

DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA METODOLOGÍA PARA DETERMINAR LA CONTRACTILIDAD DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO: PROPONIENDO UN INDICADOR RELACIONADO A LA ENERGÍA DE DEFORMACIÓN VENTRICULAR.

Elsa María Nieto P.*, Juan Carlos Briceño T.**

ABSTRACT

The left ventricle contractile state is a decisive factor in the recuperation of mitral valve surgery. Currently, it is estimated from physiological values as the ejection fraction and geometric ventricular parameters. A new quantitative methodology to estimate ventricular contractile state is designed and applied. The methodology is based on the theory of material characterization, basically on the concepts of Young Modulus and the strain energy related to the area between the stress-strain curve. The methodology was successfully applied to two clinical cases and the obtained indicator seems to be related to contractile state. The methodology and its computational tool are established for a future validation of the obtained indicator.
Palabras Claves: Esfuerzo, Deformación, energía de deformación, dinámica cardiovascular, contractilidad cardiaca.

RESUMEN

El estado de la contractilidad ventricular es un factor decisivo en la recuperación de una cirugía de válvula mitral. Actualmente la contractilidad se estima a partir de mediciones fisiológicas, como la fracción de eyección y factores geométricos ventriculares. Se diseñó e implementó una nueva metodología cuantitativa para estimar la contractilidad ventricular. Esta metodología surge de aplicar de la teoría de caracterización de materiales de ingeniería al músculo ventricular. Utilizando los conceptos de Módulo de Elasticidad y energía de contracción relacionada al área bajo la curva de Esfuerzo Vs. Deformación. La metodología fue aplicada satisfactoriamente a dos casos clínicos y el indicador encontrado muestra preliminarmente estar relacionado a la contractilidad. La metodología y sus herramientas quedan establecidas para una validación futura del indicador encontrado.

INTRODUCCION

Los parámetros utilizados en la práctica clínica nacional para estimar la contractilidad del ventrículo izquierdo han mostrado no tener la suficiente información, acerca de la contracti-

lidad, para predecir el correcto funcionamiento del ventrículo después de las cirugías de reemplazo o reconstrucción valvular[1].

Bajo esta perspectiva poder calcular un parámetro cuantitativo, relacionado directamente a la contractilidad del ventrículo tiene

* Profesor Instructor, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de los Andes, el-nieto@uniandes.edu.co

** Profesor Asociado, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de los Andes, jbriceno@uniandes.edu.co

gran importancia diagnóstica. El poder prever el comportamiento de la contracción ventricular post-operatoria, puede prevenir una cirugía que posiblemente tenga resultados negativos en pacientes con contractilidad ventricular disminuida, situación que puede no ser diagnosticada correctamente con las estimaciones actuales.

En esta investigación se diseñará y aplicará una nueva metodología cuantitativa para evaluar la contractilidad ventricular izquierda. El parámetro propuesto surge de aplicar de la teoría de caracterización de materiales de ingeniería al músculo ventricular. Utilizando principalmente los conceptos de Módulo de elasticidad (E) energía de deformación relacionada al área bajo la curva de esfuerzo Vs. Deformación.

Esta Investigación se realizó con la colaboración de la Fundación Cardio Infantil – Instituto de Cardiología, Bogotá, Colombia. Bajo la asesoría médica del Doctor Alberto García Torres.

1. MARCO TEORICO

1.1 Bases de Fisiología cardiaca

El corazón humano está compuesto por 4 cámaras principales: Aurícula derecha Ventrículo derecho, aurícula izquierda y ventrículo izquierdo. Las cámaras derechas se encargan de recibir la sangre venosa (sin oxígeno) proveniente de la circulación sistémica corporal a través de las venas cavas y entregarla a la arteria pulmonar que la llevará a los pulmones para ser oxigenada. Las cámaras izquierdas reciben la sangre oxigenada (proveniente de los pulmones a través de las venas pulmonares) y la entregan a la aorta para ser distribuida por el cuerpo.(Fig. 1)

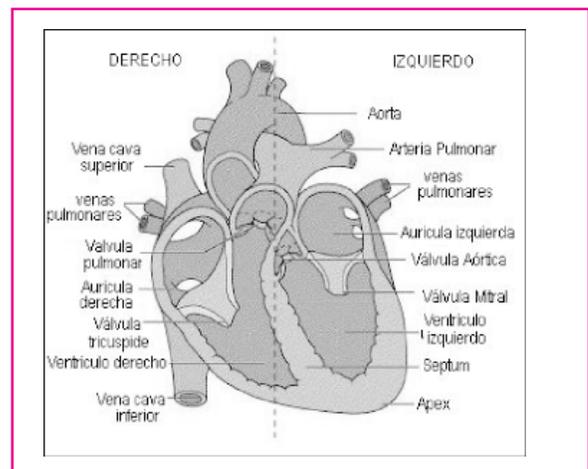


Figura 1. Anatomía del corazón Humano

Tomado y adaptado de <http://www.adam.com>

La función de las válvulas es permitir el flujo de sangre en una sola dirección dentro del corazón, sincronizando las etapas del ciclo cardiaco.

