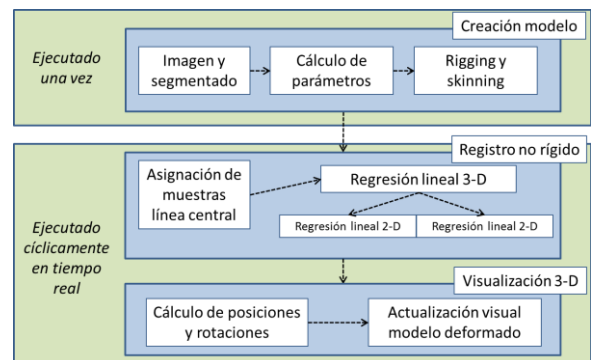


Figura 1. Flujo de trabajo, desde la resonancia magnética a la visualización del modelo actualizado

2.1. Creación del modelo

El modelo (ver Figura 2) utilizado para el desarrollo del presente trabajo está basado en una técnica de animación por ordenador, llamada animación esquelética [4], que normalmente se utiliza para crear modelos de seres vertebrados o de movimiento similar, como una persona o un animal. El modelo se compone de dos partes: una superficie poligonal, llamada *skin*, y una línea central aproximada mediante segmentos rectos (huesos), el esqueleto o *skeleton*.

2.1.1 Esqueleto: rigging

El esqueleto está compuesto mediante segmentos rectos de diferente longitud unidos para formar una red de cadenas jerárquica, similar a la estructura de ramas de un árbol. Se calcula a partir de la línea central de la estructura de vasos, que es obtenida de imágenes médicas preoperatorias [5] utilizando un esqueleto Hamilton-Jacobi [6].

Cada hueso, excepto el primero, es *hijo* de su predecesor en la cadena, su *padre*. Un hueso puede tener múltiples hijos (en una bifurcación), pero sólo un padre. El punto en el que un padre y su hijo o hijos se unen es llamado articulación. El proceso de creación del aparejo o estructura interna de un modelo (en este caso el esqueleto) se llama *rigging*.

2.1.2 Skin: skinning

La piel es una superficie poligonal compuesta de triángulos cuyo propósito es modelar la superficie del objeto; en este caso, la pared aórtica. También se calcula a partir de imágenes preoperatorias segmentadas [5].

Cada vértice de la piel es asignado a uno de los huesos en un proceso llamado *skinning*. Esta asignación proporciona una manera de saber qué triángulos de la malla deben ser manipulados cuando uno o más huesos son movidos como consecuencia del registro.

Las posiciones de los vértices y la asignación vértice-hueso son guardadas en un archivo Direct X [7], en forma de una matriz de transformación absoluta para cada hueso (Figura 2) y una lista de las posiciones de los vértices. Este archivo es posteriormente cargado por el motor gráfico. Es importante señalar que la rotación relativa presente en la matriz no indica la rotación del hueso, sino la rotación de un sistema de coordenadas situado en el hueso, y cuyo objetivo es apuntar hacia el siguiente hueso, situado a una distancia indicada por la traslación relativa.

```

Frame bone2 {
    Relative rotation
    FrameTransformMatrix {
        0.607000,0.614300,-0.504100,0.000000,
        -0.703800,0.710100,0.017900,0.000000,
        0.369000,0.343900,0.863500,0.000000,
        0.000000,10.654400,0.000000,1.000000;;
    }
    Relative translation
}
    
```

Figura 2. Estructura de la matriz de un hueso (frame)

2.2. Registro no rígido

El objetivo del registro es ajustar la configuración del modelo a la información intraoperatoria recibida durante la operación: líneas centrales actualizadas de la aorta.

Estas líneas centrales se calculan a partir de datos provenientes de una sonda de ultrasonidos intravasculares (IVUS) posicionada en la punta del catéter, así como de sensores electromagnéticos colocados a lo largo del mismo.

La información se transmite al algoritmo de registro en forma de puntos tridimensionales, muestras de una curva interpolada. El esqueleto es actualizado hallando la posición para cada uno de sus huesos que proporcione un mejor ajuste a la curva discreta proporcionada.

Por su parte, la malla es ajustada automáticamente por el motor gráfico [8] siempre que cambia la configuración del esqueleto. Estas modificaciones utilizan la tarjeta gráfica de la plataforma, un elemento de hardware especializado capaz de realizar cálculos con los vértices de la superficie de forma mucho más eficiente que un procesador central.

El proceso de registro del esqueleto se divide en dos partes: asignación de grupos de muestras a cada hueso y regresión lineal de los conjuntos de datos.

2.2.1 Asignación de muestras a huesos

En un proceso inverso al que ocurre cuando se extrae la línea central del esqueleto durante la creación del modelo, el objetivo ahora es ajustar el esqueleto a la nueva línea central obtenida.

