

Three-dimensional Reconstruction of the Human Heart Left Ventricle Cavity from X-ray Rotational Angiocardiology Using Fuzzy Connectives

José Gerardo Chacón, PhD¹, Johel Rodríguez, MSc¹, Miguel Vera, PhD^{1,2}, Delia Madriz, PhD³, Antonio Bravo, PhD⁴
1Grupo de Investigación Altos Estudios de Frontera, Universidad Simón Bolívar, Colombia, j.chacon@unisimonbolivar.edu.co,
m.avera@unisimonbolivar.edu.co

²Centro de Ingeniería Biomédica y Telemedicina de la Universidad de Los Andes–Mérida, Mérida, Venezuela

³Programa Calidad y Productividad Organizacional, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela, dmadriz@unet.edu.ve

⁴Coordinación de Investigación Industrial, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela, abravo@unet.edu.ve

Abstract— *In this research, an approximate left ventricle human heart cavity three-dimensional reconstruction method is proposed. The approach performs the gray-level reconstruction and considers the oblique projection geometry expressed by the pin-hole model. The approach is inspired in the approximate stage used for the fuzzy and evidential approach. Three-dimensional reconstruction is performed by combining the back-projection of each of the views representing the same phase of the cardiac cycle. The gray-level information from the input images is combined by means fuzzy connectives. The fuzzy connectives considered correspond to T-norm, T-conorm, averaging function and the generalized compensation operator of the logic fuzzy connective. The reconstruction approach generates errors less than 13.23%.*

Keywords- *3D reconstruction, Fuzzy connectives, Pin-hole model, Rotational angiography, Left ventricle*

Reconstrucción 3-D del Ventrículo Izquierdo de Corazón Humano a partir de Angiocardiografía Rotacional por Rayos X Usando Conectores Difusos

José Gerardo Chacón, PhD¹, Johel Rodríguez, MSc¹, Miguel Vera, PhD^{1,2}, Delia Madriz, PhD³, Antonio Bravo, PhD⁴

¹Grupo de Investigación Altos Estudios de Frontera, Universidad Simón Bolívar, Colombia, j.chacon@unisimonbolivar.edu.co, m.avera@unisimonbolivar.edu.co

²Centro de Ingeniería Biomédica y Telemedicina de la Universidad de Los Andes–Mérída, Mérida, Venezuela

³Programa Calidad y Productividad Organizacional, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela, dmadriz@unet.edu.ve

⁴Coordinación de Investigación Industrial, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela, abravo@unet.edu.ve

Abstract— *In this research, an approximate left ventricle human heart cavity three-dimensional reconstruction method is proposed. The approach performs the gray-level reconstruction and considers the oblique projection geometry expressed by the pin-hole model. The approach is inspired in the approximate stage used for the fuzzy and evidential approach. Three-dimensional reconstruction is performed by combining the back-projection of each of the views representing the same phase of the cardiac cycle. The gray-level information from the input images is combined by means fuzzy connectives. The fuzzy connectives considered correspond to T-norm, T-conorm, averaging function and the generalized compensation operator of the logic fuzzy connective. The reconstruction approach generates errors less than 13.23%.*

Keywords—*Three-dimensional reconstruction, fuzzy connectives, pin-hole model, rotational angiography, left ventricle.*

Resumen— *En este trabajo, se propone un método de reconstrucción tri-dimensional aproximada del ventrículo izquierdo de corazón humano. El método realiza la reconstrucción a partir de la información asociada a los niveles de gris y considera la geometría de proyección perspectiva expresada por el modelo pin-hole. El método está inspirado en la etapa de aproximación utilizada por los enfoques difuso y probatorio. La reconstrucción tridimensional se realiza combinando la retroproyección de cada una de las proyecciones de la cavidad en la misma fase del ciclo cardíaco. La información de nivel de gris de las imágenes de entrada se combina mediante conectores difusos. Los conectores difusos considerados corresponden a norma T, conorma T, función de promediación y el operador de compensación generalizada del conector difusa lógico. El método de reconstrucción genera errores menores al 13.23%.*

Palabras Clave—*Reconstrucción tri-dimensional, conectores difusos, modelo pin-hole, angiografía rotacional, ventrículo izquierdo.*

I. INTRODUCCIÓN

Los procedimientos de intervención asistida por computadora y el diagnóstico basado en técnicas de imagenología médica se realizan como parte del trabajo clínico diario. La reconstrucción tridimensional del ventrículo izquierdo (LV) en angiocardiografía, como un procesamiento

basado en imágenes destinado a ayudar al diagnóstico, se ha realizado principalmente a partir de dos vista angiográficas adquiridas utilizando equipos biplanos. Los sistemas angiográficos se han mejorado para permitir la adquisición de secuencias de angiogramas mientras el gantry gira alrededor del paciente. El sistema de adquisición rotacional de rayos X monoplano genera un conjunto finito de imágenes angiográficas que resultan de la proyección perspectiva de un objeto tridimensional desde diferentes ángulos de vista sobre un espacio bidimensional (2-D) [1].