1.2 Insuficiencia Mitrál

La insuficiencia de la válvula mitral, localizada entre la aurícula y ventrículo izquierdo (ver Figura 1), es una patología común dentro de la población mundial y nacional. Bajo las condiciones de esta patología, parte de la sangre que se encuentra en el ventrículo izquierdo es bombeada hacia la aorta a través de la válvula aórtica, mientras que cierta cantidad de sangre se devuelve a la aurícula izquierda a través de la válvula mitral defectuosa; en condiciones normales toda la sangre del ventrículo izquierdo debe salir hacia la aorta, pues la válvula mitral no permite el flujo ventrículo-aurícula.

La evolución natural de la enfermedad es caracterizada por un incremento progresivo del tamaño del ventrículo izquierdo, junto a una reducción en la fracción de eyección ventricular (volumen porcentual de sangre expulsada del ventrículo respecto al el volumen máximo ventricular). Esto se debe a que el corazón aumenta su tamaño para mantener los esfuerzos fisiológicos normales en las etapas finales de las fases de sístole y diástole (llenado y expulsión).

El funcionamiento inadecuado del ventrículo izquierdo trae consigo el daño en su función de contractilidad, es decir el ventrículo va perdiendo paulatinamente su capacidad de contraerse eficientemente y por lo tanto su capacidad de realizar el trabajo de bombeo de la sangre fuera de él.

En un paciente con insuficiencia mitral, la sangre del ventrículo tiene dos posibles caminos: salir por la aorta hacia el cuerpo o devolverse a la aurícula a través de la válvula mitral deficiente. Esto trae consigo dos implicaciones mecánicas importantes: (1) el trabajo de bombeo realizado por el ventrículo izquierdo es menor al normal pues la resistencia respiratoria (presente en la aurícula) es menor a la sistémica (presente en la aorta), es decir, parte de la sangre toma el camino con menor gasto de energía y se devuelve a la aurícula de baja presión. (2) el volumen de sangre bombeado por el ventrículo debe ser mayor al normal pues el volumen de sangre que se devuelve hacia la aurícula debe ser compensado para que el flujo de sangre que requiere la circulación sistémica sea alcanzado.

1.3 Definición de las variables fisiológicas involucradas

Existen varios mecanismos involucrados en la actividad contráctil cardiaca, estos son de tipo químico, mecánico, eléctrico e hidrodinámico. La interrelación directa de estos mecanismos no se encuentra completamente entendida en todos los casos. Por esta razón la investigación clínica se ha encargado de generar relaciones entre los parámetros medibles clínicamente para obtener estimadores de la función contráctil del corazón [2].

Los parámetros o variables fisiológicos, medidos clínicamente para establecer las relaciones mencionadas son los siguientes: Volúmenes ventriculares, presiones interventriculares, y espesor, deformaciones y desplazamiento de las paredes del miocardio.

2 METODOLOGIA

La metodología propuesta en esta investigación, para obtener un indicador numérico relacionado a la contractilidad cardiaca, se basa en la teoría de materiales principalmente en las curvas de esfuerzo deformación utilizadas comúnmente en la caracterización de materiales de ingeniería.

Variables fisiológicas como lo son la presión ventricular izquierda, el movimiento y posición de las superficies interna y externa del ventrículo izquierdo y las dimensiones ventriculares, serán medidas en pacientes humanos para, por medio de modelos teóricos, obtener curvas de esfuerzos y deformaciones de la pared del ventrículo en función del ciclo cardiaco.

El resultado de la metodología propuesta es una curva esfuerzo Vs deformación, de la cual se obtienen parámetros como el área bajo la curva y la deformación porcentual máxima. Parámetros que serán comparados al indicador de la contractilidad ventricular de uso clínico, la fracción de eyección ventricular.

