

Modelo Dinámico para la Segmentación Automática de Imágenes 3D

J. Amatller[†], O. García[‡], A. Susín[†],

[†] Departamento de Matemática Aplicada 1. Universitat Politècnica de Catalunya
Diagonal 647, 08028 Barcelona.
Telf. 934.017.781 Fax: 934.016.913. e-mail: susin@ma1.upc.es

[‡] CITEM - Centro de Integración Tecnológica y Multimedia.
Ingeniería-Arquitectura La Salle
Quatre Camins 2, 08022 Barcelona
Telf. 932.902.442. Fax: 932.902.420. e-mail: oscarg@salleURL.edu

Resumen

En este artículo se presenta un nuevo modelo de contorno activo con el que se pretende recuperar la superficie que rodea los datos 3D obtenidos a partir de imágenes médicas (CT, MRI). La principal característica es que se trata de un modelo dinámico planteado a partir de la evolución de una malla triangularizada que se deforma de acuerdo con unas propiedades internas de elasticidad y que es atraída hacia los contornos de interés a partir de la acción de un campo vectorial de tipo gradiente. Todo el modelo está planteado para reaccionar a la influencia de las fuerzas internas y externas que se definen. De esta manera, su evolución se plantea directamente en términos de las leyes de la dinámica newtoniana. Las técnicas numéricas de integración utilizadas permiten acelerar los tiempos de cómputo que son necesarios para avanzar hacia la posición de equilibrio que se corresponde con los contornos que se quieren obtener.

Palabras clave: Modelos deformables, Snakes, Gradient Vector Flow, imágenes médicas.

1 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. ([6],[3]).

En la creación de este modelo 3D a partir de los datos volumétricos en muchos casos se ha optado por un proceso manual utilizando software de procesamiento de imágenes [9]. Este proceso puede ser muy lento además de requerir conocimientos médicos y mucha experiencia. Por muchas razones obvias, 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 [7] 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 [5]. Se trata de definir unas curvas de tipo spline que minimizan una función de energía y que se adaptan a los contornos de las imágenes. A pesar de que el modelo inicial [5] 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 [10] y las 3D Active Nets [11] (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 [2] (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 [4], [8],

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 [1] bajo la acción de un conjunto de fuerzas que contemplan tanto las fuerzas internas, que dan las propiedades de elasticidad y rigidez del modelo, como las fuerzas externas de atracción. Estas últimas, se plantean como la acción de un campo vectorial, GVF, que se anula en los contornos de interés [12] y [13]. 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.

2 Modelo deformable

El modelo deformable que utilizaremos para la posterior evolución dinámica está basado en el modelo propuesto por Baraff y Witkin [1] en un contexto de ropas virtuales. En este contexto hemos implementado un simulador (DRAPS) que permite obtener imágenes bastante realistas (ver *Figura 4*) en las que se pueden apreciar las posibilidades de deformación del modelo.

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.

Las coordenadas de cada vértice se pueden referir a un sistema de coordenadas locales (u,v) en \mathbb{R}^2 o bien a un sistema de coordenadas global, que denotaremos por x , en el espacio \mathbb{R}^3 . Supondremos que existe una función lineal de cambio de coordenadas $W(u,v)$ que permite expresar x en función de (u,v) .

2.1 Modelado de las fuerzas internas

Las fuerzas de deformación del modelo las plantearemos 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).

Cada una de las fuerzas se implementa como una condición de restricción $C(x)=0$ que el sistema debe mantener. A partir de la definición de una restricción, se pueden obtener la función de energía $E_c(x)$ y la fuerza en cada uno de los vértices f_i , asociadas a esta restricción:

$$E_c = \frac{k}{2} C(x)^T C(x) \quad (2.1)$$

$$f_i = -\frac{\partial E_c}{\partial x_i} = -k \frac{\partial C(x)}{\partial x_i} C(x) \quad (2.2)$$

$$K = \frac{\partial f}{\partial x} \quad (2.3)$$

$$K_{ij} = \frac{\partial f_i}{\partial x_j} = -k \left(\frac{\partial C(x)}{\partial x_i} \frac{\partial C(x)}{\partial x_j} + \frac{\partial^2 C(x)}{\partial x_i \partial x_j} C(x) \right) \quad (2.4)$$

