

# Estudio y Análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca con Instrumentación Virtual

Iñigo J. Oleagordia Aguirre\*, Mariano Barrón Ruiz \*\*, José I. San Martín Díaz \*\*\*

\*Dpto. de Electrónica y Telecomunicaciones, EUITI de Bilbao, UPV/EHU, [ij.oleagordia@ehu.es](mailto:ij.oleagordia@ehu.es)

\*\* Dpto. de Ingeniería de Sistemas y Automática, EUITI de Eibar, UPV/EHU, [mariano.barron@ehu.es](mailto:mariano.barron@ehu.es)

\*\*\*Dpto. de Ingeniería Eléctrica, EUITI de Eibar, UPV/EHU, [joseignacio.sanmartin@ehu.es](mailto:joseignacio.sanmartin@ehu.es)

**Resumen.**— En este trabajo se describe la metodología, desarrollo e implementación de un entorno didáctico orientado al estudio y análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) a partir de los datos aportados por un electrocardiograma (ECG). Para la generación de la correspondiente instrumentación virtual se emplea el LabVIEW Biomedical Toolkit. En una primera fase se adquiere la señal del ECG y se realiza un preprocesado de la misma mediante un filtrado y eliminación de la fluctuación de la línea de base (detrend). La siguiente fase corresponde al procesamiento de la señal ECG tomado como datos las ondas QRS, formación de la serie temporal de los intervalos RR y análisis de la información correspondiente a la variación del ritmo cardíaco tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia. Este material y experiencia docente corresponden a un Curso de Formación Continua en Bioelectrónica, concretamente al módulo Análisis y Tratamiento de Señales Bioeléctrica impartido en la EUITI de Bilbao de la Universidad del País Vasco UPV/EHU.

**Palabras Clave.** — LabVIEW Biomedical Toolkit, ECG, Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV).

## I. INTRODUCCIÓN

La frecuencia cardíaca (FC) es uno de los parámetros medibles no-invasivos más utilizado en el análisis cualitativo y cuantitativo del sistema cardiovascular. En una persona sana, en reposo, su corazón late con una frecuencia variable, es decir, el tiempo transcurrido entre dos latidos consecutivos es variable como se puede comprobar en el electrocardiograma (ECG) de la Fig.1. Los médicos suelen utilizar el ECG en aplicaciones clínicas para diagnosticar enfermedades y alteraciones cardíacas. Aparte de analizar directamente las señales de un ECG, los investigadores y los médicos también extraen otras mediciones indirectas de las señales del ECG. Una de las medidas más populares es la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC; HRV, Heart Rate Variability). La VFC se define como la variación temporal entre dos latidos cardíacos consecutivos.

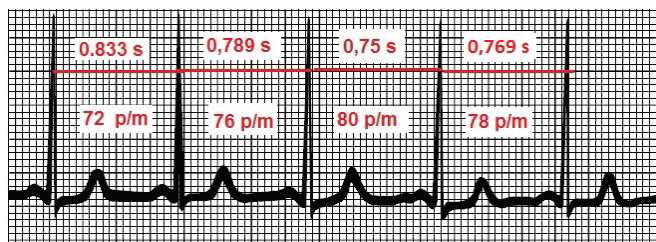


Fig.1 Trazado electrocardiográfico típico con 5 ondas y variación de la frecuencia cardíaca latido a latido. La VFC se indica en segundos y la frecuencia cardíaca en latidos por minuto (p/m).

El mecanismo responsable de la regulación de la VFC es el sistema nervioso autónomo (SNA) con sus dos ramas, simpática (SNS) y parasimpática (SNP). La actividad del SNA se basa en un equilibrio entre el sistema nervioso simpático (SNS) y el sistema nervioso parasimpático (SNP). Por ejemplo, en un estado de relajación predomina la estimulación vagal (SNP), mientras que en estados de ansiedad, stress y ejercicio físico predomina la estimulación del SNS. Por lo tanto se puede considerar a la VFC como un indicador directo del equilibrio entre las dos ramas del sistema nervioso autónomo: simpático y parasimpático.

La señal de un ECG normal de un ciclo se compone de varias ondas, como se muestra en la Fig. 2.

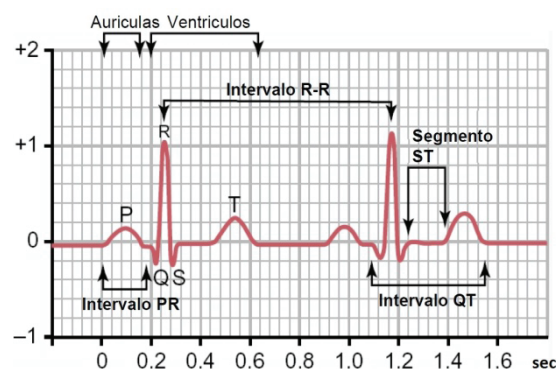


Fig. 2. Ondas características e intervalos RR de una señal ECG.

