

Prototipo para la comparación de patrones temporales secuenciales de arritmias cardíacas*¹

[Prototype for comparison of sequential temporal patterns of cardiac arrhythmias]

ALEJANDRO JAVIER HADAD², AGUSTÍN BENJAMÍN EZEQUIEL SOLANO³,
BARTOLOMÉ DROZDOWICZ⁴

RECIBO: 20.02.2012 - APROBACIÓN: 08.06.2012

Resumen

En el presente trabajo se presenta un prototipo para la búsqueda de patrones temporales secuenciales de arritmias cardíacas. Dicha búsqueda está orientada al soporte de tareas de monitoreo en ámbitos clínicos a través de modelos de seguimiento temporal en unidades de cuidados críticos. En el proceso de diseño se abordaron diferentes dimensiones de análisis desde el punto de vista de la abstracción temporal. Para el desarrollo de los modelos de seguimiento se eligió como caso de referencia el monitoreo de las arritmias. Para el análisis de secuencias se construyó un modelo basado en el algoritmo de Smith-Waterman. El seguimiento con este modelo generó información adicional, potencialmente

- * Modelo para citación de este artículo de investigación científica y tecnológica:
HADAD, Alejandro Javier; SOLANO, Agustín Ezequiel y DROZDOWICZ, Bartolomé (2012). Prototipo para la comparación de patrones temporales secuenciales de arritmias cardíacas. En: Ventana Informática. No. 26 (ene. – jun., 2012). Manizales (Colombia): Facultad de Ciencias e Ingeniería, Universidad de Manizales. p. 29-43. ISSN: 0123-9678
- 1 Artículo proveniente del proyecto Sistema de Información de Soporte a las Decisiones para el Diagnóstico Temprano en Procesos Médicos Complejos, ejecutado en el periodo mar. 2007 – ago. 2012 (fecha estimada de terminación), e inscrito en el grupo de investigación Inteligencia Artificial Aplicada de la Facultad de Ingeniería, Departamento Informática, Universidad Nacional de Entre Ríos.
 - 2 Bioingeniero, PhD(c). en Ingeniería, mención en Sistemas de Información. Docente-Investigador e Integrante del GIAA de la FI-UNER. Oro Verde, Entre Ríos (Argentina). Correo electrónico: hadad@santafe-conicet.gov.ar.
 - 3 Estudiante Avanzado de Bioingeniería. Becario de Formación en RRHH del PID6097 en la FI-UNER. Oro Verde, Entre Ríos (Argentina). Correo electrónico: aguuchosolano@gmail.com.
 - 4 Ingeniero Electricista Electrónico; PhD. Profesor Titular e Investigador en FI-UNER. Director del GIAA y del PID 6097 Oro Verde, Entre Ríos (Argentina). Correo electrónico: bdrozdo@santafe-conicet.gov.ar.

utilizable en el pronóstico de evolución en cuidados críticos. Con estas especificaciones se desarrolló una aplicación de software que tiene como objetivo principal comparar y ponderar registros de electrocardiograma (ECG), clasificados según diferentes tipos de latidos. La aplicación funciona como soporte para la exploración y el análisis con fines diagnósticos de afecciones evidenciadas a partir de arritmias cardíacas, brindando indicios acerca de la evolución temporal entre registros similares.

Palabras Claves: Prototipo, Supervisión, Arritmias, Patrones temporales

Abstract

This paper presents a prototype for the sequential search for temporal patterns of cardiac arrhythmias. This search is aimed at supporting monitoring tasks in clinical settings through time tracking models in critical care units. In the design process are addressed different dimensions of analysis from the viewpoint of abstraction in time. For the development of monitoring models was taken as the reference case monitoring of arrhythmias. The sequence analysis model was constructed based on the Smith-Waterman algorithm. Follow-up with this model generated information, potentially useful in forecasting trends in critical care. With these specifications the software application was developed to compare and weight electrocardiogram records. The application work like a support to exploration and analysis diagnostic tasks over illness related to cardiac arrhythmias and generate additional information about the evolution based on historical with similar sequential temporal patterns.

Keywords: Prototype, Supervision, Arrhythmias, Temporal patterns

Introducción

Uno de los objetivos en el desarrollo de sistemas inteligentes de supervisión y monitoreo de pacientes, es el de mejorar el desempeño observado en los monitores tradicionales, integrando múltiples fuentes de observaciones y de conocimientos médicos en el proceso de diagnóstico y seguimiento del estado y evolución de los pacientes.

El dominio de supervisión de pacientes críticos requiere permanentemente de la representación y razonamiento de procesos temporales, a partir de una gran cantidad de fuentes de datos. Ello genera la necesidad de contar con mecanismos automáticos para el proceso de abstracción, que sean capaces de condensar datos en elementos de mayor contenido semántico, con el fin de simplificar al usuario la tarea

de interpretación de los mismos, aumentar la velocidad y la fiabilidad del proceso de toma de decisiones, brindando así una mejor atención a los pacientes.

