

Segmentación Automática del Ventrículo Izquierdo del Corazón mediante un modelo Dinámico

Abstracto

Este artículo introduce un modelo de recuperación de la superficie que rodea los datos 3D obtenidos a partir de imágenes médicas (SPECT). Partiendo de las imágenes del ventrículo izquierdo de un paciente determinado, se reconstruye el aspecto que el órgano presenta en realidad, es decir en 3 dimensiones.

NOTA: este artículo pretende ser de carácter divulgativo. Puede acceder a información más detallada en [1] y [2].

Introducción

La reconstrucción de un órgano del cuerpo humano suele hacerse a partir de las secciones 2D obtenidas con equipos de diagnóstico médico como la Tomografía Computarizada (CT) y las Imágenes de Resonancia Magnética (MRI). Disponer de un modelo 3D reconstruido a partir de los datos de un determinado paciente puede tener distintas aplicaciones como la ayuda en el diagnóstico médico, la realización de simulaciones en la planificación de operaciones, el adiestramiento de los estudiantes de medicina, etc.

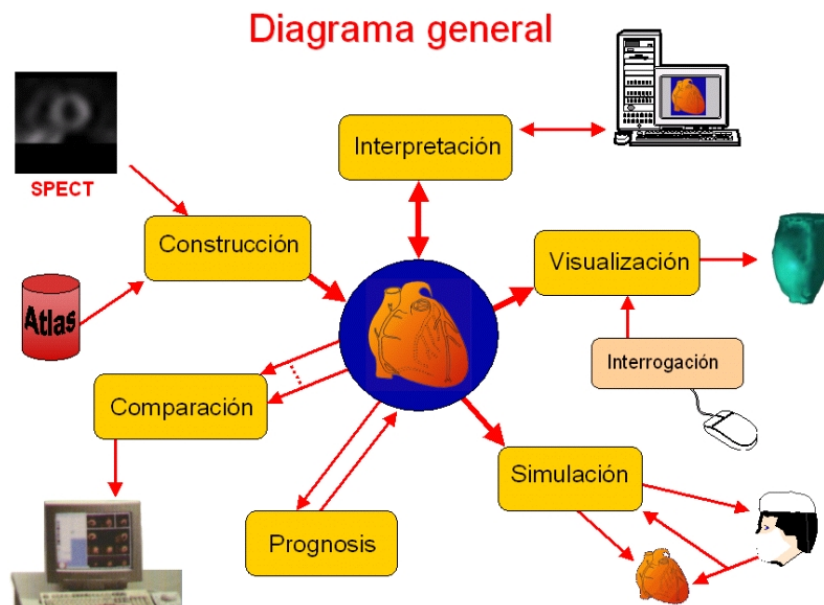


Figura 1: Diagrama general.

Se observa en la *figura 1* que a partir de las imágenes médicas se procede a la reconstrucción del ventrículo izquierdo del paciente. Esta reconstrucción podrá visualizarse en 3D así como “manipularse virtualmente” de cara a simular una operación o determinar un diagnóstico.

Como *primera aproximación* al problema tenemos la solución obvia, es decir, un proceso manual utilizando software de manipulación de imágenes. Esta metodología puede ser muy lenta además de

requerir conocimientos médicos profundos y mucha experiencia. Es preferible contar con un proceso de *segmentación automática* que permita la reconstrucción del modelo 3D de forma rápida y con la mayor precisión.

En el caso de determinadas partes del cuerpo, como pueden ser los *huesos* o la *piel*, el cambio de intensidad en las imágenes es tan claro, que permite utilizar técnicas de reconstrucción de superficies tipo *Marching Cubes* con resultados óptimos. Este tipo de técnicas fracasa en el caso de estar interesados en lo que podríamos denominar órganos o tejidos blandos, como podrían ser el corazón, el hígado o los músculos. Las imágenes correspondientes a estos órganos presentan en general contornos muy poco definidos que se confunden con el entorno.

