

# Sistema Inteligente de Adquisición de Señales Biomédicas y su vinculación con una Historia Clínica Electrónica



**Mastriani M.<sup>1</sup>, Gómez A.<sup>1</sup>, Martínez M.<sup>1</sup>, Lopez G.<sup>1</sup>, Lopez Osornio A.<sup>1</sup>, Baum A.<sup>1</sup>, Pedernera F.<sup>1</sup>, Luna D.<sup>1</sup>, González Bernaldo de Quirós F.<sup>1</sup>, Piccinini J.<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> *Departamento de Información Hospitalaria, Hospital Italiano de Buenos Aires, Argentina*

<sup>2</sup> *Exxer Ingenieria Electrónica, Buenos Aires, Argentina*

## Resumen

*Se describe un sistema de adquisición de señales biomédicas en base a un cable auto-reconfigurable vinculado a una PC la cual se halla conectada a una intranet. Dicha PC hará de anfitriona de los distintos posibles estudios realizados, convirtiéndose en el vehículo mediante el cual dichos estudios llegarán a una Historia Clínica Electrónica. El mencionado cable permite emular una gran variedad de equipos médicos tales como electrocardiógrafo, electroencefalógrafo, audiómetro, ecocardiógrafo, entre otros, siendo reusable en un 75 %, de manera tal que solo un 25 % en concepto de plug-in se conecta al paciente de acuerdo al equipo a emular. El bajo costo comparativo frente a los instrumentos dedicados, su funcionalidad múltiple, y la posibilidad efectiva de llevar mediante el mismo todos los estudios médicos de la aparatología moderna a una HCE lo convierte en una poderosa herramienta de la Informática Médica.*