Se destacan tres tareas principales en la supervisión inteligente de pacientes, a saber: adquisición de los datos, su procesamiento (cuyo fin es producir descripciones relevantes de señales y datos adquiridos) y el diagnóstico, cuyo objetivo es detectar potenciales estados patológicos, tan pronto como fuera posible y caracterizar la situación para brindar explicaciones sobre la base de los pasos de procesamiento previos, de acuerdo con Passariello et al. (1993).

Una forma de caracterizar los métodos de inferencia empleados en dicha tarea de diagnóstico según Uckun (1994), es analizando cómo operan tanto en la dimensión de datos, como en la dimensión temporal. El nivel de datos (o de interpretación) está vinculado con el tipo de datos que emplea el método de inferencia, mientras que la dimensión de abstracción temporal indica si tal método de inferencia interpreta puntos individuales de datos o secuencias de estos ordenados en el tiempo.

En uno de los extremos del espectro de interpretación se encuentran los métodos de inferencia, que interpretan valores de parámetros individuales. Si en este nivel, el sistema solo considera puntos de datos aislados, la operación de inferencia se denomina clasificación, y consiste típicamente en una transformación de números a símbolos. Si el sistema interpreta secuencia de datos, el método de inferencia puede referirse como basado en detección de tendencias.

El siguiente nivel de abstracción en la dimensión de datos es la basada en estados. Los métodos de inferencia que operan en este nivel sintetizan interpretaciones de estados fisiológicos o fisiopatológicos, a partir de la interpretación de los valores de los parámetros. Si las mismas se extienden al grado de secuencias de estados temporales, se llega al nivel de trayectoria en el espacio de estados. Este nivel permite modelar la secuencia de estados que siguen los cuadros patológicos.

El último nivel de abstracción en la dimensión de interpretación es el de desórdenes, que se puede definir como una colección de estados fisiopatológicos, ya sea en un instante dado de tiempo o como una trayectoria de vectores en el espacio de estado a través del tiempo. Los sistemas expertos de diagnóstico tradicionales operan a este nivel, pero las limitaciones que estos sistemas sugieren que un sistema que razone en los tres niveles será más robusto dado que será capaz de sintetizar las interpretaciones de los valores de los parámetros y estados fisiológicos, en interpretaciones de patologías y complicaciones (Uckun, 1994).

El presente artículo detalla el desarrollo de una aplicación de software que tiene como objetivo principal comparar y ponderar registros de electrocardiograma (ECG), clasificados según diferentes tipos de latidos, lo que permite buscar semejanzas o relaciones entre los mismos. Estas comparaciones se realizan al nivel de abstracción temporal de secuencias de latidos. Para el desarrollo del prototipo se tomaron como referencia los latidos reales y sus secuencias presentes en la base de datos de arritmias de referencia MIT-BIH (PhysioNet, 2011) etiquetada por expertos en cardiología (Figura 1). Es importante aclarar que el etiquetado de esta base de datos de referencia fue realizado por expertos solo a nivel de latido pero no a nivel de secuencia de latidos o de patrones temporales de secuencias de los mismos. En este sentido la aplicación aquí descrita sirve como herramienta exploratoria para facilitar el proceso de búsqueda de dichos patrones y de una posible evolución, tomando como referencia el universo de pacientes de la mencionada base de datos.

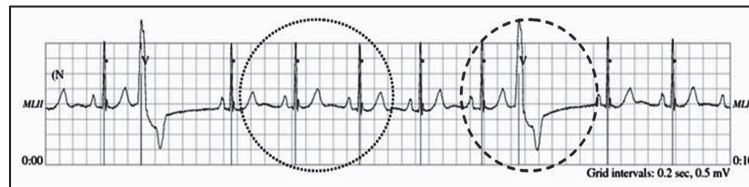


Figura 1. ECG con latidos normales (...) y un tipo de arritmia (- - -).

La aplicación funciona como un soporte para el análisis con fines diagnósticos de afecciones evidenciadas a partir de *arritmias* cardíacas, ya que da indicios acerca de la evolución temporal entre registros similares, brindando información sobre de cómo puede evolucionar un paciente en estudio.

1. Fundamento Teórico

1.1 Arritmias

El ECG es el registro, a través de un arreglo de electrodos, del flujo de corrientes eléctricas que se producen en el corazón y se propagan a través del cuerpo. Esta señal representa la secuencia de despolarización y repolarización de las aurículas y ventrículos. El estímulo eléctrico en el corazón sano nace en el nódulo sino-auricular (SA), pequeña formación de tejido muscular especializado, ubicado en la aurícula derecha, y da origen a una onda de despolarización sobre ambas aurículas (onda P). Cuando esta onda llega al sitio donde se unen aurícula y ventrículo

derechos, debe atravesar otra estructura especializada, el nódulo aurículo-ventricular (AV), que al tener una velocidad de conducción eléctrica menor que el resto del tejido de conducción, provoca un retraso de la onda y un trazo electrocardiográfico prácticamente plano.