En (2.1) y (2.2) k es una constante que podemos interpretar como el peso que tendrá la restricción $C(x)$ en el modelo. Si consideramos que las restricciones se imponen por triángulo, esto nos dice que $C(x)$ va a depender de pocas partículas por lo que tendremos unas estructuras dispersas a la hora de representar las fuerzas y sus derivadas. Cada elemento de fuerza, f_i , es un vector de \mathfrak{R}^3 . La matriz de derivadas de fuerza K pertenece a $\mathfrak{R}^{3n \times 3n}$ de forma que cada uno de sus elementos K_{ij} es una matriz de 3×3 posiciones.

Por cuestiones de estabilidad del sistema, cada fuerza tendrá asociado un término de amortiguación (damping) que definiremos como:

$$f_d = -k_d \frac{\partial C(x)}{\partial x} \dot{C} \quad (2.5)$$

A continuación analizaremos cada una de las fuerzas que modelamos para describir el comportamiento del sistema.

2.2 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. Dado un triángulo de la malla con vértices las partículas i, j y k se define:

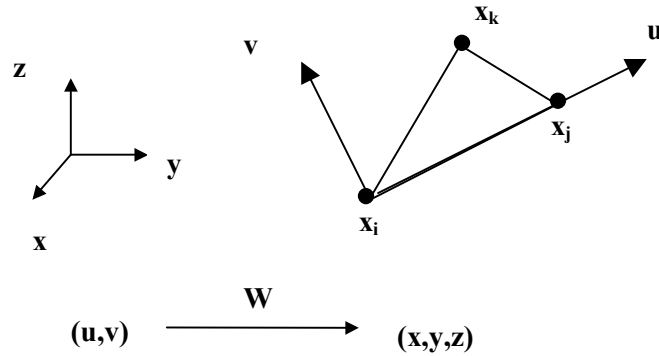


Figura 1. Coordenadas locales de un triángulo

$$\begin{aligned}
 \Delta x_1 &= x_j - x_i & \Delta x_2 &= x_k - x_i \\
 \Delta u_1 &= u_j - u_i & \Delta u_2 &= u_k - u_i \\
 \Delta v_1 &= v_j - v_i & \Delta v_2 &= v_k - v_i
 \end{aligned} \tag{2.6}$$

Entonces una aproximación lineal para el cambio de referencia es:

$$\begin{aligned}
 \Delta x_1 &= W_u \cdot \Delta u_1 + W_v \cdot \Delta v_1 \\
 \Delta x_2 &= W_u \cdot \Delta u_2 + W_v \cdot \Delta v_2
 \end{aligned} \tag{2.7}$$

y las derivadas de W respecto u y v son:

$$(W_u \quad W_v) = (\Delta x_1 \quad \Delta x_2) \begin{pmatrix} \Delta u_1 & \Delta u_2 \\ \Delta v_1 & \Delta v_2 \end{pmatrix}^{-1} \tag{2.8}$$

Con este sistema se pueden formular dos condiciones que impidan la deformación de los dos lados Δx_1 y Δx_2 .

$$C(x) = a \begin{pmatrix} \|W_u(x)\| - b_u \\ \|W_v(x)\| - b_v \end{pmatrix} \tag{2.9}$$

Obtenemos los incrementos o decrementos de longitud de arista como las diferencias de posición entre los dos pares de partículas implicadas. La definición de la restricción $C(x)$ expresa la posibilidad de alargamiento proporcional al área del triángulo "a", normalmente las constantes b_u y b_v son iguales a 1, lo que significa que la restricción tenderá a mantener las aristas con la misma longitud inicial, si este no fuera el caso, se puede modificar la constante k que multiplica la restricción en el planteamiento global y permitir así una mayor elasticidad.