La onda de mayor amplitud es la onda R. Un intervalo RR es el tiempo transcurrido entre dos ondas R sucesivas. Las ondas con las amplitudes inferiores son la onda P, la onda Q, la onda S y la onda T. Los intervalos RR muestran la variación entre latidos consecutivos y por ende la VFC. Por lo tanto se van a emplear los intervalos temporales RR para efectuar el estudio y análisis de la VFC.

Para el desarrollo de esta aplicación docente se ha empleado el Biomedical Toolkit de LabVIEW que consta de los siguientes módulos:

- *Biosignal DAQ & Simulation*: Adquisición y generación hardware de señales bioeléctricas y simulación de las mismas (ECG, EEG, EMG y BP).
- *Biomedical File I/O*: Lectura y almacenamiento tanto de señales bioeléctricas como de imágenes.
- *Biosignal Measurement*: Este módulo contiene una amplia variedad de funciones que ofrecen una capacidad de procesamiento de la señal eficiente y preciso tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia.
- *Medical Image Processing*: Procesado de imágenes en 3D.

## II. METODOLOGÍA

El estudio, análisis y caracterización de la VFC comprende las siguientes fases:

- **Adquisición** por parte de la aplicación de la señal del ECG. La adquisición se puede realizar de tres formas: I) vía hardware a través de un sistema de adquisición de datos, II) mediante simulación y III) lectura de un fichero. En este trabajo esta última es la opción empleada.
- **Preprocesado del ECG** para eliminar la evolución temporal errática de la línea de base (baseline wandering, BW) y un filtrado posterior para atenuar el ruido.
- **Extracción** de los puntos más significativos del ECG. En este caso corresponde a la onda R perteneciente al complejo QRS, y posterior generación de los intervalos temporales RR, Fig.2.
- **Cálculo**, en el dominio del tiempo y de la frecuencia, de los parámetros que caracterizan la VFC a partir de los intervalos temporales RR.

Estos aspectos metodológicos se presentan de manera gráfica en la Fig. 3.

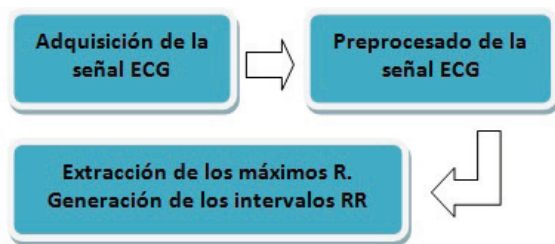


Fig. 3. Procedimiento para obtener los intervalos temporales RR de un ECG.

Uno de los problemas más comunes de los registros de un ECG es la evolución temporal errática de la línea de base (baseline wandering, BW). Estas señales condicionan el posterior procesado del ECG para obtener información, en este caso los intervalos RR. Por ejemplo, la señal BW puede llegar a enmascarar la detección del valor de pico R del ECG. De una forma generalista, la evolución temporal de la línea de base se debe a diversas causas como la respiración, movimiento de la persona, sujeción y variación de la impedancia de los electrodos. En la Fig.4 se evidencia gráficamente la metodología empleada en el preprocesado de un ECG.

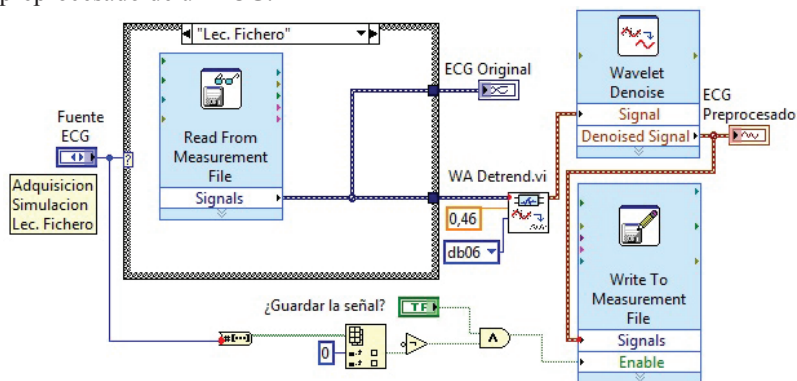


Fig.6. Instrumento virtual para la adquisición de la señal ECG, eliminación de la línea de base y ruido. Gráficas del ECG original y preprocesado.

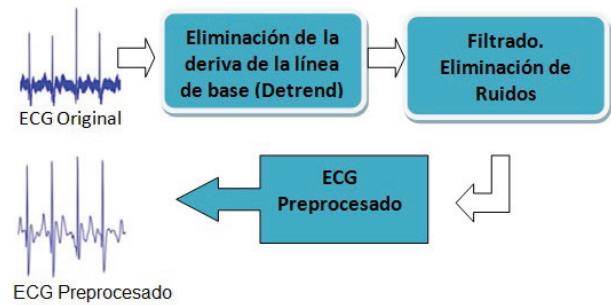


Fig. 4. Metodología para el preprocesado de un ECG.

