

QUANTIFICATION OF CARDIAC FUNCTION FROM ANGIOGRAPHIC IMAGES

CUANTIFICACIÓN DE LA FUNCIÓN CARDIACA A PARTIR DE IMAGENES ANGIOGRAFICAS

MSc. Hernando Velandia*, PhD. Rubén Medina Molina**

* Postgrado de Ingeniería Biomédica, **Universidad de los Andes**, Facultad de Ingeniería, Mérida 5101, Venezuela, E-mail: hernandov@ula.ve.

** Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA), **Universidad de los Andes**, Facultad de Ingeniería, Mérida 5101, Venezuela. E-mail: rmedina@ula.ve.

Abstract: The present work focuses on designing a software platform that allows estimation of parameters related to left ventricular function and coronary arteries. The tool developed and estimated descriptors such as End Diastolic Volume, End Systolic Volume, stroke volume, ejection fraction, ventricular dynamics and quantitative analysis of coronary arteries. For purposes of validation has been done a comparison of our results compared to those achieved by the cardiologist. These results are promising; however, a more complete validation is necessary.

Resumen: El presente trabajo se focaliza en el diseño de una plataforma de software que permite la estimación de parámetros relacionados con la función ventricular izquierda y las arterias coronarias. La herramienta desarrollada estima descriptores como el Volumen Diastólico Final, el Volumen Sistólico Final, el Volumen Latido, la Fracción de Eyección, la dinámica ventricular y el análisis cuantitativo de arterias coronarias. Para efectos de validación se ha realizado una comparación de nuestros resultados respecto a los obtenidos por el cardiólogo. Tales resultados son prometedores, sin embargo, una validación más completa es necesaria.

Keywords: Software platform, left ventricle, coronary arteries, cardiac function, stenosis.

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 y Mensah, 2004). De las cuatro cámaras cardíacas, el ventrículo izquierdo (VI) es la más susceptible a sufrir daño severo, en enfermedades tales como la hipertensión arterial, la diabetes mellitus o la arterosclerosis. 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 llega a perderse (www.consumer.es/web/es/salud/problemasdesalud). 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. 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 cardíaca. Con lo expuesto anteriormente 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 cardíaca. El proyecto incluye en un principio el desarrollo de una herramienta semi-automática y posteriormente la automatización del proceso de análisis cuantitativo de la función cardíaca. 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). En el presente trabajo se reportan los resultados preliminares correspondientes a la plataforma semi-automática.

2. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

La angiografía por rayos X es una modalidad ampliamente utilizada en la evaluación de la función cardíaca. Para visualizar el corazón con esta modalidad el paciente es sometido a una intervención denominada cateterismo cardíaco, 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 cardíacos. La distribución del contraste inyectado se considera óptima alrededor del segundo o tercer ciclo cardíaco (Yan *et al.*, 1978).

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 de ésta, 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 (www.gehealthcare.com, 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 ventrículo-grama para diástole y sístole adquiridos según la orientación OAD 30°. Tales parámetros se presentan a continuación:

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 $D1 = D2 = D = 4A/pL$ (Oost *et al.*, 2006). De manera que el volumen del elipsoide vendrá dado por $V = D^2 L p / 6$.

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).

Fracción de Eyección (FE). Este índice expresa el acortamiento global de la fibra del VI y está definida como $FE = (VL/VDF) \times 100\%$ (Oost *et al.*, 2006; Folland *et al.*, 1977).

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 $VT = (L + 2h) \times (D + 2h)^2$.

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/cm³) (Yan et al., 1978).

$$VM = VT - VDF \quad (1) \quad , \quad MVI = 1.05 \times VM \quad (2)$$

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).

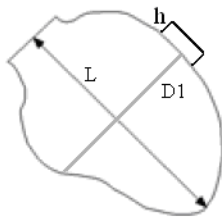


Fig. 1. Contorno ventricular (silueta gris). El rectángulo de altura h es utilizado para estimar el volumen ventricular total

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 que a su vez produce estenosis en su luz (vía de circulación sanguínea), dejando pasar menos cantidad de sangre; siendo la causa más frecuente la aterosclerosis (Yan et al., 1978). En función de analizar dicho problema es posible estimar los siguientes descriptores (Chandran, 1992):

Diámetro de referencia (Dref). Distancia estimada entre las paredes arteriales de luz normal (figura 2).

Diámetro de estenosis (Dest). Longitud calculada entre las paredes arteriales afectadas (figura 2).

Longitud de la lesión (Lles). Segmento arterial afectado por la obstrucción (figura 2).

Relación de estenosis. Para este factor se derivan dos medidas importantes basadas en *Dref* y *Dest* como son:

- **Área (A).** Sección porcentual estimada en función de *Dref* y *Dest*, cuantificándose como $A = p \times r^2$.
- **Diámetro (D).** Longitud porcentual valorada como función de *Dref* y *Dest*.

