

Estructura jerárquica de un sistema de diagnóstico basado en la señal fonocardiográfica

Juan Martínez Alajarín, Ramón Ruiz Merino

Departamento de Electrónica, Tecnología de Computadoras y Proyectos

Universidad Politécnica de Cartagena, ETSII, Campus Muralla del Mar, C/ Dr. Fleming s/n, 30202 Cartagena

Tlf.: 968 32 64 64, 968 32 64 53. Fax: 968 32 64 00. E-mail: juanc.martinez@upct.es, ramon.ruiz@upct.es

Resumen

En este artículo se presenta una estructura jerárquica basada en la abstracción de señales para el análisis e interpretación de la señal fonocardiográfica con el objetivo de servir de ayuda al diagnóstico de patologías valvulares. La estructura consta de diferentes niveles, que a su vez están compuestos de varios bloques de procesamiento que realizan tareas muy definidas. Entre las técnicas propuestas se encuentran el cálculo de la frecuencia instantánea para proporcionar información en el plano tiempo-frecuencia, o el de la autocorrelación de envolventes como método robusto para detectar el ritmo cardiaco medio a partir únicamente de la señal fonocardiográfica. Además, el método empleado para detectar y separar eventos resulta muy efectivo incluso en el caso de sonidos unidos a soplos.

1. Introducción

La auscultación cardiaca es, junto con el electrocardiograma (ECG), el método primario utilizado para evaluar el estado cardiovascular del paciente. La aparición de las técnicas de imagen relegó a un segundo plano a la auscultación, conduciendo a su vez a un retroceso en su enseñanza, y como consecuencia, a una notable pérdida de las habilidades auscultatorias en el personal médico [1]. Sin embargo, el bajo coste y la constatación del potencial diagnóstico de los sonidos cardiacos, unido a la subreutilización de las técnicas de alta tecnología y a su alto coste (lo que restringe su disponibilidad a unos pocos centros y provoca demoras y saturaciones de las listas de espera), han hecho aparecer en los últimos años un interés renovado por la auscultación, dado que este método proporciona un método sencillo, rápido, barato y no invasivo, aunque carece de objetividad.

Por este motivo existe un gran interés en la actualidad en desarrollar sistemas automáticos capaces de asistir al clínico en el diagnóstico del estado valvular del corazón mediante el análisis de sonidos y soplos cardiacos [2]. El sistema ideal debería ser capaz de adquirir los sonidos cardiacos del paciente y proporcionar un diagnóstico objetivo, mediante algoritmos adecuados que analicen e interpreten los sonidos registrados de forma automática.

Existen numerosos trabajos en los que se han desarrollado algoritmos específicos para la distinción entre sonidos normales y dos o tres tipos de patologías valvulares [3-5]. En muchos de los casos [2] no se realiza una identificación de los eventos básicos del ciclo cardiaco, sino simplemente

una asociación de patrones entre un determinado perfil de intensidad o energía del ciclo cardiaco y la patología asociada. Este es un método sencillo de implementar que, sin embargo, limita la información que se puede extraer del fonocardiograma (FCG) a unas pocas patologías.

El médico, durante la auscultación, realiza un proceso de identificación de eventos de interés, que posteriormente caracterizará según unas determinadas propiedades (intensidad, localización temporal,...), realizando finalmente una asociación entre las propiedades de dichos eventos (identificados ya como determinados sonidos o soplos cardiacos) y los estados valvulares que pueden presentarse.

En este artículo se presenta una estructura jerárquica que proporciona una metodología para el análisis e interpretación de la señal fonocardiográfica, siguiendo un esquema similar al que lleva a cabo el médico durante la auscultación. Esta estructura está basada en la abstracción de señales y organizada en diferentes niveles, cada uno de ellos con varios bloques encargados de tareas muy específicas, que cubren todo el procesamiento necesario desde la adquisición del registro fonocardiográfico hasta el diagnóstico final.

Este sistema está orientado al prediagnóstico clínico, especialmente en atención primaria, proporcionando una técnica de "screening" barata que puede permitir objetivar la impresión auscultatoria del médico generalista y priorizar las listas de espera para el examen ecocardiográfico en los Servicios de Cardiología.

2. Estructura jerárquica

Una excelente formalización del problema de definir estructuras jerárquicas para el procesamiento de señales es la propuesta en [6], donde se definen múltiples niveles de abstracción, cada uno asociado con la información que compartirán entre ellos. En nuestro sistema, además de los múltiples niveles y sus datos asociados, existe en cada nivel un cierto número de *especialistas*, que son bloques de procesamiento encargados de tareas específicas de análisis o extracción de cierto tipo de información de las señales relacionadas. Cada especialista se define con unos datos de entrada, unas operaciones de agrupamiento para el cálculo de señales y características, y unos datos de salida, que estarán disponibles a todos los demás especialistas del mismo nivel y de niveles superiores.