La frecuencia de la evolución temporal de la línea de base está comprendida entre 0,15 Hz y 0.3 Hz y puede ser eliminada mediante filtrado de paso alto o bien con una transformación no lineal mediante una wavelet. La utilización de la wavelet proporciona mejores resultados ya que no introduce latencia con una distorsión mínima [1]. Mediante la función *WA Detrend.vi* se elimina esta componente de baja frecuencia de la señal. Esta función tiene la opción de elegir el tipo de wavelet así como el nivel de la tendencia (*trend level*). Para esta aplicación la elección más adecuada corresponde a la de Daubechies6 (db06) por su similitud a la señal real del ECG, [2] [3]. El valor *trend level* se determina mediante la expresión:

$$trend\ level = \frac{\log_2(2t)}{\log_2(N)}$$

donde el valor de *t* corresponde al tiempo del registro y *N* al número de muestras. La Fig. 5 ofrece un ejemplo de aplicación para un registro de 120 s y una frecuencia de muestreo de 1000 S/s.

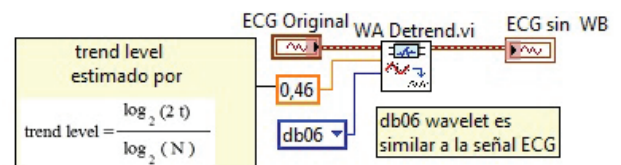
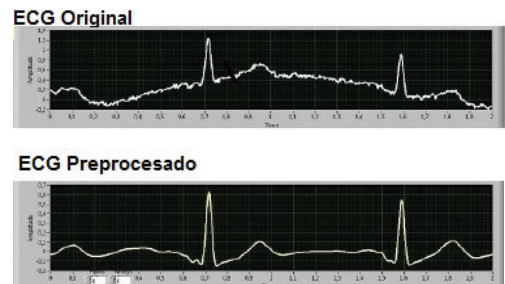


Fig. 5. Aplicación de la función *WA Detrend.vi*.

En la Fig. 6 se propone el diagrama de bloques de un instrumento virtual donde se adquiere la señal del ECG, se elimina la componente de baja frecuencia de la evolución temporal de la línea de base (BW) y el ruido. Una vez que la señal BW ha sido eliminada, la señal del ECG es más estacionaria y explícita que la señal original. Sin embargo, aún contiene ruido de diversa naturaleza con un amplio



ancho de banda lo cual dificulta su atenuación mediante filtrado tradicional. Para tal fin se emplea la función *Wavelet Denoise Expres.vi* la cual realiza el filtrado descomponiendo el ECG en diversas bandas aplicando la transformada wavelet, finalmente se reconstruye la señal filtrada. Una vez que la señal ha sido preprocesada se monitoriza y se almacena para su posterior procesamiento.

En este estudio se ha utilizado el equipo Biopac MP36 para adquirir señales que posteriormente son almacenadas. Como opción *Lectura de Fichero* se emplean tanto las señales procedentes de una base de datos [4] como las capturadas con el equipo Biopac MP36. Para las señales que provienen de *Simulación* se emplea la función *Simulate ECG.vi* del módulo *Biosignal DAQ & Simulation*.

### III. IDENTIFICACIÓN DEL COMPLEJO QRS Y EXTRACCIÓN DE LA ONDA R. INTERVALOS RR

La identificación temporal del complejo QRS es una tarea de amplia investigación y de numerosas aplicaciones prácticas. Su detección es la tarea básica en el análisis automático y consecuentemente, como se ha expresado en los apartados anteriores, para calcular los intervalos temporales RR. En la Fig.7 se plantea un ciclo de un ECG típico con las ondas, segmentos e intervalos más característicos y en la Tabla I su duración en segundos.

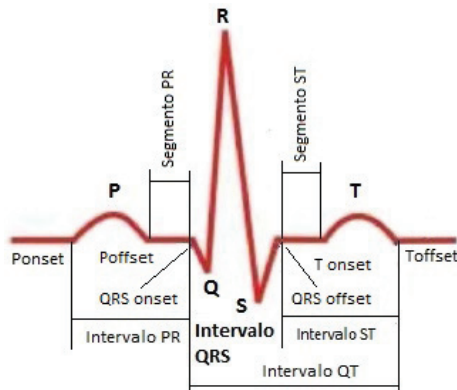


Fig.7. Ciclo de un ECG típico.

Tabla I. Duración de las componentes características de un ECG típico.

Onda o Intervalo	Duración (s)
Onda P	0.05 – 0.10
Intervalo PR (también conocido como PQ)	0.13-0.20

Onda o Intervalo	Duración (s)
Onda Q	< 0.05
Complejo QRS	0.05 – 0.10
Onda S	< 0.04
Intervalo QT	0.18 – 0.52
Intervalo RR	0.6 – 1

Los momentos de aparición de las ondas R se obtienen a partir de un detector del complejo QRS. Se han propuesto un gran número de algoritmos detectores del complejo QRS que presentan diversas características de funcionamiento [5], [6], [7]. El LabVIEW Biomedical Toolkit proporciona la función *ECG Feature Extractor.vi* donde se pueden extraer todos los parámetros característicos de un ECG, entre ellos el complejo QRS cuyo algoritmo de extracción está basado en la *Multiscale Wavelet Peak Detection*. En esta función se puede seleccionar la detección, solamente del complejo QRS, o de todas las características del la señal del ECG, por ejemplo la posición y amplitud de la onda R, los valores  $QRS_{onset}$ ,  $QRS_{offset}$ ,  $P_{onset}$ ,  $P_{offset}$ ,  $T_{onset}$  y  $T_{offset}$ . En este contexto, se han desarrollado varios instrumentos virtuales (VIs). La Fig.8 muestra el diagrama de bloques de un VI de carácter general, en el cual se han calculado varios parámetros de la señal ECG, entre ellos la serie temporal formada por los intervalos RR. En la Fig.9 se representa un intervalo RR.

