

**Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas**

**Facultad de Ingeniería Eléctrica**

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la  
Información**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

**Evaluación de productos software para el análisis  
de la variabilidad de la frecuencia cardiaca**

**Autor: Aramis Galindo Rodríguez**

**Tutor: Dr. Juan V. Lorenzo Ginori**

**Santa Clara**

**2010**

**"Año 52 de la Revolución"**

**Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas**

**Facultad de Ingeniería Eléctrica**

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la  
Información**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

**Evaluación de productos software para el análisis  
de la variabilidad de la frecuencia cardiaca**

**Autor: Aramis Galindo Rodríguez**

e-mail: [galindo@uclv.edu.cu](mailto:galindo@uclv.edu.cu)

**Tutor: Dr. Juan V. Lorenzo Ginori**

e-mail: [juanl@uclv.edu.cu](mailto:juanl@uclv.edu.cu)

**Santa Clara**

**2010**

**“Año 52 de la Revolución ”**



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería en Automática, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

---

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

---

Firma del Tutor

---

Firma del Jefe de Departamento  
donde se defiende el trabajo

---

Firma del Responsable de  
Información Científico-Técnica

## **PENSAMIENTO**

*“La inteligencia... es la facultad de poder crear objetos artificiales, en especial  
herramientas para fabricar herramientas”*

*Henry Bergson*

*“El ser humano es un animal que fabrica herramientas”*

*Benjamín Franklin*

## DEDICATORIA

*A mi madre quien ha estado a mi lado en cada momento y con su amor infinito, ternura, confianza, preocupación y entrega total, me ha llevado a darle este, su mayor regalo.*

## **AGRADECIMIENTOS**

A mi madre que le debo el permitirme haber llegado adonde estoy en la vida.

A mis profesores, a los cuales les debo mi formación básica como profesional.

A mis compañeros de estudio los cuales me apoyaron.

A mi tutor Dr. Juan V. Lorenzo Ginori, que con su dominio y experiencia me supo guiar correctamente en la realización de este trabajo.

A todos los que de una forma u otra han contribuido a la materialización de la presente tesis.

A todos Gracias.

## TAREA TÉCNICA

1. Realizar una revisión bibliográfica acerca de los conceptos básicos sobre la señal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) y sus aplicaciones en el diagnóstico clínico.
2. Realizar un análisis del estado del arte de los productos software relacionados con la variabilidad de la frecuencia cardíaca y seleccionar un conjunto representativo para realizar su evaluación.
3. Realizar una evaluación de los productos software seleccionados a partir de parámetros generales de las aplicaciones seleccionadas y de su desempeño en el cálculo de parámetros específicos de la VFC, empleando señales electrocardiográficas de la base de datos MIT-BIH, mediante experimentos de computación.
4. Emitir criterios valorativos acerca de los productos, sobre la base del estudio comparativo realizado.

---

Firma del Autor

---

Firma del Tutor

## RESUMEN

La disponibilidad de información digital asociada a pruebas cardíacas, incrementa las posibilidades de los servicios de salud y del diagnóstico mediante ordenadores. Para el procesamiento digital de la señal electrocardiográfica, y en particular para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), han sido desarrollados diversos productos software, de los cuales se ha seleccionado un grupo representativo para su evaluación en este trabajo. La metodología empleada comprendió el análisis del desempeño a partir de criterios generales como el uso de memoria y la velocidad de ejecución, y específicos asociados al análisis de la VFC, como son la inmunidad al ruido y los artefactos al realizar determinados tipos de análisis en los dominios del tiempo y de la frecuencia. Para realizar estas evaluaciones, se emplearon señales de la base de datos de señales electrocardiográficas MIT-BIH y se procuró crear condiciones similares de operación para los diferentes software con el propósito de asegurar la validez de las comparaciones.

Los resultados pueden contribuir tanto a realizar una selección más objetiva del sistema a emplear en determinado estudio sobre VFC, como desde el punto de vista metodológico a realizar nuevos estudios comparativos entre sistemas de software para el análisis de la VFC.

## TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO.....	i
DEDICATORIA .....	ii
AGRADECIMIENTOS.....	iii
TAREA TÉCNICA .....	iv
RESUMEN .....	v
TABLA DE CONTENIDOS .....	vi
INTRODUCCIÓN .....	1
CAPÍTULO 1. CONCEPTOS BÁSICOS SOBRE LA SEÑAL DE VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA. ....	3
1.1 Estado del arte en el análisis de la señal de VFC.....	3
1.1.1 La variabilidad de la frecuencia cardiaca. ....	6
1.1.2 Obtención de la ocurrencia de los latidos.....	6
1.1.3 Obtención de la serie RR.....	7
1.1.4 Causas de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. ....	8
1.1.5 Aplicaciones de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.....	9
1.1.6 Análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. ....	9
1.2 Parámetros utilizados en la medición de la VFC. ....	10
1.2.1 Medidas geométricas en el análisis de VFC.....	11

1.3	Duración de las medidas.....	13
1.4	Métodos estadísticos.....	13
1.4.1	Métodos espectrales. ....	15
1.4.2	Métodos espectro-temporales. ....	16
1.5	Recomendación en el uso de métodos.....	16
1.6	Análisis de la dinámica no lineal. ....	17
1.7	Análisis de registros de corta duración.....	17
1.7.1	Análisis de registros ambulatorios de 24 horas. ....	18
1.8	Conclusiones del primer capítulo.....	18
CAPÍTULO 2. PRODUCTOS SOFTWARE DESTINADOS AL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA .....		20
2.1	Pruebas a realizar. ....	21
2.1.1	Obtención de parámetros para distintas señales. ....	21
2.1.2	Obtención de parámetros a partir de una señal contaminada con ruido. ....	22
2.2	<i>Software</i> Analizador EXCORDE.....	23
2.2.1	Estudios disponibles.....	24
2.2.2	Variabilidad de RR.....	25
2.3	<i>Software</i> HRV 2.7.....	27
2.3.1	Opciones de operación. ....	28
2.3.2	Parámetros de análisis que brinda el producto.....	29
2.4	<i>Software</i> aHRV Analysis.....	31
2.4.1	Preparación de archivos para lectura.....	31
2.4.2	Detección del complejo QRS y edición del registro. ....	31
2.4.3	Parámetros de análisis que brinda el producto.....	32
2.4.4	Análisis en el dominio de la frecuencia.....	34

2.5	Paquete NI Biomedical Startup Kit 2.0.....	35
2.5.1	Aplicaciones del <i>NI Biomedical Startup Kit 2.0</i> .....	36
2.5.2	Aplicaciones <i>Biosignal Logger, File Format Converter y ECG Feature Extractor</i> . ....	37
2.5.3	Aplicación <i>Heart Rate Variability (HRV) Analyzer</i> .....	37
2.5.4	Parámetros de análisis que brinda el producto.....	38
2.6	Otros Productos.....	40
2.7	Conclusiones del segundo capítulo. ....	40
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....		42
3.1	Uso de memoria. ....	42
3.2	Tiempos de ejecución. ....	43
3.3	Precisión en la detección de complejos QRS.....	44
3.4	Comparación de los resultados de los productos con varias señales. ....	45
3.5	Robustez ante el ruido. ....	48
3.5.1	Resultados del HRV 2.7. ....	49
3.5.2	Resultados del aHRV. ....	50
3.5.3	Resultados del NI Heart Rate Variability (HRV) Analyzer. ....	50
3.6	Conclusiones del tercer capítulo. ....	51
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....		53
Conclusiones .....		53
Recomendaciones .....		54
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....		56
ANEXOS .....		59
Anexo I	Código de la función <i>contaminaecg</i> .....	59
Anexo II	Código de la función <i>formatopl</i> g.....	60

Anexo III	Tabla con los distintos formatos usados por <i>aHRV Analysis</i> .....	61
Anexo IV	Tablas con los resultados obtenidos de los diferentes sistemas, al evaluar la robustez ante un ruido blanco gaussiano de media cero y varianza dependiente de la relación señal a ruido deseada.....	63

## INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares constituyen un grave problema de salud pública en todo el mundo. Por ello, el uso y desarrollo de técnicas no invasivas como la electrocardiografía abre una perspectiva útil para el diagnóstico y tratamiento en este campo.

En la actualidad, un gran porcentaje de los electrocardiógrafos son digitales y generalmente tienen la posibilidad de transmitir toda la información asociada a las pruebas que se realizan, pero debido a las características de portabilidad y bajo costo que deben tener, muchas veces se ven limitadas sus posibilidades de almacenamiento, procesamiento gráfico, estadístico, etc. Es por eso, que se hace necesario contar con sistemas que faciliten este trabajo y que puedan ser ejecutados sobre una computadora personal con requerimientos elementales.

La cardiología moderna tiene una potente herramienta en los estudios sobre la variabilidad de la frecuencia cardiaca y constantemente ingresan en el mercado nuevos productos vinculados a dichos exámenes. Por lo anterior es que se hace necesario disponer de estudios valorativos de dichos sistemas y establecer una metodología sencilla que permita emitir criterios sobre la robustez y comportamiento de estos y los parámetros calculados por ellos.

Puede reconocerse así un importante problema científico: ¿Cómo evaluar los productos software relacionados a la variabilidad de la frecuencia cardiaca y determinar la selección de prestaciones y productos adecuados para un estudio clínico determinado?

En correspondencia con el problema planteado, se formula el siguiente objetivo general del trabajo:

Disponer de un estudio que recoja un conjunto significativo de resultados actuales en la VFC y realizar la comparación y evaluación de prestaciones de los productos software relacionados con este estudio.

Los objetivos específicos del presente Trabajo de Diploma de Ingeniería Biomédica son:

- Seleccionar productos software relacionados a la variabilidad de la frecuencia cardiaca.
- Seleccionar parámetros en los estudios de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, para su evaluación en los productos software destinados a esta aplicación.
- Realizar evaluación de los productos seleccionados y sus prestaciones.
- Emitir criterios valorativos sobre los productos.

El presente trabajo se ha estructurado en tres capítulos donde se abordan las siguientes temáticas:

El capítulo1 se dedica a una revisión de los conceptos básicos sobre la señal de variabilidad de la frecuencia cardíaca y sus aplicaciones en el diagnóstico clínico.

En el capítulo2 se presentan las distintas pruebas realizadas a los productos software destinados al análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca que fueron seleccionados, así como las posibilidades y prestaciones de estos últimos.

En el capítulo3 se analizan los resultados de las pruebas llevadas a cabo para los distintos productos.

La estructura del presente trabajo también cuenta con conclusiones, recomendaciones y referencias bibliográficas citadas a lo largo del texto.

En las conclusiones se realizó un análisis crítico de los resultados obtenidos a partir de los objetivos que se trazaron inicialmente, así como se orientan acciones dirigidas a enriquecer el material, que permitan dar una continuidad a este proyecto en el futuro.

Las referencias bibliográficas constituyen un listado de las bibliografías citadas siguiendo la metodología vigente para este fin.

## **CAPÍTULO 1. CONCEPTOS BÁSICOS SOBRE LA SEÑAL DE VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA.**

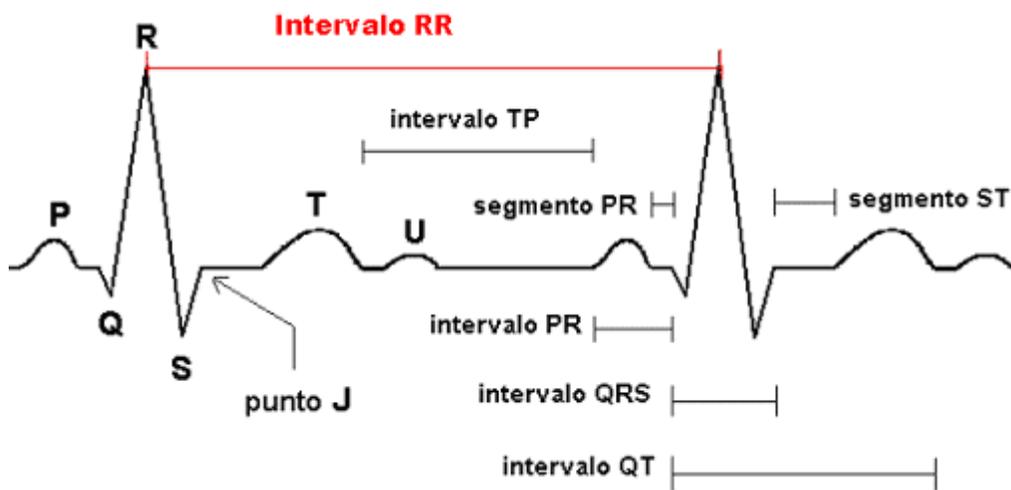
Las enfermedades cardiovasculares constituyen un grave problema de salud pública en todo el mundo, ya que ocupan los primeros lugares como causa de muerte e incrementan la demanda de servicios médicos, ocasionando unas severas repercusiones socioeconómicas. Por ello, el uso y desarrollo de técnicas no invasivas como la electrocardiografía abre una perspectiva útil para el diagnóstico y tratamiento en este tipo de pacientes. En el presente capítulo se abordarán temas relacionados con la variabilidad de la frecuencia cardiaca tales como: sus causas, aplicaciones médicas y la forma de obtención de la señal para su estudio. Además se mencionarán los tipos de análisis que se permiten y los parámetros obtenidos para su evaluación.

### **1.1 Estado del arte en el análisis de la señal de VFC.**

Los esfuerzos para mejorar el diagnóstico y la terapia cardiovascular son muy elevados. Una técnica no invasiva es el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) de registros electrocardiográficos (ECG) de 5 minutos y de 24 horas. El electrocardiograma (ECG) tiene gran valor clínico para diagnosticar trastornos del ritmo, anormalidades en la conducción, dilatación de cavidades, isquemia e infartos de miocardio recientes o antiguos, efecto de medicamentos cardíacos y no cardíacos, desequilibrios en el metabolismo electrolítico, y para valorar el funcionamiento de marcapasos electrónicos[10].

En particular, las enfermedades arteriales coronarias como la isquemia y el infarto del miocardio (MI) producen una lesión ventricular que puede originar arritmias ventriculares graves o una probable muerte súbita, debido principalmente a una taquicardia ventricular

(VT), que puede derivar en una fibrilación ventricular (VF). En estas condiciones, uno de los cambios que ocurren en el ECG es la variación anormal de las duraciones de sus intervalos como el RR (Figura 1.1). El estudio de variaciones en la frecuencia cardíaca puede realizarse a través de este intervalo. Estas variaciones son importantes en el diagnóstico ya que reflejan procesos electrofisiológicos del corazón y del sistema nervioso autónomo, por lo que son utilizadas para determinar una conducción anormal eléctrica en el corazón, detectar daño en el miocardio y estratificar pacientes con riesgo de arritmias cardíacas malignas [31].