El nivel más bajo de la jerarquía resulta el de cálculo numérico más intensivo, mientras que a medida que se asciende por la jerarquía se va abstrayendo información, obteniendo progresivamente información de tipo más cualitativo.

Ejemplos de metodologías como la propuesta aquí (especialistas de tareas en sistemas jerárquicos para el procesamiento de información) han sido aplicadas con éxito a otros entornos biomédicos, como la detección de isquemia cardíaca [7]. En [8] se describe un sistema similar, basado en áreas de meta-conocimiento organizadas jerárquicamente para la identificación de los sonidos cardíacos principales en señales fonocardiográficas fetales.

La jerarquía propuesta está organizada en cuatro niveles, cada uno asociado a un tipo de señal fundamental (Figura 1). La señal de entrada a la jerarquía (Nivel 0) corresponde a las ondas sonoras generadas por el corazón (es decir, el FCG, cuando se representan gráficamente), aunque no corresponde realmente a un nivel, dado que no tiene bloques de procesamiento asociados.

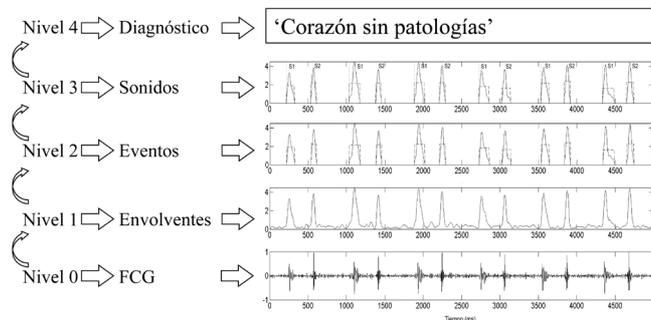


Fig. 1. Señales asociadas a los diferentes niveles de la jerarquía de procesamiento del FCG. El nivel 0 (FCG) no constituye realmente un nivel, sino solamente la señal de entrada a la jerarquía

- Nivel 1: la señal principal con la que se opera en este nivel son las envolventes del FCG, que indican de forma aproximada la variación de diversas magnitudes instantáneas de éste, como su amplitud.
- Nivel 2: en este nivel la señal fundamental son los eventos detectados en el FCG. Estos eventos corresponden a zonas que interesa analizar en niveles superiores con el fin de obtener la información necesaria para el diagnóstico final.
- Nivel 3: la señal principal asociada a este nivel corresponde a los eventos ya delimitados e identificados como sonidos, clics y soplos, y al FCG segmentado en ciclos cardíacos.
- Nivel 4: en el último nivel, la señal asociada es el diagnóstico alcanzado tras el procesamiento del FCG en los niveles previos. El diagnóstico expresa, de forma fácilmente entendible por el médico y el paciente, la patología sufrida.

A continuación se describen los especialistas que existen en cada uno de estos niveles (Figura 2).

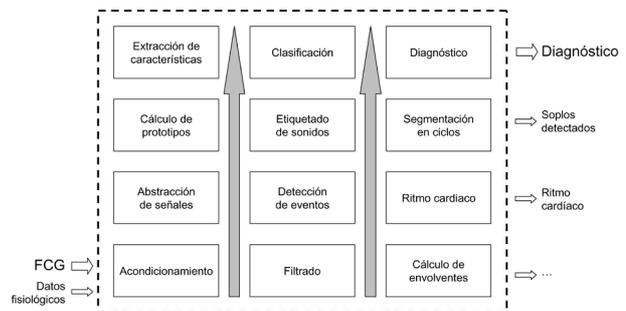


Fig. 2. Especialistas de cada uno de los niveles de la jerarquía de procesamiento del FCG

2.1. Nivel 1: Envolventes

- Acondicionamiento de señal: se decima la señal hasta la frecuencia de muestreo de trabajo (4410Hz) y se normaliza ajustando su rango para evitar diferencias en la intensidad causadas por características fisiológicas del paciente (obesidad,...).
- Filtrado: la señal ya decimada y normalizada se filtra con un filtro pasa-alto y otro pasa-bajo para eliminar las bajas frecuencia captadas debidas a los movimientos musculares y las altas frecuencias debidas al ruido ambiente y a interferencias.
- Cálculo de envolventes: se realiza el cálculo de las envolventes de la amplitud, energía y frecuencia instantánea [9] del FCG aplicando una media móvil a las señales instantáneas indicadas, dado que el resto del procesamiento es más sencillo realizarlo sobre estas envolventes que sobre el FCG.

