

Análisis de la Función Cardíaca en Angiografía

Hernando Velandia

Universidad de los Andes, Mérida, Venezuela, hernandov@ula.ve

Rubén Medina

Universidad de los Andes, Mérida, Venezuela, rmedina@ula.ve

RESUMEN

La detección y cuantificación de anomalías en la función cardíaca representa un reto importante en la medicina actual, debido a que las enfermedades cardíacas son una causa influyente, en altas tasas de mortalidad a nivel mundial. Con esto en mente, se ha desarrollado un sistema semiautomático, basado en técnicas asistidas por computadora, que permiten estimar índices descriptivos del funcionamiento del ventrículo izquierdo (VI) y las arterias coronarias en imágenes de angiografía. Tales índices incluyen el Volumen Diastólico Final (VDF), el Volumen Sistólico Final (VSF), el Volumen Latido (VL), la Fracción de Eyección (FE), la dinámica ventricular y la estenosis. La herramienta descrita se ha diseñado con la finalidad de brindar un apoyo al médico especialista en cuanto al diagnóstico y tratamiento del paciente. Los resultados obtenidos en la validación preliminar son promisorios y permiten sugerir la incorporación de otras funcionalidades avanzadas de análisis y estimación de la función cardíaca.

Palabras claves: Ventrículo izquierdo, arterias coronarias, angiografía.

ABSTRACT

Detection and quantification of abnormalities in the heart function represent an important challenge in health care. Moreover, cardiac diseases are an important cause of mortality all over the world. With this in mind, a semiautomatic system has been developed. The software system enables the estimation of several quantitative indices describing the function of the left ventricle (LV) and coronary arteries in angiography images. These indices include the End Diastolic Volume (EDV), the End Systolic Volume (ESV), the Stroke Volume (SV), the Ejection Fraction (EF), the ventricular motion and the artery stenosis. This software tool is designed aimed at offering support to the specialist during the diagnosis and treatment of cardiac diseases. Preliminary results are promising and suggest the incorporation of other more advanced analysis and estimation features aimed at increasing the accuracy and improving the user interface.

Keywords: Left ventricle, coronary arteries, angiography.

1. INTRODUCCIÓN

La valoración morfológica y funcional del corazón es de vital importancia, debido a que el daño cardiovascular (DCV) es una de las principales causas de mortalidad a nivel mundial (Mackay and Mensah, 2004). De las cuatro cámaras cardíacas, el VI es la más susceptible a sufrir daño severo, en enfermedades tales como la hipertensión arterial, la diabetes mellitus o la aterosclerosis. En la aparición de una disfunción ventricular el VI debe hacer frente a una sobrecarga sanguínea debida a una presión elevada, por lo que fisiológicamente tiende a sufrir una hipertrofia. Si persiste el estrés el ventrículo acaba por sufrir una disfunción que con el paso del tiempo, se hace crónica e irreversible. Llegado a este punto, la función del miocardio queda comprometida y la capacidad contráctil del corazón acaba perdiéndose (Montaner, 2007). Por su parte, las arterias coronarias son las vías encargadas de suministrar la sangre al músculo cardíaco, y cualquier alteración en ellas, puede tener graves consecuencias. Existen numerosas patologías coronarias capaces de producir trastornos de la circulación

coronaria. La más frecuente es la aterosclerosis, pero también otras causas pueden afectar la circulación coronaria, tales como embolias, arteritis, disección, estenosis ostiales, entre otras (University of Virginia Health System, 2008).

A nivel clínico, el análisis a través de imágenes generalmente es realizado de forma visual, lo cual genera una valoración que resulta imprecisa acerca de la función ventricular. La introducción de técnicas asistidas por computadora ha incrementado la necesidad de desarrollar algoritmos eficientes para el tratamiento de imágenes cardiovasculares, con la finalidad de obtener resultados más precisos (Bravo, 2006; Price, 1994).