## Palabras Clave

ECG, Historia Clínica Electrónica, Protocolo TCP/IP, wavelets, XML

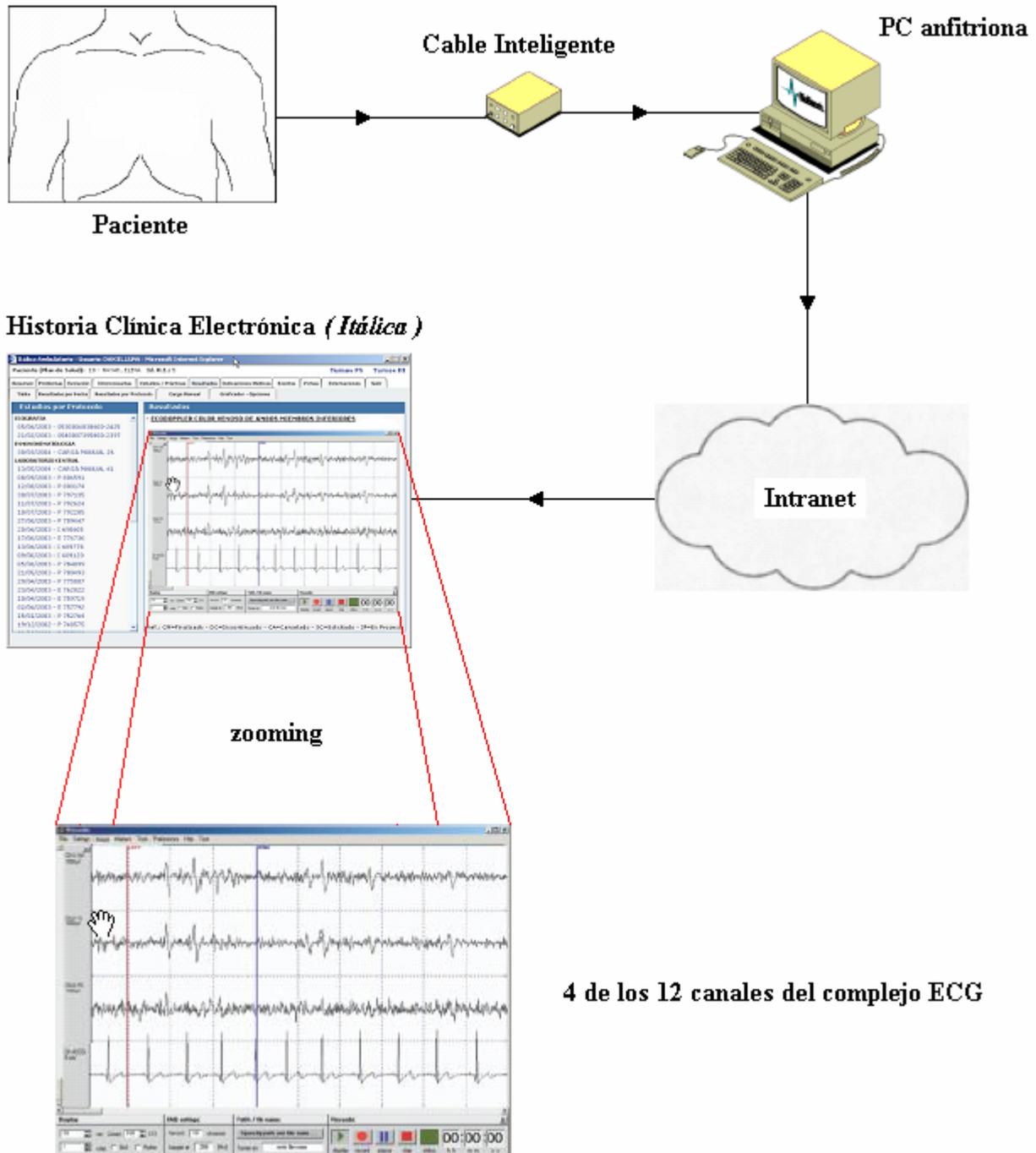
## Introducción

El *Hospital Italiano de Buenos Aires* (HIBA) es un hospital universitario de alta complejidad que cuenta con 550 camas de internación y más de 400 consultorios ambulatorios en 20 centros de atención distribuidos en la Capital Federal y el Gran Buenos Aires. Desde el año 1998 está implementando un sistema de información clínico en sus diferentes niveles de atención que se dio a llamar como “Proyecto ITALICA” [1-2]. Con el objetivo de incorporar información proveniente de diferentes exámenes complementarios al repositorio de datos de la Historia Clínica Electrónica (HCE) se inició el relevamiento de diferentes dispositivos médicos existentes en la institución tales como electrocardiógrafos, electroencefalógrafos, audiómetros, ecocardiógrafos, etc.

Dicho relevamiento puso en evidencia que el equipamiento en su totalidad no tenía posibilidad de hacer emergentes las señales generadas por los mismos dado que o bien no tenían un puerto susceptible de ser conectado a una PC, o bien si lo tenían, las señales no respondían en forma lineal al protocolo aparentemente insinuado en los manuales. Por este motivo se decidió encarar un proyecto que permitiera la captura primaria de dichas señales biomédicas mediante la creación de un dispositivo de captura que fuera lo mas reusable posible, emulando la mayor cantidad de instrumentos médicos, de manera tal que una mínima porción del mismo debiera cambiarse en cada proceso de emulación. Además, dado que debía ser liviano y compacto para un eventual uso ambulante, los requerimientos fueron definiendo en forma y tipo lo que resultó en un *cable inteligente*.

## Objetivo

Este apartado define las especificaciones funcionales del proyecto titulado “*Cable Inteligente*” que consiste en el desarrollo de un circuito electrónico basado en un microprocesador para la generación de distintos estudios y su transmisión mediante una *intranet* o enlace directo a servidor con *Itálica*. Este proyecto se engloba en un marco para el desarrollo de un sistema universal e inteligente de captura de señales biomédicas, que en una primera etapa permite la captura de señales del complejo ECG para un diagnóstico remoto o local de posibles cardiopatías, ver Figura 1.



**Figura 1: Diagrama de captura, transporte y exposición de señales en *Itálica*.**

El principal objetivo en la consecución del presente proyecto ha sido conseguir un tamaño idóneo para facilitar la portabilidad y comodidad en el uso del *cable inteligente*, así como reducir al máximo el

consumo del circuito, para hacerlo lo suficientemente robusto como para que pueda utilizarse sin la preocupación de tener que estar continuamente recargándolo. El circuito funciona tanto con el sistema universal de alimentación formado por dos pilas de 1.5 V con un dispositivo de aviso de final de carga de batería o alimentado directamente desde la PC anfitriona y su diseño con cable de corriente no entraña riesgo alguno para el paciente.

La tecnología empleada es la de microcontroladores de bajo consumo y circuitos en SMT. El uso de microcontroladores que poseen convertidores analógico-digitales [3-7] ha permitido simplificar al máximo las necesidades de circuitos externos [8], mediante filtros digitales [9-18], compensaciones de circuitos analógicos mediante lógica estocástica [19-24], algoritmos de detección de pulso [25-29].

