

Análisis del Movimiento del Miocardio en Imágenes de Tomografía Computarizada usando Correspondencia No Rígida

Antonio Bravo

Grupo de Bioingeniería, Decanato de Investigación Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, Venezuela, abravo@unet.edu.ve

Rubén Medina

Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela

Gianfranco Passariello

Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada, Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela

RESUMEN

Este artículo describe un enfoque para la estimación del campo de deformaciones asociado a las paredes del ventrículo izquierdo (LV) extraídas a partir de secuencias 3-D de imagenología cardíaca. Las superficies que representan las paredes del miocardio son reconstruidas a partir de un conjunto de contornos obtenidos al aplicar un proceso de segmentación a una base de datos de Tomografía Computarizada Multicapa (MSCT). El campo de desplazamiento asociado a las estructuras que definen el miocardio es determinado mediante la localización y puesta en correspondencia de los puntos críticos de la superficie endocárdica. La correspondencia entre ciertos puntos sobre el LV entre los instantes de tiempo t y $t+1$ es establecida usando un algoritmo de correspondencia no rígida, lo cual permite determinar el campo denso de desplazamientos. A partir de esa información, las deformaciones asociadas a las paredes ventriculares son calculadas en términos de parámetros globales como volumen ventricular y parámetros locales como contracción radial y la torsión.

Palabras Claves: Imágenes cardíacas, ventrículo izquierdo, estimación de movimiento

1. INTRODUCCION

La fisiología y la mecánica cardíaca son valoradas clínicamente como normales o no, esencialmente por el análisis de los cambios temporales en la posición y la forma de las cavidades ventriculares (Opie, 2001). El análisis y seguimiento del movimiento de las paredes cardíacas se realiza por medio de la estimación de un conjunto de parámetros característicos, a partir de los cuales pueden ser reconocidas las anomalías en el comportamiento dinámico de las cavidades.

El problema de la estimación del movimiento y las deformaciones del ventrículo izquierdo a partir de secuencias de imágenes tridimensionales, puede ser resuelto utilizando técnicas basadas en correspondencia, las cuales permiten determinar un criterio de correspondencia entre pequeñas áreas o características de la imagen entre un instante y el próximo de una secuencia. Normalmente, las imágenes son representadas como contornos 2-D o superficies 3-D. El criterio de correspondencia es establecido sobre un conjunto de puntos pertenecientes a la estructura que representa al LV, en el tiempo t y el tiempo $t+\Delta t$. A partir de tal criterio de correspondencia, es posible inferir el movimiento de los puntos que definen el LV entre dos instantes de tiempo consecutivos.

En este artículo se describe un enfoque para la estimación del campo de deformaciones asociado a las paredes del LV extraídas a partir de secuencias 3-D de MSCT (Fuchs et al., 2000).

2. METODOLOGÍA

El modelo geométrico del ventrículo izquierdo consiste de un conjunto de puntos discretos que ocupan una región $V \subset \mathfrak{R}^3$. Estos puntos pueden ser asociados con un vector posición $\mathbf{p} = (x,y,z)$. Debido a que el LV está en movimiento, puntos en la posición $\mathbf{p} = (x,y,z)$ en el tiempo t se moverán a una nueva posición $\mathbf{p}' = (x',y',z')$ en el tiempo $t + 1$. En tal sentido, para análisis de movimiento no rígido, el problema de correspondencia se limita en encontrar una transformación Euclidiana Q , tal que para todos los instantes de tiempo convierta el punto \mathbf{p} en el punto \mathbf{p}' :

$$Q(\mathbf{p}, t) = \mathbf{p}'. \quad (1)$$

La correspondencia es obtenida mediante el análisis de puntos críticos, los cuales son determinados a partir del conjunto de puntos que definen los contornos del LV en instantes de tiempo consecutivos.

ESTIMACIÓN DE LA CORRESPONDENCIA

Esta etapa, se basa en un enfoque 2-D para el seguimiento de un conjunto de Puntos Críticos. Un punto crítico normalmente es definido como un punto del contorno con máxima curvatura (Yuille y Poggio, 1986). En este trabajo el algoritmo de correspondencia no rígida propuesto en (Hill et al., 2000) es utilizado para el seguimiento de un conjunto de puntos críticos extraídos a partir de los contornos de la representación geométrica del ventrículo izquierdo. El algoritmo de correspondencia comprende cuatro etapas:

1. Detección de puntos críticos sobre los contornos primarios.
2. Correspondencia basada en los puntos críticos.
3. Optimización de la correspondencia inicial.
4. Puesta en correspondencia de los contornos de la secuencia.

Las primeras tres etapas son aplicadas para encontrar la transformación que define la correspondencia entre los contornos \mathbf{A} y \mathbf{B} que definen el ventrículo izquierdo, entre dos instantes de tiempo consecutivos t y $t+1$. La última etapa se encarga de integrar el conjunto de correspondencias encontradas en las etapas anteriores definidas por cada transformación entre instantes consecutivos, con el objetivo de encontrar la transformación que define las correspondencias entre los contornos que representan la superficie ventricular sobre todo el ciclo cardiaco.

