

Análisis de Señales de Sonido Cardíaco Empleando la Técnica DTW para Discernir entre Señales No Patológicas y Regurgitación Aórtica

R. Ríos-Prado^{1*}, A. Anzueto-Ríos^{1*}, B. Tovar-Corona¹

¹ Ingeniería en Biónica, Instituto Politécnico Nacional-UPIITA, Ciudad de México, México

*rosario.riosprado27@gmail.com, aanzuetor@ipn.mx

Resumen—El propósito del presente trabajo es describir la metodología para adquirir, almacenar y procesar señales de sonido cardíaco para comparar las señales de sonidos patológicos con los no patológicos y determinar una posible frontera de decisión que separe las señales en dos clases. Las señales de sujetos no patológicos se han adquirido con el sistema descrito en este documento, el cual se ha diseñado considerando las frecuencias tanto de sonidos patológicos como no patológicos. Se evaluó un caso de regurgitación aórtica, obtenido de una recopilación pública de sonidos patológicos, para efectuar las comparaciones correspondientes empleando el algoritmo computacional de Alineamiento Temporal Dinámico (Dynamic Time Warping), con el que se determina la similitud que existe en la forma de las señales no patológicas y patológicas. Los resultados demuestran que es posible proponer una frontera de decisión de separación para los tipos de señales.

Palabras clave—**Alineamiento Temporal Dinámico, fonocardiograma, frontera de decisión, sonido cardíaco, regurgitación aórtica.**

I. INTRODUCCIÓN

En la actualidad existen diversas técnicas para verificar el funcionamiento del corazón. Muchas de ellas resultan ser procedimientos de evaluación costosos y sofisticados, para los que se requiere personal especializado en su manejo, lo que disminuye su accesibilidad [1]. Una de las técnicas más empleadas para analizar el estado del corazón es la adquirida por medio del electrocardiograma (ECG), en el que se analiza la señal generada por los impulsos eléctricos cardíacos; a partir de esta lectura es posible detectar ciertas patologías [2], sin embargo, esta técnica no es suficiente cuando se requiere detectar anomalías en las válvulas cardíacas.

La mecánica del corazón y la turbulencia generada por el flujo sanguíneo generan los sonidos cardíacos característicos, los cuales son comúnmente detectados a través de la señal sonora grabada en el fonocardiograma (PCG, por sus siglas en inglés) [3]. Es decir, si se tiene alguna anomalía en las válvulas del corazón, se reflejaría directamente en el sonido registrado.

Los sonidos cardíacos, S1 y S2, son no patológicos y de baja frecuencia (20-250 Hz) [4,5], sin embargo los murmullos patológicos como: regurgitación mitral, estenosis aórtica y regurgitación aórtica, son de frecuencias altas (120-700 Hz)

y, dentro de estas, la regurgitación aórtica posee componentes de frecuencia baja, lo cual dificulta la auscultación [3]. Existen cambios en la forma de la señal que se observan como componentes adicionales a S1 y S2 en la gráfica del PCG. Esta variabilidad permite determinar la existencia de anomalía y el grado de daño asociado a la regurgitación aórtica.

La propuesta presenta la metodología seguida para adquirir, almacenar, procesar y analizar la señal sonora del corazón, que, mediante la extracción de características y patrones, ayude a determinar una frontera de decisión que, a su vez, distinga de señales no patológicas y regurgitación aórtica, empleando la técnica de Alineamiento Temporal Dinámico (DTW, por sus siglas en inglés), la cual evalúa los grupos fónicos presentes en dos segmentos (una señal patrón de referencia y una de prueba), sin que necesariamente presenten sincronización temporal, por ello, sin importar si existe un desfase en el tiempo, DTW genera una alineación correspondiente a la relación entre los patrones de las señales [6].

II. METODOLOGÍA

1) Caso de estudio y datos obtenidos

Se evaluó un adulto joven sano de 24 años de edad, de 1.63 metros de altura y un peso de 53 kilogramos, quien no realiza actividad física con frecuencia. Se adquirieron muestras de señales de sonido y ECG, de esta forma se tienen los registros de las señales no patológicas, obtenidas con el sistema de adquisición propio, descrito en la sección B del presente documento. La figura 1a) muestra la señal patrón de referencia no patológica, la cual cumple con las características de S1 y S2 definidas como indica la literatura, la cual será llamada desde este momento como señal de referencia. Las figuras 1b) y 1c) son segmentos de señal patrón de prueba no patológico, a las que se denotará como señal de prueba 1 y 2, respectivamente. En las figuras 1a), 1b) y 1c) el trazo azul corresponde al ECG y el naranja al sonido cardíaco.