Para resolver este problema se introdujo la familia de métodos de contorno activo o *Snakes*. Se trata de definir unas curvas de tipo *spline* (configurables a partir de unos ciertos puntos de control) que minimizan una función de energía y que se adaptan a los contornos de las imágenes. A pesar de que el modelo inicial era para una curva 1-dimensional parametrizada que se ajustaba a un contorno en una imagen 2D, estos modelos se han ampliado para dimensiones mayores. Así, tenemos las *Active Nets* y las *3D Active Nets* (dos parámetros) para el caso de ajustarse respectivamente a toda una región 2D o a la superficie que limita unos datos volumétricos, y finalmente, los *Active Cubes* (tres parámetros) para ajustar volúmenes en 3D. En todos los casos la metodología es similar, se trata de tomar inicialmente una malla de puntos parametrizados y deformarla hacia el mínimo de una función de energía en la que se contemplan las características del modelo y los datos de intensidad de la imagen. Numéricamente la resolución se obtiene a partir de un esquema de *diferencias finitas*.

Otra posibilidad de resolución se basa en la utilización del método de los *elementos finitos (FEM)* para resolver las deformaciones. Estos métodos consiguen generalmente buenos resultados a costa de aumentar la complejidad y el coste de cálculo.

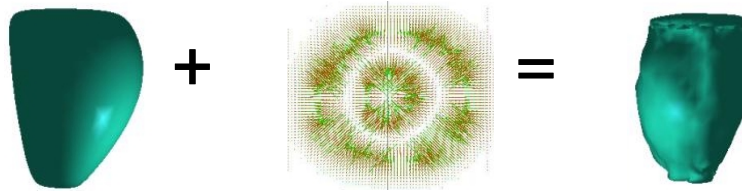
El modelo dinámico que se presenta en este trabajo resuelve el mismo tipo de problemas pero planteando la adaptación al contorno de los datos como la evolución de una malla deformable bajo la acción de un conjunto de fuerzas que contemplan tanto las *de carácter interno*, que dan las propiedades de *elasticidad* y *rigidez* del modelo, como las *externas*, de atracción. Estas últimas, se plantean como la acción de un campo vectorial, *GVF (Gradient Vector Flow)*, que se anula en los contornos de interés.

Las ventajas esenciales del presente método residen por un lado en la *versatilidad* de los modelos iniciales, puesto que se parte de una superficie triangularizada y por otro, del *tratamiento numérico* de la evolución del modelo. En concreto, se pueden utilizar métodos de *integración implícita* de las ecuaciones que describen la dinámica del sistema por lo que se puede conseguir una *mayor velocidad* en alcanzar el equilibrio. Otra característica es que también se puede tratar la *evolución de varias mallas iniciales* de forma simultánea, por lo que se pueden reconstruir las paredes externas e internas de un órgano (el corazón) al mismo tiempo. Además, al utilizar el campo vectorial para modelar las fuerzas externas se mejoran también algunas de las limitaciones de los *snakes* en cuanto a la proximidad del modelo inicial a los datos y el comportamiento frente a las concavidades.

Modelo deformable

El modelo deformable que utilizaremos para la posterior evolución dinámica esta basado en el modelo propuesto por *Baraff* y *Witkin* en un contexto de ropas virtuales. Básicamente se trata de considerar una malla triangular en la que a efectos dinámicos consideraremos una partícula de masa m_i en cada uno de sus vértices.

El modelo evoluciona acorde a la influencia de ciertas fuerzas internas y externas:



□ Evolución de una malla deformable:
F.Externa: Campo Vectorial GVF
F.Interna: Elasticidad lineal

Figura 2: Esquema de evolución de la malla deformable.

Observamos como la malla deformable inicial, que está expuesta a unas ciertas fuerzas internas de elasticidad, recibe asimismo la influencia de la fuerza externa (*GVF*) para acabar llegando a un estado de reposo (reconstrucción 3D).

Modelado de las fuerzas internas

Las fuerzas de deformación del modelo (*elasticidad lineal*) las plantearémos sobre cada uno de los triángulos que forman la malla. La deformación viene caracterizada por la acción de tres fuerzas que son las de estiramiento (*stretch*), cizalla (*shear*) y flexión (*bend*). Ver *figura 3*.