En el nódulo AV se origina un haz de fibras musculares que poseen una mayor conductibilidad al paso de la corriente eléctrica (haz de His), el cual se prolonga a través de la pared que conecta ambos ventrículos y finaliza en ramificaciones de fibras (fibras de Purkinje), que se conectan con el resto del tejido ventricular. Durante el período de conducción del impulso eléctrico, desde el comienzo del haz de His hasta las últimas células del miocardio ventricular, se registra la onda denominada QRS. Posteriormente los ventrículos permanecen un lapso en estado de reposo (segmento ST), tras lo cual se repolarizan, lo que se refleja con la presencia de la onda T. Además de las ondas mencionadas, suele aparecer una adicional, la onda U, cuyo origen no se conoce claramente. Cuando se produce una falla en el ritmo, la regularidad, la generación o conducción de los impulsos eléctricos y/o la secuencia de eventos no sigue el patrón normal descrito previamente, se precipitan las arritmias. Estas son un fenómeno común en pacientes críticos, según Artucio & Pereira (1991).

Dentro del grupo de arritmias causadas por generación anormal del impulso cardíaco, se encuentran aquellas que surgen por un incremento de la automaticidad (Ej. taquicardia sinusal, bradicardia sinusal, taquicardia auricular, ritmo de unión, idioventricular, etc.) o por la actividad de disparo (síndrome de QT largo, toxicidad por digoxina, etc.). Los desórdenes de la conducción del impulso incluyen taquicardias AV o AV-nodales, aleteo auricular, fibrilación auricular, taquicardia ventricular, fibrilación ventricular, bloqueo cardíaco AV y SA, bloqueo de rama. Por otro lado, se puede separar a estas arritmias de acuerdo al grado de compromiso que representan sobre la vida del paciente. Un primer grupo está compuesto por la taquicardia y fibrilación ventricular, que comprometen la vida del paciente y requieren acción inmediata por parte del personal para revertir el cuadro; y por otro lado se encuentran el conjunto de las demás arritmias, que si bien no representan un riesgo inminente de muerte para los pacientes, pueden requerir terapia para evitar mayores problemas.

Uno de los principales motivos por los que se admiten a pacientes con infarto de miocardio en una unidad de cuidados intensivos (o unidad de cuidados coronarios), es la de poder monitorearlos permanentemente y así prevenir arritmias malignas como la fibrilación ventricular. Además de ser necesario que un sistema de supervisión inteligente detecte la presencia de este tipo de arritmias, también resulta interesante que

sea capaz de informar al usuario sobre la presencia del segundo tipo de arritmias, que en algunos casos ofrecen indicios prematuros de una posible arritmia maligna.

Respecto a esto último, por ejemplo las contracciones ventriculares prematuras, PVC, son a menudo señales de alerta sobre la posible aparición de arritmias malignas. Si bien se puede registrar PVC en electrocardiogramas de pacientes normales, una frecuencia de seis o más eventos por minuto se considera patológica. Una alta tasa de PVC puede deberse entre otras causas a un pobre riego coronario, efecto de medicaciones específicas y déficit de oxigenación sanguínea. Además la aparición de numerosos PVC multifocales es peligrosa y requiere de un tratamiento rápido, ya que puede desencadenar taquicardia ventricular (una sucesión de 3 o más PVC consecutivos). Las chances de desarrollar fibrilación ventricular bajo un cuadro de múltiples PVC multifocales, se incrementan en gran medida. Esto debe alertarse especialmente en pacientes infartados (Hall, Schmidt & Wood, 2005). En este trabajo se trabajará específicamente en la representación y modelado a nivel temporal del segundo tipo de arritmias.

1.2 Abstracción temporal

Para tener la capacidad de modelar patrones temporales a partir de los datos, se necesita primero de una representación deseable de las series de tiempo. Como se mencionó anteriormente, una metodología conveniente para obtener una representación compacta y significativa de los datos temporales está relacionada con la construcción de Abstracciones Temporales, AT, considera Shahar (1997). La AT es una metodología de la Inteligencia Artificial caracterizada por llevar una representación cuantitativa de los datos temporales, a una representación cualitativa basada en intervalos. En cada intervalo, un patrón específico es verificado en los datos; dicho patrón representa un resumen de los datos originales, y puede ser utilizado para derivar rasgos que caractericen la dinámica del sistema bajo observación.

Los algoritmos que toman como entrada una serie de tiempo, generando una serie de intervalos, los cuales corresponden a periodos de tiempo en los cuales un patrón específico está presente en la entrada, son referidos como mecanismos de AT, según Sacchi et al. (2005). Dentro de las AT se pueden distinguir entre dos categorías importantes: abstracciones primitivas y complejas. De acuerdo con Sacchi et al. (2005) y Stacey & McGregor (2007), las primitivas son usadas para detectar patrones en series de tiempo numéricas o simbólicas, más precisamente, se pueden extraer AT de Tendencia, para capturar cursos de incremento, decremento o estacionarios, en dichas series, y AT de Estado para detectar patrones cualitativos

correspondientes a valores bajos, altos o normales, en las series de tiempo; en tanto, las complejas corresponden a intervalos en las que aparecen relaciones temporales específicas entre AT primitivas o con otras AT complejas.