La señal patrón de prueba patológica de regurgitación aórtica se presenta en la figura 1d), a la cual denotaremos como señal de prueba 3. Dicha señal fue seleccionada de una

recopilación de señales de sonidos patológicos, disponible en formato mp4 en el sitio: www.thinklabs.com [7].

Todas las señales evaluadas tienen duración de 10 segundos y amplitud de ± 0.65 volts, por lo que no se considera necesaria una normalización en su amplitud.

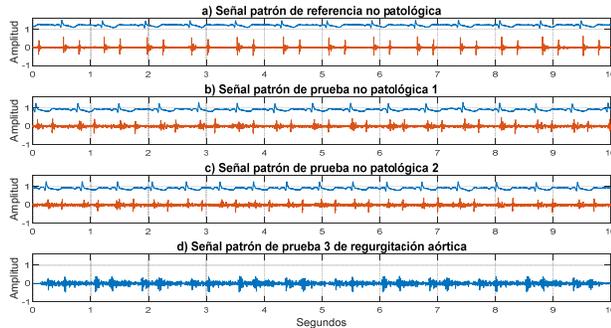


Fig. 1. Señales evaluadas, a) Señal patrón de referencia no patológica, b) Señal de prueba 1, c) Señal de prueba 2, d) Señal de prueba 3.

2) Sistema de adquisición

La arquitectura del sistema se compone del acoplamiento del sensor, la adquisición de las señales, el filtrado analógico a la señal sonora, el almacenamiento y procesamiento de las señales y las pruebas de comparación entre señales, como se muestra en la figura 2.



Fig. 2. Arquitectura del sistema.

El transductor consiste en un micrófono electret adaptado al tubo flexible de un estetoscopio Medfex, modelo 500 de cabeza dual. Se emplea una pre-amplificación de 20 al voltaje dado por el micrófono. El paso siguiente es filtrar la señal analógica pre-amplificada, para ello se emplea un filtro pasabajas tipo Butterworth de 5° orden y ganancia unitaria, con frecuencia de corte igual a 800 Hz.

Para la lectura, almacenamiento y procesamiento de las señales se emplea la tarjeta de adquisición de datos NI USB-6009 de National Instruments, con la cual la señal es digitalizada a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Finalmente, las señales se almacenan en archivos con extensión .TDM.

3) Procesamiento

Finalmente, se analizan las señales registradas en los archivos .TDM, y se emplea *Alineamiento Temporal Dinámico* (Dynamic Time Warping o DTW, por sus siglas en inglés) como técnica de comparación entre señales, siguiendo lo descrito en [8,9]. DTW es una aproximación para determinar la relación existente entre las formas de las señales, dada por la alineación de los datos de cada vector por medio de distancia euclidiana cuadrática descrita en (1). Si existen dos secuencias de datos dependientes del tiempo y de dimensión K , $X = \{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_M\}$ de longitud $M \in \mathbb{N}$ y $Y = \{y_1, y_2, \dots, y_j, \dots, y_N\}$ de longitud $N \in \mathbb{N}$. Para comparar dos secuencias del mismo espacio (denotado como F), donde $x_m, y_n \in F$, con longitud $m \in [1: M]$ y $n \in [1: N]$, respectivamente, es necesaria una medida de costo local $c(x, y)$ definida en (2), que típicamente es pequeña (bajo costo) si x y y son similares y, por el contrario, es grande (alto costo) cuando no son similares. De donde $K=1$, para una señal unidimensional.

$$d_{mn}(X, Y) = \sum_{k=1}^K (x_{k,m} - y_{k,n}) (x_{k,m} - y_{k,n}) \quad (1)$$

$$c: F \times F \rightarrow \mathbb{R} \quad (2)$$

Evaluando el costo de cada par de elementos de la secuencia X y Y , se obtiene la matriz de costo $C \in \mathbb{R}^{M \times N}$ definida por $C(m, n) = c(x_{km}, y_{kn})$. Después el objetivo será encontrar una alineación entre X y Y teniendo el mínimo costo en general, el costo total $c_p(X, Y)$ de un camino de alineación p entre X y Y respecto a la medida de costo local está definido como se describe en (3).

$$c_p(X, Y) = \sum_{k=1}^K c(x_{km}, y_{kn}) \quad (3)$$

Teniendo cuatro señales de sonido cardíaco (ver figura 3): a) Señal de referencia (SR), b) Señal de prueba 1 (SP1), c) señal de prueba 2 (SP2) y d) Señal de prueba 3 con regurgitación aórtica (SP3RA), se procede a aplicar DTW entre ellas.