Los avances en el desarrollo de estos sistemas imagenológicos han motivado la reconstrucción tridimensional (3-D) de la forma del ventrículo izquierdo desde varias vistas en la angiografía rotacional (RA). La reconstrucción 3-D del LV a partir de un número limitado de vista angiográficas se puede considerar como un caso particular de reconstrucción tomográfica [2]. No obstante, el problema está mal condicionado y las soluciones precisas solo son factibles al considerar el conocimiento previo y ciertas suposiciones acerca de la forma de la cavidad, y acerca de la existencia de una mezcla homogénea de sangre y el agente de contraste usado en la angiografía. Algunos enfoques de reconstrucción propuestos funcionan bajo el supuesto de una geometría de proyección paralela, lo cual incorpora desventajas ya que requieren etapas de preprocesamiento adicionales tales como la alineación de proyección entre ambas vistas [3].

Aunque han sido muy pocos los enfoques presentados para la reconstrucción del ventrículo izquierdo a partir de proyecciones de angiografía rotacional por rayos X, se han propuesto varias métodos los cuales usan un conjunto reducido de imágenes 2-D. Un enfoque para la reconstrucción de la forma del LV a partir de múltiples proyecciones de angiografía por rayos X ha sido propuesto en [4]. El enfoque se basa en la reconstrucción de la forma 3-D a partir de los contornos ventriculares. El método reconstruye la forma 3-D y su proyección es ajustada al contorno de esta cavidad en la

imagen 2-D, la información asociada a los niveles de gris dentro la forma 2-D del LV no es utilizada para inferir la forma de la cavidad. Por otro lado, un método para la reconstrucción de LV a partir de secuencias de angiografía rotacional biplana por rayos X es propuesto en [5]. El método se basa en la reconstrucción de las proyecciones del LV, adquiridas sobre una fase cardiaca, mediante el enfoque analítico de proyección filtrada hacia atrás utilizado en tomografía computarizada. El método no requiere una etapa de segmentación para la reconstrucción y trabaja directamente en el espacio 3-D. No se presenta una validación clínica y no se muestran resultados cuantitativos.

En esta investigación, se propone un método de reconstrucción aproximado de la cavidad ventricular izquierda. El enfoque realiza la reconstrucción de nivel de gris y considera la geometría de proyección perspectiva expresada por el modelo pin-hole. El enfoque está inspirado en la etapa aproximada utilizada en los enfoques difusos y probatorios [6]. La reconstrucción 3-D se realiza combinando la retroproyección de cada una de las vistas que representan la misma fase del ciclo cardíaco.

II. METODOLOGÍA

Esta investigación responde al enfoque hipotético-deductivo y al paradigma cuantitativo mediante el uso de procesos de análisis y validación de un método para la reconstrucción 3-D del LV en imágenes de corazón humano.

Se considera un marco de diseño documental no experimental para analizar los conjuntos de datos de angiografía rotacional por rayos X del corazón humano sintetizados a partir de imágenes de tomografía computarizada multicapa (MSCCT). Además, se requiere un diseño experimental para construir el modelo anatómico 3-D del ventrículo izquierdo. En la investigación experimental, un objeto está sujeto a ciertas condiciones para observar los efectos que ocurren. Mientras tanto, la investigación documental se basa en la obtención y el análisis de datos de documentos digitales.

En el caso del proceso metódico en el que se estructura el cumplimiento del objetivo propuesto, se presentan cinco etapas clave de desarrollo, que son la construcción del modelo anatómico de la cavidad cardiaca el cual considera el uso de un sistema de proyección perspectiva, el proceso de síntesis de las proyecciones de angiografía rotacional de la cavidad, la definición de los conectores difusos utilizados para la combinación de las proyecciones de RA, la reconstrucción de la 3-D del LV y la evaluación de las reconstrucciones generadas por el método propuesto.

A. Modelo Anatómico de la Cavidad Ventricular

La geometría de proyección se describe utilizando el modelo de pin-hole [7]. La Figura 1 muestra los diferentes sistemas de referencia asociados al modelo pin-hole.