1.3 Comparación a nivel de secuencia

Para realizar la comparación entre registros de ECG y descubrir las zonas de similitud se hizo uso del algoritmo de Smith-Waterman (Durbin et al., 1998), modificándolo para relacionar las clases de latidos, en vez de su uso habitual que es comparar cadenas de ADN o proteínas. Dicho algoritmo permite realizar alineamiento local de secuencias de caracteres que generalmente son secuencias biológicas (ADN, ARN, proteínas), es decir, localiza regiones de mayor similitud entre un par de secuencias.

Si bien se usa habitualmente con las secuencias biológicas indicadas, en el presente trabajo se ha modificado la matriz de sustitución (matriz de pesos) para poder utilizar el algoritmo con las secuencias de anotaciones sobre las clases de latidos u otros eventos que se tienen de cada registro de ECG de la base de datos utilizada.

Para que funcione, el algoritmo hace uso de una matriz de pesos que contiene los valores que se asignan en la comparación, indicando qué sucede entre todos los caracteres del alfabeto considerado. Es decir, es una matriz cuadrada que entrecruza todos los caracteres posibles y cada celda contiene el peso correspondiente a cada comparación.

Los valores que contiene deben surgir de un análisis sobre el significado de los distintos caracteres del alfabeto y de la relación entre ellos, ya que en realidad los caracteres son una representación de eventos fisiológicos que suceden en el corazón de cada paciente durante un registro. Luego del diseño de la matriz de pesos, a la hora de aplicar el método, se crea otra matriz formada con las dos secuencias que se desean analizar: una como fila y la otra como columna y en las celdas se van colocando los valores de score o similaridad (Hadad et al., 2007a, 2007b, 2011 y Hadad, Evin & Drozdowicz, 2009).

2. Metodología

2.1 Abstracción temporal para el análisis de arritmias

En el contexto de la detección de tipos de latidos, se realizó la abstracción temporal en tres niveles: en la primera se realizan abstracciones primitivas y en las dos últimas abstracciones complejas. En la Figura 2 se puede ver un diagrama de estas tareas.

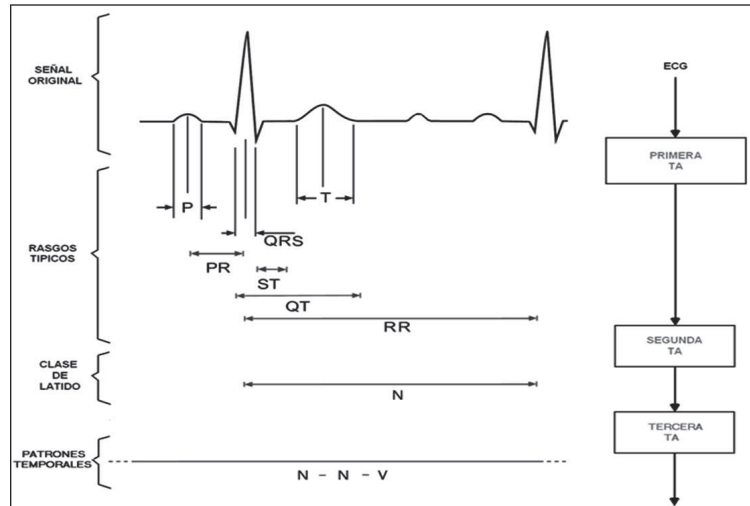


Figura 2. Módulos de Abstracción Temporal

El primer nivel está compuesto por el módulo extractor de características, que procesa las muestras de ECG, para obtener un conjunto de rasgos que caracterizan a un segmento de la señal. El objetivo de la abstracción realizada por el módulo extractor de características es facilitar la tarea del módulo clasificador, ya que si bien es posible construir un clasificador que emplee directamente las muestras del ECG, se suelen obtener mejores resultados utilizando un número de características discriminantes, menor que el número de muestras de dicho intervalo (De Chazal, O'dwyer & Reilly, 2004). Además es posible utilizar el resultado de la primera abstracción para realizar otras tareas diagnósticas, como por ejemplo detectar períodos de isquemia en el paciente.

El segundo nivel de AT lo realiza el módulo clasificador I. Este módulo emplea el conjunto de características de cada segmento, dadas por las abstracciones básicas obtenidas en la etapa previa, para extraer información respecto al tipo de latido que presenta el paciente, sea este normal o algún tipo de arritmia.