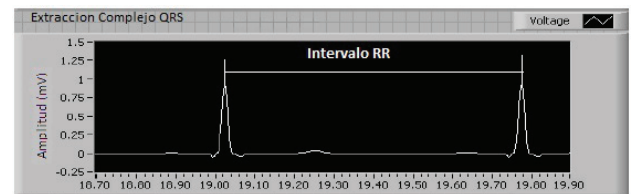


Fig.9. Gráfica de un intervalo RR.

En la Fig.10 se expone un segmento de programación para calcular los intervalos RR mediante la expresión  $RR(i) = R_{i+1} - R_i$ , su representación gráfica, numérica y

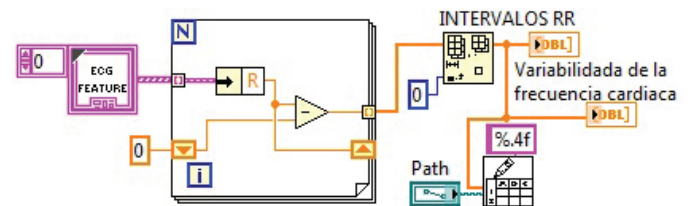


Fig.10. Cálculo de los intervalos  $RR(i)$ , representación y almacenamiento.

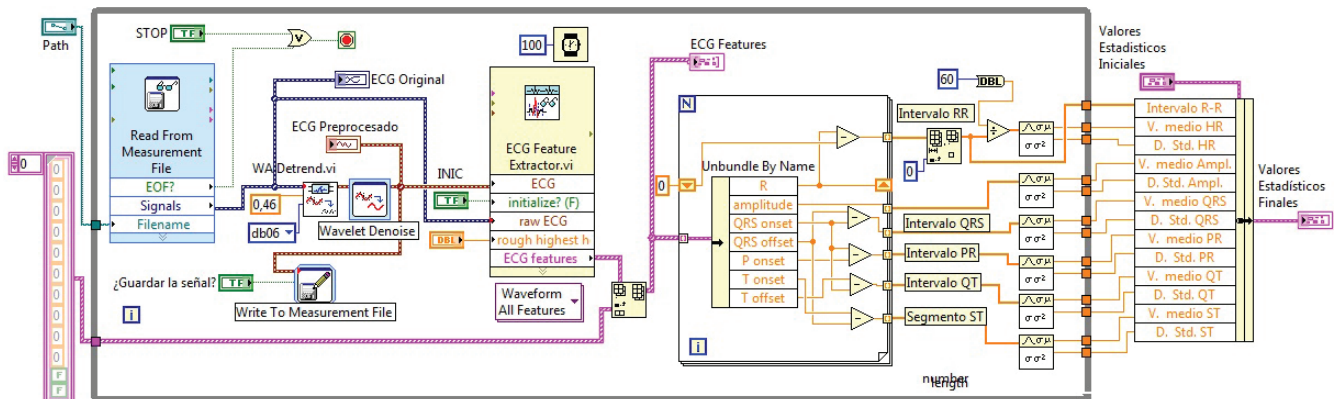


Fig.8. Instrumento virtual para la adquisición de la señal ECG y cálculo de diversos parámetros característicos de la señal ECG.