El propósito de este artículo es el de presentar una plataforma de software que nos permita obtener los descriptores más significativos para el análisis y prevención de alteraciones en la función cardiaca. El proyecto incluye en un principio el desarrollo de una herramienta semiautomática y posteriormente la automatización del proceso de análisis cuantitativo de la función cardiaca. Para ello se tiene previsto incorporar métodos completamente automáticos para la segmentación del ventrículo izquierdo y las arterias coronarias, como los reportados por los autores (Oost et al., 2006; Bravo et al., 2007; Cootes et al., 1998; Lelieveldt, 2001; Fisker, 2000).

En el presente trabajo se reportan los resultados preliminares correspondientes a la plataforma semiautomática. En la sección 2 se proporciona una breve descripción del equipo y del proceso de adquisición de las imágenes, como también una relación de los parámetros a estimar. Por su parte en las secciones 3 y 4 se realiza tanto una descripción completa de los diferentes descriptores cuantitativos y cualitativos del sistema como la metodología aplicada para obtenerlos. Finalmente se presentan los resultados y conclusiones.

2. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

La angiografía por rayos X es una modalidad ampliamente utilizada en la evaluación de la función cardiaca. Para visualizar el corazón con esta modalidad el paciente es sometido a una intervención denominada cateterismo cardiaco, durante la cual, la región a estudiar es llenada con un material de contraste radio-opaco. La adquisición de las imágenes puede ser realizada en dos planos (considerando la vista Oblicua Anterior Derecha (OAD) 30° y la vista Oblicua Anterior Izquierda (OAI) 60°). El tiempo de adquisición promedio es alrededor de 8 a 10s, cubriendo de 7 a 9 ciclos cardiacos. La distribución del contraste inyectado se considera óptima alrededor del segundo o tercer ciclo cardiaco.

En uno de esos ciclos se seleccionan varios cuadros de imagen relacionados de la siguiente manera: para cuantificar la función ventricular izquierda, se eligen los correspondientes a Diástole y Sístole Final, en los cuales el contorno endocárdico es trazado manualmente por parte del especialista y en función al análisis arterial coronario, una o varias imágenes en las que sea notable la estenosis y el médico pueda ubicar la lesión marcando varios puntos sobre ella. Con base en la información obtenida anteriormente se estiman los volúmenes Diastólico y Sistólico final, la Fracción de Eyección (Oost et al., 2006) y otros parámetros descriptivos de la función ventricular.

Por su parte para el estudio arterial coronario se realiza una segmentación basada en las coordenadas seleccionadas por el cardiólogo estimando factores como: el diámetro de referencia, diámetro de estenosis, longitud de la lesión y factores relacionados al radio de estenosis como el área y el diámetro (Yan et al., 1978).

El equipo utilizado para la adquisición y visualización del estudio de angiografía es el denominado INNOVA 2000, construido por la General Electric y que presenta las siguientes características: Posee un detector digital de estado sólido Revolution, las imágenes completamente digitales presentan un campo de vista de 20.5 cm. x 20.5 cm., las secuencias de imágenes se registran a 30 cuadros por segundo con una resolución de 512 x 512 pixels y cada píxel se representa con 256 niveles de gris (General Electric Company, 2007; Sagardi, 2002).

3. ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LA FUNCIÓN CARDIACA

3.1 CUANTIFICACIÓN DE LA FUNCIÓN VENTRICULAR

La función ventricular esta descrita por un conjunto de parámetros cuantitativos que se obtienen a partir del ventrículograma para diástole y sístole adquiridas según la orientación OAD 30°. Tales parámetros se presentan a continuación:

3.1.1 VOLUMEN DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO (VVI)

Es el parámetro básico a partir del cual se pueden derivar otros descriptores del VI. En la rutina clínica para el cálculo de VVI a partir de imágenes 2-D, se asume que el ventrículo tiene una forma elipsoidal (Yan et al., 1978), en donde el eje mayor (L) de tal forma geométrica corresponde a la longitud entre la válvula aórtica y el ápex (Figura 1). Los ejes menores $D1$ y $D2$ (perpendicular a $D1$) se consideran iguales y se estiman a partir de la longitud del eje mayor y del área A (región contenida en el contorno ventricular) en donde $D1 = D2 = D = 4A/\pi L$ (Oost et al., 2006). De manera que el volumen del elipsoide vendrá dado por $V = D^2 L \pi / 6$.