El último nivel compuesto por el módulo clasificador II, realiza una abstracción sobre la base de secuencias de tipos de latidos, para extraer información respecto de patrones temporales en una escala de más alto nivel, que pueden, por ejemplo, brindar indicios de una pobre oxigenación coronaria y riesgo de arritmias malignas.

2.2 Módulo extractor de características

En este trabajo no se investigan alternativas para la segmentación de la señal electrocardiográfica, ni se hacen valoraciones respecto a los

rasgos de representación convenientes para esta tarea, sino que se hace principal hincapié en la representación y modelado de eventos temporales. Por ese motivo, se utilizó el programa ECGPUWAVE (PhysioNet, 2011) para obtener los puntos estimados de la segmentación de latidos, y el conjunto de características FS1 propuesto por De Chazal, O'dwyer & Reilly (2004).

El software mencionado fue validado por sus autores empleando las bases de señales MIT-BIH QT y CSEM, y obtuvieron una precisión en la determinación de los puntos para la segmentación de latidos, comparable con la variación entre los expertos (Laguna, Jané & Caminal (1994) y Jané et al. (1997)). ECGPUWAVE analiza una señal de ECG y detecta los complejos QRS, localiza el comienzo, pico y fin de las ondas P, QRS y ST-T.

2.3 Aplicación desarrollada

Luego de haber planteado el problema se procedió a realizar un relevamiento sobre la base de datos que contiene registros útiles para ensayar el funcionamiento del software desarrollado. Los mismos son registros de ECG de la *MIT-BIH Arrhythmia Database* (PhysioNet, 2011), que corresponden a mediciones digitalizadas a 360 muestras por segundo por canal, con una resolución de 11 bits sobre un rango de 10 mV. Dos o más cardiólogos realizaron la clasificación de cada latido, lo que se muestra como anotaciones asociadas a cada uno de los registros. La clasificación de los latidos de la base de datos está realizada según las AAMI Heartbeat Classes.

En este trabajo se los reagruparon en cinco clases siguiendo las recomendaciones de AAMI (AAMI, 1999):

- Clase N: contiene latidos generados en el nódulo SA y con bloqueos de rama
- Clase S: contiene latidos ectópicos supraventriculares.
- Clase V: contiene latidos ectópicos ventriculares.
- Clase F: contiene latidos que resultan de la fusión de latidos normales y latidos ectópicos ventriculares
- Clase Q: contiene los demás tipos de latido, incluyendo los desconocidos.

En total, se tuvo acceso a 48 registros de dos canales, de media hora de duración, correspondientes a 47 sujetos estudiados por el *BIH Arrhythmia Laboratory*. Cada registro consiste en tres archivos: uno con la información de voltaje de los dos canales de medición de ECG, un archivo encabezado con información pertinente al paciente y un archivo con las anotaciones asociadas a los eventos del ECG.

Sobre los distintos archivos disponibles se analizó su estructura de datos para comprenderla y buscar las herramientas adecuadas para poder procesar dicha información. Se estudió una herramienta provista por el sitio, que permitió acceder a los datos utilizando Octave (Eaton, Bateman, & Hauberg, 2011) y la WFDB Toolbox (Moody, 2011).

Utilizando esta Toolbox se levantaron los datos con un script en Octave y se crearon nuevos archivos de estructura conocida y que eran más fáciles de utilizar a través de un lenguaje de alto nivel como C++. Una vez disponibles los registros de forma conocida y de fácil acceso, se empezaron a buscar y probar distintas plataformas de desarrollo de software con determinadas características:

- Software de licencia libre y gratuita.
- Plataforma de desarrollo en lenguaje C++.
- Fácil utilización y que permita incorporar entorno gráfico.

Finalmente, se decidió utilizar el *IDE Code::Blocks*, versión 10.05 (última versión disponible a la fecha de realizar el desarrollo), que dispone del compilador MinGW GCC 4.4.1, y para elaborar el entorno gráfico de la aplicación se decidió utilizar una nueva herramienta llamada wxWidgets, que se obtuvo instalando el wxPack 2.8.9.02 que contiene la versión 2.8 de wxWidgets y el programa wxFormBuilder, que permite armar los formularios muy fácilmente (Codeblocks, s.f.).

Es interesante aclarar que se optó por realizar el desarrollo en lenguaje C++ ya que se valoraron su velocidad y los conocimientos previos de los desarrolladores. El desarrollo de la aplicación se realizó implementando programación orientada a objetos (POO). Se incluyó también una interfaz gráfica empleando librerías especializadas, y se priorizó la facilidad de uso, tratando de que el usuario pueda hacer uso del programa de manera intuitiva.

Básicamente, la lógica de la aplicación consiste en cargar una señal de interés, que se desea estudiar y compararla con una base de señales almacenadas. Es importante que la señal en estudio y las señales de la base sean compatibles, principalmente en el tipo de anotaciones asociadas que tienen los registros, para que la comparación tenga sentido.