El reposicionamiento del esqueleto para ajustarse a la última línea central es secuencial. Los huesos quedan unidos entre sí en un punto llamado articulación (*joint*), que comparten con sus hijos o su padre. De esta manera, cuando se reposiciona el extremo distal de un hueso, se reposiciona también el extremo proximal de todos sus hijos.

Se observan dos restricciones durante la manipulación: mantener las articulaciones intactas (asignación padre-hijo) y la longitud de cada hueso constante, con el valor que recibiera durante la creación del modelo.

Como se ha dicho, al calcular la nueva posición de un hueso dado, el extremo proximal está ya fijado por el ajuste del hueso previo, su padre. De esta manera, sólo necesitamos averiguar la localización del extremo distal y mantener la longitud del hueso a lo largo del registro.

Cada hueso queda posicionado de manera que cubra la mayor cantidad de muestras de la línea central posible, dado su longitud y su extremo proximal ya fijado. Cuanto mayor sea la densidad de muestras, más preciso resultará este posicionamiento. El extremo distal del hueso es desplazado virtualmente a lo largo de las muestras de la centerline hasta que la distancia entre ambos extremos es mayor que la longitud máxima del hueso, momento en el que se posiciona temporalmente en la muestra anterior. El proceso está explicado gráficamente en la figura 3:

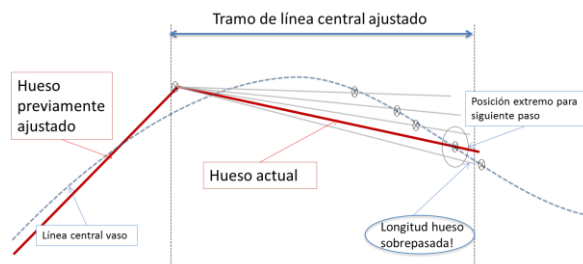


Figura 3. Asignación de muestras a cada hueso

Para hallar la solución matemática al problema de ajuste de los huesos, se hicieron las siguientes observaciones: la línea central es una serie de puntos discretos, no una función, por lo que puede ser considerada un conjunto de puntos, y los huesos son un segmento recto, una porción de una línea recta infinita. Con estas dos consideraciones, el problema puede ser aproximado como una regresión lineal en tres dimensiones de una recta.

2.2.2 Regresión lineal 3-D

El objetivo de esta técnica es obtener la pendiente de una recta que proporcione la mejor aproximación mediante mínimos cuadrados a un conjunto de puntos en el espacio.

Esto es, la línea que minimiza la distancia cuadrática entre ella misma y los puntos (x_i, y_i, z_i) , y que queda descrita por la ecuación (1):

$$Y_i = \beta_0 + \beta_1 x_i + e_i \quad (1)$$

donde β_0 es el punto de corte con los ejes. De esta manera, θ y ϕ son su elevación y rotación alrededor de Z, con $\beta_1 = \cos(\theta)$ y $\beta_2 = \cos(\phi)$ las pendientes y e_i el error de la aproximación en ese punto.

El parámetro β_0 queda fijado por el hueso anterior, como se mencionó anteriormente, ya que el extremo proximal del hueso actual coincide con el extremo distal de su padre, que fue registrado previamente. De esta manera, el punto de corte con los ejes queda fijado, reduciendo la complejidad del problema. Para obtener la recta, sin embargo, se considera que este punto de corte con los ejes es el origen, desplazando todas las muestras apropiadamente. Este cambio no tiene efecto en el cálculo de los ángulos, pero reduce las operaciones.

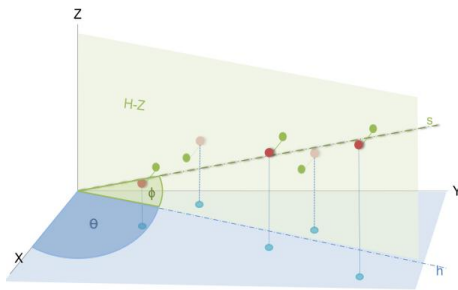


Figura 4. Representación de las muestras 3D (rojo) y sus proyecciones (azul y verde), así como la recta solución (verde intermitente)