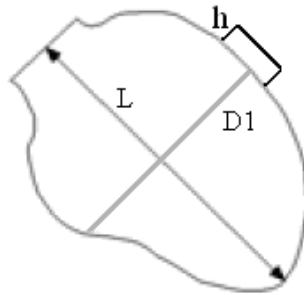


Figura 1: Mapa de contorno ventricular (silueta gris). El rectángulo de altura h es utilizado para estimar el volumen ventricular total

3.1.2 VOLUMEN LATIDO (VL)

Está definido como el volumen eyectado entre la diástole Final (VDF) y la sístole final (VSF) y expresado como $VL = VDF - VSF$ (Folland et al., 1977).

3.1.3 FRACCIÓN DE EYECCIÓN (FE)

Este índice expresa el acortamiento global de la fibra del VI y se considera como una de las mediciones más significativas de la función de bombeo del VI. Se define como $FE = (VL/VDF) \times 100\%$ (Oost et al., 2006; Folland et al., 1977).

3.1.4 VOLUMEN TOTAL DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO (VT)

En diástole final, la pared epicárdica del ventrículo izquierdo es detectada en la parte superior derecha. De esta manera entre el contorno de la pared interna del ventrículo y el contorno de la pared externa, se genera de manera aproximada un rectángulo, cuya altura h es un estimado del espesor de la pared ventricular (Yan et al., 1978), como se muestra en la Figura 1. Con tal estimación el VT puede ser calculado como $VT = (L + 2h) \times (D + 2h)^2$.

3.1.5 MASA DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO (MVI)

Este parámetro es generalmente determinado con ayuda de dos factores: el volumen de la cavidad y el espesor de la pared. Para ello se debe suponer que el septum ventricular forma parte del VI y que el volumen del miocardio (VM) es igual al volumen total (VT) contenido dentro de los bordes epicárdicos del ventrículo, menos el volumen de la cavidad en fase diastólica final (VDF). La MVI es obtenida multiplicando VM por la densidad del tejido muscular (1.05 g/cm^3) (Yan et al., 1978).

$$VM = VT - VDF \quad (1)$$

$$MVI = 1.05 \times VM \quad (2)$$

3.1.6 CINECIA VENTRICULAR

A partir de la superposición de los contornos ventriculares en Diástole y Sístole se estima una curva que expresa el porcentaje de acortamiento entre ellos (Antoine, 2006). Su finalidad es la de detectar anomalías en el movimiento Sístólico tales como: hipokinesis, asineresis, akinesis, diskinesis y asincronía (Bravo, 2006).

3.2 VALORACIÓN DE LA FUNCIÓN CORONARIA

La enfermedad coronaria es cualquier afectación en las arterias coronarias, habitualmente este término es sinónimo de lesión obstructiva en la pared de estos vasos (estenosis). La pared interior de las arterias está cubierta de una capa de células llamada endotelio, sobre este ocurren muchas agresiones causadas por la hipertensión, el tabaco, infecciones, etc. que van produciendo lesiones que acaban alterándolo. Dicho problema facilita la acumulación de grasa (lípidos) en la pared y provoca su inflamación. Esta a su vez facilita por una serie de mecanismos, la acumulación de más grasa, lo que empeora la lesión endotelial y da lugar a la placa de aterosclerosis, también llamada ateroma. Se producirá entonces una estenosis en la pared de la arteria lo que a su vez facilita la formación de trombos (coágulos de sangre) que estrecha aún más la luz del vaso y contribuirá con el tiempo a que la placa crezca cada vez más (Chandran, 1992). En función de prevenir y valorar esta grave enfermedad es posible estimar los siguientes descriptores (Yan et al., 1978):

3.2.1 DIÁMETRO DE REFERENCIA (DREF)

Distancia estimada entre las paredes arteriales de luz normal (Figura 2).