2.3 Fuerza de Shear

La fuerza de cizalla o shear es la que actúa sobre el ángulo de apertura interna del triángulo como se observa en la *Figura 2*:

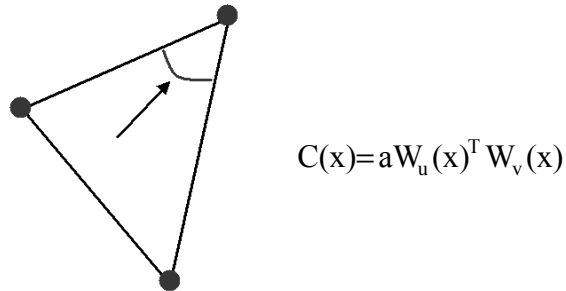


Figura 2. Fuerza interna de tipo "Shear"

La restricción tiende a mantener el ángulo de los vectores $W_u(x)$ y $W_v(x)$ de manera que sea próximo a ortogonal y evitar de este modo que el triángulo se pueda volver muy degenerado.

2.4 Fuerza de Bend.

Por último, 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 tal y como se observa en la *Figura 3*. 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 .

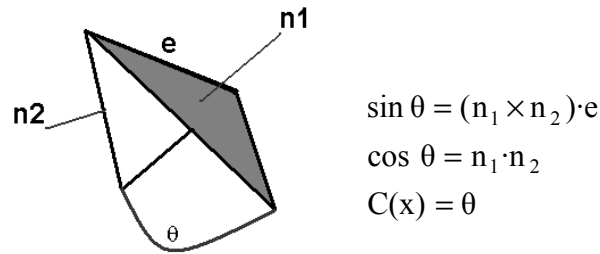


Figura 3. Fuerza interna de tipo "Bend"

3 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:

$$\mathbf{F}_i = m_i \cdot \ddot{\mathbf{x}}_i \quad (3.1)$$

Donde \mathbf{F}_i es la suma de las fuerzas que actúan sobre la partícula, m_i es la masa de la partícula y $\ddot{\mathbf{x}}_i$ 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:

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{x}} = \mathbf{v} \\ \dot{\mathbf{v}} = \mathbf{F}_i/m_i \end{cases} \quad (3.2)$$

Donde $\mathbf{x} = \mathbf{x}(t)$ y $\mathbf{v} = \mathbf{v}(t)$ son la posición y la velocidad de la partícula en el instante t ; $\dot{\mathbf{x}}(t)$ y $\dot{\mathbf{v}}(t)$ son las derivadas respecto del tiempo. El vector (\mathbf{x}, \mathbf{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,

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}_{\text{int}} + \mathbf{F}_{\text{ext}} \quad (3.3)$$

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.

3.1 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 [5] es utilizar una función gradiente de las intensidades de la imagen. Este planteamiento suele tener esencialmente dos limitaciones, por un lado que la distancia de la malla inicial ha de ser pequeña respecto del contorno que se pretende obtener y por otro la dificultad de conseguir adaptaciones en el caso de tener concavidades en el contorno objetivo. La técnica que hemos seguido [13], 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:

$$\varepsilon = \iiint \mu \cdot \nabla^2 V + |\nabla I|^2 |V - \nabla I|^2 dx dy dz \quad (3.4)$$

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 I (generalmente intensidad) 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.

Puede obtenerse el campo GVF solucionando las siguientes ecuaciones de Euler, tal y como se describe en [13]:

$$\begin{aligned} \mu \cdot \nabla^2 u - (u - I_x)(I_x^2 + I_y^2 + I_z^2) &= 0 \\ \mu \cdot \nabla^2 v - (v - I_y)(I_x^2 + I_y^2 + I_z^2) &= 0 \\ \mu \cdot \nabla^2 w - (w - I_z)(I_x^2 + I_y^2 + I_z^2) &= 0 \end{aligned} \quad (3.5)$$

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 $I(x,y,z)$.

3.2 Cálculo del campo gradiente

Para resolver las ecuaciones anteriores, se recurre a plantear una evolución temporal hacia la posición estacionaria que se corresponderá con el equilibrio. Para ello se plantea un esquema de diferencias finitas complementado con un método de Euler explícito para seguir la evolución temporal. A continuación vamos a presentar los pasos que se han seguido para obtener el campo vectorial. En primer lugar se introduce la variable temporal t , como otro de los parámetros del sistema y se plantea su evolución a partir de las siguientes expresiones:

$$\begin{aligned} u_t(x, y, z, t) &= \nabla^2 u(x, y, z, t) - b(x, y, z) \cdot u(x, y, z, t) + c^1(x, y, z) \\ v_t(x, y, z, t) &= \nabla^2 v(x, y, z, t) - b(x, y, z) \cdot v(x, y, z, t) + c^2(x, y, z) \\ w_t(x, y, z, t) &= \nabla^2 w(x, y, z, t) - b(x, y, z) \cdot w(x, y, z, t) + c^3(x, y, z) \end{aligned} \quad (3.6)$$

donde las expresiones de b , c^1 , c^2 y c^3 son:

$$\begin{aligned} b(x, y, z) &= I_x^2(x, y, z) + I_y^2(x, y, z) + I_z^2(x, y, z) \\ c^1(x, y, z) &= b(x, y, z) I_x(x, y, z) \\ c^2(x, y, z) &= b(x, y, z) I_y(x, y, z) \\ c^3(x, y, z) &= b(x, y, z) I_z(x, y, z) \end{aligned} \quad (3.7)$$

Discretizando las expresiones se obtienen las ecuaciones implícitas finales. Para la primera componente, u , del campo gradiente $V(x,y,z)$ tenemos:

$$\begin{aligned} u_{i,j,k}^{n+1} &= (1 - b_{i,j,k} \cdot \Delta t) u_{i,j,k}^n + r \left(u_{i+1,j,k}^n + u_{i,j+1,k}^n + \right. \\ &\quad \left. + u_{i,j,k+1}^n + u_{i-1,j,k}^n + u_{i,j-1,k}^n + u_{i,j,k-1}^n - 6u_{i,j,k}^n \right) + \\ &\quad + c_{i,j,k}^1 \Delta t \end{aligned} \quad (3.8)$$

$$\text{donde } r = \frac{\mu \Delta t}{\Delta x \Delta y \Delta z} \quad (3.9)$$

siendo las expresiones para las componentes segunda y tercera, v y w , totalmente análogas. 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 [13]), de esta forma se debe tomar un paso en el tiempo que cumpla:

$$\Delta t \leq \frac{\Delta x \Delta y \Delta z}{4\mu} \quad (3.10)$$

3.3 Implementación numérica

A continuación vamos a describir la implementación numérica que hemos llevado a cabo para calcular las deformaciones y la evolución dinámica del modelo. En primer lugar, respecto a la integración de las ecuaciones diferenciales que describen la dinámica, hemos utilizado un método de Euler implícito. La idea es considerar que $\Delta x = x(t_0 + h) - x(t_0)$ y $\Delta v = v(t_0 + h) - v(t_0)$, donde h es el paso de integración, entonces la ecuación (3.2) del sistema se puede escribir como:

$$\begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta v \end{pmatrix} = h \begin{pmatrix} v_0 + \Delta v \\ M^{-1} f(x_0 + \Delta x, v_0 + \Delta v) \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

El método se basa en la evaluación de las fuerzas en el siguiente instante de tiempo. Para determinar estas fuerzas se considera una aproximación de Taylor de primer orden:

$$f(x_0 + \Delta x, v_0 + \Delta v) = f_0 + \frac{\partial f}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial f}{\partial v} \Delta v \quad (3.12)$$

Las derivadas $\partial f/\partial x$ y $\partial f/\partial v$ se evalúan en (x_0, v_0) . Substituyendo en la ecuación inicial se obtiene:

$$\begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta v \end{pmatrix} = h \begin{pmatrix} v_0 + \Delta v \\ M^{-1} \left(f_0 + \frac{\partial f}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial f}{\partial v} \Delta v \right) \end{pmatrix} \quad (3.13)$$

Y como $\Delta x = h \cdot (v_0 + \Delta v)$

$$\Delta v = h \cdot M^{-1} \left(f_0 + \frac{\partial f}{\partial x} h(v_0 + \Delta v) + \frac{\partial f}{\partial v} \Delta v \right) \quad (3.14)$$

Agrupando los términos se obtiene un sistema de ecuaciones lineales donde la incógnita es Δv :

$$\left(I - hM^{-1} \frac{\partial f}{\partial v} - h^2 M^{-1} \frac{\partial f}{\partial x} \right) \Delta v = hM^{-1} \left(f_0 + h \frac{\partial f}{\partial x} v_0 \right) \quad (3.15)$$

Finalmente éste es el sistema a resolver. Se trata de un sistema lineal de $3n$ incógnitas. La solución es el incremento de velocidad de todas las partículas del sistema; a partir de este incremento se puede calcular la nueva posición de las partículas utilizando que $x = x + \Delta x$ donde $\Delta x = h \cdot (v_0 + \Delta v)$.