El resultado de una comparación se presenta en una tabla que muestra cuales señales tienen más parecido con la señal en estudio y acto seguido se puede elegir una de ellas para visualizar en pantalla como prosigue su comportamiento en el tiempo.

3. Resultados y discusión

La estructura básica de la aplicación puede verse en la Figura 3. Para cargar la señal se coloca su nombre, que es igual al de la base de

datos, y se hace doble clic sobre el nombre, lo que da comienzo a un simulación del monitoreo continuo de la señal.

En el caso ideal, cuando se detecta que en el segmento de la señal de estudio que se está visualizando en pantalla hay cierta cantidad de latidos patológicos, que resulta de importancia clínica, se dispara automáticamente la comparación con la base, ya que es en ese caso que interesa ver cómo evolucionan ambas señales y ver si hay semejanzas significativas que le permitan al profesional disponer de información relativa a posibles evoluciones en el registro estudiado.

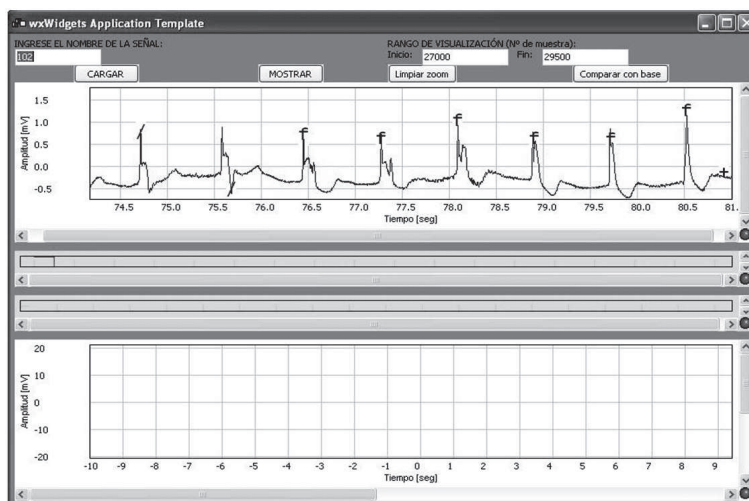


Figura 3. Aplicación durante el monitoreo pasivo con arritmias presentes

El resultado de una comparación (Figura 4) se presenta en una tabla que muestra que señales tienen más parecido con la señal en estudio y, acto seguido, puede elegirse una de ellas para visualizar en pantalla como prosigue su comportamiento en el tiempo.

En la pantalla principal del desarrollo se tienen dos componentes para mostrar gráficos: uno superior que muestra la evolución temporal de la señal en estudio y otro inferior que muestra la evolución temporal de la señal que se selecciona de la tabla de comparación, en caso de que esto se haga (Figura 5).

Además del modo de monitoreo automático, también es posible visualizar una región determinada de algún registro elegido, de manera estática y obtener el resultado de la comparación también de esta forma. Para esto, se coloca el nombre de una señal, se elige el rango de

muestras que desea analizarse, se presiona *Cargar* y luego *Mostrar*. Aparecerá el segmento de señal indicado en la gráfica superior de la pantalla principal. Luego, al presionar *Comparar con base* se obtendrá la tabla con los score de comparación y podrá elegirse la señal que se desean para poder ver en pantalla el segmento de esta señal, que tiene un comportamiento similar al segmento en estudio.