El algoritmo transforma un contorno discretizado $\mathbf{A} = \{\mathbf{A}_i : 1 \leq i \leq n_A\}$, del LV para el tiempo t , en otro contorno $\mathbf{B} = \{\mathbf{B}_i : 1 \leq i \leq n_B\}$ del LV para el tiempo $t + 1$, donde n_A y n_B representan el número de puntos en los contornos \mathbf{A} y \mathbf{B} respectivamente. El algoritmo genera dos nuevas formas $\mathbf{A}' = \{\mathbf{A}_{\alpha_i} : 1 \leq i \leq n_\Phi\}$ y $\mathbf{B}' = \{\mathbf{B}_{\beta_i} : 1 \leq i \leq n_\Phi\}$ que están en correspondencia y representan subpolígonos de \mathbf{A} y \mathbf{B} respectivamente. La correspondencia es definida por un conjunto de pares ordenados $\Phi = \{\varphi_i = (\alpha_i, \beta_i) : 1 \leq i \leq n_\Phi\}$, donde el entero $\{\alpha_i\}$ indexa los puntos de \mathbf{A} y $\{\beta_i\}$ indexa los puntos de \mathbf{B} que están en correspondencia.

DETECCIÓN DE PUNTOS CRÍTICOS

El objetivo de esta etapa es la generación de formas aproximadas de \mathbf{A} y \mathbf{B} denominadas \mathbf{A}'' y \mathbf{B}'' . Estas formas aproximadas solamente contienen $n_{A''}$ puntos críticos de \mathbf{A} y $n_{B''}$ puntos críticos de \mathbf{B} , donde normalmente $n_{A''} \neq n_{B''}$. En esta etapa no se establece correspondencia. El algoritmo de detección de puntos críticos descrito en (Zhu y Chirlian, 1995) es utilizado. Este algoritmo no requiere estimación de curvatura, el mismo es reproducible, confiable, invariante y simétrico.

Sea $\mathbf{C} = \{\mathbf{q}_0, \mathbf{q}_1, \dots, \mathbf{q}_{m-1}\}$ la secuencia circular en el espacio bidimensional construida a partir de un contorno. Para la construcción de tal secuencia es necesario considerar que cada punto $\mathbf{p}_i = (x,y)_i \in \mathfrak{R}^2$, sobre un contorno del LV, posee dos y solamente dos puntos vecinos, \mathbf{p}_{i-1} y \mathbf{p}_{i+1} . Cada contorno 2-D es expresado sobre un sistema de coordenadas polares, mediante su descomposición en dos curvas 1-D, ecuación 2.

$$\mathbf{q}_i = (\rho, \theta)_i. \quad (2)$$

Los puntos críticos asociados a un contorno, son obtenidos del conjunto de máximos y mínimos locales de las funciones ρ y θ . A partir de cada secuencia \mathbf{C} , se genera un conjunto de puntos llamados puntos pseudo-críticos, los cuales representan el conjunto de puntos en la secuencia circular candidatos a puntos críticos. Los puntos pseudo-críticos son escogidos de acuerdo al siguiente procedimiento:

- Un punto \mathbf{q}_i es un punto $\tilde{\mathbf{q}}_{a_u}$ máximo o mínimo sobre \mathbf{C} , si el mismo verifica un máximo o mínimo sobre las funciones ρ y θ . En tal sentido, se utiliza el criterio de cambio de pendiente sobre cada función, establecido de acuerdo a las relaciones (3).

$$\text{sign}(\rho(\mathbf{q}_i) - \rho(\mathbf{q}_{i-1})) \neq \text{sign}(\rho(\mathbf{q}_{i+1}) - \rho(\mathbf{q}_i)) \tag{3}$$

$$\text{sign}(\theta(\mathbf{q}_i) - \theta(\mathbf{q}_{i-1})) \neq \text{sign}(\theta(\mathbf{q}_{i+1}) - \theta(\mathbf{q}_i))$$

Cada uno de los m puntos que verifican las relaciones (3) forman el conjunto de puntos pseudo-críticos denominado conjunto \mathbf{M} .

$$\mathbf{M} = \{\tilde{\mathbf{q}}_{a_0}, \tilde{\mathbf{q}}_{a_1}, \dots, \tilde{\mathbf{q}}_{a_{m-1}}\} \tag{4}$$

- Entre dos puntos consecutivos $\tilde{\mathbf{q}}_{a_u}$ y $\tilde{\mathbf{q}}_{a_{u+1}}$ del conjunto \mathbf{M} , se aplica un proceso de búsqueda de máximos y mínimos locales sobre las funciones ρ y θ . Para cada punto \mathbf{q}_i entre dos puntos \mathbf{M} adyacentes, la distancia d_i es calculada como la distancia desde el punto \mathbf{q}_i al segmento de línea $\overline{\tilde{\mathbf{q}}_{a_u} \tilde{\mathbf{q}}_{a_{u+1}}}$ (ver Fig. 1). Las distancia entre \mathbf{q}_i y el segmento de recta, y las distancias desde \mathbf{q}_{i+1} y \mathbf{q}_{i-1} son analizadas de acuerdo a la relación 5.

$$\text{sign}(d_i - d_{i-1}) \neq \text{sign}(d_{i+1} - d_i) \tag{5}$$

Los puntos \mathbf{q}_i que verifican (5) son considerados como un punto $\tilde{\mathbf{q}}_{b_v}$ del conjunto Γ .

$$\Gamma = \{\tilde{\mathbf{q}}_{b_0}, \tilde{\mathbf{q}}_{b_1}, \dots, \tilde{\mathbf{q}}_{b_{o-1}}\} \tag{6}$$