En este método, para avanzar un paso se deben evaluar tanto las fuerzas como sus derivadas respecto de la posición y la velocidad. Las fuerzas que intervienen son las fuerzas internas correspondientes a las características del modelo deformable y por otro lado las externas correspondientes al campo vectorial que se ha calculado previamente.

El utilizar un método implícito nos 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.

4 Resultados prácticos

En la *Figura 5* se presenta el campo vectorial gradiente obtenido para una sección de los datos 3D. En este caso se partió de los datos SPECT del ventrículo izquierdo de un corazón de resolución $68 \times 75 \times 58$ voxels con unas dimensiones espaciales de 1.435 mm (X), 1.435 mm (Y) y 2.871 mm (Z) para cada voxel. Se estableció un mapa binario para el valor de propiedad, siendo esta 1 en el interior del ventrículo y 0 en el exterior y se utilizó un valor de paso temporal igual al de la condición de convergencia (3.10) dividido por 2. El valor de la constante μ se tomó como 0.4.

Se observa la existencia de una región de potencial nulo en el interior del ventrículo, región que separa ambas fronteras, interna y externa.

En la *Figura 6* se presentan datos numéricos asociados a la generación del campo gradiente. Podemos observar las variaciones de módulo y signo de los vectores generados a partir del citado ventrículo. Ambas gráficas se corresponden con el

recorrido marcado por una línea de color gris en la *Figura 5*. Se observan las prominencias de módulo en las cercanías de las fronteras interna y externa. Por otra parte queda patente el cambio de signo de los vectores atractores, siendo positivo cuando éstos se dirigen de izquierda a derecha (de abajo a arriba en la *Figura 5*) y negativo en caso contrario. El módulo de los vectores gradiente está escalado por un factor de 100 para su mejor observación. Ambas gráficas muestran las regiones con valor de propiedad igual a 1 en color rojo.

Los resultados finales de simulación de tejido deformable utilizando el campo gradiente como fuerza externa se observan en la *Figura 7*. Se simuló a partir de una malla inicial compuesta de 1396 partículas (2788 triángulos) y se aplicó el campo gradiente de la *Figura 5* a ésta consiguiendo su deformación total hacia los datos de interés. 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.

5 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.

Como líneas de trabajo futuro tenemos planteadas varias mejoras en la implementación y control del modelo. Respecto a los aspectos numéricos se pueden rebajar tiempos de cómputo en el cálculo del campo vectorial utilizando también un esquema implícito de integración además de explotar las posibilidades de paralelización del método. En cuanto a aspectos más cualitativos estamos pensando en la posibilidad de controlar los parámetros del modelo de manera que se puedan variar a lo largo de la simulación en función de la proximidad al contorno, etc., para conseguir reacciones internas del modelo que podrían ser distintas en la fase de aproximación a los datos y en la fase de relajación final.

6 Agradecimientos

Los autores quieren agradecer las sugerencias y los comentarios de los integrantes del grupo de investigación de aplicaciones informáticas en medicina del Instituto de Robótica e Informática aplicada de la UPC (Universidad Politécnica de Cataluña) y del equipo de Cardiología Nuclear de los Hospitales Vall d'Hebrón de Barcelona.

Este trabajo ha sido parcialmente financiado en el marco del proyecto 2FD97-1511 de la CICYT y la Comisión Europea. Asimismo el segundo autor está financiado por una Beca EPSON “Rosina Ribalta” para doctorandos de Ingeniería-Arquitectura La Salle de Barcelona.

7 Referencias

- [1] D. Baraff and A. Witkin, “Large Steps in Cloth Simulation”, Computer Graphics (Proc. SIGGRAPH), 43-54, 1998.
- [2] M. Bro-Nielsen, “Active Nets and Cubes”, ([http:// www.imm.dtu.dk/documents/ftp/tr94/tr13_94.abstract.html](http://www.imm.dtu.dk/documents/ftp/tr94/tr13_94.abstract.html)), 1994.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, “Snakes: Active Contour Models”, International Journal of Computer Vision, vol. 1, no. 4, pag. 321-331, 1988.
- [6] 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.