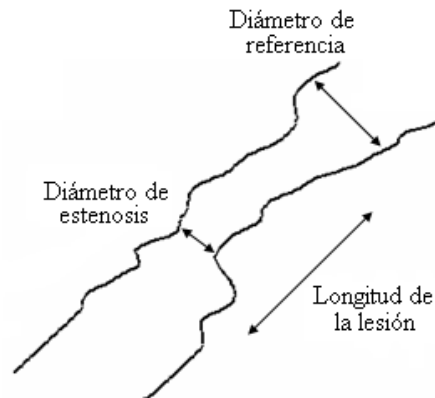


Figura 2: Contorno arterial

3.2.2 DIÁMETRO DE ESTENOSIS (DEST)

Longitud calculada entre las paredes arteriales afectadas (Figura 2).

3.2.3 LONGITUD DE LA LESIÓN (LLES)

Segmento arterial afectado por la obstrucción (Figura 2).

3.2.4 RELACIÓN DE ESTENOSIS

Para este factor se derivan dos medidas importantes como son:

- Área (A): sección porcentual estimada en función de DREF y DEST, cuantificándose como $A = \pi \times r^2$.
- Diámetro (D): longitud porcentual valorada como función de DREF y DEST.

4. METODOLOGÍA

4.1 FUNCIÓN VENTRICULAR

El proceso de estimación de los parámetros asociados a la función ventricular incluye tres etapas: Selección de imágenes angiográficas y trazado del contorno, procesamiento de las imágenes binarias resultantes y finalmente la estimación de los parámetros descriptivos de la función ventricular.

4.1.1 SELECCIÓN DE IMÁGENES ANGIOGRÁFICAS

Del estudio de angiografía se eligen 2 imágenes: diástole y sístole final, a las cuales como etapa de preprocesamiento se les aplica un realce de contraste por modificación del histograma, con la finalidad de que el especialista trace sus contornos, considerando una herramienta interactiva que permite seleccionar los puntos utilizando una interfaz gráfica. Adicionalmente, para la imagen diastólica se ubican 6 puntos como se indica en la figura 3(a), 3 de ellos (1, 3, 5) en el contorno endocárdico y los 3 restantes (2, 4, 6) en la pared epicárdica. Este conjunto de puntos permite calcular las alturas h_{12} , h_{34} y h_{56} . Teniendo estos valores se procede a calcular el promedio de los mismos para representar un estimado del espesor de la pared ventricular h , necesario para cuantificar la masa ventricular.

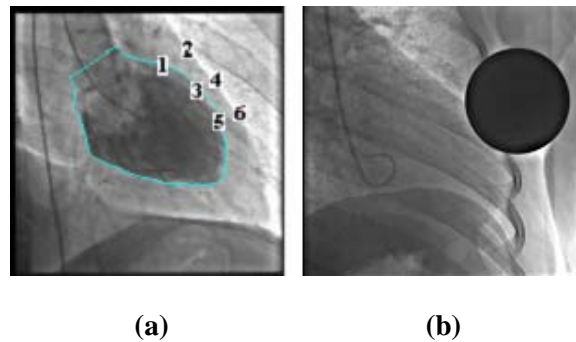


Figura 3: (a). Ilustración de la ubicación de los puntos para estimar el espesor ventricular h . (b). Imagen de Referencia

Un aspecto importante para la estimación de los parámetros cuantitativos es la resolución espacial (referencia), definida como el tamaño de un píxel en el mundo real (expresado en mm, cm, etc.). Esta conversión en este caso es llevada a cabo a partir de otra imagen proporcionada por el estudio de angiografía (Figura 3(b)), en ella la referencia se obtiene colocando una esfera de 4 cm de diámetro al realizar el cateterismo en la región axilar izquierda del paciente. Al medir ese diámetro en píxeles es posible determinar el factor de escala requerido para la evaluación cuantitativa.

4.1.2 PROCESAMIENTO DE IMÁGENES BINARIAS

Con la información obtenida a partir de las coordenadas de los puntos del contorno en la sección anterior (Figura 3(a)), se obtiene una representación binaria de los mismos (Figura 4(a)).