**Figura 1.1** Intervalo RR (en rojo) dentro de la señal ECG.

La señal VFC se obtiene a partir del procesamiento de las señales ECG, como medida relacionada con las distancias temporales entre latidos cardiacos consecutivos.

La Frecuencia Cardíaca (FC) es el número de contracciones del corazón por unidad de tiempo, y se expresa comúnmente en latidos por minuto. La VFC es una de las variables más importantes en la rama de la cardiología, ya que es útil a la hora de evaluar las condiciones en que se encuentra el corazón de un paciente. La señal de variabilidad de frecuencia cardíaca es considerada un importante predictor del riesgo de muerte súbita, así como de diferentes enfermedades cardiovasculares y del sistema nervioso autónomo. A partir de su análisis han sido descritos medios de diagnóstico no invasivos, instrumentados a partir del análisis en computadoras de la señal VFC.

La investigación en el campo de la VFC no comienza hasta hace unos 25 años. Las causas de esta tardanza son básicamente dos: en primer lugar, a pesar de que hace bastante tiempo que se conoce la variabilidad, hasta relativamente poco tiempo se consideraba dicha variabilidad como ruido. Por ello, las medidas usuales de estas variables eran medias calculadas sobre intervalos más o menos largos, precisamente con el fin de eliminar lo que se suponía un ruido indeseable. La segunda razón que impidió estudios más tempranos sobre la VFC fue la ausencia de equipos digitales capaces de adquirir y procesar de forma rápida y fiable. Debido a la aparición de estos equipos comienzan a realizarse estudios específicos sobre la variabilidad de la frecuencia cardiaca, que consiguen establecer las características básicas de la señal y localizan una serie de picos característicos en el espectro de dicha señal [9].

Continúa asimismo el desarrollo de nuevos equipos digitales para medir la VFC y se llega a hacer la implementación sobre un ordenador personal, lo que hace perfectamente asequible disponer de un equipo para cualquier investigador [25].

Debemos mencionar también que el estudio de la VFC se enmarca en un ámbito más genérico, que es el estudio del control del sistema nervioso sobre el corazón a través de sus manifestaciones hemodinámicas. En este sentido existen más variables que podrían ser objeto de estudio, tales como la presión sanguínea. De hecho existen bastantes trabajos dedicados a su estudio, tanto de forma aislada como en su relación con la propia VFC. Si se han extendido mucho más dichos análisis de la VFC es sobre todo debido a la facilidad de su medida, no invasiva, y al hecho de que presenta una variabilidad mucho más acusada que la presión sanguínea.

En la actualidad en Cuba se realizan estudios sobre VFC con el uso de equipos de ECG de larga duración EXCORDE [13-14], aunque estos equipos no están destinados específicamente para estos usos, sino a la realización de pruebas *Holter* en la documentación y diagnóstico de casos. Además la disponibilidad y amplia distribución de los CARDIOCID BB [15] permite la obtención de señales para la realización de pruebas cortas de cinco minutos o más, destinadas al análisis en el dominio de la frecuencia.

### **1.1.1 La variabilidad de la frecuencia cardíaca.**

Observando los sucesivos latidos en un electrocardiograma se puede apreciar que la morfología del ECG puede variar de latido a latido, así como también varía la separación entre latidos. La segunda observación es la que sirve de base para el estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. El análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca se basa en el estudio de la actividad del nodo sinoauricular como la fuente de impulsos repetitivos que generan los latidos del corazón. La actividad normal del nodo sinoauricular está regulada por los sistemas nerviosos simpático y parasimpático. El estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca consiste en analizar la variación de los instantes de ocurrencia de los latidos de forma que se puedan inferir las propiedades de interés clínico. Por tanto se toma como partida al análisis de la VFC, la detección de estos instantes en que ocurre cada latido [9].

### **1.1.2 Obtención de la ocurrencia de los latidos.**

La variabilidad de la frecuencia cardíaca tiene su origen en los impulsos generados en el nodo sinoauricular. En el ECG el instante en el que se produce el impulso en el nodo sinoauricular coincide aproximadamente con el inicio de la onda P. Sin embargo, dado que el intervalo entre la onda P y la aparición del complejo QRS en latidos normales no presenta variaciones importantes, se utiliza como punto fiducial algún instante característico del complejo QRS por resultar más fácilmente detectable. Realmente el instante elegido del complejo QRS no es relevante, pues un retardo constante no afectaría a la variabilidad obtenida. Sin embargo, debe mantenerse a lo largo de los sucesivos latidos el mismo criterio, de forma que las diferentes morfologías de complejos QRS o cambios en la línea de base del ECG afecten en la menor forma posible a la distancia entre el origen de la onda P y el punto fiducial elegido. En caso contrario, se introduciría cierta variabilidad inexistente como resultado del proceso de detección. Se han propuesto un gran número de detectores de los complejos QRS [12], [7], desde los más sencillos que emplean un umbral fijo que cuando se sobrepasa indica la presencia de un complejo QRS, hasta los más sofisticados que emplean una plantilla o modelo y buscan el punto en que se maximiza la correlación del ECG con la plantilla, pasando por aquellos que buscan un punto de alta amplitud [2].

### 1.1.3 Obtención de la serie RR.

Para el estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca se procesan las señales ECG digitalizadas, donde la frecuencia de muestreo determina la máxima resolución en la localización de los picos [5]. Las marcas fiduciales se pueden detectar para una sola derivación o para un conjunto de ellas. A partir de las marcas fiduciales se genera un vector y de este se obtiene la serie RR, la cual es una serie temporal que contiene la distancia entre las marcas consecutivas [26].

Se pueden distinguir dos procedimientos diferentes para la obtención de la serie RR en función de la instrumentación empleada:

1. Obtención de la serie RR a partir de registros electrocardiográficos ya obtenidos y almacenados sobre cualquier soporte de memoria.
2. Obtención directa de la serie RR en tiempo real.

En ambos procedimientos, para obtener la serie temporal RR se deben realizar los siguientes pasos:

1. Amplificación del ECG
2. Detección del complejo QRS
3. Obtención de RR(n) midiendo el tiempo respecto al latido anterior

Aunque la detección del complejo QRS es un punto crítico en la obtención de la serie RR, el presente trabajo se centra en la evaluación de productos software relacionados con la VFC, por lo que no se pretende profundizar en dichos detectores, sino simplemente comentar el uso de estos.

Cuando un detector no determina un complejo QRS correctamente, se acusa en la serie RR la presencia de un artefacto. Si el detector no ha determinado la presencia del complejo QRS en su verdadera posición se dice que se ha producido un falso negativo, mientras que si ha detectado una onda (o ruido) que no corresponde a un complejo QRS, se dice que se ha producido un falso positivo. A partir de aquí puede darse cualquier combinación de falsos positivos y negativos, que pueden falsear en alguna medida la información que se desea evaluar. Un falso positivo se localiza como un valor inusualmente bajo del período

de la serie RR, mientras que un falso negativo tiene un valor muy elevado respecto a la media del período de la serie RR. Un proceso previo al análisis de la serie RR empleado por la mayoría de los investigadores es la corrección de artefactos. Debido a que pueden aparecer diferentes combinaciones de artefactos dicha corrección no es tan sencilla como a priori puede parecer [8].

#### **1.1.4 Causas de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.**

El corazón, como todo músculo, está conectado al sistema nervioso y este último modula la respuesta cardiovascular. El sistema nervioso autónomo está dividido en dos ramas: el sistema simpático y el sistema parasimpático. La excitación proveniente del sistema simpático acelera el ritmo cardíaco, y la proveniente del sistema parasimpático (excitación vagal) decelera dicho ritmo. Como ambos sistemas actúan simultáneamente se producen oscilaciones alrededor de la frecuencia cardíaca media. Por lo tanto, el origen de la variabilidad de la frecuencia cardíaca es la interacción entre ambos sistemas, simpático y parasimpático. El sistema nervioso autónomo recibe información de muchos otros sistemas. Algunos de estos sistemas son:

- Sistema respiratorio: Es conocido que la VFC presenta oscilaciones a la frecuencia respiratoria. Durante la inspiración la frecuencia cardíaca aumenta y durante la espiración disminuye.
- Sistema vasomotor: Los barorreceptores detectan la presión sanguínea y esta información es integrada por ambas ramas del sistema nervioso autónomo modulando la frecuencia cardíaca. La variación en la frecuencia cardíaca afecta a su vez a la presión sanguínea.
- Sistema termorregulador: Cambios en la diferencia de temperatura entre el sujeto y el ambiente causan variaciones de muy baja frecuencia en la variabilidad de la frecuencia cardíaca.
- Sistema nervioso central: Es conocido que el estado emocional del sujeto modifica la frecuencia cardíaca.

Al interrelacionarse la frecuencia cardiaca con los anteriores sistemas, queda demostrada la utilidad de la VFC para aportar información sobre el estado de diferentes sistemas fisiológicos, cuya medida directa es invasiva [8-9].

### **1.1.5 Aplicaciones de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.**

Puesto que la variabilidad de la frecuencia cardíaca refleja la modulación del sistema nervioso autónomo sobre el sistema cardiovascular, las aplicaciones están asociadas con el estado de este sistema. La VFC se ha propuesto para:

- Predicción de arritmias malignas tras infarto de miocardio.
- Prognosis de muerte súbita.
- Degeneración del sistema nervioso autónomo.
- Diagnóstico de neuropatías, especialmente en diabéticos.

Además pueden aparecer nuevas aplicaciones sobre el estudio de la VFC debido a la gran cantidad de sistemas por los que es afectada [8-9].

### **1.1.6 Análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.**

Para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca existen disímiles alternativas, y cada una posee su aplicación en diferentes disciplinas. Las técnicas más sencillas y utilizadas, son los métodos estadísticos. Se fundamentan en la cuantificación de la serie de intervalos entre latidos a partir de medidas estadísticas como son la media, la desviación estándar, valores máximos, mínimos o percentiles de la duración de estos intervalos.

Los métodos estadísticos se explotan en la prognosis de muerte cardíaca súbita y en la detección de neuropatías. Sin embargo, los métodos estadísticos son incapaces de estratificar la información que afecta a la variabilidad de la frecuencia cardíaca debido a un sistema en particular [1].

Los métodos de estimación espectral aprovechan las propiedades espectrales que muestra la acción de cada sistema sobre una banda determinada del espectro de la variabilidad. Es posible obtener información del control ejercido por un sistema determinado realizando un análisis de la potencia espectral en determinadas bandas. Los métodos espectrales sólo son aplicables cuando la señal es estacionaria. Para analizar registros en los que la señal no es estacionaria se requiere utilizar técnicas de tiempo-frecuencia.

Los métodos de la dinámica no lineal han cobrado gran interés para la caracterización a partir del comportamiento caótico de la señal. Además, se considera que la interacción

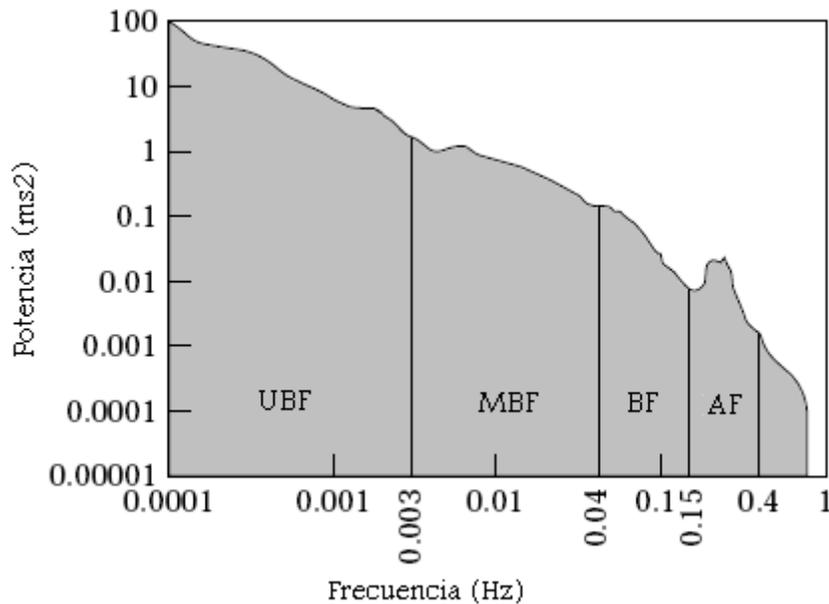
entre sistemas relacionados a la génesis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca es no lineal, haciendo interesante analizar las no linealidades asociadas.

A la hora de realizar el análisis de la VFC es recomendable tomar en consideración la información aportada por cada método, para una mejora de la caracterización y por consiguiente, de la diagnosis o prognosis. [1], [29].

## **1.2 Parámetros utilizados en la medición de la VFC.**

Las variaciones de la frecuencia cardiaca pueden ser evaluadas por varios métodos tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia. En un registro electrocardiográfico continuo (ECG) cada complejo QRS es detectado y llamamos intervalo NN (Normal a Normal) al intervalo entre complejos detectados. Partiendo de esta detección podemos realizar el cálculo de parámetros.

Algunos de los parámetros del dominio del tiempo y dominio de la frecuencia podemos verlos en las tablas 1.1 y 1.2 respectivamente [26]. Los parámetros calculados en el dominio de la frecuencia anteriormente relacionados, requieren de una duración mínima en los registros de al menos diez veces el inverso de la menor frecuencia en la banda a realizar el estudio [5]. En la figura 1.2 podemos observar una grafica de la densidad espectral de potencia con los límites de las diferentes bandas de frecuencia en la variabilidad de frecuencia cardiaca.



**Figura 1.2** Gráfica de DEP en las bandas de frecuencia.

### 1.2.1 Medidas geométricas en el análisis de VFC.

Algunas de las medidas geométricas usadas en el análisis estadístico en el dominio del tiempo en la variabilidad de la frecuencia cardíaca son:

- Anchura del histograma de la distribución de los intervalos RR.
- Parámetros de un triángulo que aproxima al histograma.
- Índice triangular de VFC: Cantidad total de intervalos NN/máximo del histograma aproximadamente igual a la cantidad de intervalos NN y la cantidad de intervalos NN en el intervalo modal.
- TINN: Interpolación triangular del histograma de los intervalos NN. Es el ancho de la base del triángulo que aproxima al histograma.