Cada fuerza tiene sus particularidades:

- **Fuerza de Stretch:** La magnitud del estiramiento o de la compresión de cada una de las aristas de un triángulo puede controlarse mediante esta fuerza. Obtenemos los incrementos o decrementos de longitud de arista como las diferencias de posición entre los dos pares de partículas implicadas.
- **Fuerza de Shear:** La fuerza de cizalla o *shear* es la que actúa sobre el ángulo de apertura interna del triángulo. La restricción tiende a evitar que el triángulo se vuelva muy degenerado.
- **Fuerza de Bend:** la fuerza de flexión o *bend* intenta controlar la flexión de la superficie de la malla. Se define esta fuerza entre pares de triángulos adyacentes. La restricción intenta mantener el ángulo que forman las caras de los dos triángulos. Los vectores implicados en el cálculo son las normales respectivas de cada triángulo n_1 y n_2 y la dirección de la arista compartida, e .

Elasticidad Lineal

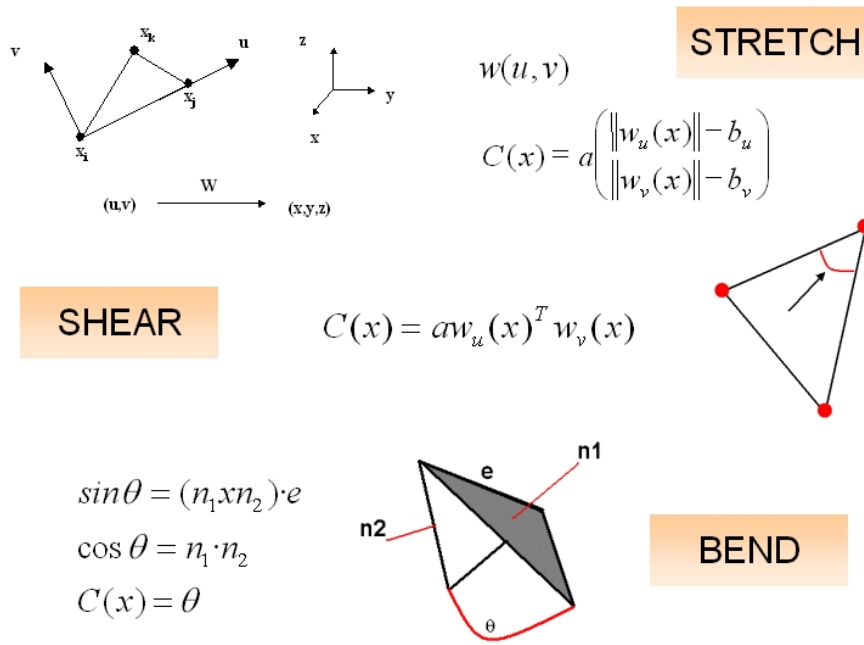


Figura 3: Fuerzas internas implicadas.

Modelo Dinámico

El modelo dinámico que presentamos se basa en plantear la evolución del modelo según la dinámica clásica, es decir, a partir de la aplicación de la *ley de Newton* para cada partícula, que podemos expresar como:

$$F_i = m_i \cdot \ddot{x}_i$$

Donde F_i es la suma de las fuerzas que actúan sobre la partícula, m_i es la masa de la partícula y \ddot{x}_i es la aceleración de la misma. Esta ecuación diferencial ordinaria (EDO) de segundo orden se puede convertir en un sistema de EDO de primer orden a partir de la expresión:

$$\begin{cases} \dot{x} = v \\ \dot{v} = F_i/m_i \end{cases}$$

Donde $x = x(t)$ y $v = v(t)$ son la posición y la velocidad de la partícula en el instante t ; $\dot{x}(t)$ y $\dot{v}(t)$ son las derivadas respecto del tiempo. El vector (x, v) se denomina *vector de estado*. Para cada partícula se puede considerar que la fuerza total que actúa sobre ella proviene de las interacciones con las partículas vecinas siguiendo el modelo deformable introducido en el apartado anterior y por otro lado, de las fuerzas externas del entorno, es decir,

$$F = F_{\text{int}} + F_{\text{ext}}$$

En cuanto a la integración de las ecuaciones diferenciales que describen la dinámica, hemos utilizado un método de *Euler implícito*. Este método permite utilizar pasos de integración mayores, pero al mismo tiempo nos obliga a resolver un sistema de ecuaciones lineales en cada paso. El

hecho de que estos sistemas sean muy *dispersos*, hace adecuado un método iterativo de resolución que en nuestro caso es un método de *gradiente conjugado*.