El área bajo la curva de Esfuerzo Vs. Deformación esta relacionada con la energía que esta absorbiendo el material al ser sometido a tensión, en el caso de esta investigación esta área podría relacionarse a la energía que utiliza el miocardio para contraerse y expulsar la sangre fuera de él.

La figura 2 presenta un esquema de la metodología presentada en esta investigación.

2.1 Adquisición de las variables fisiológicas involucradas

Siguiendo el esquema de la metodología, el primer bloque consiste en adquirir las variables fisiológicas.

Los datos generales se tomaron de la historia clínica del paciente. La fracción de eyección fue calculada por el cardiólogo. Las demás va-

riables fueron adquiridas en procedimientos clínicos diagnósticos (ecocardiografía y cateterismo cardiaco).

2.1.1 Volumen ventricular

Para estimar el volumen ventricular durante todo el ciclo cardiaco se captura una serie de 20 imágenes de ecocardiograma 2-D de dicha cavidad.

Estas imágenes al igual que todas las imágenes de ecocardiograma utilizadas en esta investigación, se capturan en un PC con tarjeta de captura de video conectada a la salida S-video del equipo de ecocardiografía HP Sonos 5500 de la Fundación CardioInfantil.

Sobre las imágenes bidimensionales del ventrículo, se miden los semiejes mayor y menor del ventrículo izquierdo. Con estos dos, suponiendo una geometría de elipsoide de revolución truncada, se estimó el volumen del ventrículo izquierdo.

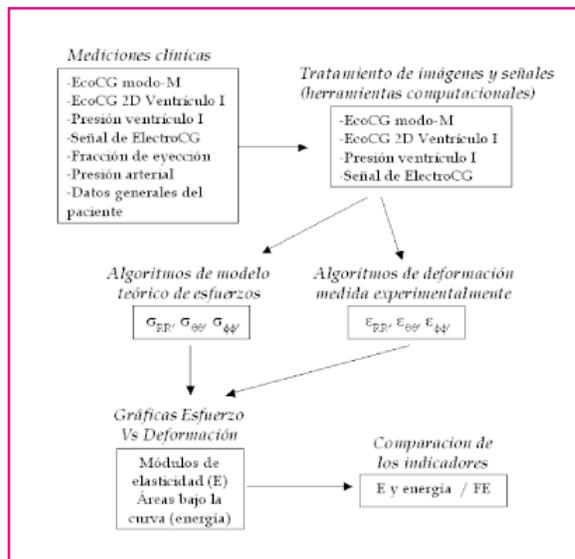


Figura 2. Esquema de la metodología propuesta

2.1.2 Presiones interventriculares

La presión inter ventricular solo puede ser medida directa y continuamente con la ayuda de un catéter que avanza hasta el interior

ventrículo izquierdo para realizar la medición. El transductor de presión va colocado sobre el extremo distal del catéter, sensando la presión directamente dentro del ventrículo.

En esta investigación se utilizó un transductor interno marca Millar Instruments. Este transductor se conecta a un polígrafo Siemens Recor, junto con electrodos de electrocardiograma para registrar simultáneamente presión ventricular y señal de electrocardiograma Vs tiempo. El polígrafo registra la señal de presión, junto con las de electrocardiograma en una cinta de papel.

2.1.3 Espesor, Deformaciones y Desplazamiento de las paredes del Miocardio

Las capas de las paredes del miocardio y su posición Vs tiempo pueden visualizarse claramente en una imagen de Ecocardiografía (ECG) Modo-M Bidimensional. En la ecocardiografía de Modo-M 2-D un transductor emite de 1000 a 2000 pulsos por segundo a lo largo de una sola línea, lo cual permite la visualizar el comportamiento de ese corte del corazón a través del tiempo. En este ECG se produce una imagen en 2 dimen-

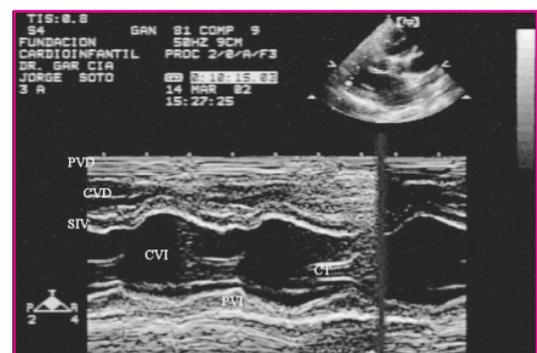


Figura 3. Ecocardiografía Modo-M del ventrículo Izquierdo.