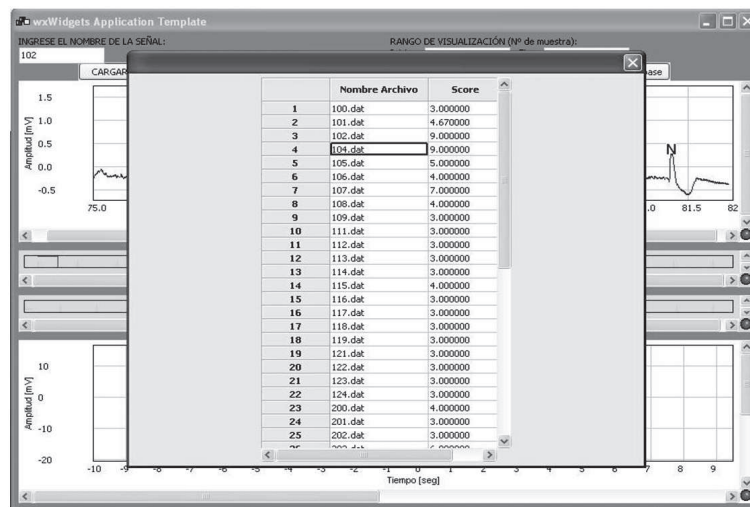


Figura 4. Resultado de la comparación con los casos disponibles

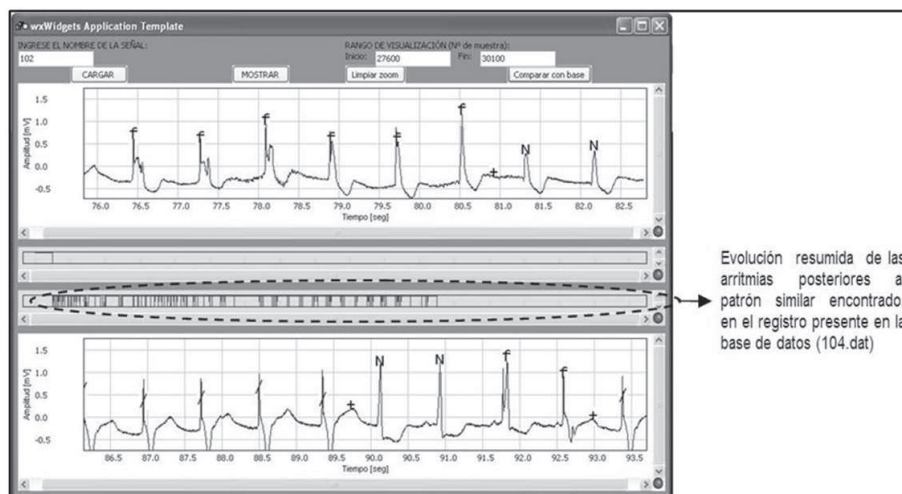


Figura 5. Señales más similares según la comparación de secuencias con arritmias (f) y latidos normales(N)

Finalmente, se puede observar en el sector central de la interfaz una representación resumida de ambas señales en dos franjas de fondo celeste. En la franja superior se va indicando mediante marcas en color rojo los eventos patológicos de la señal monitoreada. En la franja inferior se codifica de la misma manera el registro más similar según la comparación de secuencia de latidos (en el ejemplo ilustrado el 104.dat). En este último caso, solo se grafica a partir del tiempo donde finaliza el patrón de secuencia encontrado, por lo cual lo que se observa es la ocurrencia de eventos patológicos posterior a la región de similitud hallada por el algoritmo. Esto permite brindar a un profesional información resumida respecto de la evolución encontrada y que comúnmente puede tener tiempo de registro extenso (desde minutos hasta horas), en comparación a los rangos de tiempo presentes en un monitor de ECG (en el orden de segundos).

4. Conclusiones

El enfoque planteado en este trabajo, permite analizar en forma desagregada por granularidades, la información del electrocardiograma brindada por un monitor multiparamétrico estándar, permitiendo obtener información de mayor calidad, que facilite la tarea de pronóstico en la evolución del paciente. La validez de los resultados obtenidos dependerá de la disponibilidad de casos previos monitoreados, que constituyan una base de ejemplos significativa para la obtención de conclusiones.

El enfoque de abstracción temporal utilizado para el desarrollo e implementación de los modelos de seguimiento, puede ser extendido a otros aspectos del monitoreo, incluyendo información sobre la presión arterial invasiva, saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca y respiratoria, lo que daría lugar al análisis de la evolución de estados estables/inestables e intermedios. Para esto es necesario generar un indicador de estabilidad a partir de los datos disponibles, para luego analizar los patrones temporales existentes durante el monitoreo.

Si bien se tomó como base de una base de datos analizada a nivel de latido herramientas como la desarrollada permite a los profesionales expertos la comparación de patrones temporales de secuencia a partir de la estrategia de búsqueda implementada, brindando información adicional que generalmente no está claramente resaltada debido a los extensos horizontes de tiempo inherentes a este tipo de monitoreo.