Los parámetros geométricos no son aplicables para el análisis de registros cortos. Se requieren al menos veinte minutos pero se prefieren 24 horas por que hay que coleccionar un gran numero de intervalos NN para que los gráficos se puedan construir. Es inapropiado comparar medidas de VFC en el dominio del tiempo para registros de duración diferente.

Los resultados para intervalos cortos y para intervalos largos tienen diferente significado clínico [5], [9].

**Tabla 1.1** Parámetros calculados en el dominio del tiempo.

Nombre	Significado
MEDIA	Valor medio de todos los intervalos
MAX	Valor máximo de los intervalos
MIN	Valor mínimo de los intervalos
DS	Desviación estándar de los intervalos
VAR	Varianza de los intervalos
DSDS	DS de la diferencia entre intervalos
NN50	Número de intervalos que difieren 50 ms o más
PNN	Porcentaje de intervalos que difieren 50 ms o más
COV	Coefficiente de variación (DS/RR)
RMSSD	Media cuadrática de la diferencia entre intervalos

**Tabla 1.2** Parámetros calculados en el dominio de la frecuencia.

Nombre	Significado
EA BMBF	Potencia absoluta de la banda de muy baja frecuencia ( $0,003\text{Hz} < f < 0,04\text{ Hz}$ )
EA BBF	Potencia absoluta de la banda de baja frecuencia ( $0,04\text{ Hz} < f < 0,15\text{ Hz}$ )
EA BAF	Potencia absoluta de la banda de alta frecuencia ( $0,15\text{ Hz} < f < 0,4\text{ Hz}$ )
BF/AF	Energía relativa entre las bandas de baja y alta frecuencia
BF/EA	Energía relativa entre la banda de baja frecuencia y la energía total

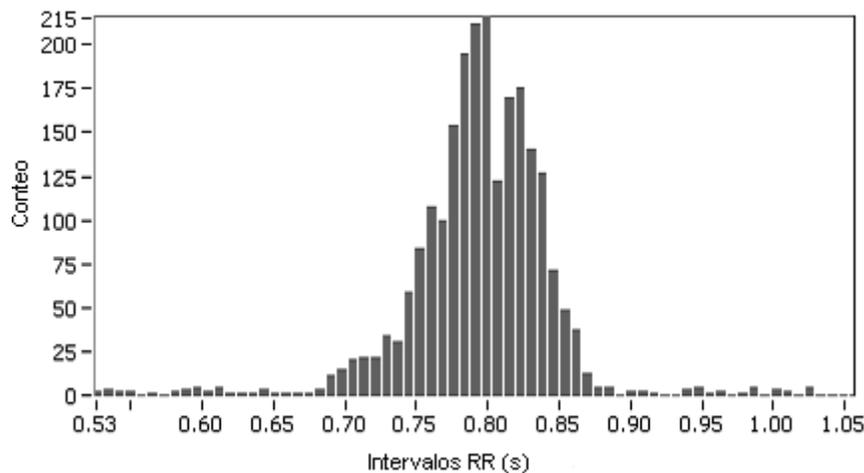
### 1.3 Duración de las medidas.

Muchos estudios revelan una rápida recuperación de los valores de base de la VFC luego de ejercicios físicos leves o maniobras que constituyen perturbaciones transitorias. Se sugiere dada su alta estabilidad, usar los índices obtenidos en 24 horas para la realización de diagnósticos finales y valoración de terapias de intervención. En orden de estandarizar los diferentes estudios, las investigaciones de corto término se realizan principalmente con registros de cinco minutos. Además se debe tomar mucho cuidado con el uso de métodos de compresión de ECG dado que pueden alterar los resultados [11].

### 1.4 Métodos estadísticos.

Los índices estadísticos se pueden clasificar en dos categorías en función de las variables que se desean cuantificar en el histograma de intervalos RR (Figura 1.3), a saber:

- índices que estiman la anchura del histograma de la secuencia RR.
- índices que estiman la anchura del histograma de las diferencias absolutas de la secuencia RR.



**Figura 1.3** Histograma de los intervalos RR.

Los primeros índices reflejan la variabilidad de la frecuencia cardíaca debida a todas las causas que la modulan, los segundos son más selectivos y dan información del nivel de excitación vagal producido por reflejos rápidos (por ejemplo, mediados por los barorreceptores). No obstante, estos últimos índices no evalúan completamente el nivel de excitación vagal.

Otra clasificación de los índices atiende a la duración del registro. Podemos hablar de índices para maniobras o de índices para registros de larga duración. En los primeros hay un claro predominio del empleo de los máximos y mínimos de la secuencia y los segundos emplean herramientas más robustas a artefactos aunque son susceptibles de ser mejorados.

Se ha observado que la desviación estándar está bien correlacionada con la mayoría de los índices utilizados para la cuantificación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en maniobras. Se podría proponer como índice estándar para la estimación de la anchura del histograma de la secuencia RR, ya que es un índice de uso muy extendido en muchas y diversas disciplinas. Además, es un buen índice para la predicción de muerte cardíaca súbita en pacientes postinfarto y para la diagnosis de neuropatía en diabéticos. No obstante, la desviación estándar es un índice muy sensible a artefactos. En varios trabajos se han propuesto diversos índices robustos a artefactos para estimar la anchura del histograma de la secuencia RR pero el grado de correlación con la desviación estándar en ausencia de artefactos es reducido y su nivel predictivo o de diagnosis es inferior. Por lo tanto, interesa tener un índice que esté bien correlacionado con la desviación estándar en ausencia de artefactos y, por otro lado, sea robusto frente a artefactos. El MIRR (margen intercuartil de la secuencia RR) es un índice de cálculo rápido y se ha demostrado que es muy robusto frente a artefactos y tiene una alta correlación con la desviación estándar.

Uno de los índices más utilizados para estimar la anchura del histograma de las diferencias absolutas de la secuencia RR es el índice PNN50. Dicho índice es muy robusto frente a artefactos. No obstante, presenta problemas de saturación para bajas y altas variabilidades latido a latido de la frecuencia cardíaca. Para solucionar este problema se usa entonces el índice RMSSD. El RMSSD es también un índice de cálculo rápido y robusto frente a artefactos, con alta correlación con el PNN50 y no presenta limitaciones de saturación.

Por lo tanto, si se desea cuantificar la variabilidad de la frecuencia cardíaca debido a todas las causas que la modulan se sugiere emplear el índice MIRR. Si se desea estimar el nivel de excitación vagal se sugiere emplear el índice RMSSD [8].

#### 1.4.1 Métodos espectrales.

Los métodos espectrales son una adecuada herramienta para investigar con mayor detalle las causas que originan la variabilidad de la frecuencia cardíaca. Se ha optado por el empleo de los métodos autorregresivos debido a la naturaleza casi aleatoria de la señal RR.

Para realizar una estimación espectral fiable, se requiere que la serie RR sea estacionaria. Se conoce la existencia de pruebas para determinar el carácter estacionario de una serie, las que sería necesario aplicar para este propósito. Se recomienda acompañarlos con una inspección visual de la señal.

Por otro lado, la variabilidad de la frecuencia de los sistemas fisiológicos (osciladores de la VFC) que modulan la VFC puede ser una causa de sobrestimación de la potencia en las bandas de baja frecuencia y de muy baja frecuencia. Si no se posee una medida sobre el oscilador, se debe recurrir a métodos espectro-temporales para cuantificar este efecto. Recuérdese que una sobrestimación de la banda de baja frecuencia produce índices elevados que pueden llevar a una diagnosis o prognosis incorrecta.

Para realizar el análisis espectral de la secuencia RR se sugieren los siguientes pasos. Si la señal es estacionaria se puede realizar el análisis espectral. En caso contrario se realiza el análisis espectro-temporal. Si hay riesgo de artefactos (en monitorización ambulatoria, por ejemplo) tras realizar la estimación espectral mediante modelos autorregresivos se cuantifican las bandas según los límites escogidos por el usuario. Recuérdese que el análisis espectro-temporal puede ser útil en la detección de la modulación de los osciladores [8], [29], [31]. El análisis espectral puede realizarse sobre la serie de los intervalos RR o sobre la señal de VFC obtenida mediante el modelo IPFM (del inglés Integral Pulse Frequency Modulation) [16].

### **1.4.2 Métodos espectro-temporales.**

La no existencia de un carácter estacionario de la serie RR o la variación de la frecuencia de los osciladores con el tiempo puede provocar un falso diagnóstico mediante índices espectrales. Los métodos espectro-temporales ponen de manifiesto estos defectos. El análisis espectro-temporal puede ser empleado también como marcador de eventos: un cambio súbito en la frecuencia de uno de los osciladores indica el inicio de un nuevo estado de regulación cardiovascular.

Si se desea únicamente comprobar la estabilidad de la frecuencia de los osciladores respecto al tiempo, un análisis espectral variante con el tiempo empleando métodos autorregresivos puede ser suficiente. No obstante, la determinación de la potencia de estos osciladores con estos métodos es muy inconveniente con lo cual son inútiles para una cuantificación.

Las representaciones tiempo-frecuencia permiten realizar las mismas comprobaciones que los métodos espectrales variantes con el tiempo, además de aportar una determinación de la potencia de los osciladores muy exacta. En cambio, el tiempo de computación con estos métodos es mayor [8], [30], [31].

### **1.5 Recomendación en el uso de métodos.**

Los métodos del dominio de la frecuencia deben ser preferidos a los de dominio del tiempo cuando se investiga con registros de corto término, puesto que se necesita tan solo un minuto de registro para acceder a las componentes de alta frecuencia y solo aproximadamente dos minutos para las componentes de baja frecuencia. En orden de estandarizar los diferentes estudios, las investigaciones de corto término se realizan principalmente con registros de cinco minutos.

Aunque no es de uso extendido los métodos de dominio en el tiempo, especialmente los de DS y RMSSD, pueden ser usados en las investigaciones de registros de corta duración. A pesar de que los métodos de frecuencia son capaces más fácilmente de brindar información en términos de regulación fisiológica, en general, los métodos de tiempo son ideales para el análisis de los registros de larga duración, la baja estabilidad de la tasa de modulación

cardíaca durante estos estudios hace que los resultados de los métodos de frecuencia sean complicados en su interpretación [5], [11].

### **1.6 Análisis de la dinámica no lineal.**

El análisis de la secuencia RR desde un punto de vista de dinámica no lineal puede complementar la información aportada por los métodos clásicos estadísticos y espectrales.

La no linealidad en la secuencia RR está presente casi siempre, aunque el grado de esta depende del sujeto y de la situación fisiológica. Dicha no linealidad es muy elevada en casos de sueño profundo. Por otro lado, se ha hallado que a mayor no linealidad en la función de transferencia entre la respiración y la arritmia sino-respiratoria, corresponde un menor grado de variación en el espectro de la secuencia RR asociado a la forma de respirar.

Respecto al análisis de complejidad se ha hallado que la complejidad de la señal es mayor en casos de alta arritmia sino-respiratoria y en sueño profundo [24]. En cambio, durante la ejecución de ejercicio físico la complejidad de la señal es baja [8].

### **1.7 Análisis de registros de corta duración.**

Los registros de corta duración son preferidos para un análisis rápido, brindando información importante en cuanto a la actividad simpática y parasimpática. Hay una relación directa entre la desviación estándar (variabilidad total) y el índice PNN (variabilidad asociada a la actividad vagal) debido a que precisamente es la arritmia sino-respiratoria la fuente principal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en pruebas controladas. La potencia de la arritmia sino-respiratoria es máxima durante respiración periódica y mínima durante respiración libre. La arritmia sino-respiratoria está modulada en amplitud en mayor grado durante la respiración sincronizada. A mayor no linealidad se obtiene menor dependencia de los índices respecto a la forma de respirar. La relación entre el sistema respiratorio y el sistema cardiovascular es fuertemente no lineal.

Respecto a medidas realizadas durante la ejecución de ejercicio físico, tenemos que la variabilidad de la frecuencia cardíaca parece dominada por una fuerte descarga simpática (aceleración del ritmo cardíaco) que aparece en forma de ritmos de baja y muy baja frecuencia. Así mismo, la variabilidad total y la estimulación vagal disminuyen conforme

se acelera el ritmo cardíaco. Además, se ha hallado que en sujetos con recuperación rápida la estimulación vagal es muy elevada, mientras que en sujetos con recuperación lenta la variabilidad total es menor que en el período de reposo previo a la realización de ejercicio [8].

### **1.7.1 Análisis de registros ambulatorios de 24 horas.**

De forma general se obtiene una menor frecuencia cardíaca, una mayor variabilidad total de la señal y mayor excitación vagal durante los períodos nocturnos que durante los diurnos. La reducción en la frecuencia cardíaca asociada al período nocturno es debida principalmente a un aumento de la excitación vagal y no a un descenso de la excitación simpática. La banda de baja frecuencia es la dominante. La señal RR es más no lineal y presenta mayor complejidad durante los períodos nocturnos. Parece ser, por tanto, que existe una clara correlación entre la excitación vagal, la no linealidad de la señal y su complejidad.

Por lo tanto el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca es útil para poner de manifiesto la interacción del sistema cardiovascular con otros sistemas fisiológicos. No obstante el procesamiento requerido para un correcto análisis es función de la aplicación deseada y requiere una estandarización [8].

## **1.8 Conclusiones del primer capítulo.**

- 1) El análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca es una técnica no invasiva que permite la diagnosis y prognosis de cardiopatías y neuropatías.
- 2) La frecuencia cardíaca está modulada por diversos sistemas fisiológicos siendo el nexo de unión el sistema nervioso autónomo o vegetativo (tanto la rama parasimpática como la rama simpática).
- 3) La degeneración del sistema nervioso autónomo o del tejido cardíaco queda reflejada en el análisis de la serie temporal RR mediante la cual se cuantifica y caracteriza la variabilidad de la frecuencia cardíaca, que es una de las variables en la rama de la cardiología y es considerada un importante predictor del riesgo de

muerte súbita, así como de diferentes enfermedades cardiovasculares y del sistema nervioso autónomo.