Por otra parte, emplear encapsulados válidos para el montaje superficial permite reducir al máximo el tamaño del circuito. Cabe aclarar que la tecnología utilizada es la que va a producir el circuito de tamaño mínimo. Sólo el empleo de ASICs, es decir, de circuitos integrados mixtos específicos para esta aplicación, podría producir circuitos más compactos lo cual está previsto abordar en una segunda fase. Todos estos parámetros han servido para su idóneo desarrollo industrial.

La conexión entre el cable inteligente y la PC anfitriona es mediante RS232C o USB 1 o 2.

#### **a) Alcance del proyecto**

En una primera etapa el proyecto involucra solo la captura y posterior exposición de señales cardíacas, no obstante, y a medida que avanza la incorporación funcional del *cable inteligente* en las distintas unidades de negocios del HIBA, se prevé capturar y exponer en *Itálica* señales biomédicas en general.

#### **b) Fases del proyecto**

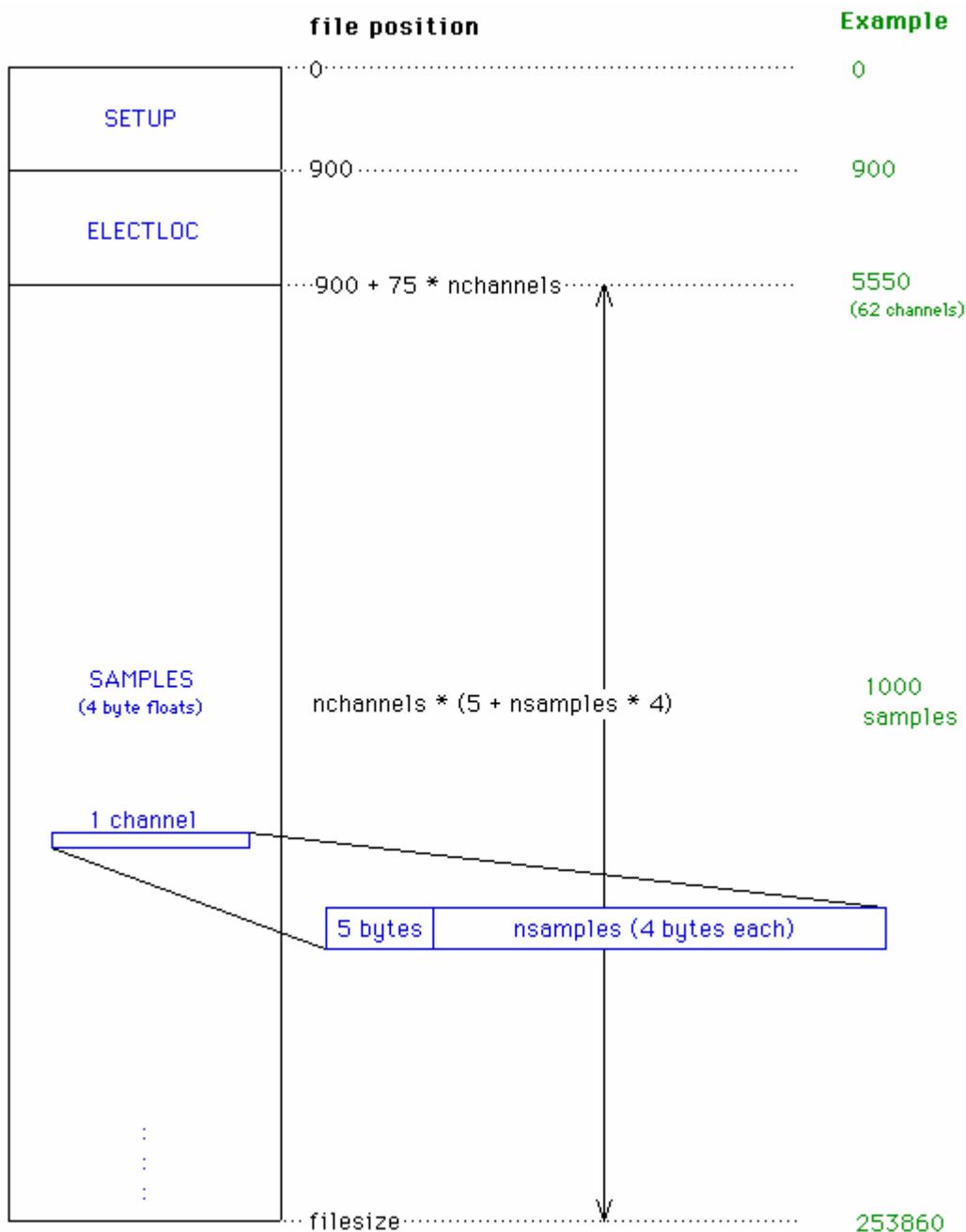
- b.1) Relevamiento del equipamiento del HIBA
- b.2) Formulación de requerimientos por parte del DIH
- b.3) Diseño del *cable inteligente*
- b.4) Construcción del prototipo
- b.5) Pruebas de campo
- b.6) Diseño final del módulo reusable y del *plug-in* para ECG
- b.7) Validación según Normas ANMAT [30], F.D.A. [31] y C.E.E. [32].
- b.8) Diseño de los siguientes *plug-ins*.