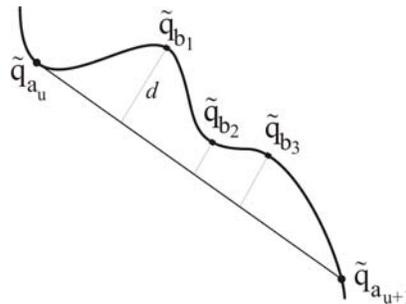


Figura 1: Proceso de búsqueda de máximos y mínimos locales

- La unión de los conjuntos \mathbf{M} y Γ forman el conjunto Ω de puntos pseudo-críticos.

$$\Omega = \text{sort}(\mathbf{M} \cup \Gamma) = \{\tilde{\mathbf{q}}_0, \tilde{\mathbf{q}}_1, \dots, \tilde{\mathbf{q}}_{L-1}\} \tag{7}$$

donde *sort* es una operador de ordenamiento.

- Cada punto pseudo-crítico es analizado con el objetivo de determinar su importancia para la descripción del contorno. A cada punto sobre Ω se le asigna un valor de importancia sobre \mathbf{C} , tal valor se denomina nivel crítico I . El nivel crítico sobre un punto en $\tilde{\mathbf{q}}_i$ es definido como el área de un triángulo que se forma entre tal punto y los puntos $\tilde{\mathbf{q}}_{i+1}$ y $\tilde{\mathbf{q}}_{i-1}$, relación (8).

$$I(\tilde{\mathbf{q}}_i) = \frac{(d_{i-1,i+1}) d_i}{2} \quad (8)$$

donde $d_{i-1,i+1}$ es la distancia entre $\tilde{\mathbf{q}}_{i+1}$ y $\tilde{\mathbf{q}}_{i-1}$, y d_i es la distancia entre $\tilde{\mathbf{q}}_i$ y el segmento de recta $\overline{\tilde{\mathbf{q}}_{i+1}\tilde{\mathbf{q}}_{i-1}}$.

- Un criterio de selección de los puntos críticos es establecido de acuerdo al nivel crítico \bar{I} . El valor utilizado de \bar{I} en el presente trabajo es establecido de acuerdo a los resultados experimentales mostrados en (Zhu y Chirlian, 1995), y se asume 0.001.
- Los puntos del conjunto \mathbf{Q} con nivel crítico menor al valor de \bar{I} establecido, son puntos importantes en la representación de la forma del contorno al cual pertenecen.

Los $n_{A''}$ puntos críticos obtenidos sobre el contorno \mathbf{A} y los $n_{B''}$ puntos encontrados sobre el contorno \mathbf{B} , representan las formas \mathbf{A}'' y \mathbf{B}'' aproximadas a los contornos originales.

CORRESPONDENCIA BASADA EN PUNTOS CRÍTICOS

Se utiliza un algoritmo llamado *path-matching algorithm* el cual se encarga de establecer una correspondencia inicial entre cada par de contornos consecutivos. La entrada a tal algoritmo son los puntos críticos obtenidos de acuerdo al procedimiento descrito en el párrafo anterior para los contornos \mathbf{A} y \mathbf{B} , y la salida son los puntos en correspondencia entre el par de contornos \mathbf{A} y \mathbf{B} . Una correspondencia de referencia ($\alpha_i = 1, \beta_i = 1$) es establecida. Las longitudes de las trayectorias medidas desde \mathbf{A}_1 a cada uno de los puntos definidos en \mathbf{A}'' son proyectados sobre el contorno \mathbf{B} (medidos desde \mathbf{B}_i) y las longitudes de las trayectorias medidas desde \mathbf{B}_i a cada uno de los puntos definidos en \mathbf{B}'' son proyectadas sobre el contorno \mathbf{A} (con respecto a \mathbf{A}_1). Este proceso genera $[(n_{A''} + n_{B''}) * n_B]$ posibles conjuntos de correspondencias. La mejor correspondencia será alcanzada, cuando se haya identificado el par $(1, i)$ que minimice el error promedio cuadrático entre los patrones \mathbf{A}_{α_i} y \mathbf{B}_{β_j} con $(1 \leq j \leq n_{A''} + n_{B''})$ (Umeyama, 1991), de acuerdo a:

$$\min E_i^2 = \sum_{j=1}^{n_{A''} + n_{B''}} \left\| \mathbf{A}_{\alpha_j} - Q(\mathbf{B}_{\beta_j}) \right\|^2 \quad (9)$$

donde Q representa la transformación Euclidiana $Q(\mathbf{p}) = s\mathbf{R}\mathbf{p} + \mathbf{t}$, s es un factor de escala, \mathbf{R} es la matriz de rotación, \mathbf{t} es el vector traslación, y $\|\cdot\|$ es la norma Euclidiana. Este algoritmo produce un conjunto de correspondencias $\Phi = \{\varphi_i : 1 \leq i \leq (n_{A''} + n_{B''})\}$. Para cada par de puntos en correspondencia $(\mathbf{A}_{\alpha_i}, \mathbf{B}_{\beta_i})$, el valor T_i es calculado de acuerdo a:

$$T_i = \max \left\{ Area(\mathbf{A}_{\alpha_{i-1}}, \mathbf{A}_{\alpha_i}, \mathbf{A}_{\alpha_{i+1}}), Area(\mathbf{B}_{\beta_{i-1}}, \mathbf{B}_{\beta_i}, \mathbf{B}_{\beta_{i+1}}) \right\} \quad (10)$$

donde $Area(\cdot)$ calcula el área de un triángulo definido por los puntos indexados por los enteros $\alpha_{i-1}, \alpha_i, \alpha_{i+1}$ en el patrón \mathbf{A} y por los enteros $\beta_{i-1}, \beta_i, \beta_{i+1}$ en el patrón \mathbf{B} . El par de puntos en correspondencias indexados por $\varphi_i = (\alpha_i, \beta_i)$ para el cual T_i es mínimo es iterativamente borrado con el objetivo de establecer $n_\Phi = (n_{A''} + n_{B''}) / 2$ pares de correspondencias. El conjunto de puntos de correspondencia definen las nuevas formas $\mathbf{A}' = \{\mathbf{A}_{\alpha_i} : 1 \leq i \leq n_\Phi\}$ y $\mathbf{B}' = \{\mathbf{B}_{\beta_i} : 1 \leq i \leq n_\Phi\}$.

OPTIMIZACION DE LA CORRESPONDENCIA INICIAL

Un esquema de optimización es usado para refinar el conjunto inicial de correspondencias mediante la minimización de la función de costo E .

$$E = \lambda E_S + (1 - \lambda) E_R \quad (11)$$

El primer termino E_S mide la diferencia de la forma que presentan los polígonos \mathbf{A}' y \mathbf{B}' . Para cada tripleta $\langle \mathbf{A}'_{i-1}, \mathbf{A}'_i, \mathbf{A}'_{i+1} \rangle$ y $\langle \mathbf{B}'_{i-1}, \mathbf{B}'_i, \mathbf{B}'_{i+1} \rangle$ es calculada tanto la diferencia de los ángulos contenidos en los triángulos definidos por los puntos indexados por $\alpha_{i-1}, \alpha_i, \alpha_{i+1}$ sobre el polígono \mathbf{A}' y por puntos indexados por $\beta_{i-1}, \beta_i, \beta_{i+1}$ sobre el polígono \mathbf{B}' , como la diferencia de las longitudes de los segmentos $\langle \mathbf{A}'_i, \mathbf{A}'_{i+1} \rangle$ y $\langle \mathbf{B}'_i, \mathbf{B}'_{i+1} \rangle$. Tales diferencias son determinadas de acuerdo a un operador de forma local S definido por:

$$S_i = (\langle \mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3 \rangle, \langle \mathbf{b}_1, \mathbf{b}_2, \mathbf{b}_3 \rangle) = 2 \frac{\|\mathbf{a}_3 - \mathbf{b}'_3\|}{\|\mathbf{a}_3 - \mathbf{a}_2\| \|\mathbf{b}_3 - \mathbf{b}_2\|} \quad (12)$$

donde $\langle \mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3 \rangle = \langle \mathbf{A}'_{i-1}, \mathbf{A}'_i, \mathbf{A}'_{i+1} \rangle$ y $\langle \mathbf{b}_1, \mathbf{b}_2, \mathbf{b}_3 \rangle = \langle \mathbf{B}'_{i-1}, \mathbf{B}'_i, \mathbf{B}'_{i+1} \rangle$. La tripleta $\langle \mathbf{b}_1, \mathbf{b}_2, \mathbf{b}_3 \rangle$ es trasladada y rotada a la nueva posición $\langle \mathbf{b}'_1, \mathbf{b}'_2, \mathbf{b}'_3 \rangle$ tal que, \mathbf{b}'_2 y \mathbf{a}_2 coincidan sobre el plano y que la dirección $\frac{(\mathbf{a}_2 - \mathbf{a}_1)}{\|\mathbf{a}_2 - \mathbf{a}_1\|}$ sea igual a la dirección $\frac{(\mathbf{b}_2 - \mathbf{b}_1)}{\|\mathbf{b}_2 - \mathbf{b}_1\|}$, como se muestra en la Fig. 2.

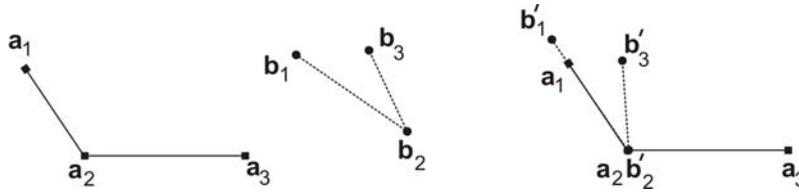


Figure 2: Cálculo del operador de forma local S

El termino E_S de la función de costo es definido como:

$$E_S = \frac{L(\mathbf{A}') + L(\mathbf{B}')}{2n_\Phi} \left(\frac{1}{n_\Phi} \sum_{i=1}^{n_\Phi} S_i \right) \quad (13)$$

donde $L(\mathbf{A}')$, $L(\mathbf{B}')$ son las longitudes de arco total de los polígonos \mathbf{A}' y \mathbf{B}' respectivamente. El primer término en (13) define la longitud media de los segmentos, mientras que el segundo término mide la diferencia en la forma de los dos polígonos como el valor promedio del operador local S . Por lo tanto E_S expresa la diferencia de la forma de \mathbf{A}' y \mathbf{B}' como un error de distancia promedio. Note que (13) es simétrico con respecto a \mathbf{A}' y \mathbf{B}' : $S(\langle \mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3 \rangle, \langle \mathbf{b}_1, \mathbf{b}_2, \mathbf{b}_3 \rangle) = S(\langle \mathbf{b}_1, \mathbf{b}_2, \mathbf{b}_3 \rangle, \langle \mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3 \rangle)$.