- 4) La secuencia RR se puede obtener a partir de un electrocardiograma superficial convencional midiendo el tiempo entre complejos QRS consecutivos.
- 5) El análisis de la señal RR debe ser inmune a la presencia de artefactos (detección defectuosa de complejos QRS).
- 6) Los principales métodos de análisis de la VFC son el estadístico, el espectral y el espectro-temporal.

## **CAPÍTULO 2. PRODUCTOS SOFTWARE DESTINADOS AL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA**

El aumento en la disponibilidad de información digital asociada a pruebas cardiacas, así como de los sistemas de telecomunicaciones, incrementa las posibilidades de los servicios de salud y diagnóstico mediante ordenadores. Existen diferentes productos *software* para el procesamiento digital de la señal ECG y continuamente se está investigando para crear algoritmos más eficientes, que permitan economizar tiempo de cálculo y aumentar la confiabilidad de la información obtenida mediante el análisis de señales.

En la actualidad, un gran porcentaje de los electrocardiógrafos son digitales y generalmente tienen la posibilidad de transmitir toda la información asociada a las pruebas que realizan, pero debido a las características de portabilidad y bajo costo que deben tener, muchas veces se ven limitadas sus posibilidades de almacenamiento, procesamiento gráfico, estadístico, etc. Es por eso que se hace necesario contar con sistemas que faciliten este trabajo y que puedan ser ejecutados sobre una computadora personal con requerimientos elementales, pero que hagan uso de las vías modernas de comunicación, con el fin de permitir el intercambio de criterios y datos entre especialistas.

En el presente capítulo se abordarán los productos *software* seleccionados para su evaluación, se mostrarán las potencialidades y capacidades de análisis de los mismos, así como las pruebas realizadas con la intención de evaluarlos. Además se mencionarán los otros productos que fueron excluidos por distintas razones de este estudio.

## 2.1 Pruebas a realizar.

En el desarrollo del trabajo fueron realizadas varias pruebas a distintos productos software. El producto Analizador EXCORDE fue excluido de este estudio, dadas la sola aceptación del formato propietario (.e2c) o (.e3c) y la imposibilidad presentada de convertir las señales a usar a dicho formato, así como la limitación del uso de este a los centros donde el fabricante ha suministrado el equipo asociado para su instalación. Los productos finalmente seleccionados son:

- *HRV 2.7*
- *aHRV Analysis*
- *NI Biomedical Startup Kit 2.0*

Dichas pruebas fueron llevadas a cabo con la intención de evaluar su desempeño de la forma más completa posible de acuerdo con la información disponible. De modo, que estos estudios se circunscriben a los sistemas antes expuestos y cuyas características generales de relevancia para este trabajo se describen más adelante.

Algunas de estas pruebas fueron realizadas con el uso de herramientas administrativas propias del sistema o por simple apreciación visual. Además fue necesario el uso de programación de funciones basadas en *Matlab* para la conversión de datos.

### 2.1.1 Obtención de parámetros para distintas señales.

Para la realización de este estudio, se seleccionaron cinco señales de la base de datos *MIT-BIH* con un ritmo sinusal aceptable para los estudios de VFC [18], sin presencia de artefactos, pero que a su vez representaran un cierto nivel de reto en la detección y procesamiento. El análisis de estas señales fue limitado a una duración de cinco minutos con el uso de las potencialidades de los productos *software*.

Los parámetros generales seleccionados para establecer esta comparación fueron:

- Uso de memoria
- Velocidad en el procesamiento de la señal

Los parámetros seleccionados de aquellos relacionados al estudio de la VFC para establecer la comparación fueron:

- Precisión en la detección de complejos QRS
- Media RR
- Desviación estándar RR
- Media de la frecuencia cardiaca
- Desviación estándar de la frecuencia cardiaca
- Relación de potencias entre las bandas de baja y alta frecuencia, LF/HF

Primeramente se determinó el consumo de memoria de cada *software* con la ayuda de las herramientas administrativas *Windows Task Manager* y *Advanced Administrative Tools*, así como la velocidad de procesamiento de la señal. Esta última fue hallada como un promedio al repetir el proceso varias veces para cada señal. En el caso del *aHRV Analysis* y el *Heart Rate Variability (HRV) Analyzer*, los procesos de detección de complejos QRS y el cálculo de parámetros de la VFC son realizados por aplicaciones dentro del paquete, independientes del analizador.

Posteriormente se procedió a determinar la cantidad de complejos QRS existentes en cada una de las cinco señales, contra la cantidad de complejos detectados por cada producto, para así establecer la precisión (predictibilidad positiva). Este proceso fue realizado por simple apreciación visual mediante el conteo de la señal procesada en las ventanas de edición en cada *software*. La obtención del resto de los parámetros y gráficos fue mediante la corrida de las señales en las aplicaciones a evaluar.

### **2.1.2 Obtención de parámetros a partir de una señal contaminada con ruido.**

Para este estudio se seleccionó una señal de la base de datos *MIT-BIH* [19], de ritmo sinusal normal muestreada a un kilohertz y de excelentes características morfológicas. Luego fue contaminada a distintos niveles de relación señal a ruido (*snr*) con un ruido blanco gaussiano de media cero y varianza dependiente de la relación señal a ruido deseada para la corrida del experimento. La adición del ruido se hizo mediante el uso de la función *contaminaecg(ecgs,snr)* creada en *Matlab* para este fin (ver Anexo I). Esta función necesita como entrada dos parámetros: La variable que contiene la señal ECG a contaminar (*ecgs*) y el valor de la relación señal a ruido (*snr*). Como resultado es devuelta la señal contaminada, y esta puede ser guardada en un archivo (.dat) con el uso del comando *save*.

Una vez contaminada la señal, se procedió a guardar esta en los formatos de lectura de los productos *software*. Para almacenar los datos en archivos de formato (.plg) se usó la función creada *formatoplг(chan,fs0,name)* (ver Anexo II). Esta función crea dos archivos correspondientes al formato en cuestión y necesita como entrada tres parámetros: La variable que contiene la señal ECG a convertir (*chan*), la frecuencia de muestreo expresada en hertz (*fs0*) y la variable de tipo cadena (*name*), que contiene el nombre del archivo a crear. Para llevar la señal al formato compatible con los registros de *PhysioBank*, fue usada la función *wrsamp(se,'name',freq)*. Esta función perteneciente al *Toolbox WFDB* (Wave Form Data Base) de *Matlab* presenta dos argumentos obligatorios: La variable que contiene los datos a convertir y que debe ser un vector columna (*se*) y el nombre a colocarle al archivo con una variable cadena (*name*). Además esta función tiene varios argumentos de entrada opcionales, pero en el caso citado se usó solamente la especificación de la frecuencia de muestreo (*freq*), la cual está dada en muestras por segundo. Este argumento afecta la escritura del archivo cabecera (.hea) y su valor por defecto ante la omisión es de doscientos cincuenta hertz.

Los parámetros a comparación obtenidos en este estudio son los mismos relacionados con la VFC que fueron empleados en el estudio anterior. Estos fueron obtenidos para cada uno de los distintos niveles de relación señal a ruido con la intención de determinar el error absoluto introducido y evaluar el comportamiento y desempeño de cada producto software ante este tipo de ruido a dichos niveles.

## 2.2 *Software* Analizador EXCORDE.

Este producto *software* de la empresa COMBIOMED está diseñado para el análisis y documentación de casos mediante el sistema EXCORDE. La versión del producto abordada en este trabajo fue desarrollada entre los años 2002 y 2003 y está destinada a la realización de pruebas *Holter*. Este es un equipo usado para la adquisición y estudio de la señal electrocardiográfica (ECG) de un paciente en un período prolongado de tiempo (24 horas). El sistema archiva la señal en formato propietario (.e2c) o (.e3c) de uso exclusivo para el analizador correspondiente.

El Analizador está constituido por una computadora personal IBM compatible con sistema operativo Windows 95, 98 o superior en la cual se ejecuta el software de análisis.

La configuración mínima de hardware que se recomienda para el funcionamiento adecuado del software es la siguiente [13-14]:

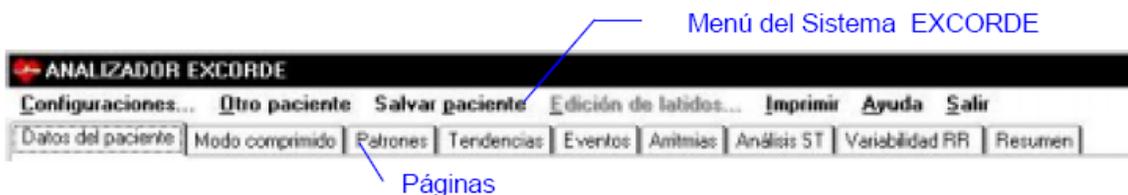
- Procesador IBM compatible Pentium a 233 MHz.
- 32 Mb de memoria RAM.
- Unidad para lectura/escritura de tarjeta PCMCIA o para lectura/escritura de tarjeta CompactFlash.
- Monitor gráfico en colores.

La configuración óptima de *hardware* que se recomienda para el máximo aprovechamiento del *software* es la siguiente:

- Procesador Pentium II a 333 MHz o superior.
- 64 Mb de memoria RAM
- Unidad para lectura/escritura de tarjeta PCMCIA o para lectura/escritura de la tarjeta Compact Flash.
- Monitor gráfico a colores de alta resolución.

### 2.2.1 Estudios disponibles.

Una vez terminado el proceso de análisis de la señal, se tiene acceso a cada una de las opciones del menú del sistema, así como a las páginas donde se brinda información acerca del análisis y de los estudios realizados mediante la selección de pestañas en la parte superior de la ventana (Figura 2.1).

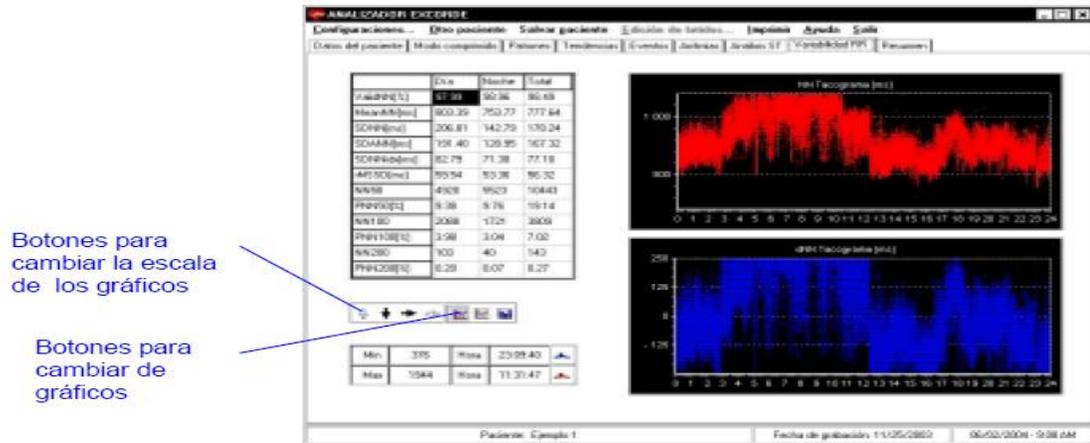


**Figura 2.1.** Parte superior de la ventana del analizador *EXCORDE*.

La disponibilidad de estudios para la documentación y diagnóstico es amplia, pero solamente nos centraremos en la opción de estudio de la variabilidad RR con el fin de establecer comparaciones y poder emitir criterios.

### 2.2.2 Variabilidad de RR.

El analizador realiza el estudio de variabilidad RR solamente en el dominio del tiempo para toda la señal. Al seleccionar la página ‘Variabilidad RR’ (Figura 2.2), se muestra el reporte del estudio de variabilidad RR realizado.



**Figura 2.2.** Página ‘Variabilidad RR’ con el reporte de parámetros.

En este estudio se calculan los siguientes parámetros en toda la señal, además de calcularse teniendo en cuenta el día y la noche:

- ValidNN[%]: Porcentaje de latidos normales.
- MediaNN[ms]: Promedio de los valores de NN, en milisegundos. (NN: intervalo RR entre dos latidos normales).
- SDNN[ms]: Desviación estándar de los valores de NN, en milisegundos.
- SDANN[ms]: Desviación estándar de los promedios de los valores de NN calculados en intervalos de 5 minutos.
- SDNNidx[ms]: Promedio de las desviaciones estándares de los valores de NN calculados en intervalos de 5 minutos.
- RMSSD[ms]: Raíz cuadrada de la media de la suma cuadrática de las diferencias de los NN sucesivos.
- NN50 [ms]: Cantidad de intervalos sucesivos de NN cuya diferencia está por encima de 50 milisegundos.
- PNN50[%]: Porcentaje de intervalos sucesivos de NN cuya diferencia está por encima de 50 milisegundos.

- NN100: Cantidad de intervalos sucesivos de NN cuya diferencia está por encima de 100 milisegundos.
- PNN100[%]: Porcentaje de intervalos sucesivos de NN cuya diferencia está por encima de 100 milisegundos.
- NN200: Cantidad de intervalos sucesivos de NN cuya diferencia está por encima de 200 milisegundos.
- PNN200[%]: Porcentaje de intervalos sucesivos de NN cuya diferencia está por encima de 200 milisegundos.

Los valores de los parámetros anteriores se presentan en una tabla y podemos obtener algunos gráficos:

- Tacograma NN: Representa los valores de NN en el tiempo. Este gráfico aparece en la parte superior derecha de la pantalla de resultados, como se muestra en la figura 2.3.
- Tacograma dNN: Desviaciones de los valores de NN en el tiempo. Este gráfico aparece en la parte inferior derecha de la pantalla de resultados, como se muestra en la figura 2.3.
- Distribución NN: Representa el porcentaje del número de latidos (intervalos NN) con respecto a la desviación del valor promedio de NN. Se muestra en la figura 2.4.