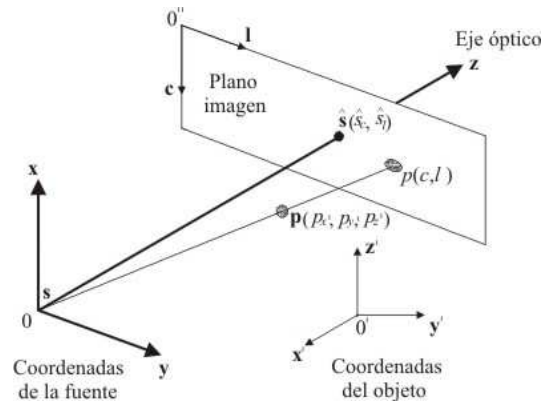


Fig. 1 Modelo pin-hole de proyección perspectiva.

Denótese por s la posición de la fuente de energía sobre el sistema coordenado de la fuente xyz , denótese por p un punto sobre un objeto 3-D en el sistema coordenado del objeto $x'y'z'$, y sea cl el sistema coordenado donde será definida la proyección perspectiva 2-D del objeto 3-D, tal sistema se denomina *plano imagen*. La fuente es colocada a una distancia f del plano imagen. El sistema coordenado vinculado a la fuente se elige de tal manera que el plano xy sea paralelo al plano imagen. El modelo de proyección perspectiva incluye un eje óptico perpendicular al plano imagen, que pasa por el origen del sistema coordenado de la fuente y que coincide con el eje z . La intersección del eje óptico con el plano imagen, genera el punto \hat{s} de coordenadas (\hat{s}_c, \hat{s}_l) . La proyección del punto p sobre el plano imagen es representada por el píxel $\hat{p} = (\hat{p}_c, \hat{p}_l)$.

Tal modelo se representa mediante una matriz de proyección de 3×4 , denotada como M , que describe las transformaciones de coordenadas entre las imágenes bidimensionales de referencia. La relación entre un punto de imagen (u, v) y un punto en el sistema real de coordenadas (x, y, z) está dada por:

$$\lambda \cdot [u \ v \ 1]^T = M \cdot [x \ y \ z \ 1]^T, \quad (1)$$

en la cual λ es cualquier escalar distinto de cero.

En este trabajo, las proyecciones perspectivas son sintetizadas mediante un sistema geométrico implantado sobre una cámara virtual, la cual se encarga de emular el modelo asociado al proceso de adquisición rotacional por rayos X. La cámara virtual es diseñada de acuerdo con un modelo orientado a objetos, el cual es construido con la biblioteca de clases en C++ contenidas en el Toolkit de Visualización [8]. El modelo utilizado se encarga de formar una imagen 2-D a partir de la proyección sobre un plano, de una escena 3-D, considerando un número importante de factores como posición, orientación y punto focal de la cámara, método de proyección y la localización de los planos del truncamiento de la cámara virtual. Todas las especificaciones técnicas y computacionales para la implantación de la cámara virtual se encuentran extensamente descritas en [9].

El proceso de síntesis del conjunto de proyecciones que van a ser utilizadas para realizar la reconstrucción tridimensional de la cavidad ventricular, requiere de un modelo de tal cavidad a partir del cual sean sintetizadas las vistas de angiografía rotacional. El modelo propuesto es extraído de una base de datos de tomografía computarizada multicapa (MSCT). El volumen correspondiente al instante de tiempo en diástole final es utilizado para construir el modelo. Tal volumen contiene 326 cortes tomográficos, de los cuales se seleccionan 226 cortes que contienen información asociada a la cavidad ventricular izquierda. Los cortes tomográficos son segmentados con la información de los contornos trazados de forma manual sobre la pared epicárdica.

B. Síntesis de Proyecciones Angiográficas

El proceso de síntesis de proyecciones bidimensionales del corazón humano de acuerdo con un sistema de adquisición rotacional de angiografía monoplano, requiere de tres aspectos fundamentales: la definición precisa del modelo geométrico asociado a la generación de la proyección perspectiva del órgano sobre un plano 2-D (modelo pin-hole), la definición de los operadores que permiten transformar la ubicación de un punto en el espacio 3-D a la ubicación de tal punto en el espacio de proyección 2-D de acuerdo con el modelo de proyección perspectiva (relación 1), y la definición de la técnica de computación gráfica, que se va a encargar de simular la interacción entre la fuente de rayos X con el objeto 3-D en la dirección de cada rayo simulado.

El modo de adquisición rotacional para sistemas de adquisición monoplano es definido mediante la rotación del arco en C del sistema de rayos X sobre el plano axial, con un valor para el ángulo craneal/caudal (CRA/CAU) constante e igual a 0°. Los máximos valores que normalmente admiten los sistemas para el ángulo oblicuo derecho anterior/oblicuo izquierdo anterior (RAO/LAO) son -100° y +100°.