Como explicaremos a continuación, las fuerzas externas se calculan como un campo vectorial que se define a partir de la imagen, por lo tanto estas fuerzas no tendrán evolución temporal y esto permite realizar el cálculo del campo vectorial una sola vez.

Fuerzas Externas

Una de las limitaciones con que se encuentran los modelos de ajuste de contorno es el problema del modelado de la fuerza externa. La forma más frecuente de modelar estas fuerzas externas es utilizar una *función gradiente de las intensidades* de la imagen. Este planteamiento suele tener esencialmente dos limitaciones:

- La distancia de la malla inicial ha de ser pequeña respecto del contorno que se pretende obtener.
- La dificultad de conseguir adaptaciones en el caso de tener concavidades en el contorno objetivo.

La técnica que aplicamos se basa en construir un campo vectorial (*GVF*) en todo el mundo de *voxels* de la imagen 3D. La idea es minimizar un funcional que mezcla la información obtenida a partir del gradiente de intensidades de la imagen con un término de difusión que permite extender el campo vectorial de manera suave al resto del dominio.

El campo vectorial de tipo gradiente $V(x,y,z)=(u(x,y,z), v(x,y,z), w(x,y,z))$ que constituye la fuerza externa se obtiene a partir de la minimización del funcional de energía:

$$\varepsilon = \iiint \mu \cdot \nabla^2 V + |\nabla I|^2 |V - \nabla I|^2 dx dy dz$$

La integral se compone de *dos términos bien diferenciados*, el primero es el *término de difusión*, mientras que el segundo contiene la información sobre las *variaciones de intensidad* de la imagen. Cuando las variaciones de propiedad entre *voxels* consecutivos sean pequeñas, dominará la expresión el primero de ambos, es decir, se producirá la suavización del campo vectorial. Por otra parte, en zonas de grandes variaciones en cuanto a valor de propiedad dominará el segundo término. El valor de la constante μ , servirá para controlar el balance entre los dos términos de la integral.

La observación de las ecuaciones permite deducir que en zonas de poca variación de intensidad el segundo término se anula prácticamente ya que también lo hace el gradiente de $I(x,y,z)$.

Debido a que se está utilizando un esquema de diferencias finitas, la convergencia hacia la solución nos limitará el paso máximo de integración (condición *Courant-Friedrichs-Lewy*), de esta forma se debe tomar un paso en el tiempo que cumpla:

$$\Delta t \leq \frac{\Delta x \Delta y \Delta z}{4\mu}$$

En resumen el proceso es el siguiente:

- A partir del “apilamiento” de las imágenes médicas se compone un volumen de *voxels* (*volume elements*).
- Estos “*voxels*” almacenan un “1” si contienen propiedad (intensidad) y un “0” en caso contrario.
- Se aplica el método iterativo *GVF* de forma que se obtenga un vector gradiente para cada *voxel*.

El resultado para una sección longitudinal de los datos es el siguiente:

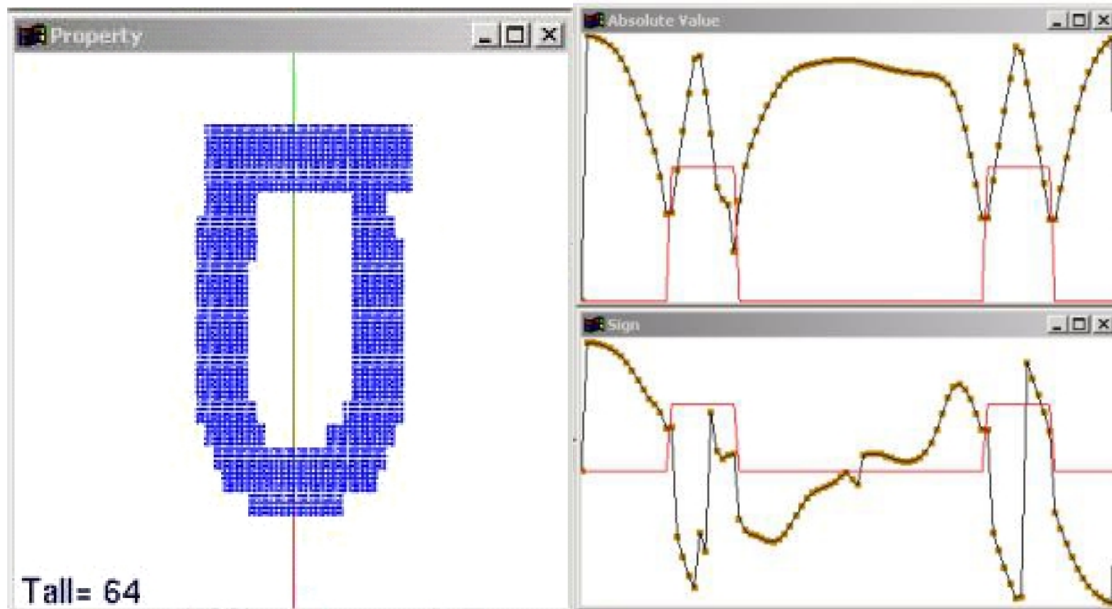


Figura 4: Resultados finales del GVF.

En la *figura 4* se representa la intensidad como una línea roja (derecha). En la gráfica superior se muestra el módulo de los vectores a lo largo del recorrido (izquierda). Se observan los mínimos en las fronteras de intensidad (ahí es dónde deseamos que la malla se ubique). Por otra parte nótese los cambios de signo de los vectores en las inmediaciones de las fronteras.

Resultados prácticos

Los resultados finales de simulación de tejido deformable utilizando el campo gradiente como fuerza externa se observan en la siguiente figura. Se simuló a partir de una malla inicial compuesta de 1396 partículas (2788 triángulos). Se puede observar en la figura como en el resultado final la malla está unida a la frontera externa del mundo de *voxels* de partida. El promedio temporal por *frame* de simulación fue de 2,22 segundos (K7 Athlon 600 MHz, 128 Mbytes RAM). Se utilizó un paso de integración (*h*) de valor 0.01.

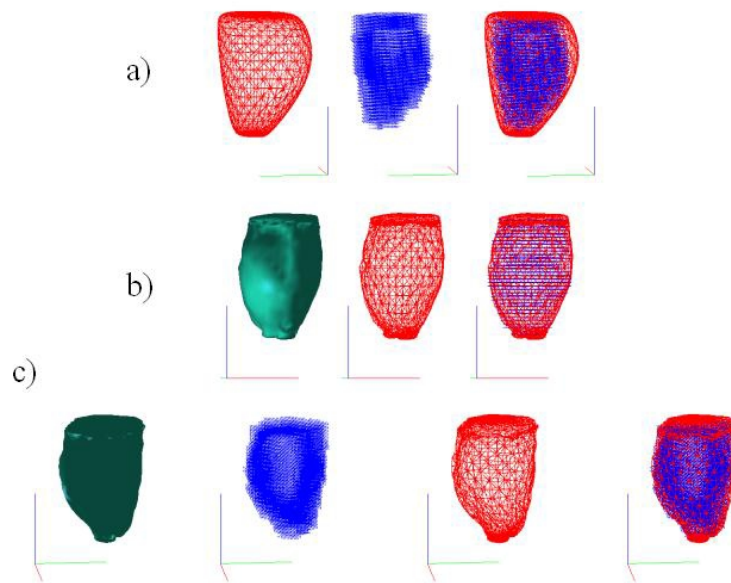


Figura 5: Resultados prácticos. a) Aspecto inicial de la malla (roja) y de los datos de interés a recuperar (azul). b) y c) Aspecto final de la malla tras la reconstrucción.