#### **c) Requerimientos**

- c.1) bajo costo comparativo con los dispositivos dedicados, y a los efectos de poder diseminarlo en todo ámbito de incumbencia de *Itálica*
- c.2) bajo consumo y peso, ante la posibilidad real de ser empleado en forma portátil
- c.3) reusable de configuración en configuración en un 75 % mediante *plug-ins*
- c.4) mecánicamente robusto y compacto, a los efectos de ser empleado en vehículos a alta velocidad
- c.4) que responda a los lineamientos del ANMAT, FDA (USA) y CEE
- c.5) bajo nivel de ruido, con una apropiada relación señal-ruido (SNR) de manera tal que no enmascare un diagnóstico, por ejemplo, muchos sistemas de captura actualmente en uso confunden una taquicardia atrial con distintos tipos de ruido, filtrando (anulando) la exposición de la cardiopatía
- c.6) que responda a las normas MIL (militares) de USA [33] para solicitud violencia mecánica. A este respecto las 3 exigencias más conspicuas de dicha norma son:
  - c.6.1) se deje caer una altura de 1 metro sin impulso, se lo conecte y funcione correctamente
  - c.6.2) se lo sumerja en un fluido de PH 3 (ácido), se lo enjuague con agua, se lo seque, se lo conecte y funcione
  - c.6.3) sea pisado por una unidad de 1.5 toneladas (ambulancia), se lo conecte y funcione.