2.2. Nivel 2: Eventos

- Abstracción de señales: se seleccionan los tramos del FCG que son significativos para realizar el análisis posterior.
- Detección de eventos: se realiza una detección precisa de eventos, dado que en el paso anterior podían encontrarse agrupados en un solo macroevento un sonido y un soplo, por ejemplo.
- Ritmo cardíaco: se determina el ritmo cardíaco medio a partir de la señal de autocorrelación combinada de las envolventes, para disponer de información de la repetición de la señal tanto en el plano temporal como en el frecuencial.

2.3. Nivel 3: Sonidos

- Cálculo de prototipos: a partir de todos aquellos ciclos del registro considerado que tienen un cierto grado de similitud entre ellos se construye un patrón prototipo de cada patología, con el que se compararán posteriormente otros ciclos para determinar el nivel de parecido.
- Etiquetado de sonidos: una vez detectados correctamente los eventos, se les asigna el nombre de su origen cardíaco (S1, S3, soplo diastólico, ...)
- Segmentación en ciclos: teniendo en cuenta el ritmo cardíaco medio calculado y el etiquetado de sonidos, se realiza la segmentación del FCG en ciclos cardíacos.

2.4. Nivel 4: Diagnóstico

- Extracción de características: se extraen características discriminantes tanto de los eventos identificados como de los ciclos, que se introducen al clasificador.
- Clasificación: asocia las características extraídas a una de las patologías consideradas, a partir de un entrenamiento previo (clasificación supervisada).
- Diagnóstico: a partir de la clasificación anterior y de los datos fisiológicos del paciente se proporciona el diagnóstico final en un formato fácilmente comprensible tanto por el médico como por el paciente.

3. Adquisición de datos

Para el desarrollo de los algoritmos de procesamiento se han utilizado sonidos adquiridos en el Servicio de Cardiología del Hospital General Universitario de Murcia y sonidos procedentes de la base de datos proporcionada en [10]. Los primeros han sido adquiridos a través de la entrada de audio de un PC portátil, con una frecuencia de muestreo de 22050Hz, en formato mono y con 16 bits de precisión. Los sonidos de la base de datos están disponibles a una frecuencia de muestreo de 44100Hz, en formato mono y con 16 bits de precisión.

Para el registro de datos se ha empleado un entorno de adquisición diseñado específicamente en Matlab® para esta tarea (Figura 3), que presenta las siguientes características: adquisición de registros de una duración seleccionable, grabación a fichero de los datos en formato WAV, adquisición de un segundo canal de datos (la señal auxiliar del pulso periférico), visualización de las señales FCG y pulso, reproducción de la señal FCG, zoom de ambas señales, introducción de observaciones del paciente y del procedimiento de auscultación, selección del sensor con el que se realiza la auscultación (campana o diafragma), y selección del área de auscultación. También se ha incluido la posibilidad, no disponible en otros entornos para registro del FCG, de indicar la realización de determinadas maniobras (Valsalva, agacharse, apretar los puños,...), que en algunos casos permiten la diferenciación entre determinados tipos de cardiopatías. De esta forma se almacena toda la información necesaria (sensor, área y maniobras) para poder obtener información completa de la auscultación realizada.

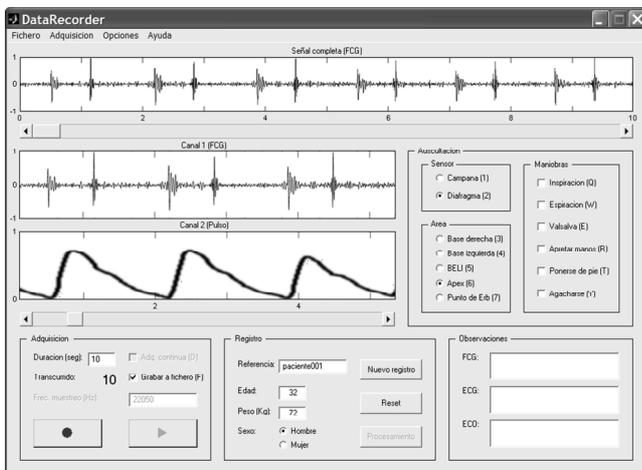


Fig. 3. Entorno de adquisición de sonidos fonocardiográficos

4. Resultados

En la actualidad se encuentran ya desarrollados y validados los dos primeros niveles de la jerarquía, mientras que el tercer nivel, aunque se encuentra en su mayoría desarrollado, está pendiente de validación. También se está trabajando actualmente en el desarrollo del cuarto nivel.