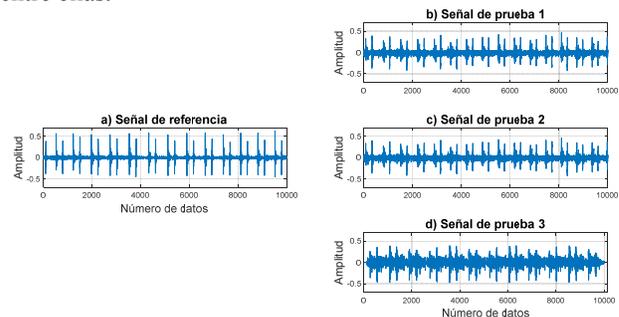


Fig. 3. Comparación entre señales. a) Señal de referencia (SR), b) Señal de prueba 1 (SP1), c) Señal de prueba 2 (SP2), d) Señal de prueba 3 (SP3RA).

Debido a que el alineamiento se hace entre dos señales, en la primera fase se aplica DTW sobre la misma señal, con

lo cual se pretende corroborar, la total semejanza de las señales. Las comparaciones siguientes se realizan con las tres señales restantes.

Con ambas pruebas se tiene un total de 16 comparaciones, descritas en la Tabla 1. El alineamiento hecho por DTW es invariante al orden en el que se comparen las señales de referencia y prueba, es decir, comparar el segmento a) y b), dará el mismo resultado que evaluar b) y a), lo que se verifica con los resultados de la Tabla 1, por ello, al final de las pruebas se tienen 6 comparaciones significativas.

La hipótesis para las comparaciones supone que, debido a que la señal patrón, señal a) de la figura 3, y las señales de prueba no patológicas, señales b) y c) de la figura 3, pertenecen a la misma categoría de señales no patológicas, se espera que DTW obtenga un valor de costo bajo en las comparaciones, a pesar de existir ligeras diferencias en las amplitudes de las componentes. Caso contrario con la evaluación entre las señales no patológicas y señal de regurgitación aórtica, donde se esperara obtener costos mayores, por pertenecer a categorías distintas.

III. RESULTADOS

La hipótesis presentada en la sección B, se corrobora al obtener los costos correspondientes como se muestra en la Tabla 1, donde se han evaluado todas las combinaciones posibles entre las cuatro señales de la figura 3.

TABLA 1.
COSTOS MÍNIMOS OBTENIDOS POR EL ALINEAMIENTO DE DTW ENTRE SEÑALES PATOLÓGICAS Y NO PATOLÓGICAS.

Señal	a) SR	b) SP1	c) SP2	d) SP3RA
a) SR	0	13.4356	12.3025	34.4154
b) SP1	13.4356	0	7.8158	26.5629
c) SP2	12.3025	7.8158	0	26.4534
d) SP3RA	34.4154	26.5629	26.4534	0

De acuerdo a los resultados es evidente que el alineamiento efectuado entre las mismas señales es cero, debido a que los vectores de datos poseen exactamente los mismos valores, por lo cual la distancia euclidiana entre ellos es mínima. Con lo anterior los datos más representativos de las comparaciones se resaltan en amarillo en la Tabla 1.

Las figura 4 a la 9 muestran los resultados de los alineamientos generados en DTW.

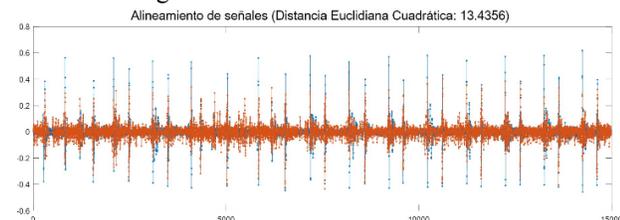


Fig. 4. Alineación entre la señal de referencia y la señal de prueba no patológica 1 con costo de 13.43.