PVD / PVI pared ventricular derecha / izquierda, SIV septum inter ventricular, CVD / CVI cavidad ventricular derecha / izquierda, CT cuerdas tendinosas

siones que horizontalmente representa el tiempo y verticalmente muestra la posición de las estructuras cardiacas atravesadas por la línea de pulsos. (Fig. 3). Su mayor utilidad está en el análisis temporal de las imágenes, en la medición de cavidades cardiacas y en el análisis en tiempo real del movimiento de las estructuras cardiacas[3]. La señal de electrocardiografía aparece en todas las imágenes aquí utilizadas.

2.1.4 Señal de electrocardiograma

La señal del electrocardiograma se utilizó para sincronizar las demás curvas. Ya que las mediciones de presión (cateterismo) y ecocardiografía no son tomadas simultáneamente, como lo serían en una situación ideal, estas dos deben sincronizarse para esto se tomo como referencia el pico máximo del complejo RQS de las señales de electrocardiograma de los dos exámenes.

2.2 Herramientas computacionales para el procesamiento de las señales fisiológicas

El segundo bloque del esquema metodológico comprende el tratamiento de las imágenes y registros clínicos, a través de herramientas computacionales desarrolladas para esta investigación. Esto para obtener curvas normalizadas de las variables involucradas en función del ciclo cardiaco. Se desarrollaron varios módulos de tratamiento en Matlab®, mencionados a continuación.

2.2.1 Modulo de tratamiento del registro de presión ventricular

El módulo presión es alimentado con la imagen de la cinta de papel de registro escaneada. El modulo la trasforma en una matriz de datos y trabaja sobre esta matriz hasta obtener los vectores de posición vs. tiempo de las curvas de presión y la señal de ElectroCG, resultando una curva mostrada en la figura 4. Estas curvas son escaladas a las unidades correspondientes y guardadas en una matriz de datos numéricos.

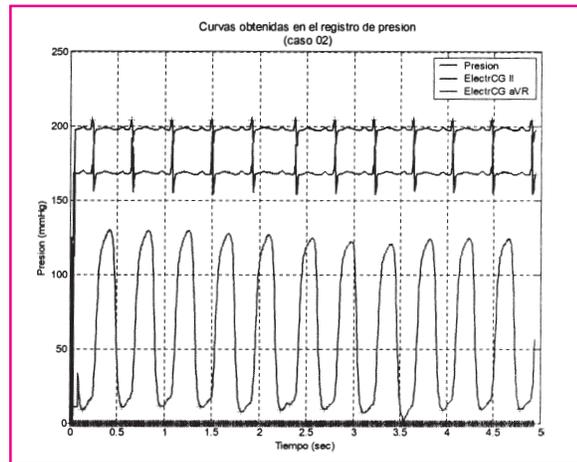


Figura 4. Curva final obtenida del registro de presión. (Grafica en Matlab®)

2.2.2 Modulo de tratamiento de la Imagen ECO modo-M

El módulo de imágenes «eco modo-M» toma una imagen capturada del ECO modo-M y la transforma hasta obtener los vectores de posición Vs tiempo de los contornos de la pared y la señal de ElectroCG, como lo muestra la secuencia de la figura 5. Para alimentar este modulo debe editarse en Paint® u otro editor de imágenes la imagen del eco modo-m, retiniendo manualmente la señal de electrocardiograma (ECG) los contornos del septum, endocardio del Ventrículo Izquierdo (VI) y epicardio del VI. El modulo trata esta imagen como una matriz de puntos de color y a partir de ahí identifica las curvas en cuestión, registrando sus coordenadas escaladas en una matriz numérica.

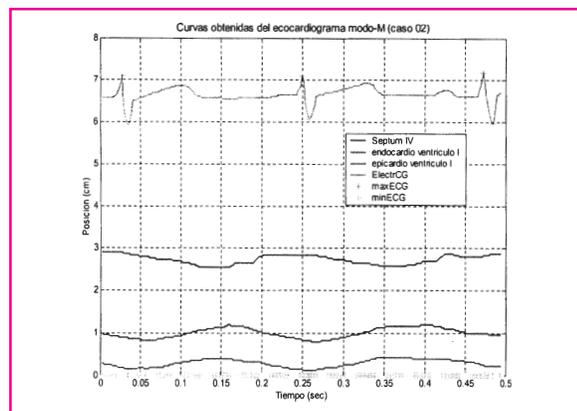


Figura 5. Curva final obtenida de la imagen de EcoCG modo-M. (Gráfica en Matlab®)

2.2.3 Modulo de tratamiento de la secuencia Imágenes ECO modo-2D

El módulo de imágenes «eco modo-2D» toma una secuencia de imágenes capturadas del ECO modo-2D y las analiza hasta obtener los vectores de, semieje menor a , semieje mayor b y volumen V_s tiempo en todo el ciclo cardiaco, su resultado es un conjunto de vectores como los graficados en la figura 6.