Para calcular los dos parámetros restantes, se dividió el problema en dos regresiones lineales a través del origen 2-D [10] consecutivas, una para cada parámetro β_1 y β_2 , individualmente más sencillas. Primero se realiza una regresión lineal utilizando los dos primeros componentes de cada punto (dimensiones X e Y) (figura 4, *esferas en rojo*). El resultado es una línea recta que aproxima la proyección del conjunto de puntos en el plano correspondiente (*plano XY, azul*). Esta línea fija el primer parámetro de la recta solución final (ángulo θ). De nuevo, los puntos 3-D son proyectados en el plano formado por esta línea y el eje Z (plano HZ, en verde), utilizando el componente Z restante (puntos verdes). Se realiza una segunda regresión lineal (línea verde s), encontrando el ángulo ϕ . Esta línea se encuentra en el plano HZ, y por tanto su rotación respecto a Z es θ . Así pues, la recta s incluye los tres parámetros mencionados en la definición de la recta:

- Punto de corte con los ejes (β_0)
- Ángulo de rotación respecto a Z (θ)
- Ángulo de elevación respecto a Z (ϕ)

Una vez definida la recta, la distancia entre el origen (x_0, y_0, z_0) (la articulación, unión con el hueso padre) y el extremo distal queda fijada a la longitud del hueso, M. El punto resultante, la nueva posición del extremo distal, es el punto de la recta S separado una distancia M del punto inicial (ecuación 2):

$$(x, y, z) = (x_0, y_0, z_0) + M(\cos \phi * \cos \theta, \cos \phi * \sin \theta, \sin \phi) \quad (2)$$

Así pues, posicionar el extremo distal del hueso en (x, y, z) ajusta dicho hueso a su segmento de la línea central.

2.3. Visualización 3-D

El motor gráfico [8] maneja automáticamente la mayor parte de los cálculos necesarios para renderizar la visión necesaria del modelo de la aorta, considerando el punto de vista de la cámara y el estado del propio modelo. Sólo es necesario proporcionarle las nuevas posiciones para los huesos cuya posición ha variado, que es obtenida mediante el proceso de registro explicado previamente.

La línea central obtenida cubre desde el punto de inserción hasta la punta del catéter. Por tanto, estas líneas serán progresivamente más largas, al haber más porción del catéter insertada en el paciente. El registro sólo se realiza para los huesos cubiertos por la última línea central, mientras que el resto son actualizados automáticamente por el motor gráfico para mantener la estructura relativa del esqueleto.

El motor gráfico hereda la estructura de datos del modelo del archivo Direct X que importa. Cada hueso es guardado como una traslación relativa a su padre y dependiente de la orientación de los ejes del padre (ver Figura 2). En el archivo Direct X esta información está almacenada como parte de la matriz de transformación, mientras que en el motor gráfico, la rotación queda expresada en ángulos de Euler [10]. Esto requiere cálculos adicionales, explicados en la siguiente sección:

2.3.1 Cálculo de posición y rotación de los huesos

Ya que la longitud de los huesos es fija, el desplazamiento relativo entre ellos no varía durante el registro. Por tanto, se decidió alterar la posición de las articulaciones mediante una modificación de la rotación de sus padres, sin alterar su desplazamiento relativo (ver Figura 5).

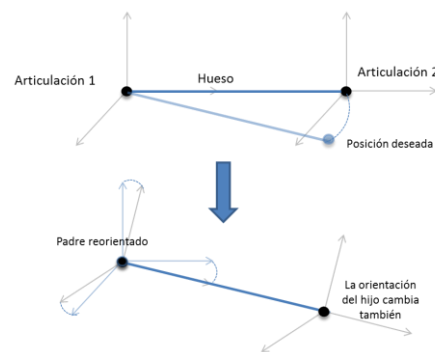


Figura 5. Reposicionamiento de un hueso mediante giro del sistema de coordenadas del hueso padre

La posición de cada hueso es actualizada de esta manera, alterando la rotación de los ejes de su hueso padre (ver final del apartado 2.1.2), lo que en consecuencia mueve al hueso hijo. Esto se realiza para cada hueso del esqueleto necesario para cubrir la línea central recibida. Una vez terminado, el motor gráfico calcula el efecto que el movimiento de estos huesos tiene en el resto del esqueleto.

Sin embargo, transformar los datos de posición absoluta en una rotación relativa (en ángulos de Euler) de los ejes de coordenadas del hueso padre resulta laborioso. Inicialmente, se calcula la rotación necesaria para transformar la antigua posición de la articulación en la nueva posición utilizando la librería de cuaterniones [10] (una extensión de los números complejos) incluida en el motor gráfico, por su potencia y por la eliminación de ambigüedades respecto a los ángulos de Euler. Esta rotación adicional es combinada con la rotación relativa que ya poseía el hueso padre mediante matrices de transformación. De la matriz final se extraen los ángulos de Euler correspondientes a la nueva rotación total del padre, que sustituye a la antigua. Al solicitar una actualización de la posición absoluta del hijo se aplica la nueva rotación del padre, trasladando el hijo a la posición absoluta obtenida en el registro (ver Figura 5).