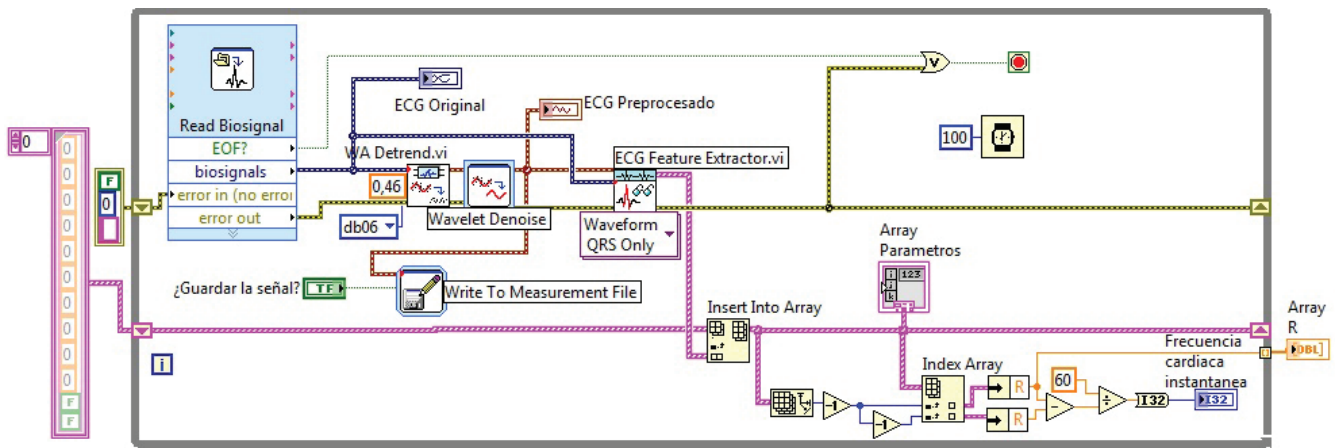


Fig. 11. Instrumento virtual para la adquisición de la señal ECG y cálculo de la frecuencia cardíaca y el array con los valores de la onda R.

almacenamiento en un fichero para su posterior procesamiento en el mismo entorno.

La Fig. 11 representa el diagrama de bloques de otro VI en el cual se configura la función *ECG Feature Extractor.vi* para la detección del complejo QRS. Además de obtener el array con los valores de las ondas R también se calcula la frecuencia cardíaca instantánea, mediante la resta de dos valores consecutivos, como actividad previa al estudio y análisis de la VFC.

#### IV. MÉTODOS DE ANÁLISIS DE LA VFC

En el diagrama de la Fig. 12 se evidencia el proceso completo conducente al estudio y análisis de la VFC en el dominio temporal y frecuencial. Como se puede observar el punto de partida son los intervalos RR obtenidos en el apartado anterior.

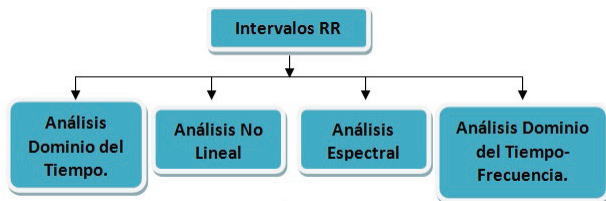


Fig. 12. Proceso para el estudio y análisis de la VFC.

Los intervalos RR muestran la variación entre latidos consecutivos. En la Fig. 13 se representa un aspecto parcial del ECG donde se ponen de relieve los intervalos RR(1), RR(2)...con los cuales se genera la serie temporal  $RR = [RR(1), RR(2), RR(3), \dots, RR(N)]$ , Fig. 14.

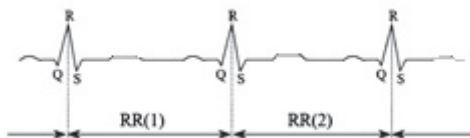


Fig. 13. Intervalos RR(i) en un ECG.

Por ejemplo, los datos de la Fig. 14 revelan que los intervalos RR varían entre 0,69 y 0,92 segundos.



Fig. 14. Serie temporal formada por los intervalos RR.

Como se especifica en la Fig. 12 existen diferentes métodos para el análisis de la VFC cuya funcionalidad y operatividad, de forma resumida, se expone en los apartados siguientes. Los resultados que se presentan tienen como información los intervalos temporales RR de la Fig. 14.

##### A. Análisis en el dominio del tiempo.

La ocurrencia de la onda R se define como un evento. Se analizan los valores estadísticos asociados a los intervalos RR y se calculan diversos parámetros específicos.

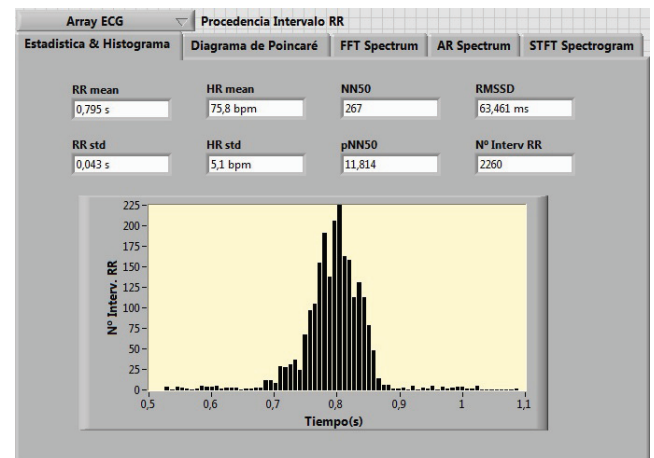


Fig. 15. Análisis temporal estadístico e histograma de la serie temporal RR.

En la Fig. 15 se expone el panel frontal con los parámetros más representativos correspondientes al análisis temporal efectuado mediante las funciones *HRV Statistics.vi* y *HRV Histograma.vi*. Funcionalmente corresponden a:

**RR mean:** Promedio ponderado de la duración de todos los intervalos RR.

**RR std:** Es la desviación estándar de todos los intervalos RR.

**HR mean:** Promedio ponderado de la frecuencia cardíaca en latidos por minuto (bpm).

**HR std:** es la desviación estándar de la frecuencia cardíaca en latidos por minuto (bpm).

**NN50:** Es el número de intervalos RR consecutivos que difieren más de 50 ms entre sí.

**pNN50:** Porcentaje de intervalos RR consecutivos que difieren más de 50 ms entre sí. Indica el porcentaje de NN50 en todos los intervalos RR.