En el presente trabajo, se considera una adaptación del algoritmo de ray-casting. En tal adaptación, la intensidad asignada a la proyección es la sumatoria del valor contenido sobre todos vóxeles del objeto 3-D que cada rayo intercepta. Cada proyección generada corresponde con una imagen 2-D, denotada por I_{proy} . Tal suposición ha sido previamente utilizada [6,9,10].

C. Conectores Difusos

Determinados modelos de intersecciones y uniones en teoría de conjuntos difusos representados por normas T, co-normas T y funciones de promediación, pueden ser usados como conectores difusos de información con bajos, moderados y altos grados de incertidumbre [11]. Los operadores de compensación generalizada propuestos en [12], obtenidos a partir de las funciones de promediación [11], adicionalmente pueden ser usados en el análisis de datos con grados de incertidumbre [13,14].

A partir de normas T, co-normas T, funciones de promediación y operadores de compensación generalizada se

pueden definir cuatro funciones F , S , M , y L de $[a,b] \times [a,b]$ en $[a,b]$ con a, b números reales con las siguientes restricciones:

- 1) Para todo c, cp en $[a,b]$, $F(c, cp) \leq \min\{c, cp\}$.
- 2) Para todo c, cp en $[a,b]$, $S(c, cp) \geq \max\{c, cp\}$.
- 3) Para todo c, cp en $[a,b]$, $\min\{c, cp\} \leq M(c, cp) \leq \max\{c, cp\}$.
- 4) Para todo c, cp en $[a,b]$, $F(c, cp) \leq M(c, cp) \leq S(c, cp)$.

Al considerar estas restricciones es necesario definir un conjunto de transformaciones lineales que permitan mantener la información densitométrica contenida en las imágenes en el rango de intensidades establecido en el intervalo $[a,b]$.

Cuatro conectores difusos T , G , P , y C son asociados a las funciones F , S , M , y L a través de las transformaciones lineales mostradas en las relaciones 2, 3, 4 y 5.

$$F(c, cp) = a(b-a)T(s, sp), \quad (2)$$

$$S(c, cp) = a(b-a)G(s, sp), \quad (3)$$

$$M(c, cp) = a(b-a)P(s, sp), \quad (4)$$

$$L(c, cp) = a(b-a)C(s, sp), \quad (5)$$

en las cuales $s = (c-a)/(b-a)$ y $sp = (cp-a)/(b-a)$ representan los intensidades normalizados de las imágenes. T , G , P , y C deben ser funciones continuas no decrecientes.

La Tabla 1 presentada en [9] lista un conjunto de normas T y co-normas T usadas como conectores difusos T y G , mientras que la Tabla 9 de la misma referencia lista funciones de promediación usadas como P . Por su parte, en la Tabla 1 mostrada en [10] se lista los operadores de compensación generalizada considerados en la construcción de C .

Se consideran los denominados conectores difusos lógicos cuyas norma T, co-norma T, función de promediación, y operador de compensación generalizada se muestran en las relaciones 6, 7, 8 y 9.

$$T(x, y) = \min(x, y). \quad (6)$$

$$G(x, y) = \max(x, y). \quad (7)$$

$$P(x, y) = (1 - \psi x) + \psi y, \quad \forall \psi \in [0, 1] \quad (8)$$

$$C(x, y) = T^{1-\psi} \cdot G^{\psi}. \quad (9)$$

D. Método de Reconstrucción Tridimensional

El método para la reconstrucción 3-D aproximada del LV a partir de proyecciones sintetizadas de angiografía rotacional por rayos X, considera las siguientes hipótesis:

- 1) La información contenida en las proyecciones usadas en la reconstrucción, está únicamente relacionada al LV. En este sentido, se considera que se ha previamente aplicado un proceso de sustracción logarítmica a objeto de eliminar la información relacionada a otras estructuras cardiovasculares.
- 2) En el proceso de síntesis de las proyecciones de RA, no se consideran componentes de movimiento del corazón. El proceso de adquisición se realiza de forma estática sobre un solo volumen de la base de datos de MSCT.

- 3) Cada proyección representa al modelo de la cavidad cardíaca a partir del cual ha sido generada.
- 4) Mediante la combinación de la información asociada a cada proyección, es posible reconstruir el objeto.

La reconstrucción 3-D consiste en la búsqueda del valor asociado a cada vóxel (v_{klm}) definido sobre una región de reconstrucción $Y \in R^3$ de tamaño $\kappa_1 \times \kappa_2 \times \kappa_3$, a partir de la información contenida en las r proyecciones sintetizadas.