- [7] W. Lorensen and H. Cline, "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm", Proc. SIGGRAPH'87, pag. 163-169, 1987.
- [8] 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.
- [9] D. Quackenbush, P. Ratiu, and J. Kerr, "Segmentation of the Visible Human Data Set", The Visible Human Project Conference, pag. 69-70, 1996.
- [10] 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.
- [11] 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>)
- [12] C. Xu and J.L. Prince, "Gradient Vector Flow: A New External Force for Snakes", IEEE Proc. CVPR, 1997.
- [13] C. Xu and J.L. Prince, "Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow", IEEE Transactions on Image Processing, pag. 359-369, 1998.

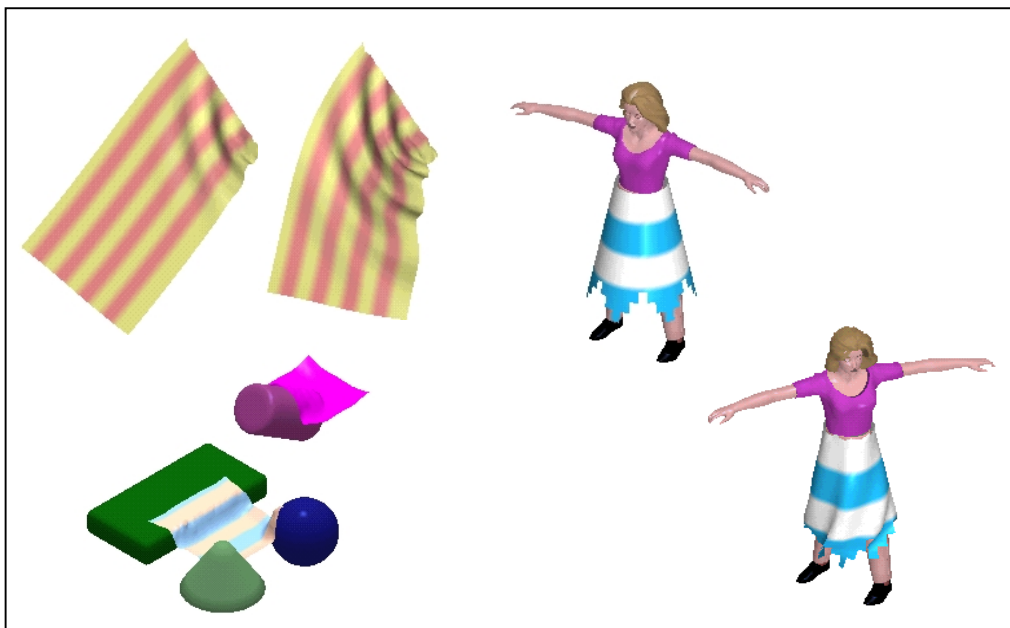


Figura 4. Simulador de tejidos (DRAPS).

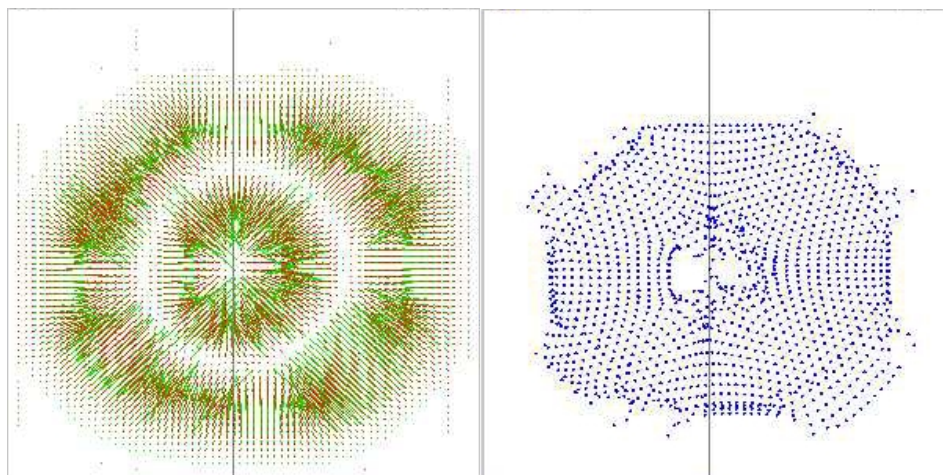


Figura 5. Campo gradiente correspondiente a una sección del ventrículo izquierdo del corazón. Izquierda: Vectores GVF calculados. Derecha: Los puntos azules indican la existencia de propiedad.