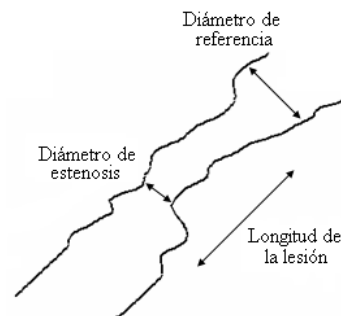


Fig. 2. Contorno arterial

4. METODOLOGIA

4.1. Función ventricular

El proceso de estimación de los parámetros asociados a la función cardíaca 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 cardíaca.

4.1.1. Selección de imágenes angiográficas

Del estudio de angiografía se eligen 2 imágenes: diástole y sístole final, en donde el especialista traza sus contornos y ubica 6 puntos para diástole (Figura 3(a)). Estos puntos permiten calcular las alturas h_{12} , h_{34} y h_{56} para obtener un promedio del espesor de la pared h . 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 se obtiene colocando una esfera de 4 cm (Figura 3(b)) de diámetro al realizar el cateterismo; midiendo esta longitud en píxeles es posible calcular el factor de escala.

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)). Con la finalidad de corregir los movimientos globales del ventrículo se superponen los contornos (en diástole y sístole) a través de sus centroides (ecuación 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:

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

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

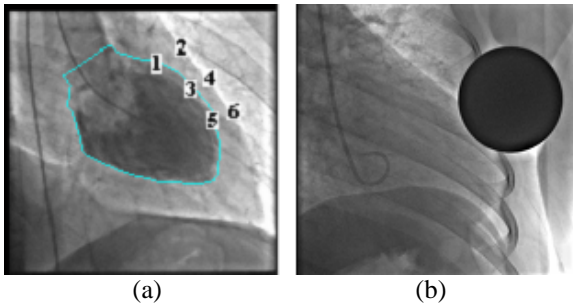


Fig. 3. (a) Ilustración de la ubicación de los puntos para estimar el espesor ventricular h . (b) Imagen de Referencia

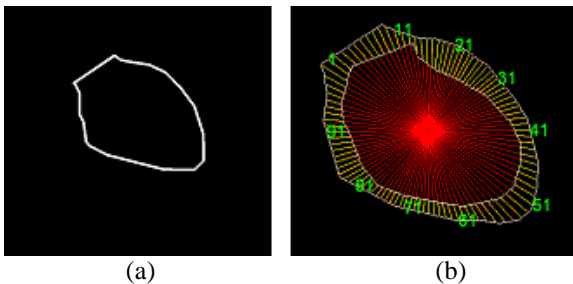


Fig. 4. (a) Imagen binaria del contorno diastólico. (b) Superposición del contorno diastólico y sistólico en la cual se marca su diferencia longitudinal (radios amarillos)

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 podremos obtener los descriptores restantes. Por último, en función de obtener la curva de cinecia 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 amarillo (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 cinecia, con respecto al número del radio analizado (figura 6(d)) (Antoine, 2006).

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 ultimo 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 5(a)). Apoyados en una herramienta interactiva el especialista procede a demarcar la región a estudiar, indicando el principio y fin de la estenosis, así como también su grosor normal.

4.2.2. Procesamiento de la imagen de interés

Con la información recopilada procedemos a encontrar los puntos del contorno, valiéndonos 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 (Bravo et al., 2007), calculamos la máxima variación de niveles de gris a lo largo del perfil definido por cada recta perpendicular a la línea central (figura 5(b)).

4.2.3. Estimación de los parámetros descriptivos

Teniendo ubicados los puntos del contorno a ambos lados de la arteria procedemos a calcular la distancia euclidiana entre ellos y de esta manera podemos estimar el diámetro de referencia, el diámetro de estenosis y la longitud de la lesión. Ahora 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 estimamos su valor utilizando la ecuación referida en la sección 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, estimamos 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 comparamos 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 nuestras medidas en las unidades indicadas (mm, cm, etc.), tomamos como patrón de conversión el diámetro del catéter (en pixels) y el valor en French de éste (escala comúnmente utilizada para medir el diámetro externo de instrumentos médicos cilíndricos), relacionadas como: Diámetro (mm) = (Valor en French) / 3.

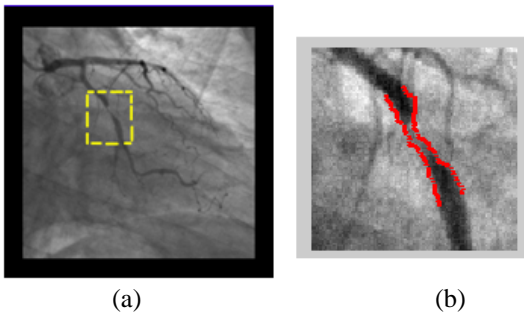


Fig. 5. (a). Imagen coronaria elegida y en la cual se ilustra la zona a procesar. (b). segmentación arterial obtenida.