En función de corregir los movimientos globales del ventrículo se superponen los contornos (en diástole y sístole) a través de sus centroides (3) y se rotan de manera tal que los ápex estén alineados (Figura 4(b)) (Antoine, 2006).

El centroide se estima de la siguiente manera:

$$r' = \frac{1}{A} \times \sum r \quad (3a)$$

$$c' = \frac{1}{A} \times \sum c \quad (3b)$$

Definido por las coordenada r' , c' , donde r representa cada uno de los números de las filas de la forma ventricular y c los números de columnas de la forma ventricular. A es el área encerrada por el contorno. Finalmente para

obtener el porcentaje de acortamiento se trazan 100 radios desde el centroide hacia el contorno diastólico, (Figura 4(b)) (Antoine, 2006).

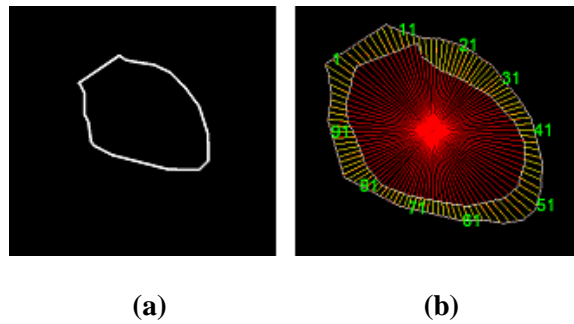


Figura 4: (a). Imagen binaria del contorno diastólico. (b). Superposición del contorno diastólico y sistólico, marcando su diferencia longitudinal (radios amarillos).

4.1.3 CÁLCULO DE LOS PARÁMETROS CUANTITATIVOS

Para estimar el valor de los diferentes parámetros descriptores de la función ventricular izquierda, es necesario calcular en primer lugar los valores de L , D tanto para diástole como para sístole y h para diástole. Calculando estos valores es posible obtener los descriptores restantes. Por último, en función de obtener la curva de cinécia o porcentaje de acortamiento ventricular, se calcula la longitud del radio desde el centroide común hasta el contorno diastólico, equivaliendo esta medida al 100%, seguidamente se estima la longitud del mismo radio pero ahora desde el contorno sistólico al diastólico (radios en amarillos (Figura 4(b))), y se procede a calcular su valor porcentual, con respecto a la distancia entre el centroide y el contorno diastólico (100%). Este resultado es representado en la curva de cinécia, con respecto al número del radio analizado (Figura 5) (Antoine, 2006).

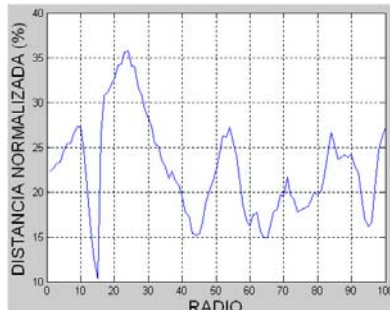


Figura 5: Cinecia Ventricular

4.2 FUNCIÓN CORONARIA

El proceso de estimación de los parámetros asociados a la función coronaria incluye tres etapas: Selección de la imagen coronaria y región de interés (estenosis), procesamiento de la imagen resultante, y por último la estimación de los parámetros descriptivos.

4.2.1 SELECCIÓN DE LA IMAGEN CORONARIA Y REGIÓN DE INTERÉS:

Del estudio de angiografía se elige una imagen en la cual la lesión pueda ser identificada (Figura 6(a)). La etapa de preprocesamiento consiste en primer lugar, de la demarcación de la región a estudiar por parte del especialista (apoyado en una herramienta interactiva), indicando también el principio y fin de la estenosis; seguidamente es aplicado un realce de contraste por modificación del histograma y finalmente un filtrado de mediana con el objetivo de reducir el ruido impulsivo presente en la imagen.

