

RECONOCIMIENTO DE VALVULOPATÍAS CARDÍACAS EN SEÑALES DE FONOCARDIOGRAFÍA EMPLEANDO LA TRANSFORMADA GABOR

RESUMEN

Se presenta en este trabajo una metodología de caracterización basada en la representación tiempo frecuencia de las señales fonocardiográficas con el fin de hacer reconocimiento de valvulopatías cardíacas. La naturaleza de estas patologías las hace susceptibles a ser caracterizadas por medio de representaciones en el espacio conjunto tiempo-frecuencia. Se emplea la transformada de Gabor para llevar los registros a este tipo bidimensional de representación. Los porcentajes de clasificación, mediante la cuales se evalúa la metodología, demuestran que es posible reconocer las valvulopatías dentro de un conjunto de registros normales.

PALABRAS CLAVES: Valvulopatía cardíaca, soplo cardíaco, transformada Gabor, caracterización, representación tiempo-frecuencia.

ABSTRACT

A time-frequency based methodology over phonocardiographic signals is presented in this work. The aim is to recognize cardiac disorders. The nature of these pathologies allows their representation in the joint domain of time frequency, the Gabor transform is performed in this task. The results demonstrate that is possible to recognize cardiac disorders by means of this technique.

KEYWORDS: Cardiac disorder, Gabor transform, feature extraction, time frequency representation

1. INTRODUCCIÓN

Desde la década de los 80, la importancia de la auscultación cardíaca se ha visto reducida frente al imponente avance de otras técnicas diagnósticas de alta tecnología (eco cardiografía bidimensional, tomografía computarizada, resonancia magnética, etc.). Aunque estas técnicas pueden presentar diagnósticos más confiables, son de alto costo y en la mayoría de los casos no disponibles en los centros de atención hospitalaria. En otros casos, se trata de técnicas invasivas, en donde el perjuicio al paciente puede influenciar negativamente la toma del diagnóstico.

La auscultación sigue siendo la primera herramienta de diagnóstico que se utiliza para evaluar el estado funcional del corazón y es además el primer indicador de remisión del paciente a un especialista.

A partir de la auscultación, en conjunto con el examen físico general, se puede obtener la información fisiológica para seleccionar adecuadamente los métodos posteriores de diagnóstico. Sin embargo, la precisión del procedimiento de auscultación depende del empleo de un aparato adecuado, del silencio ambiental y, sobre todo, de

la concentración del especialista que realiza el examen junto con ciertas condiciones de conocimientos y experiencia.

Por este motivo se desarrolla en este trabajo una técnica de reconocimiento complementaria basada en la información acústica que contienen las señales de fonocardiografía (FCG). La metodología aplicada supone el empleo de transformaciones en el espacio tiempo frecuencia de la señal fonocardiográfica.

En este caso la naturaleza y principios físicos de generación de las señales acústicas cardíacas demandan un estudio no-estacionario [1].

2. LA SEÑAL FONOCARDIOGRÁFICA

La señal fonocardiográfica corresponde a la adquisición de las vibraciones mecánicas provenientes del corazón y transmitidas por los tejidos vecinos hacia la pared torácica. En la creación de estos fenómenos acústicos participan los diferentes eventos mecánicos que se presentan durante el ciclo cardíaco, entre los que se incluyen la contracción muscular, la apertura y cierre de las válvulas y el desplazamiento del flujo sanguíneo. La frecuencia de las vibraciones acústicas de los fenómenos

JULIAN DAVID ECHEVERRY

Ingeniero Electrónico. MSc.
Docente del programa de Ing. Eléctrica.
Universidad Tecnológica de Pereira
jde@utp.edu.co

ANDRÉS FELIPE LÓPEZ

Ingeniero Electricista
Estudiante Maestría Ing. Eléctrica
Universidad Tecnológica de Pereira
andresl@utp.edu.co

JUAN FERNANDO LÓPEZ

Ingeniero Mecánico
Universidad Tecnológica de Pereira
juanfl@utp.edu.co

Este trabajo se realiza en el marco del proyecto "Sistema automatizado de clasificación de eventos fisiológicos a partir de patrones bioeléctricos como soporte en el tratamiento de la enfermedad de Parkinson y otros desórdenes neurológicos", financiado por Colciencias y la Universidad Tecnológica de Pereira. Código 1110-14-17904.

cardíacos está determinada por el medio de producción. Se pueden encontrar variaciones en el rango de 16 a 1000 Hz.