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 6 muestra en primer lugar 2 imágenes (diástole y sístole) a las cuales se les ha trazado el contorno endocárdico. Seguidamente la figura 6(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 6(d) se presenta la curva de porcentaje de acortamiento que describe cuantitativamente la Cinécia ventricular obtenida para los contornos. Por su parte la figura 7 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 la tabla 1 y 2 se presenta una comparación cuantitativa de los resultados obtenidos para la función ventricular (rotulados como V_{cal}) 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. En las tablas 4 y 5 se presentan los resultados correspondientes a la función coronaria calculados y a los estimados por el médico especialista.

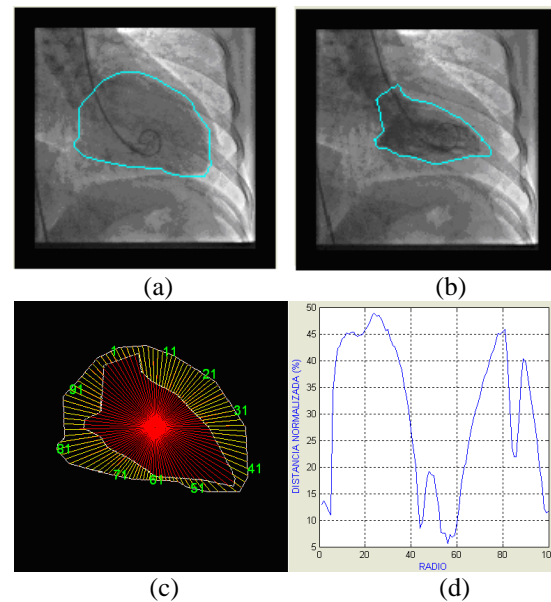


Fig. 6. (a) y (b). Trazo del contorno Diastólico y Sistólico. (c). superposición de contornos (centrados y alineados). (d). Curva representativa del porcentaje de acortamiento.

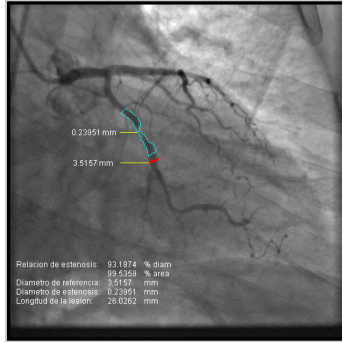


Fig. 7. Imagen resultante del estudio arterial coronario

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

	E1	Vcal1	Error
VDF	69	68.5	0.72
VSF	18	17.5	2.77
VL	48	51	6.25
FE	69.7	74.4	6.74

	E2	Vcal2	Error
VDF	79	81.7	3.4
VSF	43	42.6	0.9
VL	36	39	8.3
FE	45.1	47.8	6

Tabla 3. Valores adicionales para ambos estudios

	Vcal1	Vcal2
VT [mililitros]	322.776	453.932
MVI [gr]	266.92	390.851

Tabla 4. y 5 Resultados de la función coronaria y valores de comparación

	E1	Vcal1	Error
Dref [mm]	2.57	2.57	0.0
Dest [mm]	0.73	0.82	12.3
Lles [mm]	14.71	14.17	3.67
Área [mm ²]	89.09	89.87	0.02
Diámetro [mm]	68.97	68.17	1.15

	E2	Vcal2	Error
Dref [mm]	3.55	3.51	1.12
Dest [mm]	0.22	0.23	4.54
Lles [mm]	25.5	26.02	2.03
Área [mm ²]	98.53	99.53	1.01
Diámetro [mm]	87.88	93.18	6.03

6. CONCLUSIONES

Se logró desarrollar una herramienta semi-automática que resulta útil para la cuantificación de la función coronaria. 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. Como trabajo futuro, se plantea completar la validación considerando un grupo de pacientes más grande y el análisis cuantitativo realizado por varios expertos médicos. Adicionalmente se incorporarán técnicas de segmentación automática.

REFERENCIAS

- Antoine Simon, 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.
- Bravo A, 2006, Simulación y reconstrucción en 4-D del ventrículo izquierdo en imagenología cardiaca, Tesis Doctoral, Universidad Simón Bolívar, 2006.
- Bravo A, Medina R, Garreau M, Bedossa M, Toumoulin C. and Le Breton H. An approach to coronary vessels detection in X-ray rotational angiography. CLAIB 2007, IFMBE Proceedings 18, pp. 254–258, 2007.
- Chandran K B, 1992, Cardiovascular biomechanics, New York University Press.
- Folland E D, Hamilton G W, Larson S M, Kennedy J W, 1977, The radionuclide ejection fraction: a comparison of three radionuclide techniques with contrast angiography. Diagnostic nuclear medicine, 18: 1159-1166.
- Mackay J, Mensah G, 2004, Atlas of heart disease and stroke, World Health Organization.
- Oost E, Koning G, 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.
- Sagardi JA, 2002, El detector digital en un sistema de imagen cardiovascular, Revista de Física Médica, 3: 35-38.
- Yan S, Lamberto B, Vladir M, Harry G, 1978, From cardiac catheterization data to hemodynamic parameters, USA: F. A. Davis Company.