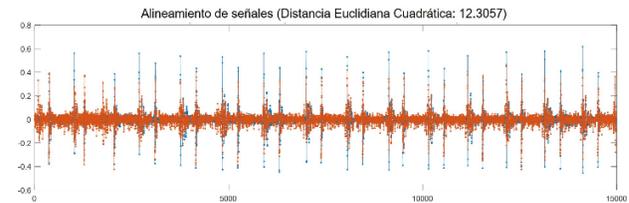


Fig. 5. Alineación entre la señal de referencia y la señal de prueba no patológica 2 con costo de 12.30.

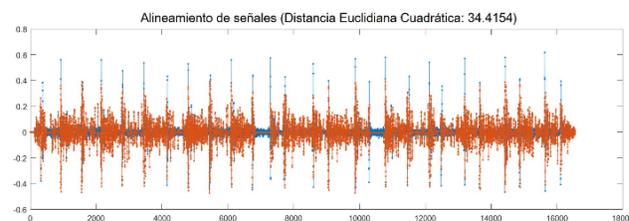


Fig. 6. Alineación entre la señal de referencia y la señal de prueba 3 con regurgitación aórtica con costo de 34.41.

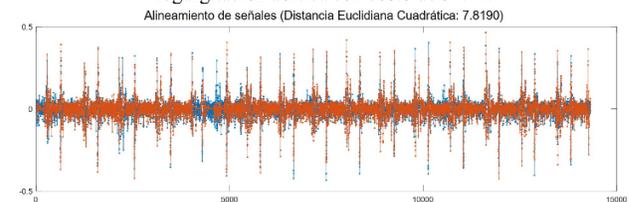


Fig. 7. Alineación entre la señal de prueba no patológica 1 y la señal de prueba no patológica 2 con costo de 7.81.

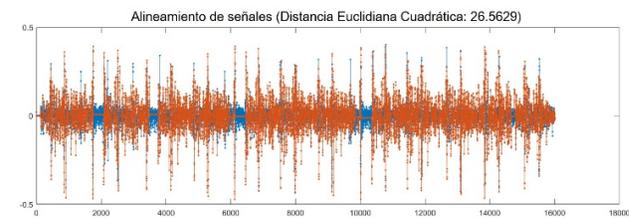


Fig. 8. Alineación entre la señal de prueba no patológica 1 y la señal de prueba 3 con regurgitación aórtica con costo de 26.56.

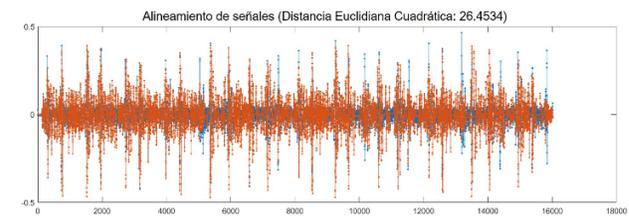


Fig. 9. Alineación entre la señal de prueba no patológica 2 y la señal de prueba 3 con regurgitación aórtica con costo de 26.45.

Los costos obtenidos en las pruebas permiten proponer el valor de 20 como previa frontera de decisión para la separación entre señales no patológicas y regurgitación aórtica (ver figura 10), las alineaciones entre señales iguales se han omitido debido a que el costo es mínimo.

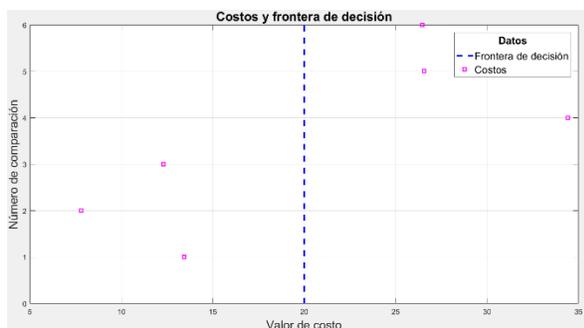


Fig. 10. Costos y frontera de decisión propuesta.

IV. DISCUSIÓN

El DTW contrasta las formas entre las señales, encontrando el valor mínimo entre las alineaciones de sus vectores, por ello, sin importar el tiempo en el que ocurran las señales o la amplitud de éstas, es posible comparar las señales de audio obtenidas por medio de las variaciones en la forma.

De acuerdo a los datos de las comparaciones presentadas en la Tabla 1, el costo más alto entre las alineaciones de las señales no patológicas es de 13.43, razón por la cual se propone un valor de 20 como una primera frontera de decisión para generar una clasificación, esto se observa en la figura 10.