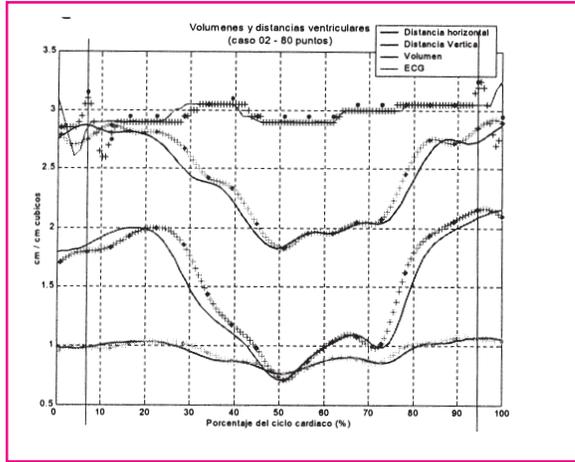


Figura 6. Resultados del modulo «eco modo-2D»

2.2.4 Modulo de sincronización de señales

Las señales de los módulos anteriores se sincronizan con la señal de ECG de cada modulo en el modulo «señales». Este debe ser alimentado con los archivos resultantes de los módulos «presión» y «eco modo-M» para segmentar las señales de cada modulo por un punto máximo del ECG, promediar estos segmentos y ese promedio se normalizarse a un

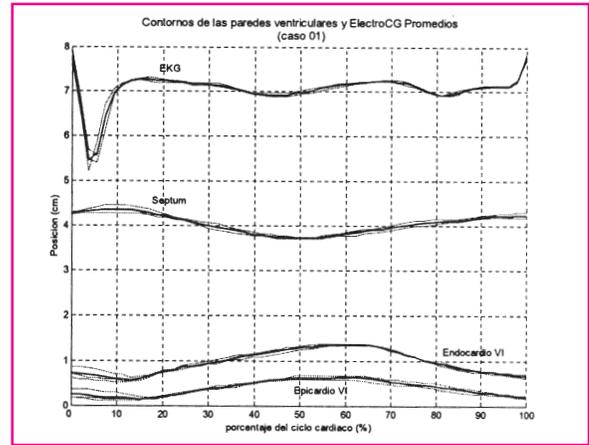
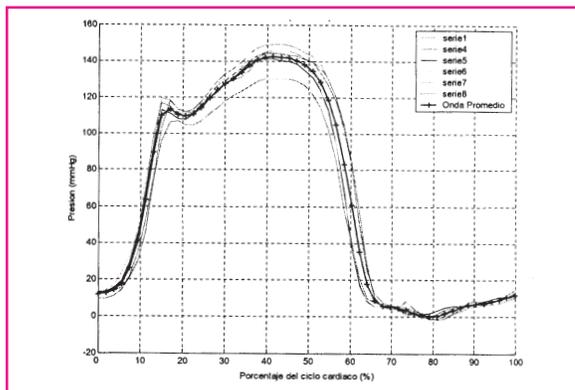


Figura 7. Curvas Promediadas y normalizadas por el modulo «señales». Superior: ondas de presión ventricular. Inferior: curvas de contornos de pared ventricular.

numero de punto común a todos los módulos. Ver figura 7.

2.3 Obtención de los parámetros Esfuerzo y deformación

Esta etapa corresponde al tercer y cuarto bloque del esquema metodológico, y tiene como finalidad obtener las mediciones de esfuerzo y deformación de la pared ventricular.

Los archivos numéricos entregados por los modulo «eco modo-2D» y «señales» son abiertos en Excel para realizar cálculos para hallar la deformación del miocardio y organizar la información para almacenar en un archivo los datos que necesita el modulo que ejecuta los algoritmos del modelo teórico de esfuerzos propuesto por Wong y Rautaharju [4].