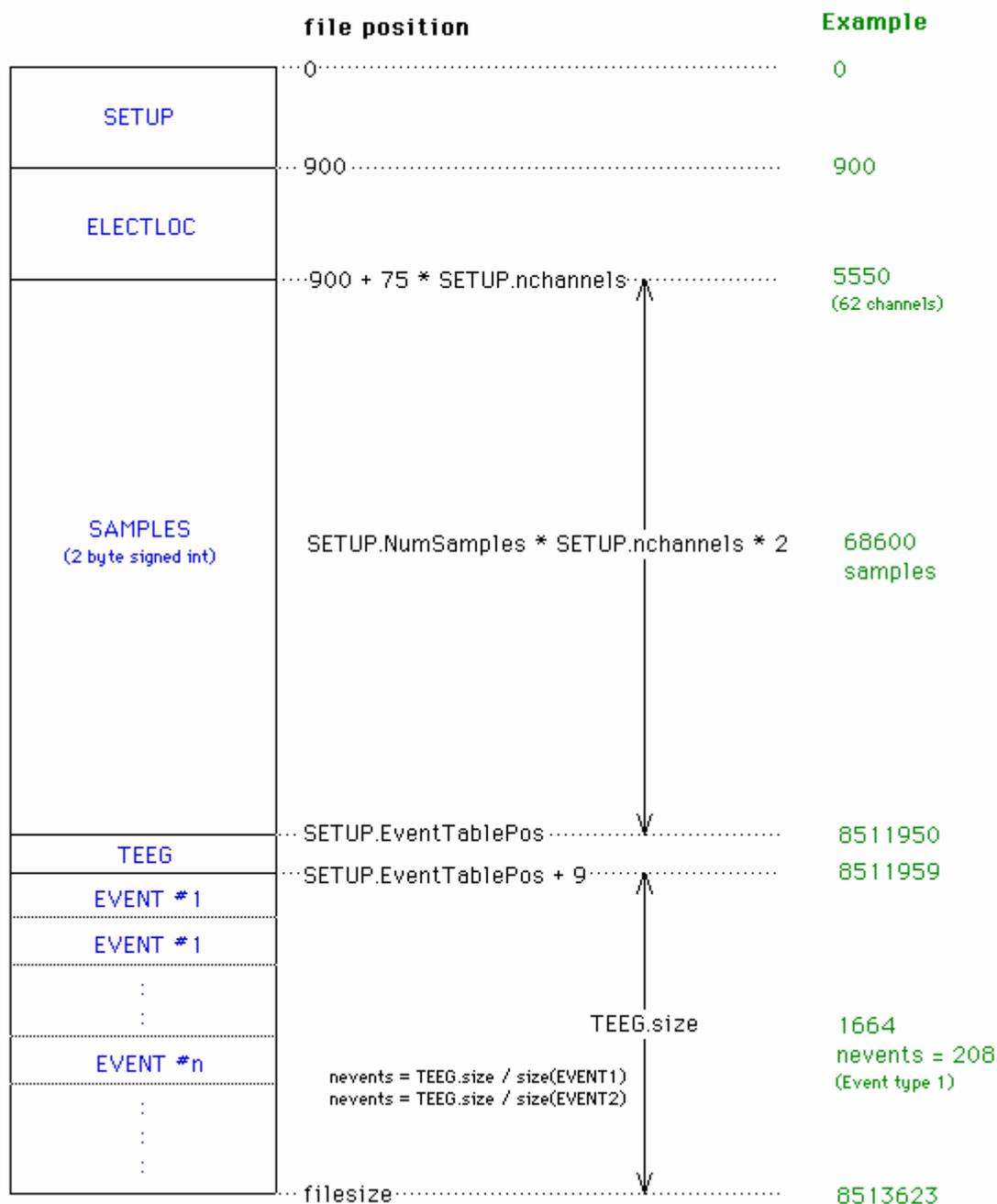
**d) Herramientas empleadas**

d.1) Archivo para señales biomédicas el cual acondiciona su *header* de acuerdo al *plug-in* correspondiente en función al instrumento a emular. En la Figura.2-a se muestra la estructura de datos para el archivo ECG promediado, mientras que en la Figura.2-b se hace lo propio para el archivo ECG continuo.



**Figura 2-a: Estructura de datos del archivo ECG promediado.**

Una vez que se inserta un *plug-in*, por ejemplo en la configuración de ECG, este solo hecho envía una señal a la PC anfitriona que pone en el campo SETUP del archivo en 01 al elemento INS de manera tal que el campo ELECTLOC configura 12 canales a ser promediados (P-QRS-T) con 4 bytes float por muestra y por canal, ver Fig.2-a, si se hubiera tratado de un electroencefalograma, los 64 canales no se promedian, por lo que el elemento INS se pone en 02 con ELECTLOC en 64 (considerando oximetría e incluso ECG para laboratorio de sueño) por lo cual se emplea la estructura de la Fig.2-b.

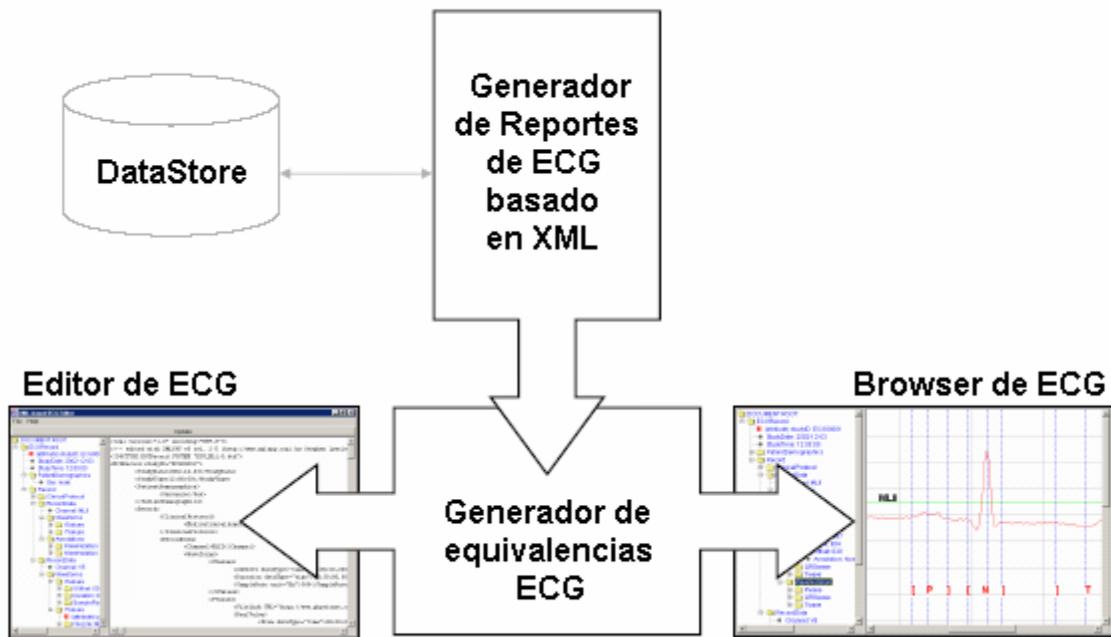


**Figura 2-b: Estructura de datos del archivo EEG continuo.**

d.2) Interfaz XML, la cual es la clave para la exposición de los estudios electrocardiográficos en la HCE, como muestra la Figura 3. Dicha interfaz es consecuente con las plantillas (templates) empleadas por los distintos *front-ends* generados para las aplicaciones de la HCE del HIBA.