El segundo termino de la función de costo E_R en (11), asegura que la manera en la que \mathbf{A}' difiere de \mathbf{A} sea lo mas similar posible a la manera en que \mathbf{B}' difiere de \mathbf{B} . Para ello el valor del área de un segmento de \mathbf{A} entre $\langle \mathbf{A}'_i, \mathbf{A}'_{i+1} \rangle$ debe ser lo mas cercano posible al valor del área del segmento de \mathbf{B} entre $\langle \mathbf{B}'_i, \mathbf{B}'_{i+1} \rangle$. E_R se define como:

$$E_R = \frac{2}{L(\mathbf{A}') + L(\mathbf{B}')} \sum_{i=1}^{n_\Phi} R(\mathbf{A}, \alpha_i, \alpha_{i+1}, \mathbf{B}, \beta_i, \beta_{i+1}) \quad (14)$$

donde R es un operador local el cual mide la diferencia absoluta entre las áreas de \mathbf{A} y \mathbf{B} para los segmentos $\langle \mathbf{A}'_i, \mathbf{A}'_{i+1} \rangle$ y $\langle \mathbf{B}'_i, \mathbf{B}'_{i+1} \rangle$, como se muestra en la siguiente figura 3.

El parámetro λ expresa la contribución relativa de los dos términos que definen la función de costo. El valor de λ se asume de acuerdo a los resultados de los trabajos experimentales realizados en (Hill et al., 2000, pag. 250), se considera igual 0.2.

Dada la función de costo (11), es necesario escoger un método el cual permita modificar las correspondencias $\Phi = \{\varphi_i = (\alpha_i, \beta_i) : 1 \leq i \leq n_\Phi\}$, con el objetivo de minimizar E , obteniéndose así los mejores \mathbf{A}' y \mathbf{B}' en correspondencia.

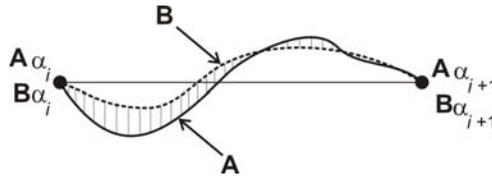


Figure 3: Cálculo del operador local de diferencia de áreas R

El proceso de optimización se basa en mover la ubicación de un punto en correspondencia del patrón \mathbf{A} (\mathbf{A}_{α_i}) a la posición de uno de sus vecinos directos en \mathbf{A} , o en mover la ubicación de un punto en correspondencia del patrón \mathbf{B} (\mathbf{B}_{β_j}) a la posición de uno de sus vecinos directos en \mathbf{B} . Por ejemplo, si se considera $\mathbf{A}_{\alpha_i} = \mathbf{A}_k$, para $k \in [1, n_A]$, \mathbf{A}_{α_i} puede ubicarse en $\mathbf{A}_{k \pm \Delta}$, para $\Delta \in \mathbb{N}^0$. El valor de $\mathbf{A}_{k \pm \Delta}$ que haga el valor de (11) menor al valor de esa función costo en \mathbf{A}_k , será considerado como el nuevo punto en correspondencia \mathbf{A}_{α_i} . El mismo proceso se aplica para puntos en correspondencia del patrón \mathbf{B} .

PUESTA EN CORRESPONDENCIA DE LA SECUENCIA

Debido a que solo se tiene la correspondencia entre t y $t+1$ es necesario establecer la correspondencia sobre todo el ciclo cardiaco. En tal sentido, se aplica el algoritmo del árbol binario. Las correspondencias antes obtenidas son consideradas como las hojas de un árbol y se consideran el nivel 1 del árbol. Cada par de correspondencias son promediadas para obtener un nuevo contorno. Estos nuevos contornos son colocados en el nivel 2. El algoritmo de correspondencia basado en puntos críticos es aplicado para obtener las correspondencias de los contornos en el nivel 2. A partir de estas nuevas correspondencias un nuevo nivel del árbol es encontrado. Este proceso es aplicado varias veces hasta encontrar una forma promedio de todas las correspondencias. En este caso corresponde al nivel 20. Este proceso permite obtener una forma promedio a partir de las correspondencias iniciales encontradas. Los puntos críticos obtenidos sobre la forma promedio son propagados hacia el nivel 1, de acuerdo a las relaciones entre cada nivel. Este proceso de propagación permite definir los puntos que están en correspondencia sobre todo el ciclo cardiaco en el nivel 1 del árbol.

Si $\mathbf{p}_1 = (x_1, y_1, z_1)$ es un punto sobre un contorno de la superficie del LV s_1 en el tiempo t_1 y $\mathbf{p}_2 = (x_2, y_2, z_2)$ es su correspondiente punto sobre la superficie del LV s_2 en el tiempo t_2 , entonces el vector de desplazamiento estimado para el punto \mathbf{p}_1 , denotado como $\mathbf{v}(\mathbf{p}_1)$ esta dado por:

$$\mathbf{v}(\mathbf{p}_1) = \mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1 \quad (15)$$

3. RESULTADOS

VALIDACIÓN SOBRE DATOS SIMULADOS

Tres modelos geométricos distintos son utilizados en la implantación del proceso de validación del algoritmo de estimación de correspondencias. Una supercuádrica de forma elipsoidal, la superficie ventricular de un corazón de perro extraída de una base de datos de tomografía computarizada, y la pared endocárdica de un corazón humano extraído de una base de datos de tomografía por emisión de positrones.