2.1 Consideraciones anatómicas

Los eventos cardíacos, que se presentan desde el inicio de un latido hasta el inicio del próximo, se conocen como ciclo cardíaco y constan básicamente de un período de diástole, durante el cual los ventrículos se llenan de sangre seguido de un período de sístole, en el que la sangre es expulsada a las arterias. El sonido que produce esta actividad de tipo mecánica puede representarse de forma gráfica mediante el fonocardiograma. En este se observan, tanto los tiempos como las intensidades relativas de los sonidos cardíacos, en forma clara y repetida.

2.2 El fonocardiograma

Los ruidos cardíacos registrados en el fonocardiograma se dividen en:

- Primer ruido cardíaco (S1). Se atribuye al sonido generado por el cierre de las válvulas mitral y tricúspide al comienzo de la sístole ventricular. El ruido S1 está dividido en cuatro componentes: el primero, de baja frecuencia, ocurre cuando la primera contracción del miocardio en el ventrículo empuja la sangre hacia las aurículas; el segundo componente es de alta frecuencia y comienza con la tensión abrupta del cierre de las válvulas auriculoventriculares (AV) [2]. El tercer componente es generado por la oscilación de la sangre entre la raíz de la aorta y las paredes ventriculares; y el cuarto componente es generado por las vibraciones producidas por la turbulencia en la expulsión de la sangre a través de la aorta y de la arteria pulmonar.

- Segundo ruido cardíaco (S2). Ocurre en el fin de la sístole ventricular y el comienzo de la relajación ventricular, constituyendo dos componentes de alta frecuencia: cierre de la válvula aórtica y pulmonar. El ruido S2 usualmente presenta componentes de más alta frecuencia que S1, y generalmente su duración es menor que la de S1.

- Tercer y cuarto ruidos cardíacos (S3 y S4). En algunos casos se escucha un tercer ruido cardíaco S3, que corresponde a la fase de llenado ventricular. Es un ruido de baja frecuencia, y se puede presentar entre 0.12 a 0.16s después de S2 [3]. El cuarto ruido cardíaco S4 es producido en la final de la diástole, y se genera por la contracción de las aurículas desplazando el flujo dentro de los ventrículos.

La distribución de los ruidos dentro del período cardíaco puede entenderse mejor a partir de la figura 1.

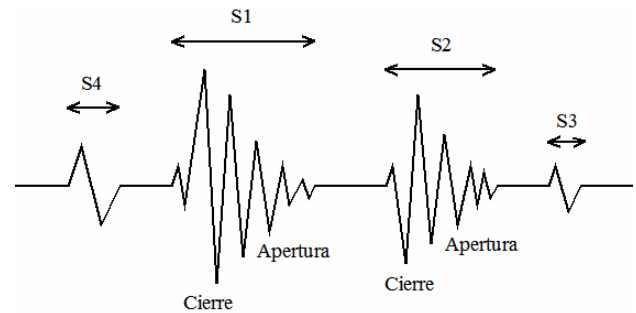


Figura 1. Aparición de los ruidos dentro de un período cardíaco

Las características en frecuencia de los ruidos cardíacos se describen en la tabla 1 [4].

Ruido	Duración [s]	Rango frecuencial [Hz]
S1	0.1 - 0.12	20 - 150
S2	0.08 - 0.14	50 - 60
S3	0.04 - 0.05	20 - 50
S4	0.04 - 0.05	< 25

Tabla 1. Características de los ruidos cardíacos

2.3 Características de las valvulopatías cardíacas

Se reconocen como valvulopatías cardíacas aquellas complicaciones de algunas enfermedades que distorsionan o destruyen las válvulas del corazón. Aunque se pueden ver afectadas las cuatro válvulas cardíacas, es más frecuente encontrar la deficiencia en las de la cámara izquierda (mitral y aórtica) que en las de la derecha (tricúspide y pulmonar). Un síntoma normal en esta patología son los soplos cardíacos (sonidos anormales del corazón que escucha el médico por medio del fonendoscopio). Estos sonidos de alta frecuencia son a menudo los únicos indicadores de la etapa temprana de algunos trastornos cardiovasculares.