2.3.1 Implementación de los algoritmos del modelo teórico de esfuerzos

Los algoritmos correspondientes al modelo teórico de esfuerzos se implementaron en Matlab, en un nuevo modulo llamado «esfuerzos», este toma los datos de presión, espesor de pared ventricular, semieje menor a , semieje mayor b y ejecuta los algoritmos correspondientes al modelo teórico de esfuerzos. El resultado de este modulo es un archivo de datos con los esfuerzos tridimensionales a tra-

vés de espesor de la pared del ventrículo (Fig 8). A su vez calcula el esfuerzo promedio sobre la pared como la integral del esfuerzo a través del espesor dividida por el espesor (Fig 9).

Los esfuerzos promedio, en especial el radial será el utilizado luego en la curva Esfuerzo vs. Deformación.

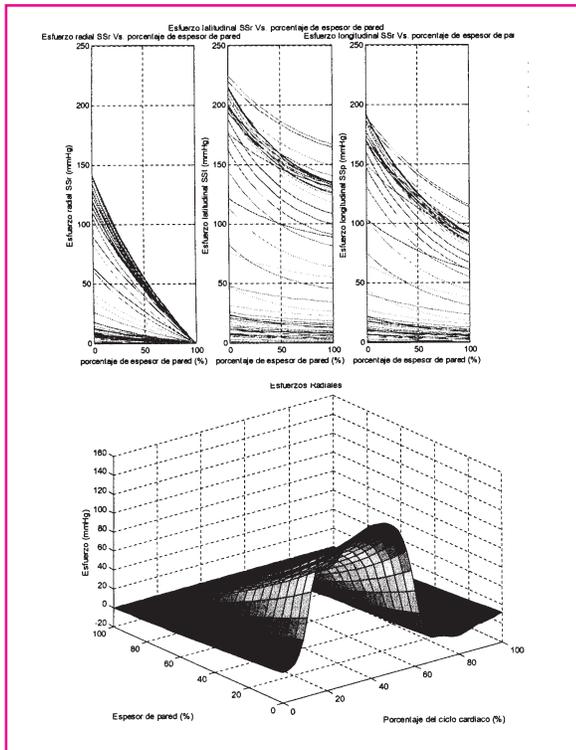


Figura 8. Esfuerzos Principales vs. Espesor de pared Superior: Esfuerzos radial Longitudinal y latitudinal vs espesor de pared, para diferentes presiones (colores). Inferior: Esfuerzo radial vs. Espesor de pared. % del ciclo cardiaco

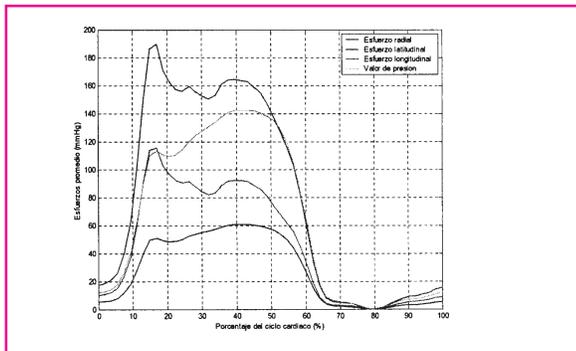


Figura 9. Esfuerzos promedio principales vs. Porcentaje del ciclo cardiaco.

2.3.2 Cálculos necesarios para hallar la deformación

Una vez se tienen en Excel los datos normalizados del eco modo-M, provenientes de modulo «señales», se calcula el espesor de la pared, restando el vector Endocardio VI de Epicardio VI. Se halla el mínimo del vector espesor. La deformación se calcula aplicando la siguiente formula a la columna de espesor: $(\text{espesor} - \text{espesor mínimo}) / \text{espesor mínimo}$.

2.4 Resultados de la metodología

Como quinto bloque metodológico se muestra la grafica esfuerzo Vs deformación, de donde se obtendrán los nuevos indicadores de contractilidad.

2.4.1 Grafica Esfuerzo Vs Deformación Radial

Los datos de esfuerzo y deformación obtenidos se graficaron en Excel esta curva se le calculó el área por una aproximación de sumas de Reiman. Este valor de área se espera esta relacionado a la energía de contracción, para eliminar su dependencia de la poscarga (relacionada a la presión arterial) se dividió el valor del área entre valor máximo de la presión aortica, obteniendo así un mejor indicador.

2.4.2 Grafica del modulo de Elasticidad

Utilizando la definición tensorial de deformación radial [4] y tomando la deformación radial teórica igual a la calculada experimentalmente, puede despejarse el modulo de elasticidad E para cada punto en el ciclo cardiaco.

2.4.3 Grafica Presión Vs Volumen

Con los datos obtenidos se hace una grafica Presión Vs volumen para tomar su área (trabajo) como un parámetro de contractilidad de referencia.