Un vóxel v_{klm} definido en Y es proyectado según el sistema geométrico de proyección perspectiva, sobre píxeles $p_{proy_{uv}} = p_{proy}(u, v)$ de cada una de las r imágenes 2-D que representan las proyecciones angiográficas, de acuerdo con la relación definida en la ecuación 8.

$$p_{proy_{uv}} = \Psi_{proy}(v_{klm}). \quad (10)$$

en la cual $\Psi_{proy}(\cdot)$ es una transformación que integra todos los operadores de proyección perspectiva sobre el sistema coordinado homogéneo.

A partir de la combinación de cada proyección I_{proy} , el conjunto de datos 3-D contenidos en Y puede ser aproximado de acuerdo con la relación 11.

$$\Pi_{proy}(\Psi_{proy}^{-1}(p_{proy}(u, v))) = I_{proy}(p_{proy}(u, v)). \quad (11)$$

en la cual $1 \leq p \leq r$, para r cantidad de proyecciones, la transformación inversa $\Psi_{proy}^{-1}(\cdot)$ representa los operadores inversos del sistema de proyección, la cual dado un píxel en el plano imagen permite localizar el vóxel que lo proyectó.

Cada conjunto Π_{proy} de datos 3-D obtenido para cada proyección I_{proy} , no es capaz por sí solo de representar una buena aproximación a la forma 3-D del objeto proyectado. La hipótesis considerada es que la información contenida en cada proyección puede ser combinada para obtener una mejor aproximación del objeto 3-D. En tal sentido, se propone que la información obtenida a partir de cada proyección sea combinada de acuerdo con los conectores difusos considerados en la sección II.C. Los vóxeles $\hat{v} \in Y$ se pueden determinar de acuerdo con los cuatro conectores difusos según las relaciones 12, 13, 14 y 15.

$$\hat{v}_T(k, l, m) = T(I_{proy}^1(p_{proy}(u, v)), I_{proy}^2(p_{proy}(u, v))). \quad (12)$$

$$\hat{v}_G(k, l, m) = G(I_{proy}^1(p_{proy}(u, v)), I_{proy}^2(p_{proy}(u, v))). \quad (13)$$

$$\hat{v}_P(k, l, m) = P(I_{proy}^1(p_{proy}(u, v)), I_{proy}^2(p_{proy}(u, v))). \quad (14)$$

$$\hat{v}_C(k, l, m) = C(I_{proy}^1(p_{proy}(u, v)), I_{proy}^2(p_{proy}(u, v))). \quad (15)$$

en estas relaciones, I_{proy}^1 e I_{proy}^2 representan dos proyecciones angiográficas consecutivas en el espacio de las rotaciones (RAO/LAO). El primer par de proyecciones es inicialmente combinado, el resultado de esta combinación es entonces combinado con la siguiente proyección. Este proceso se realiza hasta combinar las r proyecciones consideradas en la reconstrucción.

E. Valoración del Método de Reconstrucción

Las medidas de error utilizadas para valorar la calidad del método de reconstrucción propuesto se basan primero en comparar el valor de los vóxeles del objeto original (modelo anatómico del LV) y las versiones reconstruidas. Para el modelo original denotado v y su reconstrucción denotado por \hat{v} , siendo ambos volúmenes de tamaño $\kappa_1 \times \kappa_2 \times \kappa_3$, el error viene expresado de acuerdo con la relación 10.

$$Error_{3D} = 100 \times \frac{\sum_{k=1}^{\kappa_1} \sum_{l=1}^{\kappa_2} \sum_{m=1}^{\kappa_3} \|v(k, l, m) - \hat{v}(k, l, m)\|}{\sum_{k=1}^{\kappa_1} \sum_{l=1}^{\kappa_2} \sum_{m=1}^{\kappa_3} v(k, l, m)}. \quad (10)$$

Una segunda medida de error se fundamenta en comparar las proyecciones sintetizadas a partir del modelo original, con las proyecciones sintetizadas a partir de las formas reconstruidas por el método propuesto. En tal sentido, para una proyección 2-D sintetizada del modelo original de tamaño $\kappa_4 \times \kappa_5$ denotada por f , y para la proyección 2-D del mismo tamaño, sintetizada de los modelos del LV reconstruidos \hat{f} , el error de proyección esta expresado según la relación 11.

$$Error_p = 100 \times \frac{\sum_{k=1}^{\kappa_4} \sum_{l=1}^{\kappa_5} \|f_p(k, l) - \hat{f}_p(k, l)\|}{\sum_{k=1}^{\kappa_4} \sum_{l=1}^{\kappa_5} f_p(k, l)}. \quad (11)$$

en la cual $1 \leq p \leq r$, para r proyecciones.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A. Construcción del Modelo Anatómico del LV

La Figura 2 muestra el resultado del proceso de segmentación para el volumen en diástole final, sobre 6 cortes tomográficos ubicados entre el plano tomográfico más basal (imagen superior izquierda) y el plano que define el ápex (imagen inferior derecha) de una base de datos de MSCT.