**RMSSD:** Raíz cuadrada de la media de la suma de las diferencias al cuadrado de todos los intervalos RR.

En el histograma de la Fig. 15 se observa que del total de los 2260 intervalos RR hay 225 que alcanzan el valor máximo de 0,8 segundos. La frecuencia cardíaca media es de 75,8 pulsaciones por minuto. El parámetro NN50 indica que hay 267 pares de intervalos RR adyacentes con una diferencia superior a 50 ms, siendo pNN50 el 11,814% de todos los intervalos RR.

### B. Análisis no lineal

El diagrama de Poincaré, también conocido como diagrama de dispersión, es probablemente el método gráfico no lineal más utilizado y estudiado en el registro de la VFC que constituye una de las vías más efectivas para estudiar, a través de métodos incruentos, la función cronotrópica cardíaca.

Para comprender la construcción de dicho diagrama consideremos la serie  $S_N(x)$  asociada al conjunto de datos:  $X_0, X_1, X_2, X_3, X_4, \dots, X_n \dots$ . A partir de estos datos se forman los pares de puntos  $(X_0, X_1), (X_1, X_2), (X_2, X_3), (X_3, X_4), \dots, (X_n, X_{n+1}), \dots$  y se representan gráficamente en un diagrama de dispersión bidimensional, Fig.16.

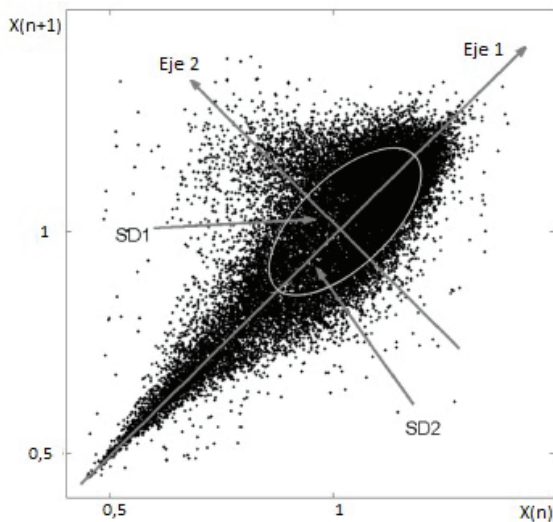


Fig. 16. Diagrama de Poincaré de la serie  $S_N(x)$ .

A la nube de puntos representados en los ejes  $X(n)$  y  $X(n+1)$  se le ajusta una elipse en la cual se determinan los segmentos SD1 y SD2 que corresponden a los semiejes menor y mayor de la elipse respectivamente. Los parámetros SD1 y SD2 se calculan mediante las siguientes fórmulas matemáticas:

$$SD1 = \frac{\sqrt{2}}{2} DS(x_n + x_{n+1}) \quad (1)$$

$$SD2 = \sqrt{2DS(x_n)^2 - \frac{1}{2}DS(x_n - x_{n+1})^2} \quad (2)$$

DS es la desviación estándar de la serie de datos  $S_N(x)$ . En la Fig.17 se grafican y presentan los resultados obtenidos procesando los pares de intervalos  $(RR_0, RR_1), (RR_1, RR_2), (RR_2, RR_3), (RR_3, RR_4), \dots, (RR_n, RR_{n+1})$  de la Fig. 14. Se emplea la función *HRV Poicare Plot.vi* la cual procesa un intervalo RR en función del anterior. El parámetro SD1 es un indicador de la variabilidad de corta duración que es causada principalmente por la arritmia sinusal respiratoria (RSA). SD2 cuantifica la variabilidad de largo plazo. La forma más alargada y grande, o más pequeña y redondeada de la elipse permite sacar conclusiones sobre el grado de relajación o tensión física/psicológica, respectivamente, del sujeto estudiado.

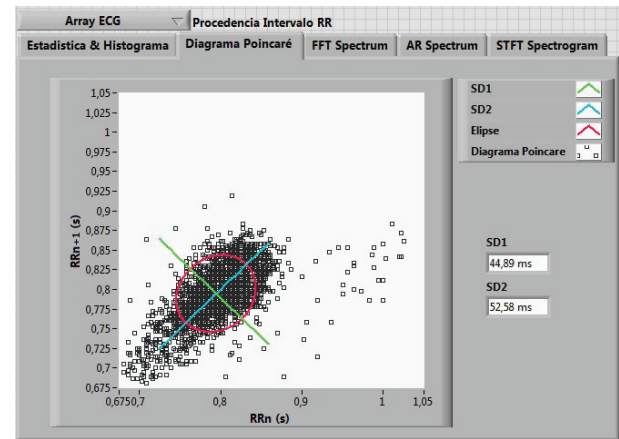


Fig. 17. Diagrama de Poincaré de la serie formada por los intervalos RR.