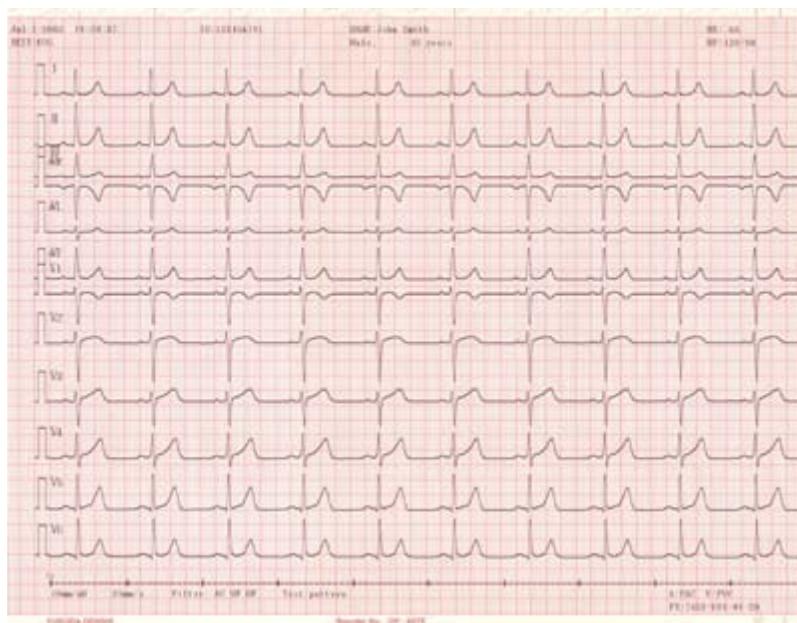
La mencionada interfaz oficia de generador de reportes ECG sustentado en la base de datos de las evidencias precedentes, actuando como generador de equivalencias (parser) entre el editor y el browser ECG. La versatilidad de esta interfaz resulta en una economía de desarrollo y parametrización en el contexto de diferentes emulaciones.

En un framework más ambicioso se prevé la permanencia de esta interfaz incluso para el caso de consultas en línea por Internet, resuelto el tema de seguridad.



**Figura 3: Interface XML como generador de equivalencias (parser) ECG.**

d.3) Una nueva base de wavelets [34] llamados *cardiolets* y generados a partir del complejo ECG, ver Figura.4. Este nuevo wavelet filtra la señal de manera más eficiente que aquellos que provienen de bases tradicionales [35-38].



**Figura 4: Nueva base de wavelets, los cardiolets, generados a partir del ECG.**

Esta nueva base es de fácil implementación tanto en intérpretes de alto nivel, como por ejemplo, MATLAB® (Mathworks, Natick, MA), como así también en aplicaciones cerradas codificadas en Lenguaje C++ o Java. Poseen mayor afinidad funcional para filtrado, compresión y detección de cardiopatías en el complejo ECG.

## Resultados

Las primeras pruebas de campo realizadas muestran las ventajas comparativas frente a sus competidores y a la tradicional aparatología *dedicada*, dentro de los lineamientos establecidos por la normas del ANMAT, FDA (USA) y CEE, así como las Normas MIL (USA).

## Discusión

Además de la patente solicitada del *cable inteligente*, también se esta desarrollando la documentación necesaria para los algoritmos de compresión y filtrado embebidos en base a los *cardiolets*.

Desde que se comenzó la realización de este proyecto, se ha modificado el circuito original, dotándolo de nuevas aplicaciones conforme a las necesidades que han ido surgiendo por parte del equipo médico. Además de la fabricación de las unidades del prototipo al que dio origen dicho circuito, se están desarrollando en la actualidad otros *plug-ins* para emular a los instrumentos restantes.

En la línea de investigación y desarrollo actual, se ha conseguido un nuevo prototipo que tiene adaptada la función de transmisión del ECG utilizando el canal de datos que proporciona la telefonía móvil. Se está estudiando la adaptación de este prototipo a la tecnología WAP, para aplicaciones telemédicas wireless.