En la Figura 2 se muestran varias vistas del modelo del LV obtenido, tales vistas son obtenidas mediante rendering volumétrico considerando la proyección perspectiva.

B. Proyecciones de RA

La cámara virtual se fija inicialmente con un ángulo correspondiente a la incidencia oblicuo derecha anterior (RAO), la proyección RAO del LV es obtenida con el algoritmo de ray-casting con la adaptación anteriormente propuesta, posteriormente la posición de la cámara virtual es modificada, al hacerla rotar alrededor de la dirección de vista un ángulo igual a 30° . Este proceso es aplicado varias veces, hasta hacer rotar la cámara 210° alrededor del paciente a partir de la posición RAO. El tamaño de cada proyección es 512×512 píxeles.

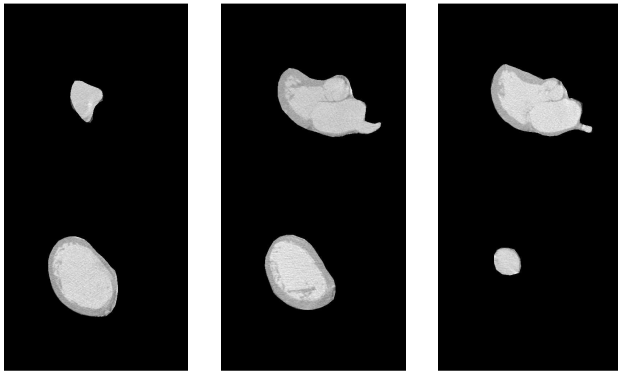


Fig. 2 Resultado de la segmentación de la pared epicárdica.

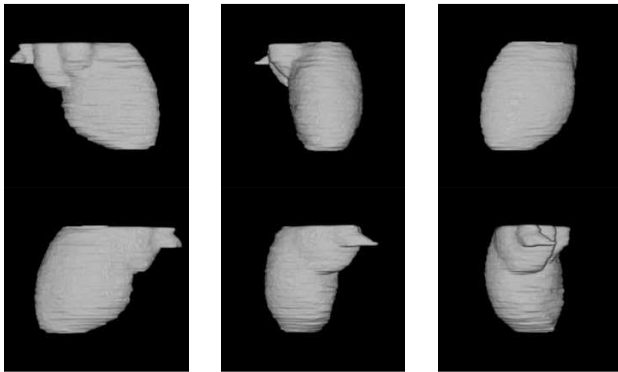


Fig. 3: Vistas del modelo anatómico del LV.

La Figura 4 muestra las seis proyecciones sintetizadas para el modelo del ventrículo izquierdo construido a partir de la base de datos de MSCT. La Figura 4 solo muestra la información asociada al LV.

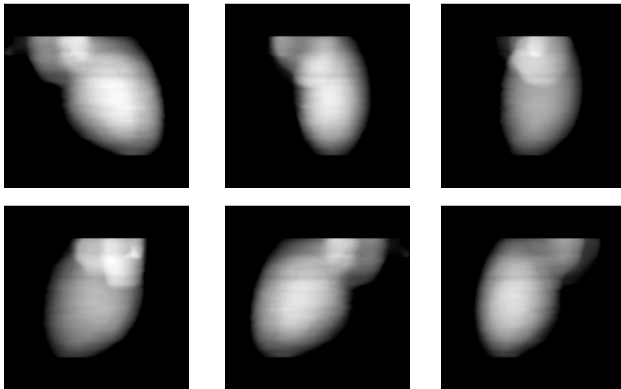


Fig. 4: Proyecciones de angiografía rotacional sintetizadas a partir del modelo 3-D del LV.

C. Reconstrucción 3-D del LV

El método de reconstrucción es aplicado considerando las seis proyecciones que se muestran en la Figura 4. El resultado de la reconstrucción se muestra en la Figura 5. La incidencia o proyección $RAO + 300^\circ$ en la Figura 5. La Figura 5.a representa la vista 3-D en incidencia $RAO + 300^\circ$ para la estructura reconstruida usando el conector difuso lógico T . Las restantes Figuras 5.b, 5.c y 5.d, representan a las versiones

reconstruidas para los conectores difusos lógicos G , P y C , respectivamente.