3. TRANSFORMADA GABOR

Una representación tiempo - frecuencia ampliamente empleada dentro de las técnicas clásicas del procesamiento de señales se basa en el empleo de ventanas temporales, es decir, funciones suaves y localizadas en un intervalo en el dominio temporal. Por esto, esta técnica es generalmente conocida como de análisis en tiempo corto y es una generalización de la transformada de Fourier.

Sea $w(t)$ una ventana que enmarca una porción de la señal de FCG $x(t)$ y permite aplicar localmente la Transformada de Fourier. De este modo, se pretende revelar la información en frecuencia localizada temporalmente en el dominio efectivo de la ventana. Desplazando temporalmente la ventana se cubre el dominio de la señal obteniéndose la completa información tiempo-frecuencia de la misma [5]:

$$\hat{x}(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t-\tau)e^{-i\omega t} dt \quad (1)$$

La ecuación (1) representa entonces la Transformada de Gabor de la señal $x(t)$.

Asumiendo que la ventana real $w(t)$ está adecuadamente localizada en un intervalo centrado en $t=0$ s, de longitud Δt y que su transformada $\hat{w}(\omega)$ está también localizada en una banda centrada en $\omega=0$, de ancho $\Delta\omega$ las ventanas desplazadas y moduladas $w(t-\tau)e^{-i\omega t}$ son funciones elementales adecuadamente localizadas en el dominio conjunto tiempo - frecuencia. Cada función elemental se localiza en el rectángulo centrado en el punto (τ, ω) con dimensión $\Delta t \Delta\omega$. El conjunto de valores $\hat{x}(\tau, \omega)$ genera un completo mapeo en el dominio tiempo-frecuencia que despliega la información de la señal.

Considerando las ventanas moduladas reales $w(t-\tau)\cos(\omega t)$ y $w(t-\tau)\sin(\omega t)$, éstas actúan como filtros pasa-banda con definición de fase; de tal modo que la Transformada de Gabor puede entenderse como un tratamiento localizado de la señal mediante filtros pasa-banda deslizante, de ancho de banda constante.

Una observación que surge con respecto a la implementación numérica de la transformada es la superposición de los rectángulos de localización próximos, ya que esto implica la redundancia de la información del mapeo. La superposición y redundancia dependen de la dimensión de los rectángulos $\Delta t \Delta\omega$. El esfuerzo computacional se incrementa en función de la redundancia. Por tanto, lo mejor sería preservar la totalidad de la información del mapeo continuo sin redundancia a partir de una red discreta de rectángulos, con mínima superposición.

Una segunda observación que se puede hacer acerca del mapeo en frecuencia, radica en que las dimensiones de los rectángulos son constantes. En las altas frecuencias el número de oscilaciones en el dominio temporal de las ventanas es elevado, y la información frecuencial del mapeo es amplia. En contraposición, en las bajas frecuencias, las oscilaciones son relativamente largas y no pueden caracterizarse apropiadamente [6]. Este último fenómeno se explica por la superposición de los rectángulos asociados a las bajas frecuencias, positivas y negativas. En otras palabras, la redundancia es crítica en el entorno de $\omega=0$.

La implementación de la Transformada de Gabor para el procesamiento de señales de emisiones acústicas resulta eficiente cuando se trata de localizar y caracterizar eventos con patrones de frecuencia correctamente definida, no superpuestos y relativamente largos, respecto de la ventana de análisis. En contraposición, es totalmente inapropiada para detectar detalles de corta duración, oscilaciones largas asociados a las bajas frecuencias, o caracterizar patrones similares presentes en fenómenos a distintas escalas.