Tales modelos son deformados de acuerdo la técnica de deformación de forma libre (Sederberg y Parry, 1986). Se consideran cuatro tipos de deformaciones: acortamiento a nivel radial, acortamiento longitudinal, traslación y torsión. El objetivo es simular las principales componentes del movimiento de las cavidades del corazón (Bravo et al., 2005a). El proceso de deformación establece el mapa de correspondencia entre los puntos de la superficie

original en cada modelo y los puntos de la superficie deformada. Un total de 42 deformaciones son generadas. El algoritmo de correspondencia es aplicado a las superficies que definen los instantes de tiempo consecutivos para cada uno de los modelos de deformación desarrollados. La validación se realiza, calculando las distancias entre un punto establecido en correspondencia de acuerdo a la técnica de deformación de forma libre y su homólogo obtenido por el algoritmo de puesta en correspondencia desarrollado. El error obtenido (*media ± desviación estándar*) sobre el conjunto de 42 deformaciones analizadas es de 2.69 mm ± 1.38 mm, siendo la distancia máxima 12 mm y la distancia mínima 0.03 mm.

RESULTADOS SOBRE DATOS REALES

El algoritmo ha sido también probado sobre datos reales de corazón humano con una base de datos en 4-D adquirida con un equipo Light Speed16 de General Electric Medical Systems de MSCT. Un proceso de segmentación manual es utilizado para la extracción de los contornos que definen el endocardio sobre cada plano tomográfico de cada una de las imágenes 3-D de la base de datos 4-D. A partir de tal información, el modelo anatómico de ventrículo izquierdo para cada instante de tiempo es construido.

La Fig. 4 muestra una gráfica de como evoluciona sobre el ciclo cardiaco las correspondencias obtenidas para los contornos endocárdicos que definen el ápex, el ecuador y la base del LV. En la Fig. 4.a se puede fácilmente observar cuando se avanza hacia sístole (\approx mitad del grafico), las traslaciones y rotaciones asociados al ápex de la pared endocárdica, las cuales representan un patrón importante en el comportamiento dinámico de corazones de pacientes sanos (Sniderman et al., 1973). En las figuras 4.b y 4.c, se observa que las deformaciones de los contornos que definen el ecuador y la base del LV son mas pequeñas que las encontradas en el ápex. Observando detalladamente tales figuras, se puede verificar el cambio de dirección de las líneas de flujo entre puntos en correspondencia, para aquellos instantes cercanos a sístole final. La dinámica asociada a las zonas del miocardio cercanas a la base del ventrículo izquierdo, al compararla con la dinámica de las regiones cercanas al ápex, es mas lenta debido a que esta zona esta fijada por estructuras anatómicas como las aurículas, venas y arterias.

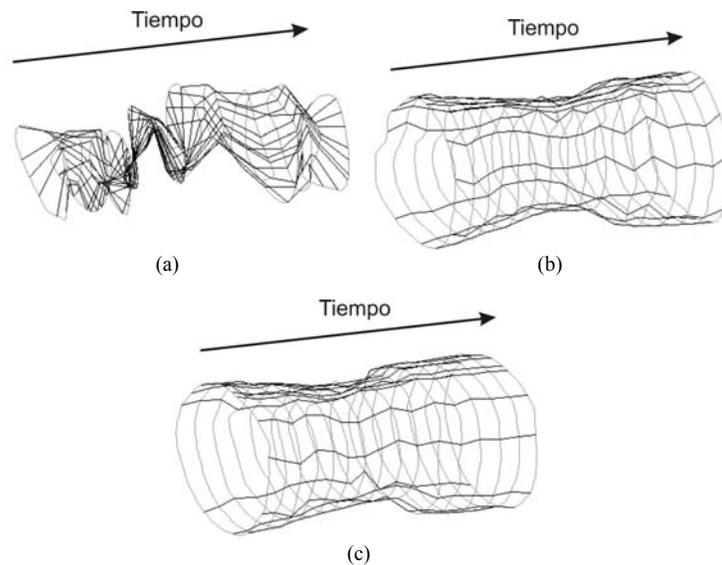


Figure 4: Evolución de las correspondencias para el endocardio. (a) A nivel del ápex. (b) A nivel del ecuador. (c) A nivel del base

El campo de deformación asociado al endocardio para la base de datos de MSCT fue construido usando la expresión 15. En la Fig. 5 se muestra el grafico de los vectores de asociados al campo de deformación del miocardio para la base de datos de MSCT de un paciente sano. Se puede observar claramente el proceso de contracción de pared del endocardio, el acortamiento longitudinal del LV y la torsión principalmente en el grafico en sístole final.

A partir del campo de deformación asociado al endocardio, es posible extraer parámetros mecánicos asociados al movimiento del LV. Se calculan parámetros globales como el volumen ventricular y parámetros locales como la contracción radial y la torsión. La Fig. 6 muestra como evoluciona el volumen ventricular sobre todo el ciclo cardiaco.