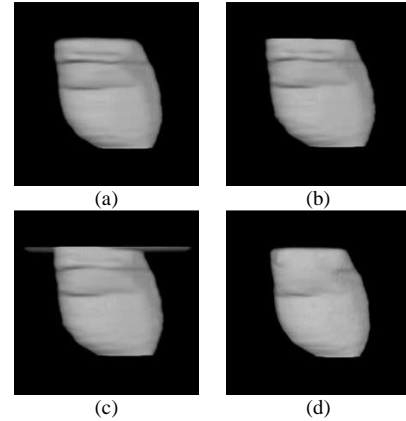


Fig. 5: Resultados de la reconstrucción. Incidencia $RAO + 300^\circ$. (a) Conector difuso lógico T . (b) Conector difuso lógico G . (c) Conector difuso lógico P . (d) Conector difuso lógico C .

La Tabla I muestra el error medido con respecto al modelo 3-D de referencia según la expresión 10 para cada uno de los conectores difusos usados en la reconstrucción. Por otra parte, en la Tabla II se muestran los errores medidos sobre las proyecciones radiográficas. Para cada forma ventricular reconstruida, se sintetizan de acuerdo con el método propuesto las proyecciones de angiografía rotacional, las cuales son comparadas con las proyecciones sintetizadas del modelo anatómico del LV mediante la relación 11.

TABLE I
ERROR (%) MEDIDO CON RESPECTO AL MODELO 3-D PARA CADA CONECTOR DIFUSO.

Conector T	Conector G	Conector P	Conector C
19.37	19.81	13.23	18.15

TABLE II
ERROR (%) DE LAS PROYECCIONES PARA PARA CADA CONECTOR DIFUSO.

Proyección	T	G	P	C
RAO	19.83	14.41	9.62	13.42
RAO+30°	19.47	19.88	11.21	20.97
RAO+60°	17.55	22.61	12.37	16.45
RAO+90°	16.21	15.32	10.29	13.01
RAO+120°	13.44	16.12	11.98	18.94
RAO+150°	21.03	19.46	10.26	17.93
RAO+180°	18.42	19.51	12.18	24.25
RAO+210°	20.37	21.39	15.82	23.18

D. Discusión

La reconstrucción 3-D del LV a partir de un conjunto limitado de proyecciones es un problema complejo. La utilización de muy pocas proyecciones genera un problema de ambigüedad en la reconstrucción, el cual es normalmente resuelto mediante el uso de suposiciones acerca de la forma y la orientación de la cavidad, o la utilización de teorías capaces de modelar la imprecisión y la incertidumbre sobre las proyecciones de angiografía. El uso de un conjunto de proyecciones obtenidas por angiografía rotacional introduce un problema adicional, que se refiere a las componentes del

movimiento que se deben considerar, lo cual exigiría al método de reconstrucción la incorporación de un modelo de movimiento ventricular.

El enfoque propuesto considera un conjunto considerablemente limitante de suposiciones para la reconstrucción 3-D del LV. Adicionalmente, no incorpora algún tipo de metodología que permita realizar la optimización de la forma ventricular inferida. Los errores obtenidos, Tablas I y II, muestran al método propuesto como un método válido para la reconstrucción aproximada de la forma ventricular izquierda. El error porcentual 3-D para el conector difuso T es 19.37%, para el conector G es 18.91%, para el conector P es 13.23% y para el conector C es 18.15%. Los errores de proyecciones también son más bajos para la reconstrucción realizada con el conector difuso P .

IV. CONCLUSIONES

Se explora la reconstrucción 3-D del LV en equipos RA. Se presenta un enfoque de reconstrucción aproximado que proporciona errores tridimensionales tan bajos como 13.23%.

Para la aplicación del enfoque de reconstrucción sobre datos reales se deben realizar consideraciones importantes. El proceso de adquisición de proyecciones en angiografía rotacional considera el registro simultáneo de la señal electrocardiográfica (ECG) a objeto de hacer corresponder cada proyección con un instante del ciclo cardiaco. Para un mismo instante cardiaco se selecciona el conjunto de vistas a utilizar en la reconstrucción. Problemas asociados a movimiento del paciente y variaciones del volumen ventricular entre ciclos cardiacos consecutivos, sobre todo en pacientes patológicos, establecen diferencias de la forma ventricular de un ciclo cardiaco al siguiente. La fuente de rayos X en angiográficos rotacionales no permanece estable durante todo el período de adquisición, generándose variaciones de la iluminación sobre el conjunto de proyecciones.

El enfoque propuesto realiza la reconstrucción a partir de proyecciones que contienen solamente información asociada al LV. La aplicación del método sobre datos reales, hace necesario la incorporación de una etapa de preprocesamiento en la cual se aplique una técnica de sustracción logarítmica para sustraer las proyecciones antes y después de la inyección del producto de contraste sobre la cavidad ventricular. Esto genera un problema adicional, debido a que el inicio de la rotación del equipo de angiografía no está sincronizado con el ECG. En tal sentido, la elección del instante del ciclo cardiaco sobre el cual se realizará la sustracción de las proyecciones con o sin producto de contraste va a ser aproximada.