Por lo que respecta a los resultados obtenidos para los dos primeros niveles, se utilizará una señal FCG real para ilustrar estos resultados para distintos puntos clave de la jerarquía. El FCG utilizado (Figura 4a) corresponde a un soplo mesosistólico de una estenosis aórtica.

Tras la adquisición del registro fonocardiográfico mediante la entrada de audio del PC, los datos se introducen al sistema jerárquico, que va realizando los cálculos propios de cada nivel. Inicialmente se calculan las envolventes de amplitud, energía y frecuencia instantánea (Nivel 1), representadas en las Figuras 4b, 4c y 4d con líneas continuas. La aplicación de un umbral de intensidad o energía permite anular aquellas zonas que no contienen información útil.

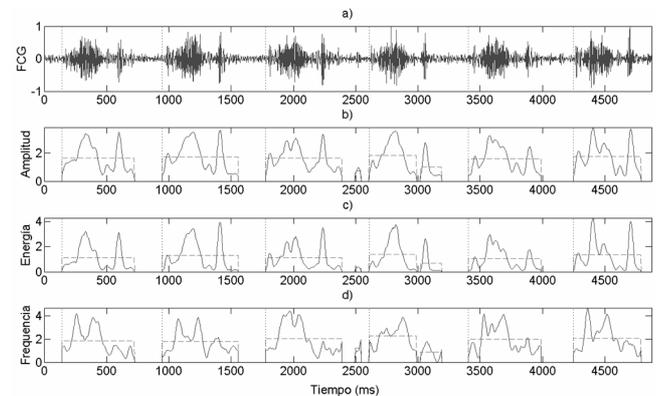


Fig. 4. Representación de a) señal FCG, b) envolvente de la amplitud instantánea, c) envolvente de la energía instantánea, y d) envolvente de la frecuencia instantánea

En estas figuras se puede observar cómo la intensidad y energía del soplo es mayor que la de los sonidos principales, S1 y S2, por lo que un enfoque basado en aplicar umbrales para detectar los sonidos principales [5, 11] no daría resultado en este caso. Además, la frecuencia instantánea permite correlacionar correctamente el contenido frecuencial de los sonidos y soplos con el descrito en los tratados de auscultación, siendo mayor en el caso del soplo sistólico que para S1 y S2, como se observa en la Figura 4d.

A partir del cálculo de envolventes se realiza la abstracción de señales, consistente en determinar aquellas zonas de interés para el diagnóstico que serán analizadas en fases sucesivas. Estas señales abstractas se han representado en la Figuras 4b, 4c y 4d como líneas discontinuas.

Para determinadas señales fonocardiográficas, como las que presentan soplos (Figura 4a), a menudo dos o más eventos cardiacos diferentes se encuentran unidos en una sola señal abstracta, como se puede ver en las Figuras 4b, 4c y 4d, en las que S1 y el soplo sistólico aparecen unidos en un mismo macroevento en los seis ciclos de que consta la señal. Por este motivo es necesario realizar una detección precisa de eventos.

Es necesario indicar que en nuestro caso la correcta segmentación de todos los eventos es de suma importancia para el diagnóstico posterior, ya que esta fase es realmente la que mimetiza el comportamiento del especialista durante la auscultación. Estos eventos constituyen la unidad fundamental de análisis, y una delimitación y/o identificación incorrectas conllevaría errores inevitables en los niveles restantes. Tomando como referencia el método propuesto en [6] basado en el cálculo de máximos relativos y de un conjunto de parámetros asociados a cada uno de los máximos, se ha obtenido con éxito la separación de estos macroeventos mostrados en las Figuras 4b, 4c y 4d en los eventos cardiacos fundamentales que los forman. En la Figura 5 se muestra cómo con este método se han conseguido separar S1, el soplo sistólico y S2, mientras que esto no fue posible aplicando otros métodos basados en umbrales o en análisis frecuenciales.