3. RESULTADOS

La metodología se implementó clínicamente en dos pacientes de cardiología pediátrica de la Fundación CardioInfantil, a continuación se presentan los resultados referenciado a caso 01 y caso 02.

3.1 Parámetros de referencia

A continuación se presentan los indicadores de contractilidad de referencia medidos y los calculados en la investigación, ver Tabla 1.

El paciente del caso 01, fue sometido a un cateterismo diagnóstico por presentar una coartación de aorta, el diagnóstico fue una coartación dentro de límites normales, la cual no tendrá ningún tratamiento adicional.

El paciente del caso 02, fue sometido a un cateterismo de diagnóstico por presentar patología de Fallot con comunicación interventricular.

Las curvas Presión Vs volumen pueden verse en las Figuras 14 y 15.

Tabla 1. Indicadores de referencia

Parámetro	Caso 01	Caso 02
Fracción de eyección	38.9%	58.8%
Trabajo (área P Vs Vol)*	448	103
Volumen máximo	10.9 mL	2.2 mL
Presión aortica máxima	142 mmHg	115 mmHg
Indicador 2 **	28.7	41.5
Edad	7 años	6 meses
Talla	112 cm	
Peso	18 Kg	

* mmHg x cm³

** Area P Vs V / vol max / pres max x 100

3.2 Nuevos parámetros obtenidos en la metodología propuesta

A continuación se presentan los indicadores de contractilidad medidos y calculados por la

metodología propuesta en la investigación, ver Tabla 2.

Las curvas de Esfuerzo Vs deformación para los casos 01 y 02 se muestran en las Figuras 16 y 17.

Las curvas de Modulo de Elasticidad Vs porcentaje del ciclo cardiaco para los casos 01 y 02 se muestran en las Figuras 18 y 19.

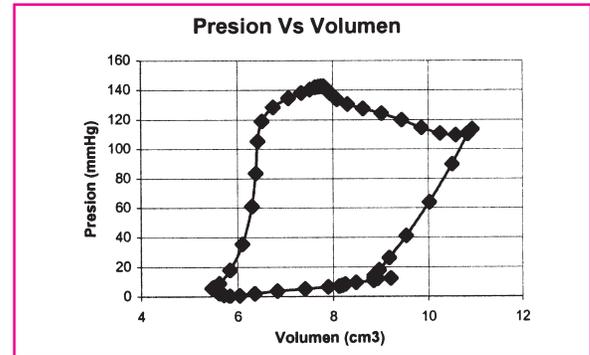


Figura 14. Gráfica Presión Vs Volumen para el caso 1

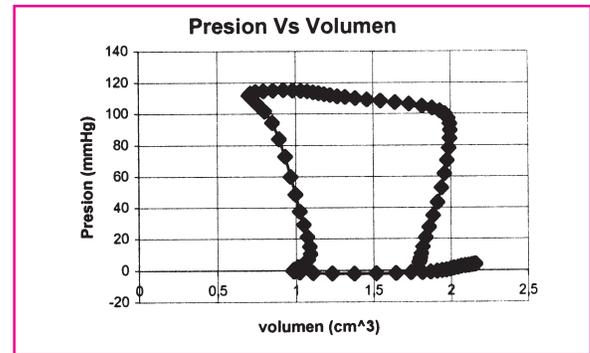


Figura 15. Gráfica Presión Vs Volumen para el caso 2

Tabla 2. Nuevos indicadores

Parámetro	Caso 01	Caso 02
área bajo la curva Esfuerzo Vs Deformación	19.2 mmHg	6.7mmHg
Deformación máxima	43%	27%
Indicador 1*	13.5	5.8