4. DESCRIPCIÓN DE LA BASE DE DATOS

La base de datos de señales FCG con la que se realiza el presente trabajo está conformada por registros adquiridos a sujetos normales y pacientes con anomalías auscultatorias, causadas por valvulopatías que conllevan a la presencia de soplos cardíacos. Esta base de datos fue facilitada por el *Grupo de Control y Procesamiento Digital de Señales de la Universidad Nacional de Colombia, sede Manizales*. Fueron adquiridos 41 registros FCG normales con un estetoscopio electrónico Meditron, a una frecuencia de muestreo de 44100 Hz, dentro de un grupo de estudiantes de la Facultad de Ciencias para la Salud de la Universidad de Caldas y empleados del Hospital Infantil Universitario Rafael Henao Toro de la ciudad de Manizales, sin limitaciones de edad y sexo, siempre y cuando su edad no fuese menor a 18 años. Los registros anormales fueron facilitados al Grupo de Investigación por la Universidad de Helsinki. Consiste en 49 pacientes con algún tipo de valvulopatía cardíaca. La tasa de muestreo de estas señales es de 11025 Hz. Las pruebas se realizaron sobre un ciclo cardíaco de cada señal previamente segmentado. Los registros FCG fueron de igual forma previamente procesados mediante normalización y atenuación de perturbaciones acústicas. La frecuencia de muestreo resultante para todos los registros es de 2000 Hz.

Una señal de un registro FCG normal se muestra en la figura 2. Se observan los ruidos S1 y S2 bien definidos.

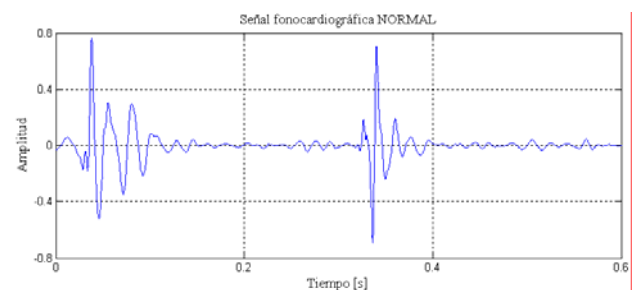


Fig. 2 Señal FCG de diagnóstico normal.

Un registro FCG patológico se muestra en la figura 3. Se observan componentes de alta frecuencia, característicos de los soplos cardíacos.

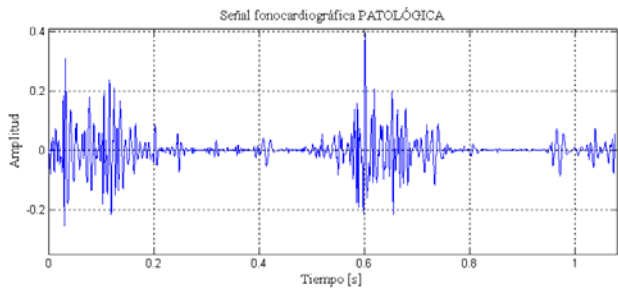


Fig. 3 Señal FCG de diagnóstico patológico.

5. PROCEDIMIENTO

Sobre todos los registros se calculó la Transformada de Gabor descrita en la ecuación (1) y se conformó una matriz de distribución en tiempo frecuencia. La ventana empleada es una función gaussiana.

En la figura 4 se muestra la distribución tiempo frecuencia obtenida para una señal con diagnóstico normal.

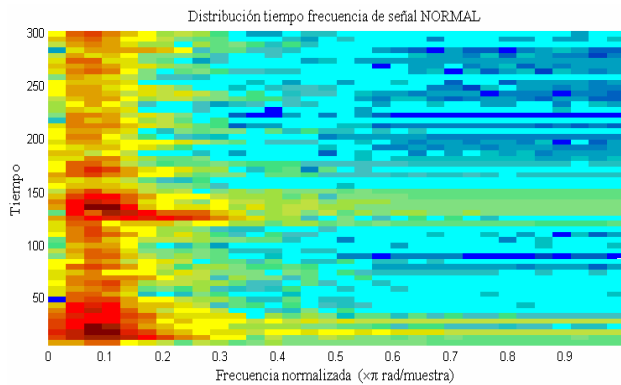


Fig. 4 Distribución tiempo-frecuencia de señal normal.

La distribución tiempo frecuencia obtenida para una señal con diagnóstico patológico es la mostrada en la figura 5.