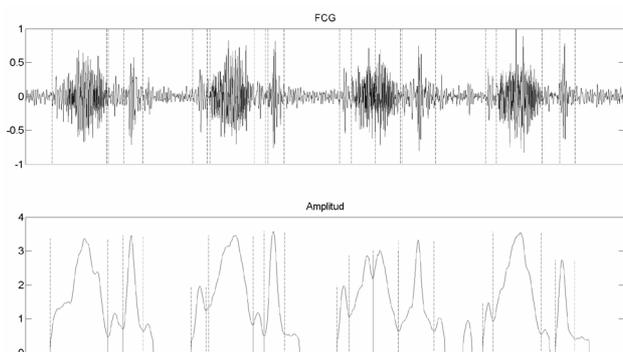


Fig. 5. Detalle de la detección de eventos (arriba, FCG; abajo, envolvente de amplitud), donde se muestra cómo el primer sonido, el soplo sistólico y el segundo sonido se han detectado como tres eventos diferentes

En cuanto al cálculo del ritmo cardiaco a partir de la señal de autocorrelación de las envolventes, este método ha demostrado ser muy robusto, indicando correctamente la frecuencia cardiaca media no sólo en el caso de sonidos normales y de sonidos adicionales, sino también con soplos, incluidos los soplos continuos. Una vez determinado el ritmo cardiaco se ajusta el comienzo de cada ciclo al comienzo del evento más cercano, puesto que un ciclo cardiaco debe siempre coincidir con el comienzo de un evento (normalmente S1).

5. Conclusiones

En este artículo se ha presentado una estructura jerárquica basada en la abstracción de señales para el análisis e interpretación del fonocardiograma. Esto proporciona una metodología de procesamiento que sigue el esquema utilizado por el especialista a la hora de auscultar. Además, su estructura modular permite modificar de forma independiente cada bloque de procesamiento sin afectar a los demás.

Las señales extraídas (amplitud y energía instantánea en el dominio temporal, y frecuencia instantánea en el dominio frecuencial) contienen información suficiente para caracterizar los sonidos y soplos, mientras que la autocorrelación de las envolventes se ha mostrado un método muy robusto para el cálculo del ritmo cardiaco, incluso en presencia de sonidos adicionales o soplos. Además, el procedimiento de detección de eventos utilizado

asegura la correcta separación entre sonidos y soplos aun en el caso en que éstos aparezcan unidos o que la amplitud de los soplos sea superior a la de los dos sonidos principales.

Por lo que respecta a la estructura jerárquica completa, los resultados obtenidos hasta ahora han sido muy satisfactorios en lo referente a la correcta delimitación e identificación de sonidos, por lo que nos hacen ser optimistas de cara a los resultados finales del sistema.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por la Fundación Séneca de la Región de Murcia y el Ministerio de Ciencia y Tecnología, mediante la concesión de los proyectos PB/63/FS/02 y TIC2003-09400-C04-02, respectivamente.

Referencias

- [1] S. Mangione, L.Z. Nieman, "Cardiac auscultatory skills of internal medicine and family practice trainees. A comparison of diagnostic proficiency", *JAMA*, 278(9), 1997, pp. 717-722
- [2] T. Ölmez, Z. Dokur, "Classification of heart sounds using an artificial neural network", *Pattern Recognition*, 24, 2003, pp. 617-629
- [3] T.S. Leung, P.R. White, W.B. Collis, E. Brown, A.P. Salmon, "Classification of heart sounds using time-frequency method and artificial neural networks", *Proceedings of the 22nd Annual International Conference, Engineering in Medicine and Biology Society*, 2, 2000, pp. 988-991
- [4] H.E. Hebden, J.N. Torry, "Identification of aortic stenosis and mitral regurgitation by heart sound analysis", *Computers in Cardiology*, 24, 1997, pp. 109-112
- [5] W.W. Myint, B. Dillard, "An electronic stethoscope with diagnosis capability", *Proceedings of the 33rd Southeastern Symposium on System Theory*, 2001, pp. 133-137
- [6] E.E. Milios, S.H. Nawab, "Signal abstractions in signal processing software", *IEEE Trans. on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 37(6), 1989, pp. 913-928
- [7] R. Ruiz, S. Barro, J. Presedo, F. Palacios, J. Vila, "Abstraction of information in electrocardiographic monitoring for the detection of myocardial ischaemia", *V International Symposium on Biomedical Engineering*, Santiago de Compostela, Spain, 1994, pp. 291-294
- [8] J.T.E. McDonnell, "Knowledge-based interpretation of foetal phonocardiographic signals", *IEE Proceedings F, Radar and Signal Processing*, 137(5), 1990, pp. 311-318
- [9] Z. Sharif, M.S. Zainal, A.Z. Sha'ameri, S.H.S. Salleh, "Analysis and classification of heart sounds and murmurs based on the instantaneous energy and frequency estimations", *Proceedings of the IEEE TENCON*, Kuala Lumpur, Malaysia, 2000, pp. 130-134
- [10] D. Mason, *Listening to the heart*, F.A. Davis Co., 2000
- [11] H. Liang, S. Lukkarinen, I. Hartimo, "Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopegram", *Computers in Cardiology*, 1997, pp. 105-108