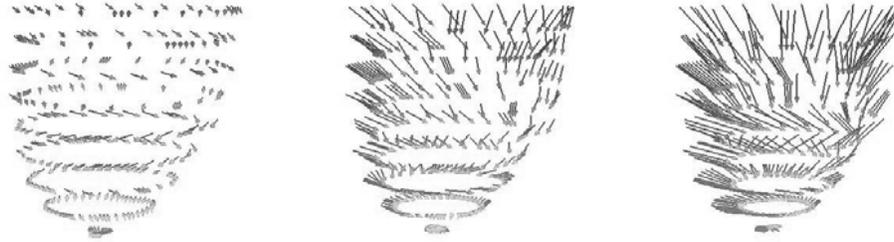


Figure 5: Campo de deformación asociado al endocardio

El índice de contracción promedio es un parámetro local que representa el promedio de diversos radios trazados sobre la pared endocárdica, medidos sobre un plano axial. Se definen tres planos sobre los cuales se va a determinar la contracción radial. El plano del ápex es definido a 10 mm por encima de la punta del endocardio, el plano del ecuador es definido a la mitad del eje base–apex, mientras que el plano de la base es ubicado a 10 mm por debajo del plano de la válvula mitral. La Fig. 7 muestra la contracción radial de los contornos del endocardio ubicados en los tres planos previamente definidos de la superficie ventricular. El índice de contracción se expresa normalizado con respecto a su valor en diástole final.

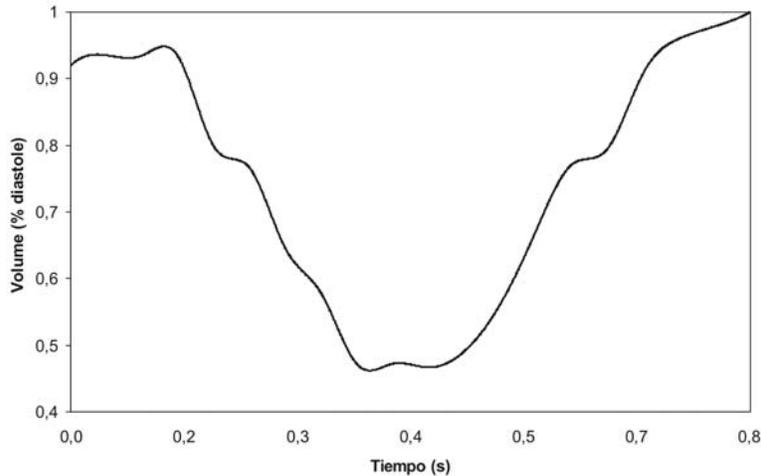


Figure 6: Volumen ventricular

Para cada contorno, se establece un sistema de referencia cuyo origen es localizado en el centro de gravedad del contorno. Un conjunto de segmentos de recta son definidos entre el origen del sistema y cada uno de los puntos identificados por el algoritmo de correspondencia. El ángulo que forma cada segmento de recta con la horizontal es determinado. A partir de estos datos, el valor de los ángulo promedio $\bar{\alpha}^{(t)}$, es determinado para los contornos definidos sobre el ápex, ecuador y base del LV en cada instante de tiempo. La torsión para cada plano es determinada de acuerdo a:

$$torsion_{plano} = \bar{\alpha}_{plano}^{(t+1)} - \bar{\alpha}_{plano}^{(t)}, \quad 0 \leq t \leq 18 \quad (16)$$

donde *plano* toma valores en el conjunto {*apex*, *ecuador*, *base*}. La figura 8 muestra el valor de la torsión obtenida sobre todo el ciclo cardiaco para los planos que definen el ápex, el ecuador y la base del ventrículo izquierdo sobre la pared endocárdica.