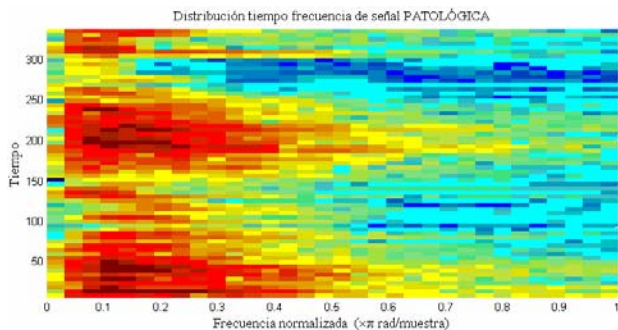


Fig. 5 Distribución tiempo-frecuencia de señal patológica.

6. RESULTADOS

Se busca en este trabajo reconocer dos clases de señales: las pertenecientes al conjunto patológico y las de clase normal. Para esto, se caracteriza cada clase a partir de las matrices de distribución descritas en el apartado anterior.

Sobre estas matrices se calculan parámetros de representación (momentos estadísticos).

Con el fin de garantizar la validez estadística de los resultados, se estimaron los errores de clasificación usando validación cruzada del tipo *leave one out*. En esta validación, se emplea una sola muestra de todo el conjunto muestral como dato de validación y las muestras restantes como datos de entrenamiento. Este procedimiento se repite de tal manera que todas las muestras del espacio inicial sean empleadas como datos de validación una única vez.

Se empleó un clasificador tipo bayes con el fin de evaluar el proceso de caracterización.

La tabla 2 muestra los resultados de la clasificación. En las columnas (cada una representa una clase) se muestran los aciertos al clasificar señales de la misma clase.

Característica	Clase NORMAL	Clase PATOLÓGICA
Media	98 ± 1.3%	98 ± 1.3%
Desviación	90.2 ± 2.3%	86 ± 2.1%
Máximo	98 ± 1.3%	83.5 ± 1.7%
Media, desv. máx.	99.8 ± 0.2%	98.7 ± 0.4%

Tabla 2. Resultado de la clasificación.

Las características de discriminación de la tabla 1 se calcularon sobre las filas de la distribución, es decir sobre cada instante de tiempo de la representación tiempo frecuencia.

6. CONCLUSIONES

La transformada de Gabor permite descomponer en el espacio conjunto de tiempo frecuencia señales no estacionarias. Esta transformada entrega una adecuada localización de la energía en este espacio bidimensional.

Es claro, al analizar la distribución de energía, que la señal patológica concentra mayores densidades de energía en las altas frecuencias, lo que permite una discriminación más acentuada con respecto a los registros de la clase normal.

Los patrones que fueron calculados sobre la matriz de distribución de la transformada permiten al clasificador reconocer la clase a la que pertenece cada registro.

El ancho de ventana constante, propio de esta transformada

El rendimiento del clasificador, cercano al 100% para entrenamiento con los tres patrones, demuestra que es

posible reconocer valvulopatías cardíacas en registros de fonocardiografía empleando la metodología propuesta.

El clasificador tipo Bayes, además, permite enfatizar el análisis sobre la calidad de las características halladas con la herramienta usada en el procesamiento de las señales.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] RANGAYYAN, Rangaraj. Biomedical Signal Analysis: a case study approach. Primera edición, 516 páginas, IEEE Press, Wiley Interscience, Estados Unidos, 2002.
- [2] DURAND, L.G. Digital signal processing of the phonocardiogram: review of the most recent advancements," Crit. Rev. Biomed. Eng. Vol. pp. 163-219. 1995.
- [3] CHEITLIN, M. Clinical Cardiology. Prentice Hall International Inc. 1993.
- [4] EWING, Gary J. A New Approach to the Analysis of the Third Heart Sound. Master Thesis. Department of Applied Mathematics, The University of Adelaide, Australia. 1988.
- [5] SERRANO, E. Introducción a la transformada wavelet y sus aplicaciones al procesamiento de señales de emisión acústica. Escuela de Ciencia y Tecnología – Universidad Nacional General de San Martín. 2000.
- [6] HRNANDEZ-ESTEBAN, A. et. al. FPGA based implementation of the instantaneous frequency estimation of phonocardiographic signals. IFAC. Workshopon programmable Devices and Systems, pp. 423-428. Noviembre, 2004.