## Referencias

- [1] Luna, D., P. Otero, A. Gomez, M. Martinez, S. García Martí, M. Schpilberg, A. Lopez Osornio, and F.G. Bernaldo de Quiros. *Implementación de una Historia Clínica Electrónica Ambulatoria: "Proyecto ITALICA"*. in *6to Simposio de Informática en Salud - 32 JAIIO*. 2003. Buenos Aires, Argentina: Sociedad Argentina de Informática e Investigación Operativa (SADIO).
- [2] Gonzalez Bernaldo de Quiros, F., E. Soriano, D. Luna, A. Gomez, M. Martinez, M. Schpilberg, and A. Lopez Osornio. *Desarrollo e implementación de una Historia Clínica Electrónica de Internación en un Hospital de alta complejidad*. in *6to Simposio de Informática en Salud - 32 JAIIO*. 2003. Buenos Aires, Argentina: Sociedad Argentina de Informática e Investigación Operativa (SADIO).
- [3] Association for the advancement of Medical Instrumentation: "Automatic external defibrillators and remote- control defibrillators". ANSI/AAMI. DF39, 1993.
- [4] Abeysekea, R.M.S.S., Boashash, B.: "Time- frequency domain features of ECG signals: Their application in P wave detection using the cross Wigner-Ville distribution". Proceedings of IEEE International Conference on ASSP, pp. 1524- 1527, 1989.
- [5] Afonso, V.X.; Tompkins, W.J.: "Detecting Ventricular Fibrillation". IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, pp. 152- 159, vol. 14, n. 2, March-April 1995
- [6] Akay, M.: "Time-frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing". IEEE Press. USA. 1998. ISBN: 0-7803-1147-7
- [7] Allen, J.B.: "Ap plication of Short-time Fourier transform to speech processing and spectral analysis". IEEE Int. Conf. Acoust., Speech, Sig. Proc., pp. 1012-1015, Mayo 1982.
- [8] Aubert, A:E.; Denys, B.G.; Ector, H.; de Geest, H.: "Fibrillation recognition using autocorrelation analysis". Computers in Cardiology, pp. 477- 480, 1982.
- [9] Auger, F.; Flandrin, P.; Gonçalvès,P.; Lemoine, O.: "Time- frequency Toolbox for use with MATLAB". CNRS. Francia. 1995-1996.