### C. Análisis espectral

El análisis espectral tiene como objetivo caracterizar el contenido frecuencial de una señal a partir de métodos de procesamiento de señales como la transformada rápida de Fourier (FFT: Fast Fourier Transform) y métodos autoregresivos (AR: Autoregressive Method). La FFT tiene la ventaja del bajo coste computacional comparado con el AR. Sin embargo tiene la desventaja de que la resolución espectral es baja cuando se hacen registros de baja duración, inferiores a 3 minutos. El método AR presenta un espectro con mejor resolución, permite registros cortos, incluso se puede fraccionar un registro. Aún así tiene el inconveniente de la estimación del orden del modelo óptimo, sin embargo se prefiere a la FFT debido a la naturaleza casi aleatoria de la señal RR.

Para cuantificar el efecto de cada una de las fuentes fisiológicas asociada a la VFC se realiza una separación del dominio frecuencial en bandas.

- Banda de muy baja frecuencia (VLF) para frecuencias inferiores a 0,04 Hz.
- Banda de baja frecuencia (LF) para frecuencias entre 0,04 Hz y 0,15 Hz.
- Banda de alta frecuencia (HF) para frecuencias entre 0,15 Hz y 0,4 Hz.

La actividad en la banda HF es debida a la excitación vagal mientras que la asociada a las bandas de VLF y LF se asocia a la interacción entre los sistemas simpático y parasimpático. Las Fig.18 y Fig.19 muestran los resultados del análisis en el dominio de la frecuencia utilizando la FFT y AR respectivamente.

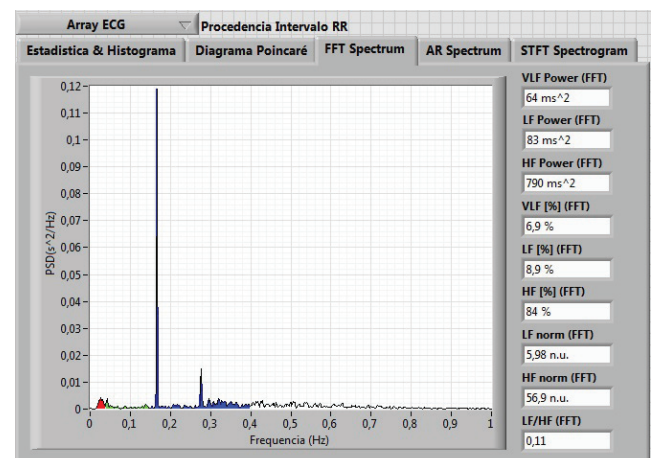


Fig. 18. Método de análisis FFT de los intervalos RR.



La separación del espectro en bandas se puede emplear para cuantificar la potencia presente en cada una de ellas o para dar la relación de potencia entre dos bandas como se muestra en los paneles frontales de ambas figuras. Por ejemplo, si un sujeto que respira de forma normal tiene una potencia en la banda HF excesivamente pequeña se puede sospechar un inicio de neuropatía autónoma.

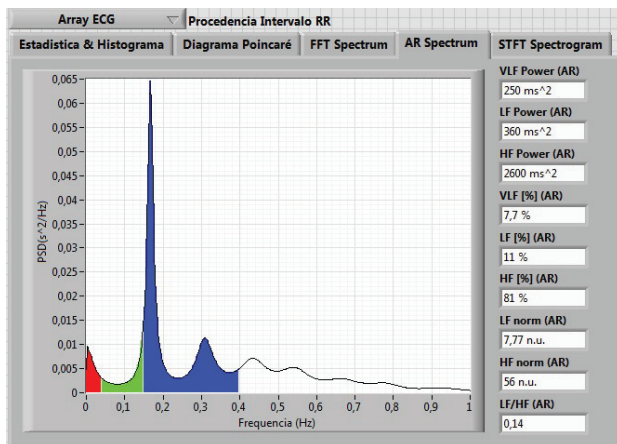


Fig. 19. Método de análisis AR de los intervalos RR.

En este apartado se emplean las funciones *HRV FFT Spectrum.vi*, *HRV AR Spectrum.vi*, y *HRV Spectrum Helper.vi* configuradas como *FFT* y *AR* respectivamente.

#### D. Análisis en el dominio del tiempo-frecuencia

En esta sección se efectúa una representación conjunta tiempo-frecuencia mediante la STFT (Short Time Fourier Transform). En la Fig. 20 se indica una señal en el dominio del tiempo en la cual la frecuencia se mantiene constante durante un intervalo de tiempo e inmediatamente cambia a otra frecuencia. Esta señal se procesa mediante la STFT obteniéndose el correspondiente espectrograma de la Fig. 21.

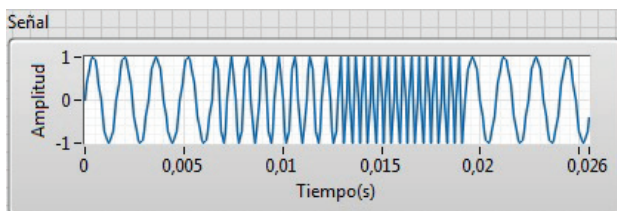


Fig.20. Representación temporal de la señal de frecuencia escalonada.