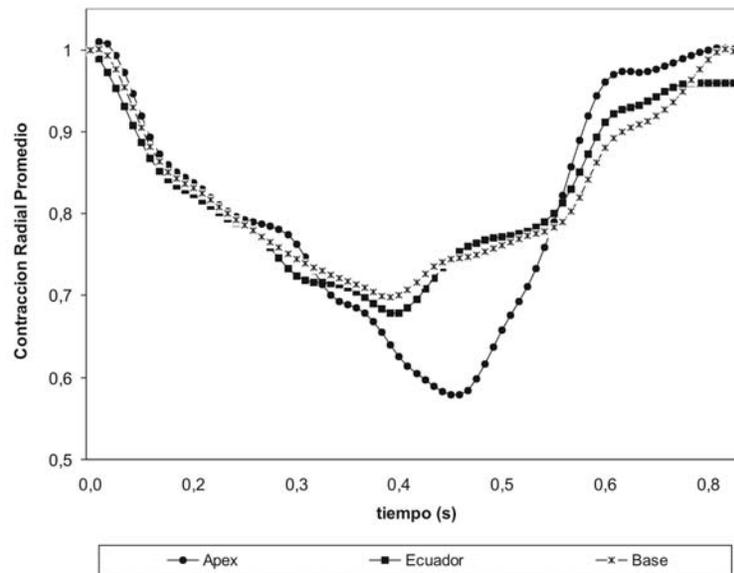


Figure 7: Grafico de la contracción radial en el endocardio

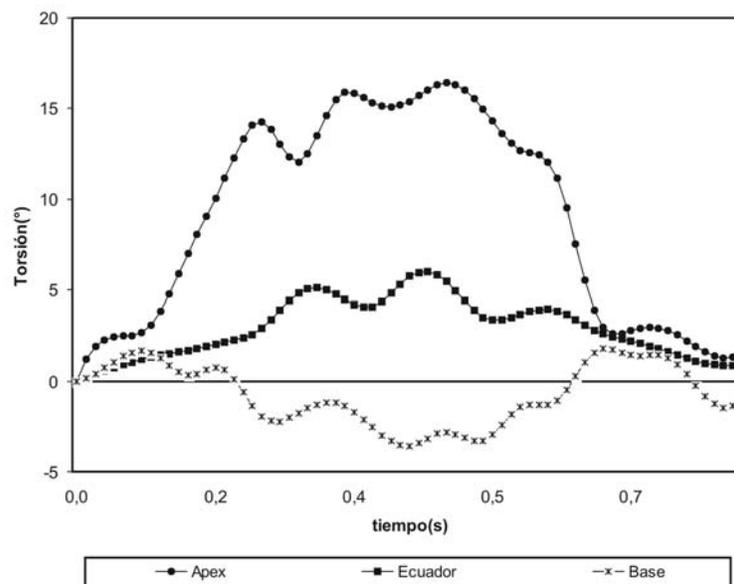


Figure 8: Grafico de la torsión en el endocardio

4. CONCLUSIONES

En este trabajo, se ha presentado un método para la cuantificación de las deformaciones asociadas al LV a partir de imágenes 4-D de MSCT usando correspondencia no rígida e información acerca de la geometría ventricular. El método está basado en la construcción de un mapa de correspondencias sobre los puntos que definen la superficie ventricular. Tal enfoque considera el uso de características geométricas locales basadas en análisis de curvatura.

El método es inicialmente aplicado para la reconstrucción del campo de deformaciones asociados a un conjunto de modelos geométricos desarrollados considerando componentes importantes del movimiento ventricular. El error promedio obtenido al comparar los resultados del campo de deformaciones reconstruido respecto al campo de deformaciones verdadero es del orden de 2.69 mm sobre todos los modelos desarrollados.

Las pruebas realizadas sobre datos reales muestran que el movimiento entre pares consecutivos de superficies del ventrículo izquierdo, así como sobre todo el ciclo cardiaco, es consistente con el movimiento asociado a superficies ventriculares. El campo de desplazamiento obtenido reproduce con exactitud el proceso de contracción y relajación de la forma ventricular izquierda cuando el músculo cardiaco es normal. Adicionalmente, se puede observar cuando se avanza hacia sístole final tanto la asimetría del acortamiento longitudinal del LV con respecto al eje ápex–válvula aortica, como las variaciones de la dirección de los vectores de desplazamiento en la región apical debidas al movimiento de torsión. Tales características son cuantificadas al calcular parámetros clásicos para la valoración del movimiento ventricular como volumen, contracción radial e índice de torsión. Tales resultados son comparables con obtenidos en trabajos previamente reportados (Bravo et al., 2005b).

AGRADECIMIENTO

Los autores quieren agradecer al Decanato de Investigación de la Universidad Nacional Experimental del Táchira y al CDCHT de la Universidad de Los Andes, Mérida Venezuela (Proyecto I-1075-07-02-B) por darle soporte a este proyecto.

REFERENCES

- Opie L., (2001), “Mechanics of cardiac contraction and relaxation”, en *Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*, W.B. Saunders, pp. 443-478.
- Fuchs T., Kachelriess M., y Kalender W., (2000). “Systems performance multislice spiral computed tomography”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 19, No. 5, pp. 63–70.
- Yuille A. y Poggio T., (1986). “Scaling theorems for zero crossings”, *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 8, No. 1, pp. 15–25.
- Hill A., Taylor C., y Brett A., (2000). “A framework for automatic landmark identification using a new method of nonrigid correspondence”. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 22, No. 3, pp.241–251.
- Zhu P. y Chirlian P., (1995). “On critical point detection of digital shapes”, *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 17, No. 8, pp. 737–748.
- Umeyama S., (1991). “Least squares estimation transformation parameters between point patterns”, *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol 13, No. 4, pp 376-380.
- Sederberg T. y Parry S., (1986). “Free–form deformation of solid geometric models”, *Computers & Graphics*, Vol. 20, No. 4, pp. 537–541.
- Bravo A., Medina R., Pasariello G., y Garreau M., (2005a). “Deformable parametric model for left ventricle wall motion simulation”, *Proceedings of 14th IASTED International Conference on Applied Simulation and Modelling*, Benalmádena, España, pp. 24–29.
- Sniderman A., Marpole D., y Fallen E., (1973). “Regional contraction patterns in the normal and ischemic left ventricle of man”, *American Journal of Cardiology*, Vol. 31, No. 4, pp. 484–489.
- Bravo A., Medina R., Pasariello G., y Garreau M., (2005b), “Estimation of the deformation field for the left ventricle walls in 4–D multislice computerized tomography”, *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 3773, pp. 348–359.

Authorization and Disclaimer

Authors authorize LACCEI to publish the paper in the conference proceedings. Neither LACCEI nor the editors are responsible either for the content or for the implications of what is expressed in the paper.