- [10] Auger, F.; Flandrin, P.; Gonçalvès, P. ; Lemoine, O.: "Time- frequency toolbox for use with MATLAB: Reference Guide". CNRS Francia. 1997.
- [11] Barnsley, M.F.; "Fractals everywhere". Academic Press, USA. 1988.
- [12] Barro, S.; Ruiz, R.; Cabello, D.; Mira, J.: "Algorithmic sequential decision making in the frequency domain for life threatening ventricular arrhythmias and imitative artifacts: a diagnostic system". Journal of Biomedical Engineering, pp. 320-328, ,vol. 11, n.4, Julio 1989.
- [13] Bastiaans, M.J.: "Gabor's expansion and the Zak transform for continuous- time and discrete- time signals: critical sampling and rational oversampling". Eindhoven University of Technology Research Reprints. EUT Report 95- E-295. NETHERLANDS. 1995. ISBN:90- 6144-295- 8
- [14] Baykal, A.; Ranjan, R.; Thakor, N.V.: "Estimation of the ventricular fibrillation duration by autoregressive modeling". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 349-356, vol. 44, n. 5, Mayo 1997
- [15] Billings, A.R.; Scolaro, A.B.: "The Gabor compression- expansion system using non- gaussian windows and its application to television coding and decoding". IEEE Transactions on Information Theory, pp. 174- 190, vol. IT- 22, 1976
- [16] Boashash, B.; Whitehouse, H.J.: "Seismic applications of the Wigner- Ville distribution". Proceedings of the International Conference in Systems and Circuits, pp. 34- 37, 1986.
- [17] Born, M.; Jordan, P.: "Zur Quantenmechanik". Zeit. F. Phys., pp. 858- 888, vol. 34, 1925.
- [18] Boudreaux-Bartels, G.F. ; Murray, R.: "Time-frequency signal representations for biomedical signals" en "The Biomedical Engineering Handbook", Bronzino, J.D. eds. IEEE Press, CRC Press. USA, 1995.
- [19] Callahan, M.J.: "Acoustic signal processing based on the short-time spectrum". University of Utah, Report CSC-76-209, Marzo 1976.
- [20] Challis, R.E.; Kitney, R.I: "Biomedical signal processing. Part I: time-domain methods". Medical and Biological Engineering and Computing, pp. 509-524, 28, 1990.
- [21] Charbonnier, F.M.: "Algorithms for arrhythmia analysis in AED's". Defibrillation of the Heart, Tacker W.A. (Editor), ch. 10, Mosby- Year- Book-Incorporated, 1993.
- [22] Charbonnier, F.M.: "External defibrillators and emergency external pacemakers". Proceedings of the IEEE, vol. 84, n. 3, marzo 1996.
- [23] Chen, S.; Thakor, N.V.; Mower, M.M.: "Ventricular fibrillation detection by a regression test on the autocorrelation function". Medical and Biological Engineering and Computing, pp. 241- 249, 25, 1987.
- [24] Chen, S.; Clarkson, P.M.; Qi Fan: "A robust sequential detection algorithm for cardiac arrhythmia classification". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp.1120- 1124, vol.43, n.11. Noviembre 1996
- [25] Choi, H.I.; Williams, W.J.: "Improved time- frequency representation of multicomponent signals using exponential kernels". IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal processing, pp. 862-871, vol. 37, n. 6, 1989.
- [26] Chorro, F.J.; Guerrero, J.F.; Cánoves, J.; Martínez-Sober, M.; Mainar, L. ; Sanchis, J.; Calpe, J.; Llava, E.: "Quantification of the Modifications in the Dominant Frequency of Ventricular Fibrillation under conditions of Ischemia and Reperfusion. An experimental study". PACE, vol. 21, pp:1716-1723
- [27] Chorro, F.J.; Sanchis, J., Guerrero, J.; López- Merino, V.: "Fibrilación ventricular: aportaciones experimentales al estudio de la arritmia y sus mecanismos". Edición latina de electrocardiología, pp. 41-50, vol. 5, n. 2. Julio 1999.
- [28] Claasen T.A.C.M.; Mecklenbrauker, W.F.G.: "The Wigner distribution - a tool for time- frequency signal analysis; Part I: continuous time signals". Philips J. Res., pp. 217- 250, vol. 35, 1980.

- [29] Claassen T.A.C.M.; Mecklenbrauker, W.F.G.: "The Wigner distribution - a tool for time- frequency signal analysis; Part II: discrete time signals". Philips J. Res., pp. 276- 300, vol. 35, 1980.
- [30] Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica. Accedido: 10 Jun 2004: <http://www.anmat.gov.ar>
- [31] Food and Drug Administration. Accedido: 10 Jun 2004: <http://www.fda.gov>
- [32] Comisión Europea - Salud pública. Accedido: 10 Jun 2004: [http://europa.eu.int/comm/health/index\\_es.htm](http://europa.eu.int/comm/health/index_es.htm)
- [33] Defense Department Updates ASVAB Norms. Accedido: 10 Jun 2004: [http://www.military.com/NewContent/0,13190,020904\\_ASVAB,00.html](http://www.military.com/NewContent/0,13190,020904_ASVAB,00.html)
- [34] Mastriani M. et al, "Detecting ECG abnormalities and artefacts with a new wavelet bases: The cardiolets ", submitted to Computers in Cardiology, Chicago 2004, September 19th to September 22nd.
- [35] B. B. Hubbard, The World According to Wavelets (The Story of a Mathematical Technique in the Making), A. K. Peter Wellesley, Massachusetts, 1996.
- [36] R. Yu et al, "An optimal wavelet thresholding for speckle noise reduction", In Summer School on Wavelets: Papers, Publisher: Silesian Technical University (Gliwice, Poland), pp77-81, 1996.
- [37] Gao, H.Y., and Bruce, A.G., "WaveShrink with firm shrinkage". Statistica Sinica, 7, 855-874, 1997.
- [38] S.G. Mallat, Multiresolution approximations and wavelet orthonormal bases of  $L_2(\mathbb{R})$ . Transactions of the American Mathematical Society, 315(1), pp.69-87, 1989a.

#### **Datos de contacto**

*Mario Mastriani. Area de Informática Médica, Departamento de Información Hospitalaria. Hospital Italiano de Buenos Aires. Gascón 450, C1181ACH Buenos Aires, Argentina  
Teléfono: +54 11 4958-3388 Ext.8703, Fax: +54 11 4958-4855  
E-mail: [mario.mastriani@hospitalitaliano.org.ar](mailto:mario.mastriani@hospitalitaliano.org.ar)*