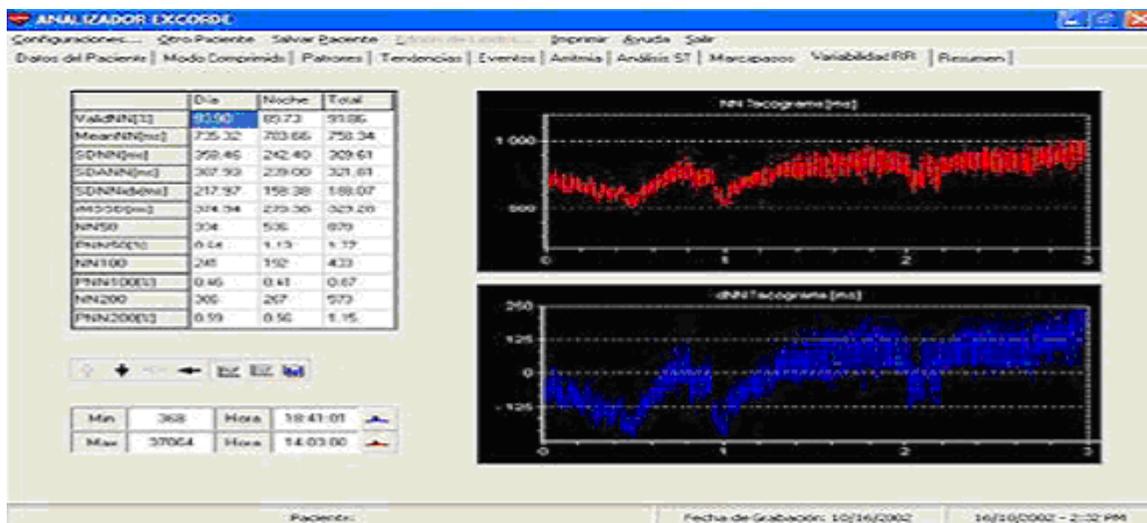
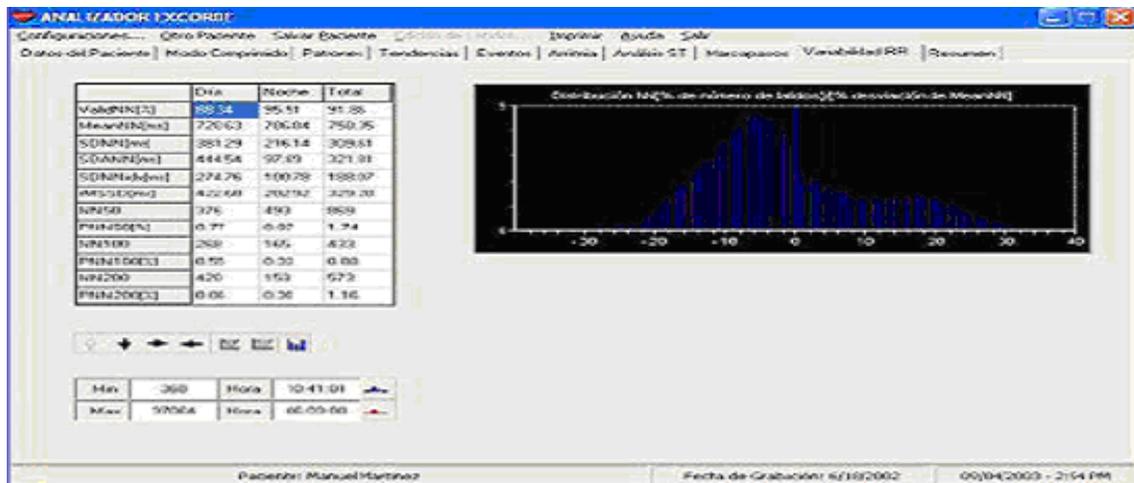


Figura 2.3. Pantalla donde se visualizan los resultados obtenidos.



**Figura 2.4.** Gráfico que representa la distribución NN en el estudio realizado.

Además en la página aparecen botones para aumentar o disminuir la escala horizontal y vertical de los gráficos. También se muestra el valor máximo y mínimo de NN y la posición dentro de la señal donde se encuentran estos valores [13-14].

Una limitación importante a señalar de este sistema, es que no realiza el análisis de la señal en el dominio de la frecuencia.

### 2.3 Software HRV 2.7.

Este producto fue desarrollado durante el año 2004 en el Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI), Universidad Central de Las Villas. El *software* posibilita desarrollar mediciones para registros de señal electrocardiográfica (ECG) previamente almacenados en formato (.plg), muestreados como mínimo a 300 Hz. El sistema permite realizar el análisis de registros ECG de manera rápida y confiable, en un ambiente integrado y de fácil manipulación. Además de realizar mediciones en los dominios del tiempo y de la frecuencia, la aplicación realiza el cálculo de varias mediciones estándares del ritmo cardiaco, así como gráficos de *Poincaré*. Los resultados alcanzados durante la validación del *software*, en sujetos sanos, cumplen con el rango dinámico establecido en los estándares internacionales [4].

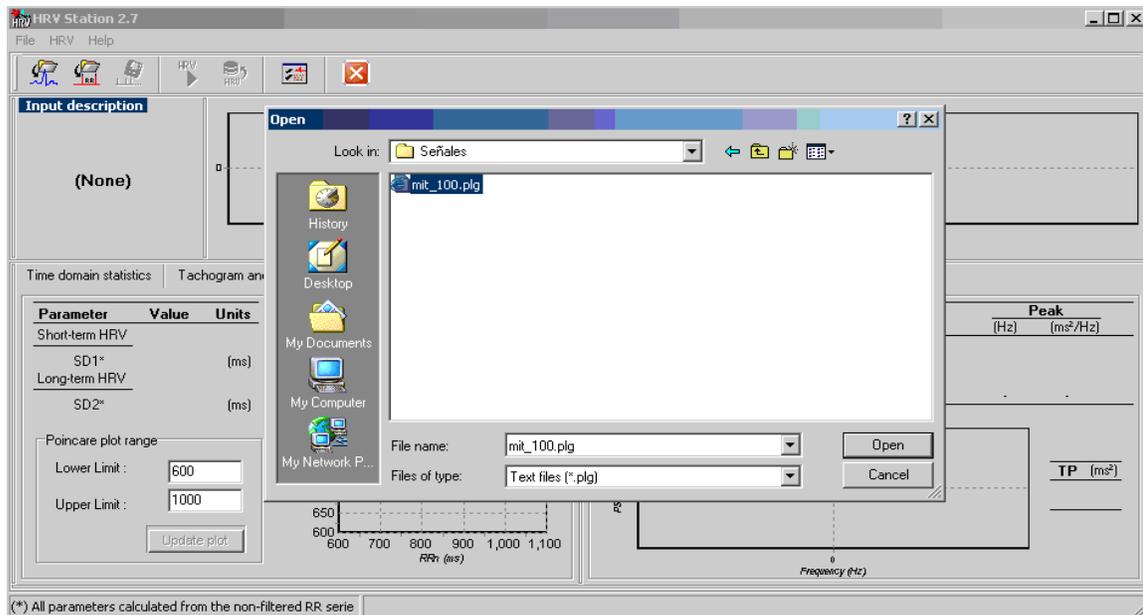
Este producto requiere de correr sobre un sistema operativo Windows 95, 98 o superior y la configuración mínima de hardware que se recomienda para el funcionamiento adecuado es la siguiente:

- Procesador IBM compatible *Pentium* a 233 MHz.
- 32 Mb de memoria *RAM*.

### 2.3.1 Opciones de operación.

El *software* proporciona varias opciones de operación, entre las que se encuentran:

- Cargar un archivo con la información correspondiente a un segmento de señal ECG (Figura 2.5). El formato responde a la estructura de los archivos (.plg). También se puede cargar una serie RR previamente almacenada en formato texto.



**Figura 2.5.** Pantalla principal para cargar archivo del *HRV* 2.7.

- Realizar el cálculo de los parámetros de VFC, ya sea a partir de un segmento de señal ECG o de una serie RR cargada previamente (Figura 2.6), facilitando el almacenamiento de la serie RR calculada en el primer caso.

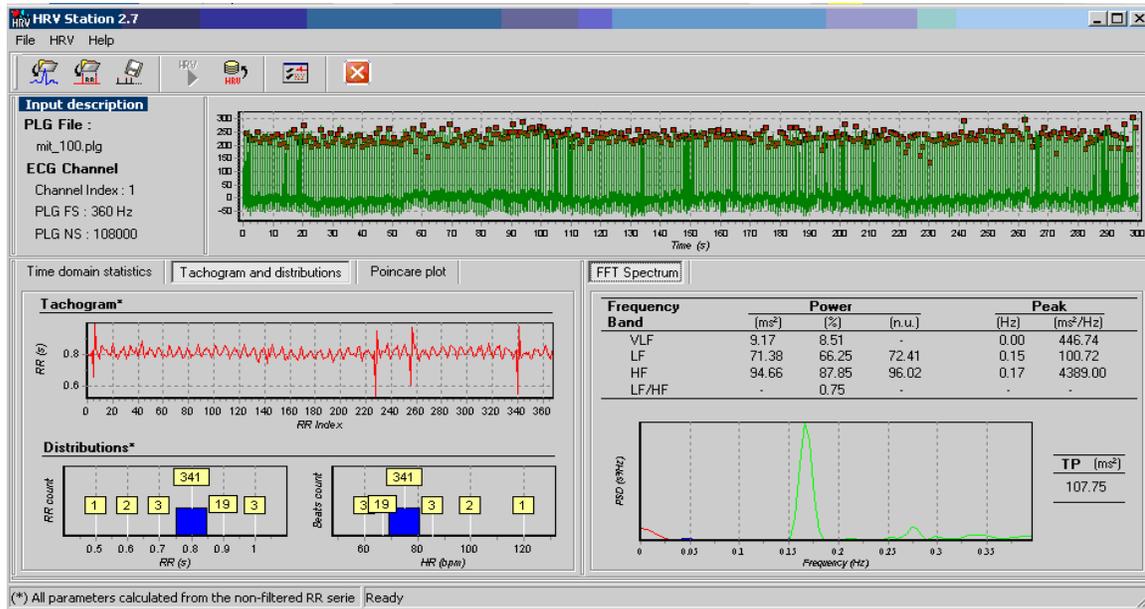


Figura 2.6. Pantalla principal del HRV 2.7 mostrando un segmento de la señal (parte superior), y los parámetros calculados (Parte inferior).

### 2.3.2 Parámetros de análisis que brinda el producto.

Además del análisis espectral, el *software* calcula:

- Estadígrafos en el dominio del tiempo (Figura 2.7).
- Tacograma y distribuciones (Figura 2.8).
- Gráfico de *Poincaré* (Figura 2.9).

Parameter	Value	Units	Parameter	Value	Units
<u>Standard measures</u>			<u>Statistical measures</u>		
Mean RR*	0.772	(s)	SDNN	58.68	(ms)
Std	0.059	(s)	SDSD	29.72	(ms)
Mean HR*	78	(bpm)	RMSSD	39.30	(ms)
Std	3.52	(bpm)	NN50	47	count
Min RR*	608	(ms)	pNN50	12.21	(%)
Max HR*	99	(ms)	<u>Geometric measures</u>		
Max RR*	1049	(ms)	Trian. Index	10.16	
Min HR*	57	(ms)			

Figura 2.7 Parámetros en el dominio del tiempo en el HRV 2.7.

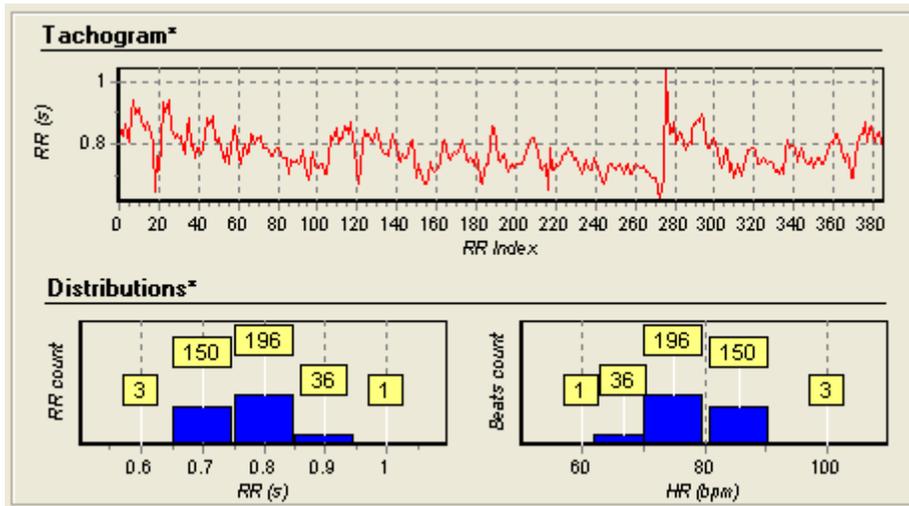


Figura 2.8 Tacograma y distribuciones mostrados en el HRV 2.7

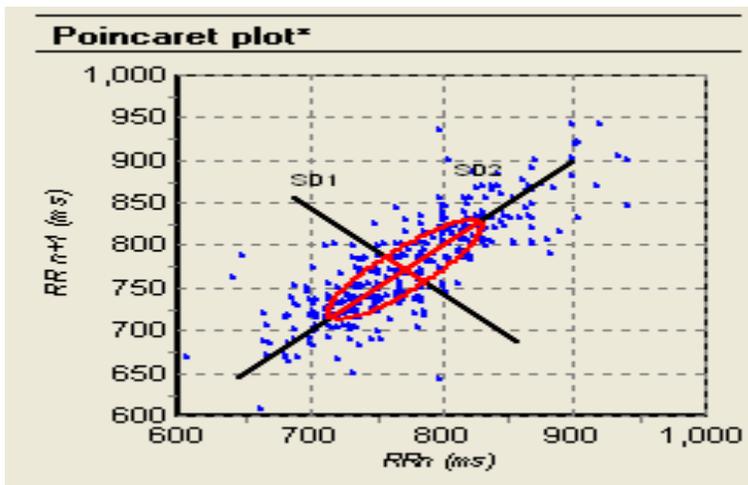
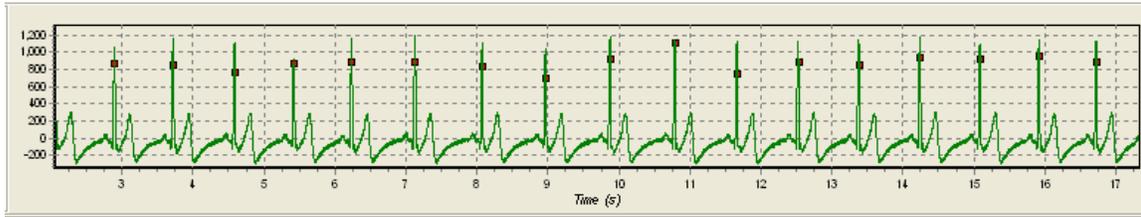


Figura 2.9 Gráfico de Poincaré mostrado en el HRV 2.7.