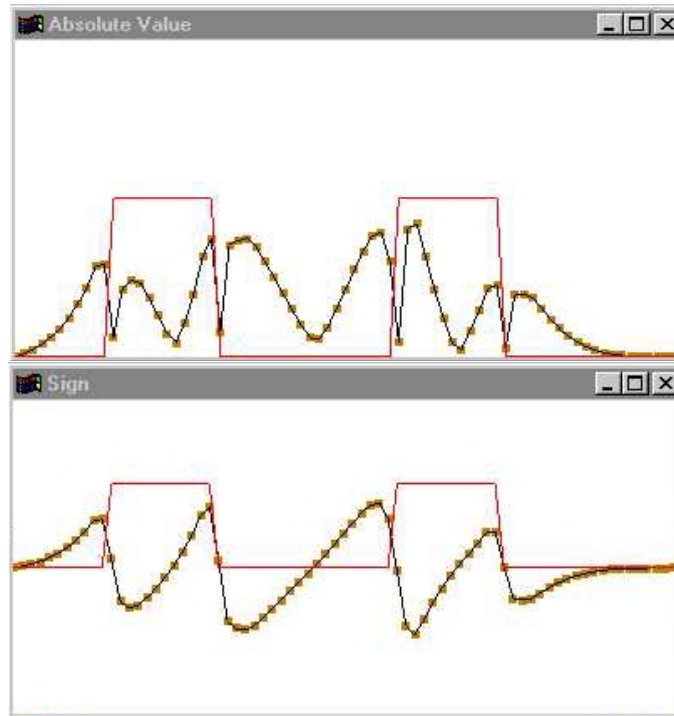


Figura 6. Módulo (arriba) y signo (abajo) de los vectores GVF correspondientes al recorrido transversal de la figura anterior.

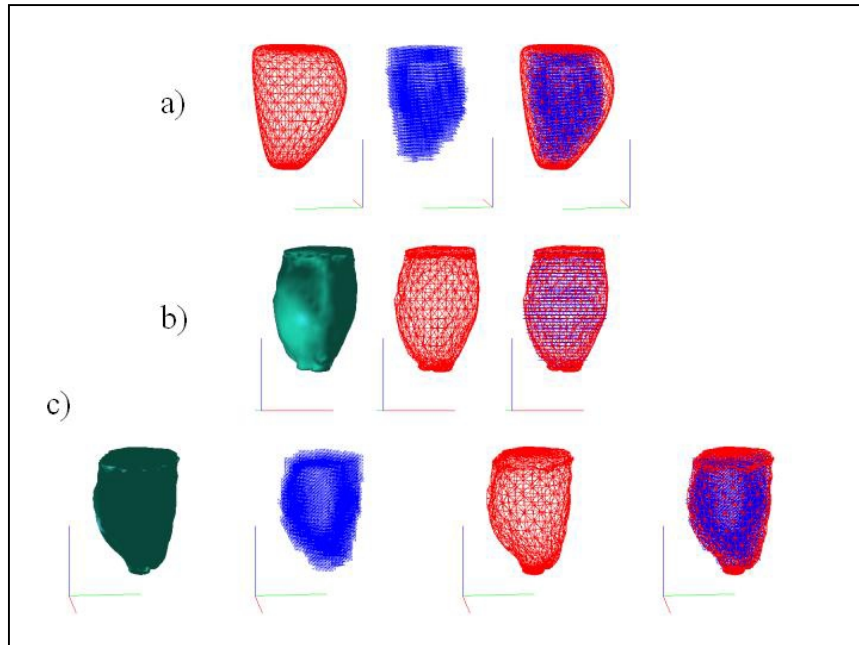


Figura 7. Resultados prácticos. a) Aspecto inicial de la malla y de los datos de interés. b) Aspecto final de la malla tras la deformación. c) Aspecto final de la malla y de los datos desde otro punto de vista.