Conclusiones

El presente trabajo es un primer paso en la obtención de un modelo dinámico que permita reconstruir superficies que limitan un conjunto de datos 3D. En los tests numéricos efectuados sobre modelos sencillos los resultados son bastante satisfactorios. De todos modos el objetivo final es mucho más complejo ya que se pretende reconstruir un modelo a partir de los datos SPECT del corazón de un paciente. La poca calidad y la baja resolución de estos datos nos obligará a utilizar distintas estrategias para calcular el GVF de la imagen y por otro lado una mayor experimentación con los distintos parámetros del modelo.

Referencias

- [1] J. Amatller, O. García, A. Susín. “Modelo Dinámico para la segmentación automática de imágenes 3D”, X Congreso Español de Informática Gráfica-CEIG’2000, pág. 355-370, Junio 2000.
- [2] Oscar García, Antoni Susín, Isabel Navazo. “Segmentación Automática mediante un modelo dinámico. Aplicación a la reconstrucción del ventrículo izquierdo”, Jornadas de Investigación en Ingeniería Biomédica, Sitges, 2-3 Noviembre 2000.
- [4] D. Baraff and A. Witkin, “Large Steps in Cloth Simulation”, Computer Graphics (Proc. SIGGRAPH), 43-54, 1998.
- [5] M. Bro-Nielsen, “Active Nets and Cubes”, (http://www.imm.dtu.dk/documents/ftp/tr94/tr13_94.abstract.html), 1994.
- [6] M. Bro-Nielsen and S. Cotin, “Real-time volumetric deformable models for surgery simulation using finite elements and condensation”, Computer Graphics Forum, Eurographics’96, vol. 15, no. 3, pag. 57-66, 1996.
- [7] L. D. Cohen and I. Cohen, “Finite-Element Methods for Active Contour Models and Balloons for 2-D and 3-D”, IEEE Trans. PAMI, vol. 15, no. 11, pag. 1131-1147, 1993.
- [8] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, “Snakes: Active Contour Models”, International Journal of Computer Vision, vol. 1, no. 4, pag. 321-331, 1988.

- [9] R.M. Koch, M.H. Gross, F.R. Carls, S.F. von Buren, G. Fankhauser and Y.I.H. Parish, "Simulating Facial Surgery Using Finite Element Models", Proc. SIGGRAPH'96, pag.421-428, 1996.
- [10] W. Lorensen and H. Cline, "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm", Proc. SIGGRAPH'87, pag. 163-169, 1987.
- [11] T. McInerney and D. Terzopoulos, "A Dynamic Finite Element Surface Model for Segmentation and Tracking in Multidimensional Medical Images with Application to Cardiac 4D Image Analysis", Journal of Computerized Medical Imaging and Graphics, 1994.
- [12] D. Quackenbush, P. Ratiu, and J. Kerr, "Segmentation of the Visible Human Data Set", The Visible Human Project Conference, pag. 69-70, 1996.
- [13] K. Sakaue, "Stereo Matching by the Combination of Genetic Algorithm and Active Net", Systems and Computers in Japan, vol. 27, no. 1, pag. 40-48, 1996.
- [14] I. Takanashi, S. Muraki, A. Doi, and A. Kaufman, "3D Active Net for Volume Extraction", (<http://searchpdf.adobe.com/proxies/1/32/56/69.html>)
- [15] C. Xu and J.L. Prince, "Gradient Vector Flow: A New External Force for Snakes", IEEE Proc. CVPR, 1997.
- [16] C. Xu and J.L. Prince, "Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow", IEEE Transactions on Image Processing, pag. 359-369, 1998.

Antonio Susín Sánchez
Doctor en Matemàtica Aplicada
Professor Titular d'Universitat
Departament de Matemàtica Aplicada I
Universitat Politècnica de Catalunya
Email: susin@ma1.upc.es



Oscar García i Panyella
Centre d'Integració Tecnològica i Multimèdia
Professor de Gràfics 3D i Realitat Virtual
Enginyeria i arquitectura La Salle
Email: oscarg@salleURL.edu