Los parámetros anteriormente citados pueden ser visualizados con la selección de etiquetas en la pantalla principal. También se presenta una pantalla de la señal ECG con los complejos QRS detectados (Figura 2.10) y un gráfico de la DEP de la señal analizada en la sección inferior derecha de la pantalla principal (Figura 2.6).



**Figura 2.10** Pantalla de la señal con las marcas fiduciales.

Adicionalmente el *software* posibilita un manejo de la configuración de diferentes parámetros para realizar el análisis. [3-4]

#### **2.4 Software aHRV Analysis.**

Este producto en su décima versión fue desarrollado durante el año 2004 por la firma *Nevrokard* y permite el análisis de variabilidad de frecuencia cardiaca [22]. Su instalación puede realizarse en un sistema operativo *Windows 95* o superior.

La configuración mínima de *hardware* recomendada es:

- Procesador IBM compatible *Pentium* a 233 MHz o superior.
- Memoria *RAM* de 32 Mb o superior.

##### **2.4.1 Preparación de archivos para lectura.**

El *software* es compatible con diferentes formatos de archivos ECG y series RRi como se muestra en el Anexo III, permitiendo cualquier tiempo de duración de los mismos. Dentro de la preparación previa del fichero se realiza una selección del canal de registro y el filtraje, así como una visualización de información adicional sobre la frecuencia. (Figura 2.11).

##### **2.4.2 Detección del complejo QRS y edición del registro.**

Una vez detectados los complejos QRS y determinadas las marcas fiduciales obtenemos una pantalla de edición manual de dichas marcas en el registro ECG (Figura 2.12).

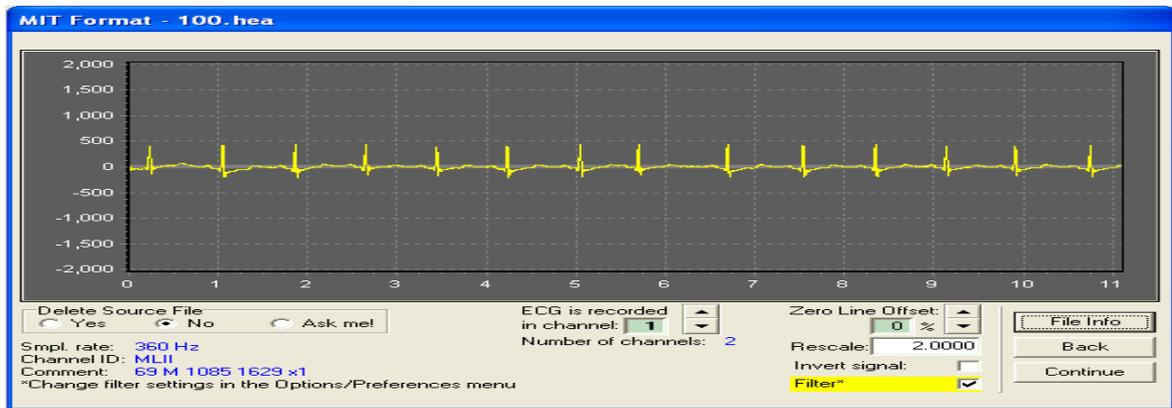


Figura 2.11. Sección para cargar la señal del *aHRV*.

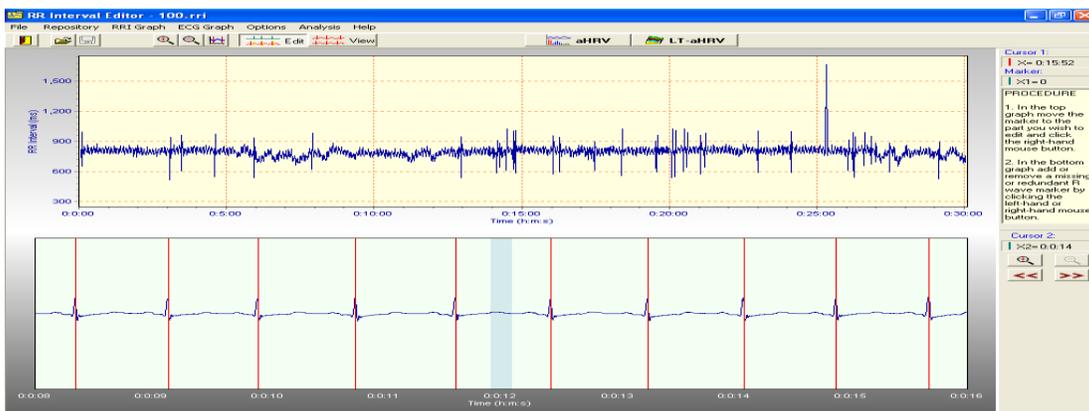


Figura 2.12. Pantalla de edición manual del registro ECG.

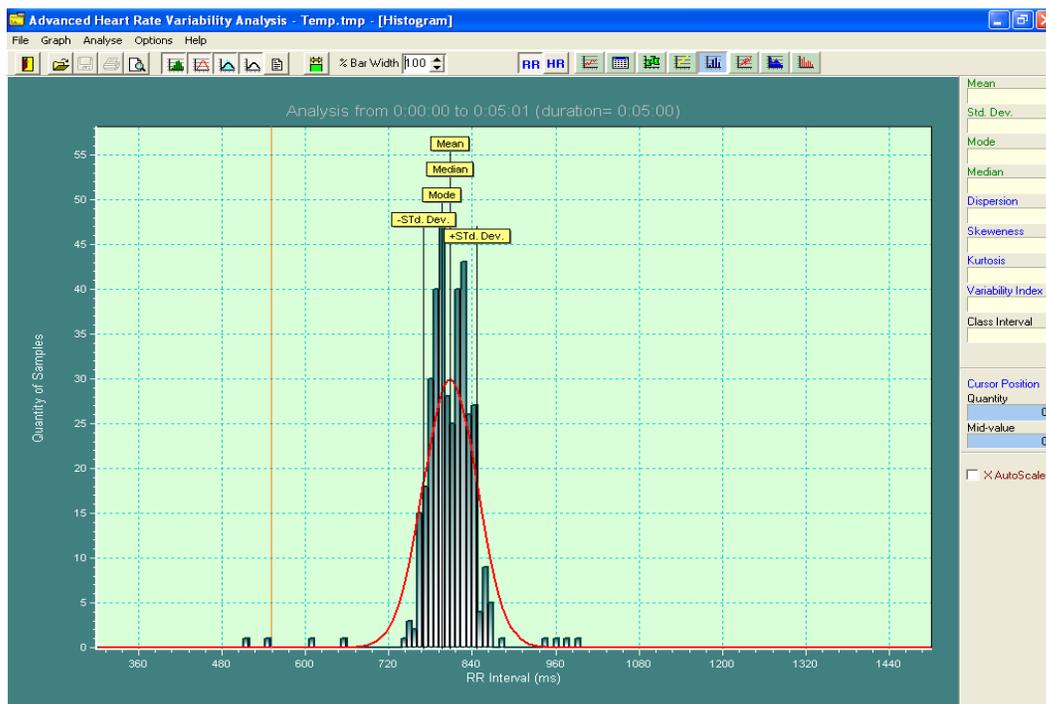
### 2.4.3 Parámetros de análisis que brinda el producto.

El producto muestra una tabla resumen con los siguientes parámetros estadísticos calculados para la frecuencia cardiaca y los intervalos RR:

- Máximos valores.
- Mínimos valores.
- Máx./Mín.
- Rango.
- Media de NN.
- Media de dNN.
- Mediana.

- Índice triangular de VFC.
- Varianza.
- Desviación estándar.
- Error estándar.
- RMSSD (Raíz cuadrada de la media de la suma cuadrática de las diferencias de los NN sucesivos).
- NN50 (Cantidad de intervalos sucesivos de NN cuya diferencia está por encima de 50 milisegundos).
- pNN50 (Porcentaje de intervalos sucesivos de NN cuya diferencia está por encima de 50 milisegundos).

Además el *software* posee otras pantallas independientes para mostrar los histogramas de RR y de tasa cardiaca, así como un gráfico de Poincaré (Figuras 2.13 y 2.14), en todas estas pantallas se encuentra la sección de resultados al lateral derecho.



**Figura 2.13.** Gráfico de los histogramas y sus coeficientes.

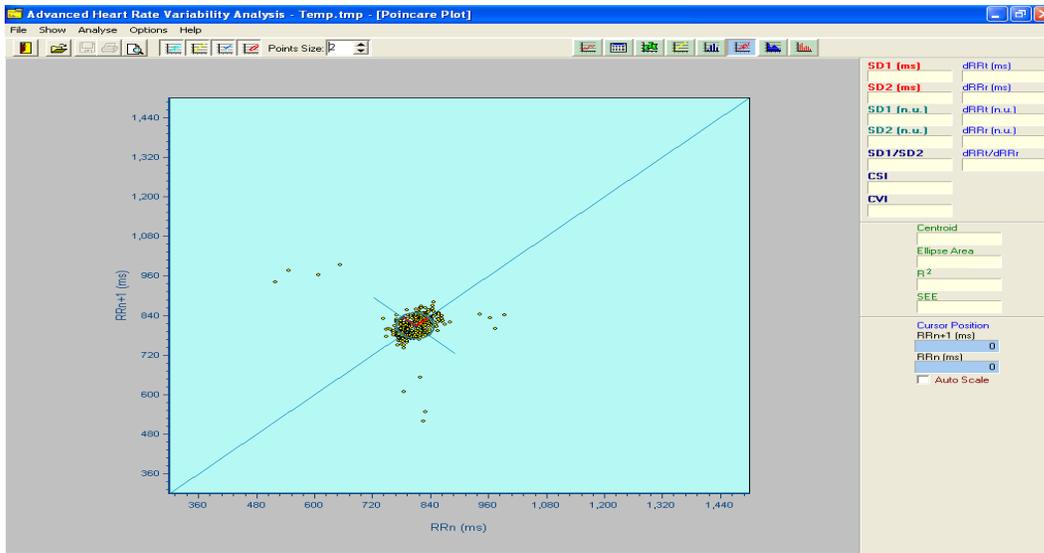


Figura 2.14. Gráfico de *Poincaré*.

### 2.4.4 Análisis en el dominio de la frecuencia.

El *aHRV* brinda la posibilidad de dos análisis:

- Basado en modelo autorregresivo (método paramétrico).
- Basado en la FFT (método no paramétrico).

Estos métodos son mostrados en pantallas independientes (Figuras 2.15 y 2.16).

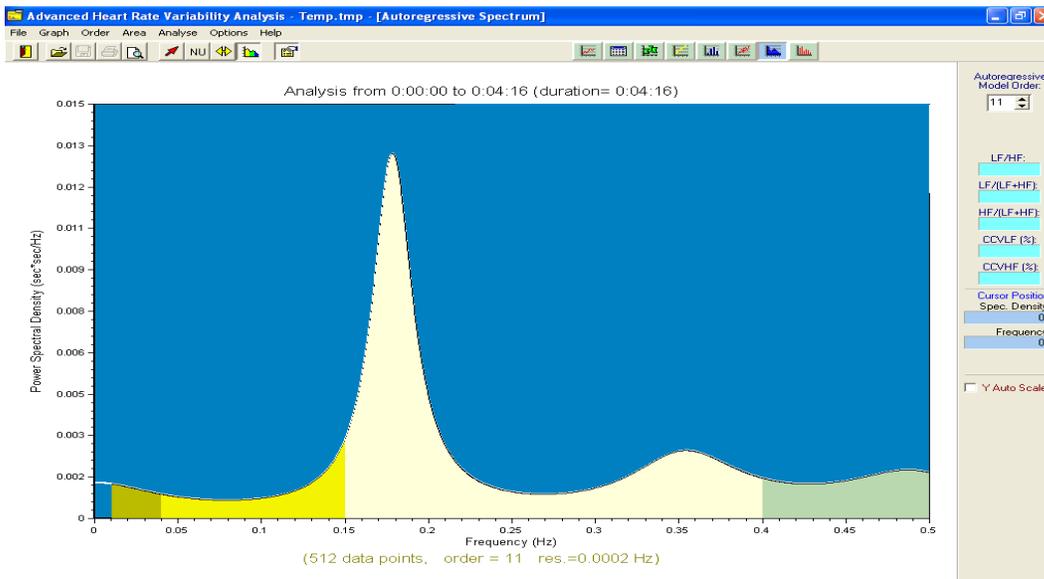
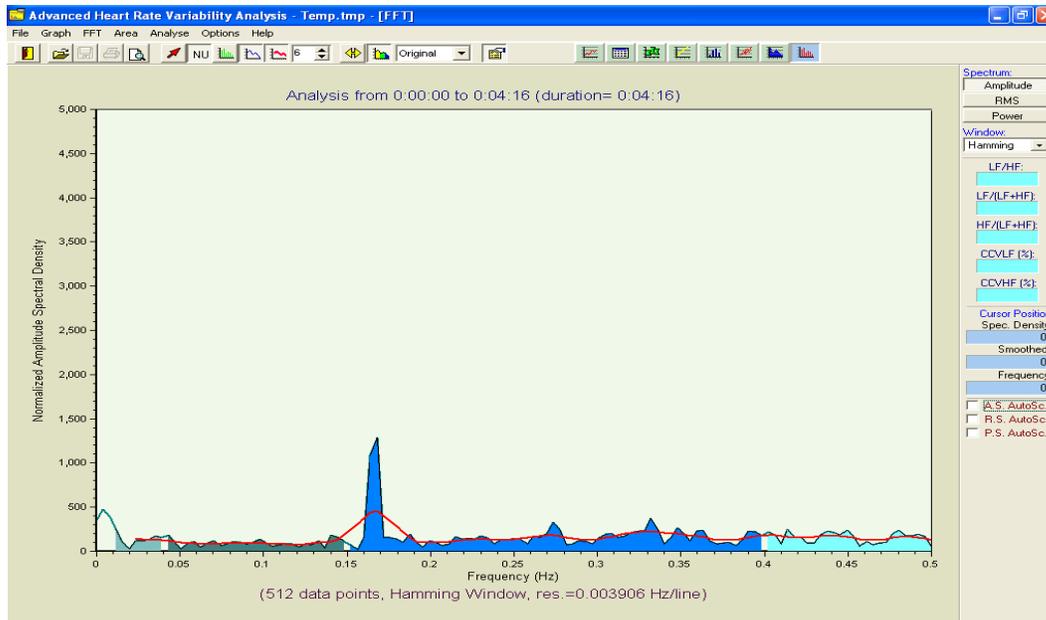


Figura 2.15. Gráfico de frecuencias preestablecidas (VLF,LF,HF) del modelo autorregresivo.