Aunque el valor de costo entre señales patológicas es similar a una comparación entre la señal 1y señal patológica con regurgitación aórtica, el valor del costo no es menor que el obtenido entre el costo entre señales no patológicas.

Para la evaluación de los segmentos de señales de sonidos cardíacos se deben considerar tomar ciclos respiratorios completos para una caracterización y evaluación más acertada de lo que representa el sonido cardíaco. Esto se debe a que la señal de sonido se ve afectada por el ciclo respiratorio debido a la forma en la que se transmite el sonido en el tórax, con o sin presencia de aire en la cavidad pulmonar, lo cual modificará el tiempo de registro y, por lo tanto, el número de datos registrados.

Las señales obtenidas con el sistema entre el micrófono y estetoscopio fueron contrastadas con la señal de ECG para comprobar la temporalidad de la ocurrencia de los sonidos con los eventos eléctricos. Se corroboró que corresponden a las señales descritas en la literatura, lo que indica que el diseño de sistema propuesto puede ser empleado para futuras adquisiciones.

V. CONCLUSIÓN

La variabilidad en los patrones presentes en la señal de sonido cardíaco no patológico ayudan a determinar la existencia de patologías valvulares, con ello se tiene un grado de similitud por medio de la comparación entre patrones, con

lo que es posible generar una frontera de decisión, basada en los resultados obtenidos, con la finalidad de discernir entre sonidos no patológicos y patológicos.

Los datos presentados en este trabajo determinan que las comparaciones entre las señales no patológicas con la señal de regurgitación aórtica empleando DTW son viables de acuerdo con la variación en los patrones de las señales, lo que nos permite afirmar que la metodología propuesta puede ser aplicada en el desarrollo de un sistema para la identificación de señales patológicas y no patológicas.

Es necesario ampliar la base de datos con más usuarios y analizar señales con diferentes patologías valvulares para comprobar la eficiencia del sistema de adquisición y procesamiento de las señales, mismo en el que se encuentra desarrollando el grupo de investigación de los autores.

La frontera de decisión propuesta en este trabajo puede sufrir variaciones de acuerdo a la cantidad de registros presentes en la base de datos y las patologías consideradas.

RECONOCIMIENTOS

Se le agradece al Instituto Politécnico Nacional y a la UIIITA, Academia de Biónica, por permitir el uso de sus instalaciones durante el desarrollo de este trabajo.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Babaei S, Geranmayeh A. Heart sound reproduction based on neural network classification of cardiac valve disorders using wavelet transforms of PCG signals. *Computers in biology and medicine*. 39(1): 8-15, 2009. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2008.10.004
- [2] Maglogiannis I, Loukis E, Zafiroopoulos E, Stasis A. Support Vectors Machine-based identification of heart valve diseases using heart sounds. *Computers methods and programs in biomedicine*. 95(1): 47-61, 2009. DOI: 10.1016/j.cmpb.2009.01.003
- [3] Safara F, Doraisamy S, et al. Multi-level basis selection of wavelet packet decomposition tree for heart sound classification. *Computers in Biology and Medicine*. 43(10): 1407-1414, 2013. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2013.06.016
- [4] Mohd-Noor A, Faiz-Shadi M. The heart auscultation: from sound to graphical. *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*. 9(10): 1924-1929, 2014.
- [5] Mahabuba A, Vijay Ramnath J, Anil G. Analysis of heart sounds and cardiac murmurs for detecting cardiac disorders using phonocardiography. *Journal of Instrument Society of India*. 39: 38-41, 2009.
- [6] *Dynamic Time Warping*. Information Retrieval for Music and Motion. Springer. Berlin, Heidelberg. 2007.
- [7] Thinklabs. HeartSounds. [En línea]. Disponible en: www.thinklabs.com. [Consultado: 08-May-2018]
- [8] Sakoe H, Chiba S. Dynamic Programming Algorithm Optimization for Spoken Word Recognition. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. 26(1): 43-49, 1978. DOI: 10.1109/TASSP.1978.1163055
- [9] Paliwal K, Agarwal A, Sinha S. A Modification over Sakoe and Chiba's Dynamic Time Warping Algorithm for Isolated Word Recognition. *Signal Processing*. 4: 329-333, 1982. DOI: 10.1109/ICASSP.1982.1171506