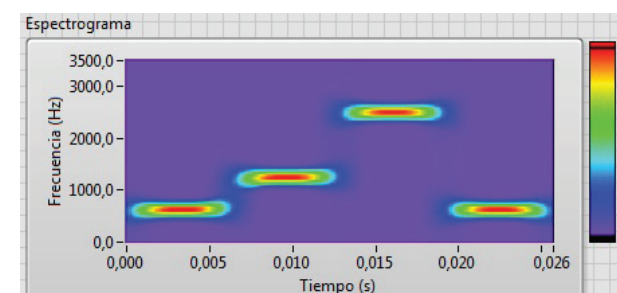


Fig.21. Rep. tiempo-frecuencia de la señal de frecuencia escalonada.

Aplicando la STFT, mediante las funciones *HRV STFT Spectrogram.vi* y *TFA Configure Spectrogram Indicator.vi* a la serie temporal de los intervalos RR de la Fig. 14, se obtiene la representación, en el dominio tiempo-frecuencia, de los mismos en la Fig. 22.

#### V. CONCLUSIONES

El análisis de la VFC se ha convertido en una técnica de estudio, diagnóstico e investigación en cardiología. Es una técnica no invasiva, fácil de aplicarla y con unos métodos que

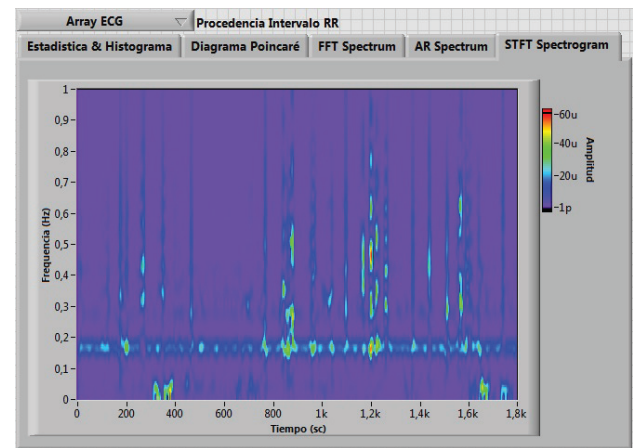


Fig.22. Representación tiempo-frecuencia de los intervalos RR.

son fácilmente reproducibles. En este contexto, el Biomedical Toolkit de LabVIEW, a través de las funciones que dispone, presenta un entorno de trabajo altamente cualificado que permite implementar la instrumentación virtual que hay que utilizar para la adquisición de la señal ECG, su preprocesado y ulterior procesamiento descrito en este trabajo. El diseño e implementación de la instrumentación virtual se ha realizado de forma modular, siguiendo una metodología top-down, es decir de lo general a lo particular. Como aspecto destacable es el elevado índice de abstracción inherente a las funciones utilizadas ya que permiten centrarse en “lo que hay que hacer”. Como líneas de trabajo se proponen: I) Trabajar conjuntamente con la plataforma NI Elvis para adquirir señales ECG y de esta forma profundizar en el conocimiento de las bases fisiológicas y fisiopatológicas de la VFC. II) Aplicación del análisis de la VFC a situaciones patológicas como la diabetes o la insuficiencia cardíaca.

#### REFERENCIAS

- [1] S.T.Hamde, L.M.Waghmare, B. ChannappaB, V, Kalpana, “Estimation of ECG features using LabVIEW,” International Journal of Computing Science and Communication Technologies, Vol. 2, N°. 1, pp. 320–324, July 2010.
- [2] H. Nagendra, H. Mukherjee, “Application of Wavelet Techniques in ECG Signal Processing: An Overview”. Int. J. Engg. Sci. Tech, 2011, vol. 3, p. 7432-7443.
- [3] G. Georgieva, G-Tsaneva, K. Tcheshmedjiev, “Denoising of Electrocardiogram Data with Methods of Wavelet Transform”. International Conference on Computer Systems and Technologies CompSysTech’13, 2013.
- [4] <http://www.physionet.org>. Consulta: 12 de Noviembre de 2014.
- [5] A.Schuck Jr, J.O.Wisback, “QRS Detector pre-processing using the complex wavelet transform”, Proceedings of 25th Annual International Conference of IEEE, 2003, 2590-2593.
- [6] M. Lascu, D. Lascu, “LabVIEW Electrocardiogram Event and Beat Dection” WSEAS Transactions on Computer Research, 2008, Issue 1, Vol. 3, pp.9-18.
- [7] M. K. Islam, A. N. Haque, G. Tangim, T. Ahammad, and M. R. H. Khondokar, “Study and Analysis of ECG Signal Using MATLAB & LABVIEW as Effective Tools” International Journal of Computer and Electrical Engineering, Vol. 4, No. 3, June 2012.
- [8] D. Annamalai, S. Muthukrishnan, “Study and analysis of ECG signal using LavBIEW and Multisim” IJPRET, 2014; Vol. 2, pp. 26-34.