**Figura 2.16.** Gráfico de frecuencias preestablecidas (VLF,LF,HF) del método no paramétrico y la propia curva alisada para dichas frecuencias (línea roja).

## 2.5 Paquete *NI Biomedical Startup Kit 2.0*.

El *NI Biomedical Startup Kit 2.0* es un conjunto de aplicaciones para uso en el campo biomédico con fines de investigación [20]. Estas aplicaciones permiten aplicar soluciones basadas en *software* de *National Instruments* (NI), como *LabVIEW*, con *hardware* de NI, tales como el Laboratorio de Educación de La Instrumentación Virtual II (*NI ELVIS II*). Es posible utilizar estas herramientas para realizar aplicaciones biomédicas integradas, como la adquisición, pre-procesamiento, extracción y análisis de bioseñales.

Mediante el uso de sensores biomédicos y *hardware* de *National Instruments* se pueden adquirir datos en tiempo real, importar datos de archivos previamente almacenados y utilizar las aplicaciones de este paquete para extraer características de señales electrocardiográficas (ECG), con el objetivo de analizar la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC).

La computadora a usar para la instalación del producto debe tener un mínimo de requerimientos [20]:

-*Windows* 2000/XP/Vista o superior

*-LabVIEW 8.6 Runtime Engine*

*-DAQmx 8.8*

Para un mejor desempeño y la posibilidad de correr la versión con código fuente, la computadora debe cumplir los siguientes requerimientos:

*-Windows 2000 /Vista/ XP*

*-LabVIEW 8.6 Full o Professional Development System*

*-LabVIEW 8.6 Advanced Signal Processing Toolkit*

*-LabVIEW 8.6 Digital Filter Design Toolkit*

*-LabVIEW Adaptive Filter Toolkit 1.0*

*-DAQmx 8.8*

### **2.5.1 Aplicaciones del NI Biomedical Startup Kit 2.0.**

Este paquete contiene las siguientes aplicaciones:

*-File Format Converter*

*-Biosignal Logger*

*-Online Biosignal Noise Reduction Data Logger*

*-ECG Feature Extractor*

*-Heart Rate Variability (HRV) Analyzer*

*-Analog ECG Generator*

*-Noninvasive Blood Pressure (NIBP) Analyzer*

Solamente nos centraremos en las aplicaciones de interés para el desarrollo de este trabajo y que están relacionadas directamente con el analizador de VFC del paquete:

- *Biosignal Logger*
- *File Format Converter*
- *ECG Feature Extractor*
- *Heart Rate Variability (HRV) Analyzer*

### 2.5.2 Aplicaciones *Biosignal Logger*, *File Format Converter* y *ECG Feature Extractor*.

El sistema *Biosignal Logger* permite adquirir datos electrocardiográficos en tiempo real, almacenándolos en formato de archivo (.tdms). El producto *File Format Converter* convierte registros entre diferentes tipos de archivos como TDMS, LVM, ABF y los compatibles con la base de datos *MIT-BIH*. La aplicación *ECG Feature Extractor* importa las señales ECG de los registros antes expuestos, y posibilita extraer características de la señal, como el complejo QRS, la onda P, y la onda T. Además permite exportar un archivo (.tdms) con estas características para su posterior uso por el programa de análisis de VFC [20-21].

### 2.5.3 Aplicación *Heart Rate Variability (HRV) Analyzer*.

Esta aplicación proporciona una variedad de métodos de análisis de la VFC incluyendo el dominio del tiempo, el dominio de la frecuencia, el dominio conjunto tiempo-frecuencia, y el análisis no lineal. Además apoya los métodos de análisis definidos por el usuario y genera ficheros de informe [20-21]. Todas estas opciones están disponibles en la sección de operaciones en la pantalla principal (Figura 2.17)

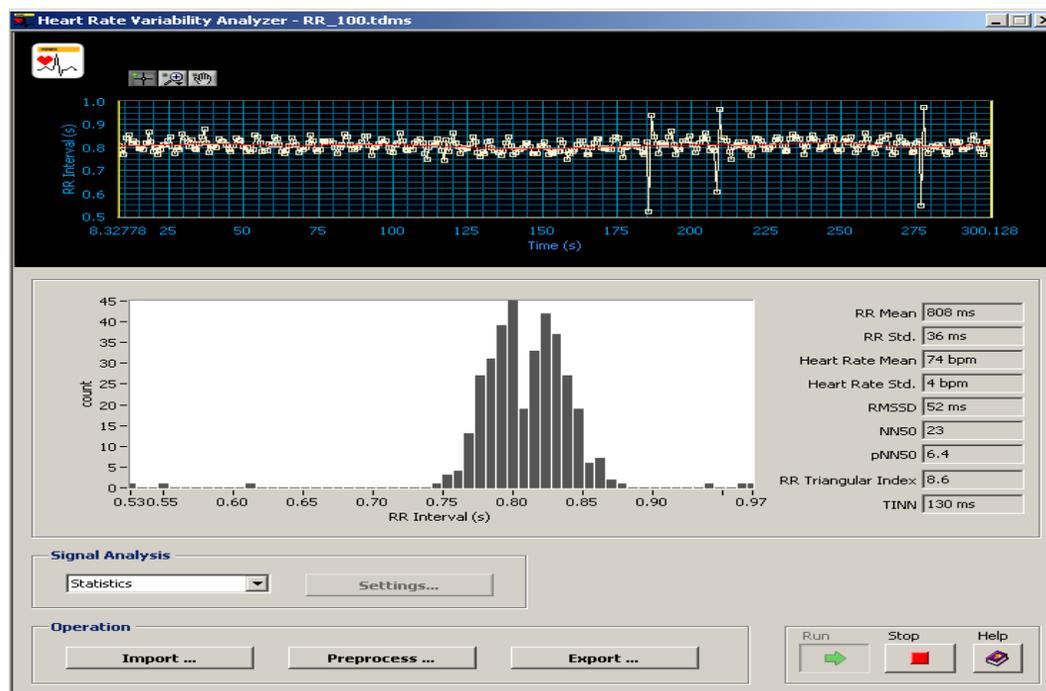
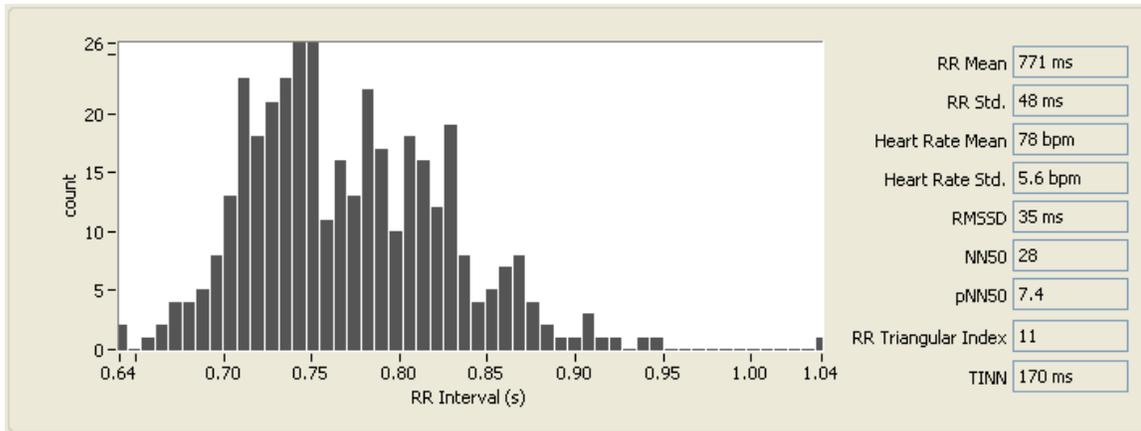


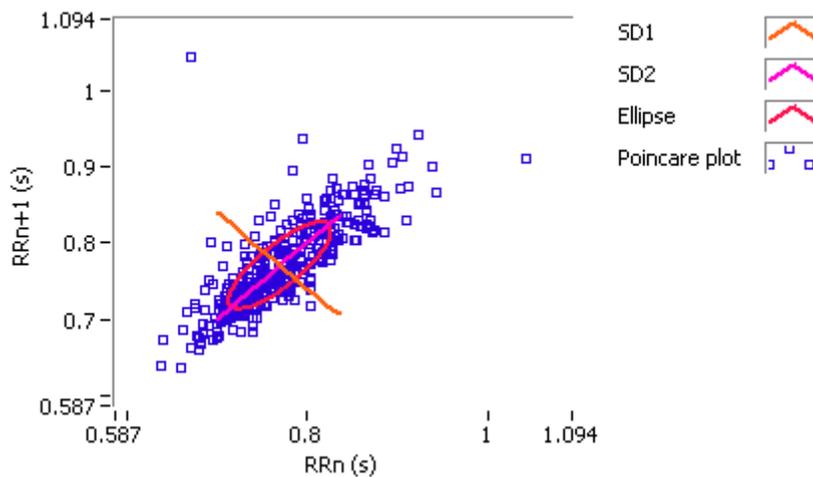
Figura 2.17 Pantalla principal del *Heart Rate Variability (HRV) Analyzer*.

### 2.5.4 Parámetros de análisis que brinda el producto.

El *software* presenta los resultados de los análisis en distintas pantallas seleccionadas mediante la lista desplegable en la sección de análisis de la señal. Dicha lista proporciona varios parámetros. Entre estos están los estadísticos con los histogramas de intervalos RR (Figura 2.18) y el gráfico de Poincaré (Figura 2.19).

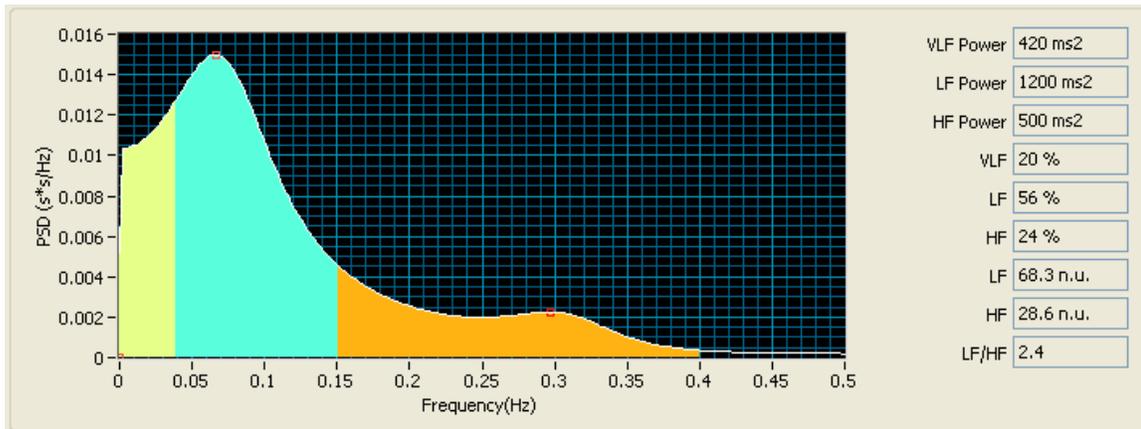


**Figura 2.18** Sección de histogramas y métodos estadísticos en el NI (*HRV*).

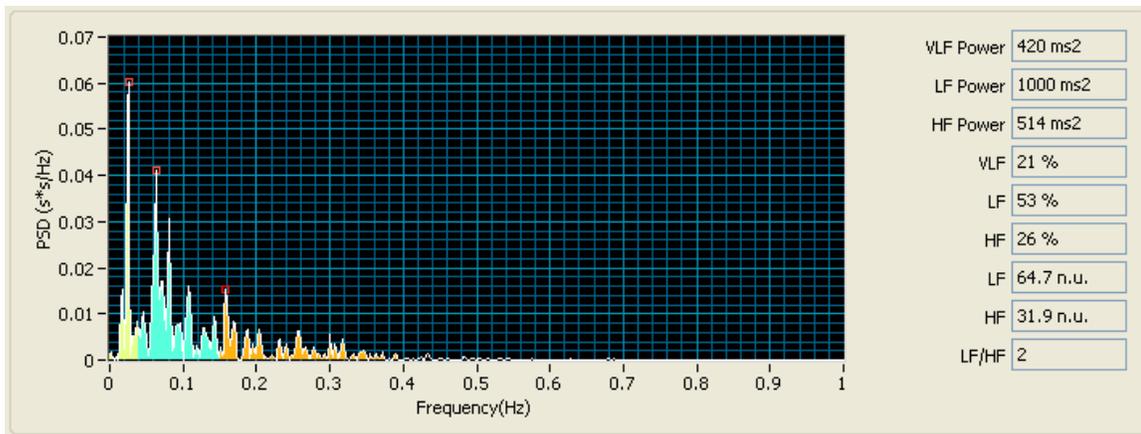


**Figura 2.19** Sección del gráfico de Poincaré en el NI (*HRV*).

Además el *software* posee otras pantallas independientes para mostrar los gráficos de frecuencias preestablecidas (VLF,LF,HF) del modelo autorregresivo y del método no paramétrico (Figuras 2.20 y 2.21).



**Figura 2.20** Gráfico de frecuencias preestablecidas del modelo autorregresivo en el NI (HRV).



**Figura 2.21** Gráfico de frecuencias preestablecidas del método no paramétrico en el NI (HRV).

## 2.6 Otros Productos.

Durante el desarrollo de este trabajo fueron tomados en cuenta otros productos de disímiles creadores. Pero algunos de ellos fueron descartados por presentar diferentes dificultades en la adquisición de sus archivos instaladores, licencias, o sus versiones demos. También influyó la imposibilidad de obtener documentación esclarecedora del uso específico y las potencialidades de uso biomédico y médico de dichos productos.

Algunos de estos productos *software* son:

- *HRVToolkit* [23].
- *HRV Análisis 1.1* [17].
- *First Beat RS-800* [6].
- *Medilog AR12* [27].
- *Kubios HRV* [28].