Como trabajo futuro la síntesis de las proyecciones del ventrículo izquierdo, debe realizarse con ayuda de un modelo capaz de reproducir exactamente al modelo pin-hole a objeto de utilizar un sistema geométrico de proyección perspectiva en el cual los parámetros que lo definen, correspondan con los parámetros que pueden ser obtenidos en procesos de calibración y ajuste de distorsión geométrica.

Adicionalmente, al enfoque propuesto para la síntesis de las proyecciones utilizadas en la reconstrucción, se le debe incorporar un modelo de movimiento del LV, el cual incorpore la compensación del movimiento respiratorio y el movimiento asociado al proceso de contracción/relajación de las fibras musculares, con el objetivo de simular la mayor cantidad de características asociadas a datos reales de RA monoplane. Una validación clínica completa también es necesaria.

AGRADECIMIENTO

Los autores desean agradecer a la Universidad Simón Bolívar, Colombia, y al Decanato de Investigación de la Universidad Nacional Experimental del Táchira, Venezuela por su apoyo a esta investigación. Este trabajo fue apoyado financieramente por la Universidad Simón Bolívar, Colombia (Grant: C2011520216).

REFERENCES

- [1] J. Maddux, S.-Y. Chen, B. Groves, J. Messenger, O. Wink, y J. Carroll, "Rotational angiography and 3D coronary modeling: revolutions in the cardiac cath lab". *MedicaMundi*, vol 47, no. 2, pp. 8–14, 2003.
- [2] G. T. Herman, "Image reconstruction from projections," *Real-Time Imaging*, vol. 1, no.1, pp. 3–18, 1995.
- [3] H. Cornelis and J. J. Gerbrands, "A network flow approach to reconstruction of the left ventricle from two projections," *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 18, np. 1, pp. 18–36, 1982.
- [4] M. Moriyama, Y. Sato, H. Naito, M. Hanyama, T. Ueguchi, T. Harada, F. Yoshimoto, y S. Tamura, "Reconstruction of time-varying 3-D left-ventricular shape from multiview X-ray cineangiograms". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 7, pp. 773–785, 2002.
- [5] H. Kelh, J. Jäger, N. Papazis, D. Dimitrelos, J. Gehrmann, R. Kassenböhmer, J. Vogt, y G. Sakas. 3D heart modeling from biplane rotational angiographic X-ray sequences. *Computers & Graphics*, vol. 24, no. 5, pp. 731–739, 2000.
- [6] R. Medina, M. Garreau, J. Toro, J. L. Coatrieux, y D. Jugo, "Three-dimensional reconstruction of the left ventricle from two angiographic views: An evidence combination approach," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, vol. 34, no. 3, pp. 359–370, 2004.
- [7] R. Horaud, y O. Monga. *Vision par ordinateur, outils fondamentaux*. Paris: HERMES, 1993.
- [8] W. Schroeder, K. Martin, y B. Lorensen. *The Visualization Toolkit, An Object-Oriented Approach to 3D Graphics*. New York: Prentice Hall, 2001.
- [9] A. Bravo y R. Medina, "Enfoque para la reconstrucción del ventrículo izquierdo en angiografía rotacional por rayos X", *Revista Científica UNET*, vol. 25, no. 1, pp. 1-18, 2013.
- [10] H. Hauser, L. Mroz, G. I. Bisch, y M. E. Groller. "Two-level volume rendering". *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 7, no. 3, pp. 242-252, 2001.
- [11] M. Mizumot, "Pictorial Representations of fuzzy connectives, Part I: Cases of T norms, T-conorms and averaging operators". *Fuzzy Sets and Systems*, vol. 31, no 2, 217–242. 1989.
- [12] M. Mizumoto, "Pictorial Representations of fuzzy connectives, Part II: Cases of Compensatory Operators and Soft-dual Operators". *Fuzzy Sets and Systems*, vol. 32, no 1, 45–79. 1989.
- [13] Herrera F., Herrera-Viedma E., Lozano M., Verdegay J.L.. "Fuzzy Tools to Improve Genetic Algorithms", *Proc. of the Second European Congress on Intelligent Techniques and Soft Computing*, Junio, pp. 1532-1539, 1994.
- [14] Gupta M.M., Qi J., "Theory of T-norms and fuzzy inference methods", *Fuzzy Sets and Systems*, vol. 40, no. 3, pp 431-450, 1991.