* área / presión aórtica max * 100

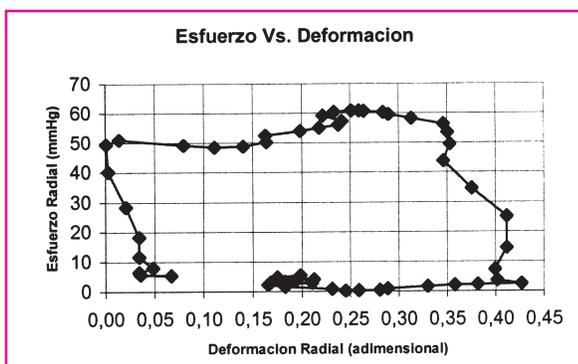


Figura 16. Grafica Esfuerzo Vs Deformación para el caso 1

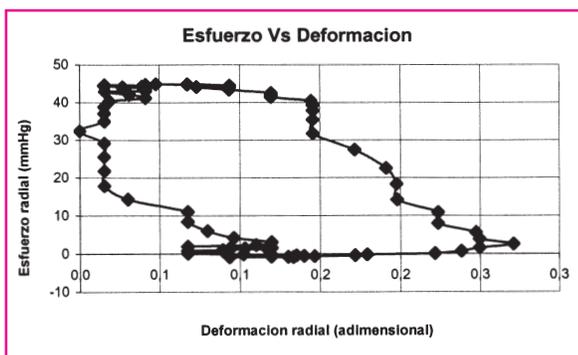


Figura 17. Grafica Esfuerzo Vs Deformación para el caso 2

4 CONCLUSIONES

Los resultados presentados a continuación tienen un carácter preliminar dado el bajo número de casos analizados, sin embargo muestran tendencias interesantes, que serán investigadas más profundamente en futuras investigaciones. En la tabla de parámetros de referencia 1 puede verse como la fracción de eyección y el indicador 2 son mayores en el Caso 02. Esto indica que el caso 02 se expulsa un porcentaje mayor de sangre por ciclo cardiaco. Esta situación puede hallar explicación en el hecho de que la pérdida de volumen a través de la comunicación ventricular del caso 02, lo obliga a reponer ese volumen aumentando el volumen total expulsado.

De los parámetros de la nueva metodología (Tabla 2) se observa que el indicador 1, relacionado con la energía de contracción del

miocardio es mayor en el caso 01. Esto puede estar relacionado con el hecho de que el paciente del caso 02 tenga una comunicación interventricular la cual permite un paso de la sangre del ventrículo izquierdo al ventrículo derecho con menos resistencia, que el paso de la válvula aortica, resultando en menos trabajo de contracción.

El parámetro de deformación máxima también es menor en el caso 02 esta puede implicar una distensión hipertrofia del ventrículo izquierdo, que lo haría contraerse en menor proporción, de una forma menos eficiente, posiblemente como resultado de un funcionamiento inadecuado dada la patología.

El comportamiento de los nuevos parámetros parece ser congruente con las condiciones de la patología y con la contractilidad ventricular, en donde el indicador 1 sería directamente proporcional a la contractilidad ventricular. Sin embargo es una observación que debe ser validada con la aplicación rigurosa de la metodología propuesta dentro de un protocolo de investigación clínico.

En futuras investigaciones surgidas de esta metodología se recomienda estudiar la dependencia del indicador 1 de parámetros fisiológicos como la precarga y postcarga.

De las graficas del modulo de elasticidad no es posible evidenciar diferencias interpretables todavía, sin embargo es claro que el modulo no se comporta linealmente ni como una constante, evidenciando la complejidad de la caracterización mecánica del material del ventrículo. Esta situación dirige la investigación en los modelos teóricos de esfuerzos ventriculares hacia unos supuestos de características del material más elaborados y seguramente no lineales.

La metodología diseñada pudo ser aplicada satisfactoriamente a los dos casos y la herramienta computacional creada agiliza el tratamiento de las señales médicas, dando resulta-

dos cuantitativos. Esta plataforma queda disponible para la investigación en el área y la validación de la metodología mediante futura investigaciones.

REFERENCIAS

1. Starling M.R., Kirsh M.M., Montgomery D.G. Y Gross M.D., 1993. «Impaired Left Ventricle Contractile Function in Patients With Long-Term Mitral Regurgitation and Normal Ejection Fraction» JACC vol. 22, No. 1 July 1993:239-50.
2. Ganong W.F. 2001 «Review of Medical Physiology». Lange Medical Books/ Mc Graw Hill, Edición 20, USA.
3. DeAnda A et al 1998. «Estimation of Regional Left Ventricular Wall Stresses in Intact canine Hearts» Am J Physiol 1998 Nov;275(2Pt5):H1879-85
4. Wong A. & Rautaharju P. 1968 « Stress Distribution within the Left Ventricular Wall approximated as a Thick Ellipsoidal Shell» Am. Hearth J 1968, May:649-662
5. Demiray H. 1981 «Large Deformation Analysis of Some Soft Biological Tissues» J Biomech Eng May 1981;103:73-78
6. Dinar U. 1981 «Cardiovascular Fluid Dynamics», CRC Press, Inc. Boca Raton, Florida, USA.
7. Guyton A. 1986 «Textbook of Medical Physiology». W B Sanders Company, Edición 7, Philadelphia, USA.