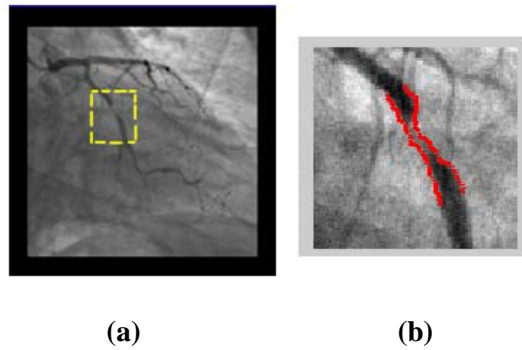


Figura 6: (a). Imagen coronaria elegida y en la cual se ilustra la zona a procesar. (b). segmentación arterial obtenida

4.2.2 PROCESAMIENTO DE LA IMAGEN DE INTERÉS:

Con la información recopilada se procede a encontrar los puntos del contorno, valiéndose de un conjunto de rectas perpendiculares a la línea central, generada con los dos puntos mencionados anteriormente (principio y fin de la lesión), y luego aplicando la técnica del gradiente, se calcula la máxima variación de niveles de gris a lo largo del perfil definido por cada recta perpendicular a la línea central (Figura 6(b)).

4.2.3 ESTIMACIÓN DE LOS PARÁMETROS DESCRIPTIVOS

Teniendo ubicados los puntos del contorno a ambos lados de la arteria se procede a calcular la distancia euclidiana entre ellos y de esta manera es posible estimar el diámetro de referencia, el diámetro de estenosis y la longitud de la lesión.

Seguidamente con la finalidad de calcular los valores enmarcados en la relación o radio de estenosis, se procede de la siguiente manera:

- *Área*: para este indicador se estima su valor utilizando la ecuación referida en la sección 3 inciso 3.2, primero para el diámetro de referencia (del cual se calcula r), medida que equivale al 100%, y luego para el diámetro de estenosis (del cual se estima r). Teniendo el cálculo de las dos áreas, se estima su diferencia y la relación porcentual de esta respecto al 100% ya estimado. Esta cantidad será el valor de área porcentual en la cual la vía arterial ha disminuido.
- *Diámetro*: para obtener este parámetro simplemente se compara la diferencia de longitud entre el diámetro de referencia y el de estenosis, y se procede de la misma manera que para el área, obteniendo su valor porcentual.

Por último, con la finalidad de expresar las mediciones en las unidades indicadas (mm, cm, etc.), es tomado como patrón de conversión el diámetro del catéter (en pixels) y el valor en *French* (escala comúnmente utilizada para medir el diámetro externo de instrumentos médicos cilíndricos), relacionadas como: $Diámetro (mm) = (Valor en French) / 3$.

5. RESULTADOS

El sistema desarrollado se sometió a una validación preliminar considerando 2 estudios adquiridos en el Instituto Autónomo Hospital Universitario de la Universidad de Los Andes (I.A.H.U.L.A). Los valores obtenidos para cada uno de los parámetros descriptivos tanto de la función ventricular como de la coronaria, son comparados con respecto a los obtenidos por los expertos del Instituto de Cardiología.

La figura 7 muestra en primer lugar 2 imágenes (diástole y sístole) a las cuales se les ha trazado el contorno endocárdico.

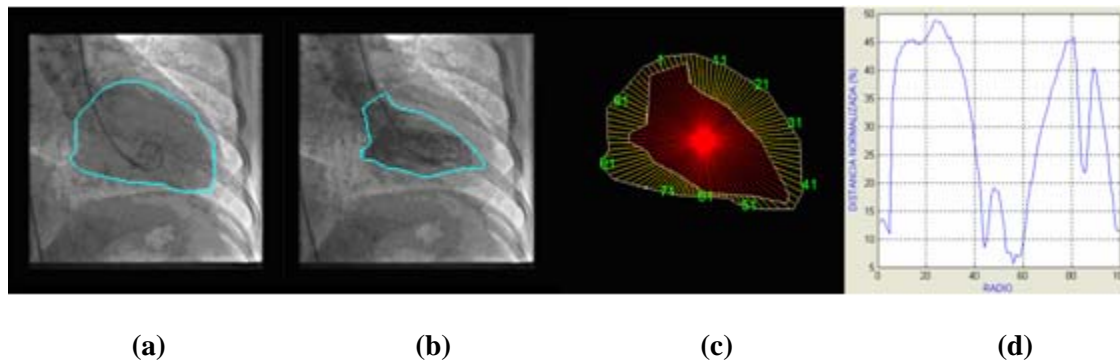


Figura 7: (a) y (b). Trazo del contorno Diastólico y Sistólico. (c). superposición de contornos (centrados y alineados). (d). Curva representativa del porcentaje de acortamiento