2.3.2 Actualización del modelo

Tras actualizar los huesos no registrados, el motor gráfico recalcula las posiciones para cada vértice de la malla, deformando la superficie para adaptarse al esqueleto.

3. Resultados y discusión

La evaluación de la regresión lineal se ha realizado utilizando líneas centrales sintéticas, como la observada en la Figura 6. Las muestras están coloreadas según su distancia al hueso, entre 0.01 y 0.11 mm. Estos resultados, previos a experimentos con líneas centrales reales, son consistentes con el error esperado en esta aproximación [9], marcado como e_i en la ecuación (2).

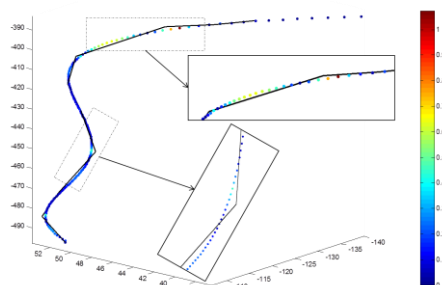


Figura 6. Error en la regresión lineal. Las zonas ampliadas presentan el mayor error

La implementación es capaz de adaptar el modelo a líneas centrales sintéticas, alterando las posiciones de los huesos actualizados y ajustando posteriormente tanto el resto del esqueleto como la superficie mallada.

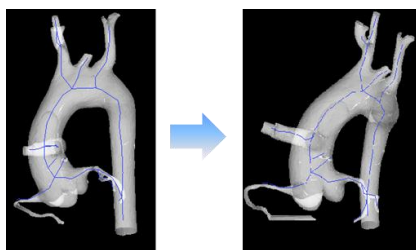


Figura 7. Izquierda: modelo sin deformar. Derecha: resultado de deformar los cuatro primeros huesos

En la Figura 7 pueden observarse los efectos en el modelo completo de repositonar los cuatro primeros

huesos del esqueleto. El error entre la posición deseada para el hueso y la obtenida mediante la manipulación del modelo es menor de 10^{-4} mm. El registro y visualización puede realizarse en el ordenador de desarrollo un 50% más rápido que la tasa de actualización esperada de la línea central, menor de dos veces por segundo.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Se ha presentado un método de registro no rígido para un modelo paramétrico de la aorta. Este modelo se basa en técnicas de animación por ordenador y es extraído de imágenes preoperatorias de resonancia magnética.

La línea central del modelo se registra mediante una regresión lineal tridimensional modificada y la superficie poligonal se adapta a la nueva línea central mediante el uso de un motor gráfico. Los cálculos son realizados en tiempo real con una precisión de 0.1 mm.

Los trabajos futuros incluyen la validación de los resultados actuales mediante experimentos llevados a cabo sobre un *phantom* de silicona, que permitirá medir el error entre la deformación volumétrica y superficial estimada por el motor gráfico y la deformación real de la aorta, así como el uso de pesos en el proceso de skinning para aumentar el realismo de la deformación.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a V. Meiser y A. Dore su colaboración en la integración en la plataforma Scath. Este trabajo está financiado parcialmente por el proyecto SCATH, FP7-ICT-2009-4-248782.

Referencias

- [1] T.S. Fhamy, et al. Intracardiac echo-guided image integration: optimizing strategies for registration. 2007, J Cardiovasc Electrophysiology, pp. 18:276-82.
- [2] J.B.A.Maintz, M.. A survey of medical image registration vol 2, Nº 1 1998. Medical Image Analysis, 1-37.
- [3] ARIS*ER consortium, página principal. <http://www.ariser.info/> Consultada en Febrero 2012
- [4] Lever, N. Real-time 3D Character Animation with Visual C++. Focal Press. 2002
- [5] García-Peces FJ, Rodríguez-Vila B, Sánchez-González, P. Gómez,EJ. Anatomical model parameterization of the aorta for Real-Time VR Environment, *Proceedings for the I Joint Workshop on New Technologies for Computer/Robot Assisted Surgery*, Graz 2011
- [6] K. Siddiqi, S. Bouix, A. Tannenbaum, S. W. Zucker Hamilton-Jacobi skeletons., International Journal of Computer Vision 48, 2002, pp. 215-231.
- [7] Microsoft. Documentación Direct X. <http://msdn.microsoft.com/directx> (Consultada Feb 2012)
- [8] Página web del proyecto Irrlicht. Documentación. <http://irrlicht.sourceforge.net/docu/> (Consultada Nov 2011)
- [9] Eisenhauer, J. Regression through the origin - Teaching Statistics. Wiley Online Library, 2003.
- [10] Diebel, J. Representing Attitude: Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors. San Francisco : Technical report, Stanford University, 2006.