Bibliografía

- AAMI, ASSOCIATION FOR THE ADVANCEMENT OF MEDICAL INSTRUMENTATION (1999). Testing and Reporting Performance Results of Cardiac Rhythm and ST Segment Measurement Algorithms. American National Standard ANSI/AAMI57:1998. Arlington (VA, USA). AAMI. (approved: 29.10.1988). ISBN 1-57020-116-1
- ARTUCIO, H. & PEREIRA, M. (1991). Cardiac arrhythmias in critically ill patients: epidemiologic study. In: Critical Care Medicine Vol. 19, No. 6, Bethesda (MD, USA): U.S. National Library of Medicine. p. 843-4. ISSN: 0090-3493
- CODEBLOCKS (s.f.). CodeBlocks Manual Version 1.1 [on line]. Ilioupolis (Athens, Greece): Codeblocks. <http://www.codeblocks.org/docs/manual_en.pdf>. [consult: 12/02/2012].
- DE CHAZAL, P.; O'DWYER, M. & REILLY, R.B. (2004). Automatic Classification of heartbeats using ECG morphology and heartbeat interval features. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 51, No. 7, (Jul.). Piscataway (NJ, USA): IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. p. 1196-206. ISSN: 0018-9294.
- DURBIN, R.; HEDÍ, S.; KROGH, A. y MITCHINSON, G. (1998). Biological Sequence Analysis. Probabilistic Models of Proteins and Nucleic Acids. Cambridge (UK): Cambridge University Press. ISBN 0-521-62041-4.
- EATON, J. W.; BATEMAN, D. & HAUBERG, S. (2011). GNU Octave: Edition 3 for Octave version 3.6.1 [on line]. Boston (MA, USA): Free Software Foundation, Inc. 796 p. <<http://www.gnu.org/software/octave/octave.pdf>>. [consult: 23/03/2012]
- HADAD, A.; EVIN, D. & DROZDOWICZ, B. (2009). Modelo para el tratamiento de Datos Desbalanceados basado en Redes Neuronales Autoorganizadas [en línea]. En: SABI2009, XVII Congreso Argentino de Bioingeniería y VI Jornadas de Ingeniería Clínica. (14-16/10/2009), Rosario (Santa Fe, Argentina): Sociedad Argentina de Bioingeniería y el Polo Tecnológico de Rosario. <<http://rosario2009.sabi.org.ar/uploadsarchivos/p86.pdf>> [consulta: 12/01/2012]
- HADAD, A.; EVIN, D.; DROZDOWICZ, B. & CHIOTTI, O. (2007a). Integración de Modelos de Seguimiento Temporal en el Monitoreo de Pacientes Críticos. En: Simposio de Informática en Salud (SIS), 36 Jornadas Argentinas de Informática e Investigación Operativa (JAIIO). (27-31/07/2007). Mar del Plata (Argentina): Sociedad Argentina de Informática, SADIO.
- HADAD, A.; EVIN, D.; DROZDOWICZ, B. & CHIOTTI, O. (2007b) Temporal abstraction for the analysis of intensive care information. Journal of Physics: Conference Series Volume 90 Volume 90 doi:10.1088/1742-6596/90/1/012074
- HADAD, A.; EVIN, D.; MARTINA, M. & DROZDOWICZ, B. (2011). Diseño de protocolos de Comunicación en un Sistema de Información MultiAgente para el Soporte a la Toma de Decisiones Médicas. En: Congreso Argentino de Informática en Salud (CAIS), 40 Jornadas Argentinas de Informática e Investigación Operativa (JAIIO). (29/08-02/09/2011). Córdoba (Argentina): Sociedad Argentina de Informática, SADIO.
- HALL, J. B.; SCHMIDT, G. A. & WOOD, L. D. H. (2005). Principles of Critical Care, 3 ed. New York (USA): Mc Graw Hill. ISBN: 9780071416405
- JANÉ, R.; BLASI, A.; GARCÍA, J. & LAGUNA. P. (1997) Evaluation of an automatic threshold based detector of waveform limits in Holter ECG with the QT database. In: Computers in Cardiology, vol. 24, (sep.), Piscataway (NJ, USA): IEEE Computer Society Press. p. 295-298. ISSN: 0276-6574.
- LAGUNA, P.; JANÉ, R. & CAMINAL, P. (1994) Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. In: Computers and Biomedical Research, vol. 27, No. 1, New York (USA): American Association for Medical Systems and Informatics. p. 45-60. ISSN: 0010-4809.
- MOODY, G. B. (2011). WFDB Applications Guide. 10 ed. [on line]. Cambridge (MA, USA): Massachusetts Institute of Technology. <<http://physionet.org/physiotools/wag/wag.pdf>> [consult: 22/03/2012].
- PASSARIELLO, G.; MORA, F.A.; CARRAULT, G & LE PICHON, J. (1993). Intelligent patient monitoring and management systems: a review. In: IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine Vol. 12, No. 4, (Dec.). Piscataway (NJ, USA): IEEE Computer Society Press. p. 23-33. ISSN: 0739-5175.

-
- PHYSIONET (2011). The research resource for complex physiologic signals [on line]. Cambridge (MA, USA): Massachusetts Institute of Technology <<http://www.physionet.org/physiotools/software-index.html>> [consult: 25/01/2012]
- SACCHI, L.; BELLAZI, R.; LARIZZA, C.; PORRECA, R. & MAGNI, P. (2005) Learning Rules with Complex Temporal Patterns in Biomedical Domains. Book Series Lecture Notes in Computer Science. Berlin / Heidelberg (Germany): Publisher Springer. ISSN: 0302-9743.
- SHAHAR, Y. (1997): A framework for knowledge-based temporal abstraction. In: Artificial Intelligence Vol. 90, No. 1-2, (Feb.). Essex (UK): Elsevier Ltd. p. 79-133. ISSN: 0004-3702.
- STACEY, M. & MCGREGOR, C. (2007). Temporal abstraction in intelligent clinical data analysis: A survey. In: Artificial Intelligence in Medicine Vol. 39, No. 1, Essex (UK): Elsevier Ltd. p. 1-24. ISSN: 0933-3657
- UCKUN, S. (1994). Intelligent systems in patient monitoring and therapy management. A survey of research projects. In: International Journal of Clinical Monitoring and Computing Vol. 11, No. 4, (Nov.). Brussels (Belgium): Springer Netherlands. p. 241-253. ISSN: 0167-9945