Seguidamente la figura 7(c) presenta la puesta en correspondencia de dichos contornos, luego de haber realizado la traslación del centroide del contorno sistólico al centroide del contorno diastólico, la alineación de los ápex y el trazado de los 100 radios necesarios para la estimación de la cinécia ventricular. En la figura 7(d) se presenta la curva de porcentaje de acortamiento que describe cuantitativamente la Cinécia ventricular obtenida para los contornos.

Por su parte la figura 8 muestra la segmentación obtenida de la arteria, identificando el diámetro de referencia y el de estenosis. Además en ella se imprimen los demás parámetros correspondientes a su análisis. En las tablas 1 y 2 se presenta una comparación cuantitativa de los resultados obtenidos para la función ventricular (rotulados como *Vcal*) y los estimados por el cardiólogo para los dos pacientes considerados (identificados como *E1* y *E2*).

Estos resultados representan una validación preliminar del sistema desarrollado. La comparación se expresa en términos del error porcentual. Los valores calculados tanto para el volumen total (*VT*) como para la masa ventricular izquierda (*MVI*) son reportados en la tabla 3. En este caso no se incluye la comparación con respecto a los valores obtenidos por el cardiólogo, debido a que tales parámetros no fueron calculados por los expertos médicos.

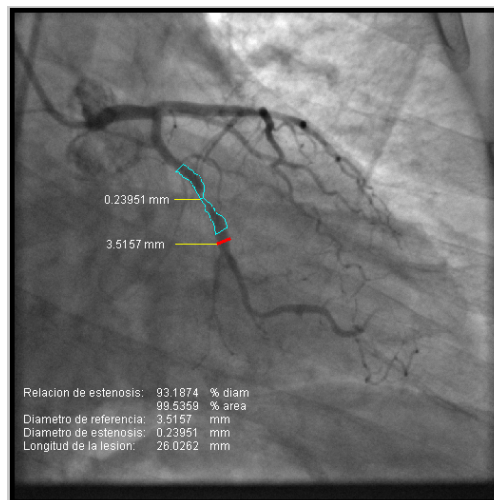


Figura 8: Imagen resultante del estudio arterial coronario

Tablas 1 y 2: Resultados obtenidos. E = Estudio, Vcal =Valor calculado. Unidades: VDF [Mililitros], VSF [Mililitros], VL [Mililitros], FE [%], Error [%]

	E1	Vcal1	Error
VDF	69.00	68.50	0.72
VSF	18.00	17.50	2.77
VL	48.00	51.00	6.25
FE	69.70	74.40	6.74

	E2	Vcal2	Error
VDF	79.00	81.70	3.40
VSF	43.00	42.60	0.90
VL	36.00	39.00	8.30
FE	45.10	47.80	6.00

Tabla 3: Valores adicionales para ambos estudios. Unidades: VT [Mililitros], MVI [gr]

	Vcal1	Vcal2
VT	322.77	453.93
MVI	266.92	390.85

En las tablas 4 y 5 se presentan los resultados correspondientes a la función coronaria calculados y los estimados por el médico especialista.

Tablas 4 y 5: Resultados de la función coronaria y valores de comparación. Unidades: DREF [mm], DEST [mm], LLES[mm], Área [mm²], Diámetro [mm].

	E1	Vcal1	Error
DREF	2.57	2.57	0.00
DEST	0.73	0.82	12.30
LLES	14.71	14.17	3.67
Área	89.09	89.87	0.02
Diámetro	68.97	68.17	1.15

	E2	Vcal2	Error
DREF	3.55	3.51	1.12
DEST	0.22	0.23	4.54
LLES	25.50	26.02	2.03
Área	98.53	99.53	1.01
Diámetro	87.88	93.18	6.03

6. CONCLUSIONES

Se logró desarrollar una herramienta semiautomática que resulta útil para la cuantificación de la función cardiaca. Los resultados preliminares son promisorios pues el porcentaje de error en el caso ventricular es menor al 8.4%, y en lo referente a las arterias coronarias el error es inferior al 12.4% con pruebas realizadas utilizando datos reales (adquiridos en el Instituto Autónomo Hospital Universitario de la Universidad de Los Andes (I.A.H.U.L.A)).

Como trabajo futuro, se plantea completar la validación considerando un grupo de pacientes mayor y el análisis cuantitativo, realizado por varios expertos médicos, ya que lo presentado anteriormente es una versión preliminar o inicial del sistema proyectado. Adicionalmente se incorporarán técnicas de segmentación automática tanto para el ventrículo como para las arterias coronarias.

REFERENCIAS

- Antoine S. (2006). “Extraction et caractérisation du mouvement cardiaque in imagerie scanner multibarrette”, Thèse de la Université de Rennes 1, UFR Structure et Propriétés de la matière, Rennes, France.
- Bravo A. (2006). “Simulación y reconstrucción en 4-D del ventrículo izquierdo en imagenología cardiaca”, Tesis Doctoral, Universidad Simón Bolívar, Venezuela.
- Bravo A, Medina R, Garreau M, Bedossa M, Toumoulin C. and Le Breton H. (2007). “An approach to coronary vessels detection in X-ray rotational angiography”, *CLAIB 2007*, IFMBE Proceedings 18, pp. 254–258.
- Chandran KB. (1992). *Cardiovascular biomechanics*, New York University Press.
- Cootes T, Edwards G and Taylor C. (1998). “Active Appearance models”, *In European Conference on Computer Vision*, vol. 2, pp 484-498.
- Fisker R. (2000). “Making deformable template models operational”, Ph.D dissertation, Department of Mathematical Modeling, Technical University of Denmark.
- Folland E, Hamilton G, Larson S, and Kennedy J. (1977). “The radionuclide ejection fraction: a comparison of three radionuclide techniques whit contrast angiography”, *Diagnostic nuclear medicine* 18: 1159-1166.
- General Electric Company. Innova 2000, digital cardiovascular x-ray imaging system, <http://www.gehealthcare.com>, 07/10/07. (date accessed).
- Lelieveldt B. (2001). “Time-continuous segmentation of cardiac image sequences using active appearance motion models”, *Springer Berlin/Heidelberg*, vol. 2082/2001, pp 446-452.
- Mackay J. and Mensah G. (2004). *Atlas of heart disease and stroke*, World Health Organization.
- Montaner J. La función del ventrículo izquierdo, <http://www.consumer.es/web/es/salud/problemasdesalud>. 07/10/07. (date accessed).
- Oost E, Koning G. and Sonka M. (2006). “Automated contour detection in x ray left ventricular angiograms using multiview active appearance models and dynamic programming”, *IEEE transactions on medical imaging* 25:1158-1171.
- Price J. (1994). *Human-Computer Interaction*, Addison Wesley, USA.
- Sagardi J. (2002). “El detector digital en un sistema de imagen cardiovascular”, *Revista de Física Médica* 3: 35-38.
- University of Virginia Health System. Anatomía y funcionamiento de las arterias coronarias, http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/adult_cardiac/arteries.cfm, 03/15/08. (date accessed).
- Yan S, Lamberto B, Vladir M, and Harry G. (1978). *From cardiac catheterization data to hemodynamic parameters*. USA: F. A. Davis Company.

Autorización y Renuncia

Los autores autorizan a LACCEI para publicar el escrito en las memorias de la conferencia. LACCEI o los editores no son responsables ni por el contenido ni por las implicaciones de lo que esta expresado en el escrito