## 2.7 Conclusiones del segundo capítulo.

1) De acuerdo con la información disponible de los diferentes sistemas para estudios de VFC, resulta viable realizar la evaluación comparativa de los sistemas siguientes:

- *HRV 2.7*
- *aHRV Analysis*
- *Heart Rate Variability (HRV) Analyzer*

2) Al analizar la información sobre VFC que proporcionan los diferentes productos software bajo análisis, se determinó que los parámetros relevantes a utilizar en la comparación son los siguientes:

2.1- Generales:

- Uso de memoria
- Velocidad en el procesamiento de la señal

2.2- Relacionados directamente con la VFC:

- Precisión en la detección de complejos QRS
- Media RR

- Desviación estándar RR
  - Media de la frecuencia cardiaca
  - Desviación estándar de la frecuencia cardiaca
  - Relación de potencias entre las bandas de baja y alta frecuencia, LF/HF
- 3) Las potencialidades de las aplicaciones y funciones de conversión abordadas en el presente capítulo, posibilitan el uso de estos productos con señales obtenidas en sistemas comerciales convencionales de ECG, de amplia distribución en la red de salud cubana.

## CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se exponen los resultados obtenidos al realizar la evaluación del desempeño de los distintos productos *software* relacionados en el capítulo anterior. Además se mostrarán diferentes tablas y gráficos con los resultados por producto en cada prueba. El producto Analizador *EXCORDE* fue excluido de este estudio dadas la sola aceptación del formato propietario (.e2c) o (.e3c) y la imposibilidad presentada de convertir las señales de prueba a dicho formato, así como la limitación del uso de este a los centros donde el fabricante ha suministrado el equipo para su instalación.

### 3.1 Uso de memoria.

En la tabla 3.1 se muestran los valores de consumo de memoria por parte de los distintos productos. Estos valores fueron obtenidos para dos estados, uno relacionado al mantenimiento de la aplicación sin procesar ninguna señal y el otro durante el procesamiento de esta. Los valores relacionados al procesamiento son el resultado de un promedio llevado a cabo entre los valores obtenidos para distintas señales de una misma duración.

En los casos del paquete *NI Biomedical Startup Kit 2.0* y el *aHRV* fue observado el comportamiento de las aplicaciones *NI ECG Feature Extractor* y *aHRV File Preparation* respectivamente, por ser estas complementarias de los productos para la detección de complejos QRS.

En el análisis de estos valores destacan dos productos, el *HRV 2.7* por su poco consumo en memoria, que lo hace idóneo para sistemas de bajas prestaciones y el *NI Biomedical* con altos requisitos de sistema y uso de memoria.

**Tabla 3.1** Valores de consumo de memoria expresados en *kilobytes*.

Productos	Uso de memoria	
	Sin realizar proceso	Realizando proceso
<i>HRV 2.7</i>	5 000	12 800
<i>aHRV File Prep.</i>	11 500	17 800
<i>aHRV</i>	-	12 600
<i>NI ECG Feature</i>	46 900	65 200
<i>NI (HRV)</i>	50 100	57 6

### 3.2 Tiempos de ejecución.

En las tablas 3.2 y 3.3 se muestran los tiempos de ejecución de cada aplicación para cinco señales seleccionadas de la base de datos *MIT-BIH*, con un ritmo sinusal aceptable para los estudios de VFC [18], sin presencia de artefactos y similar duración.

**Tabla 3.2** Tiempos de ejecución cargando la señal expresados en segundos.

	Señales				
	111	113	117	121	122
<i>HRV 2.7</i>	1,54	1,48	1,51	1,46	1,54
<i>aHRV</i>	5,59	5,80	5,76	5,73	5,80
<i>NI (HRV)</i>	5,75	5,00	5,15	5,30	5,80

**Tabla 3.3** Tiempos de ejecución realizando el análisis de la señal expresados en segundos.

	Señales				
	111	113	117	121	122
<i>HRV 2.7</i>	0,90	0,90	0,82	0,76	0,76
<i>aHRV</i>	2,35	2,84	2,75	2,80	2,88
<i>NI (HRV)</i>	1,54	1,66	1,80	1,62	1,56

Estos tiempos de ejecución fueron determinados para dos procesos, el primero cargando la señal y el segundo durante la realización del análisis. En este estudio destacan igualmente dos productos, el *HRV 2.7* y el *aHRV* con los menores y mayores tiempos de ejecución respectivamente.

### 3.3 Precisión en la detección de complejos QRS.

Para determinar la precisión (predictibilidad positiva) en la detección de los complejos QRS en los productos a evaluar se realizó un conteo mediante inspección visual de los complejos QRS existentes en las señales, así como de los detectados por cada software. Este proceder fue realizado gracias a la capacidad de los productos para mostrar una pantalla con la señal en cuestión y las marcas fiduciales asociadas a la detección. En la tabla 3.4 se muestran los valores de precisión.

Todos los productos presentaron una precisión superior al noventa y cinco por ciento ante distintas señales, exceptuando el *aHRV* con un valor ligeramente inferior al noventa por ciento para el caso de la primera señal ('111').

**Tabla 3.4** Valores de precisión de cada producto para distintas señales.

	Señales				
	111	113	117	121	122
<i>HRV 2.7</i>	98,08%	97,70%	99,33%	99,40%	99,61%
<i>aHRV</i>	89,42%	97,70%	96,66%	97,25%	97,67%
<i>NI (HRV)</i>	98,08%	98,28%	95,33%	98,30%	99,20%

### 3.4 Comparación de los resultados de los productos con varias señales.

En este estudio se obtuvieron los parámetros de: media de los intervalos RR, desviación estándar de los intervalos RR, media de HR (frecuencia cardiaca), desviación estándar de la frecuencia cardiaca y la relación LF/HF. Estos fueron hallados para cada una de la cinco señales seleccionadas anteriormente [18], permitiendo una comparación entre cada software. En las tablas 3.5, 3.6, 3.7, 3.8 y 3.9 se observan los valores para la primera ('111'), segunda ('113'), tercera ('117'), cuarta ('121') y quinta ('122') señal respectivamente.

En el análisis para la primera señal ('111') los sistemas más concordantes fueron el *HRV2.7* y *NI (HRV)*. Aunque se evidenció gran diferencia en el cálculo de la relación de potencias entre las bandas de baja y alta frecuencia, LF\HF. Para esta señal el producto *aHRV* presentó una detección de complejos QRS ligeramente inferior al noventa porciento, pero mostró diferencias superiores al veinte porciento con los demás productos en el cálculo de los parámetros a evaluar.

En el análisis para la segunda señal ('113') los sistemas se mostraron concordantes con pequeñas diferencias en los cálculos de los parámetros de las desviaciones estándar. En los resultados para la tercera señal ('117') se observaron diferencias en los parámetros: media RR, desviación estándar HR y en la relación de potencias entre las bandas de baja y alta frecuencia, LF/HF.

**Tabla 3.5** Parámetros calculados para la primera señal ('111').

	Productos		
	<i>HRV2.7</i>	<i>aHRV</i>	<i>NI (HRV)</i>
Precisión en la detección (%)	98,08	89,42	98,08
Media RR (ms)	862	1060	862
Desv. RR (ms)	32	429	28
Media HR (lpm)	70	56	70
Desv. HR (lpm)	1,9	40	2,6
LF/HF	0,7	1,5	0,16

**Tabla 3.6** Parámetros calculados para la segunda señal ('113').

	Productos		
	<i>HRV2.7</i>	<i>aHRV</i>	<i>NI (HRV)</i>
Precisión en la detección (%)	97,7	97,7	98,28
Media RR (ms)	1037	1037	1040
Desv. RR (ms)	80	96	80
Media HR (lpm)	58	58	58
Desv. HR (lpm)	4,83	4,05	5,4
LF/HF	0,6	0,64	0,62

**Tabla 3.7** Parámetros calculados para la tercera señal ('117').

	Productos		
	<i>HRV2.7</i>	<i>aHRV</i>	<i>NI (HRV)</i>
Precisión en la detección (%)	99,33	96,66	95,33
Media RR (ms)	1196	1216	1200
Desv. RR (ms)	30	31,3	29
Media HR (lpm)	50	49,3	50
Desv. HR (lpm)	1,79	1,06	1,3
LF/HF	0,46	0,8	0,76

**Tabla 3.8** Parámetros calculados para la cuarta señal ('121').

	Productos		
	<i>HRV2.7</i>	<i>aHRV</i>	<i>NI (HRV)</i>
Precisión en la detección (%)	99,4	97,25	98,3
Media RR (ms)	989	1020	989
Desv. RR (ms)	32	33	22
Media HR (lpm)	61	58	61
Desv. HR (lpm)	1,89	1,16	2
LF/HF	1,31	1,01	2,4

**Tabla 3.9** Parámetros calculados para la quinta señal ('122').

	Productos		
	<i>HRV2.7</i>	<i>aHRV</i>	<i>NI (HRV)</i>
Precisión en la detección (%)	99,61	97,67	99,2
Media RR (ms)	712	713	713
Desv. RR (ms)	38	28	25
Media HR (lpm)	84	84,09	84
Desv. HR (lpm)	2,28	3,7	4,1
LF/HF	2,24	2,91	3,5

En el análisis de la cuarta señal ('121') para el sistema *aHRV*, se presentaron, en varios parámetros, las mayores diferencias para con los demás sistemas. El resto de los productos fueron concordantes en sus resultados con la sola excepción de los valores de desviación estándar RR y la relación LF/HF.

En los resultados de la quinta señal se observaron diferencias en los valores mostrados por los tres sistemas, en cuanto a las desviaciones estándar, tanto la RR como HR, y la relación LF/HF.

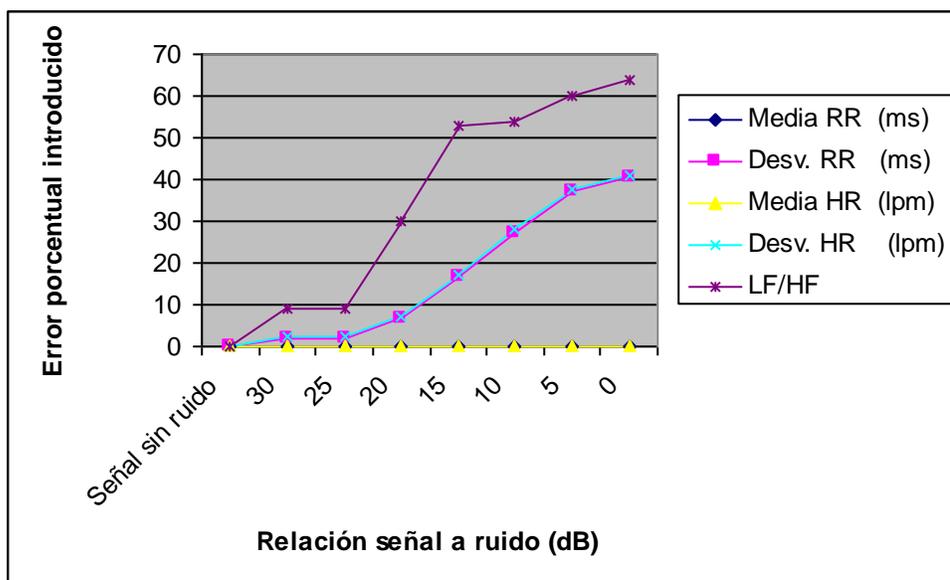
### 3.5 Robustez ante el ruido.

En este estudio se usó una señal de la base de datos *MIT-BIH* de ritmo sinusal normal, muestreada a un kilohertz [19], que luego fue contaminada con un ruido blanco gaussiano de media cero y varianza dependiente de la relación señal a ruido deseada para la corrida del experimento. Los resultados obtenidos para cada producto fueron colocados en tablas

(ver Anexo IV), y para su mejor interpretación, los datos serán mostrados más adelante en gráficos que relacionan los niveles de (*snr*) con el error absoluto introducido para cada parámetro. Con la realización de esta prueba se pretendió comparar la robustez de los productos ante este tipo de ruido y establecer un rango para el cual cada *software*, introdujera un error mayor del diez por ciento del valor original para cada uno o algunos de los parámetros seleccionados.

### 3.5.1 Resultados del *HRV 2.7*.

En la figura 3.1 se puede observar como el producto *HRV 2.7* es más vulnerable al ruido a partir de una relación inferior a veinte o veinticinco decibeles.

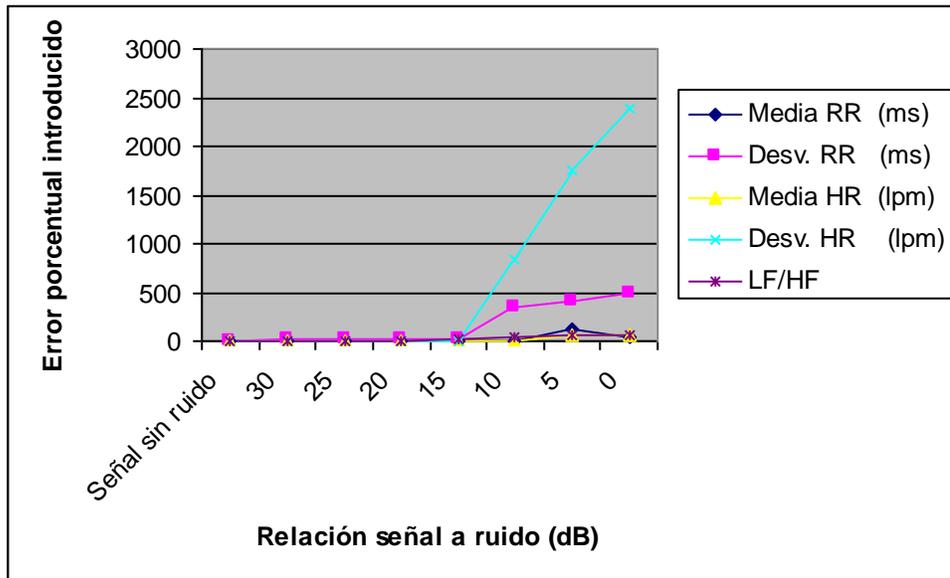


**Figura 3.1** Gráfico del error absoluto introducido para los niveles de (*snr*) en el *HRV 2.7*.

Cabe destacar que el parámetro LF/HF presentó un error introducido cercano al diez por ciento para los valores de (*snr*) del rango de treinta a veinticinco decibeles, lo que demuestra la vulnerabilidad del análisis en el dominio de la frecuencia del software ante este ruido.

### 3.5.2 Resultados del *aHRV*.

En la figura 3.2 se puede observar como el producto *aHRV* es más vulnerable ante valores de (*snr*) inferiores a quince decibeles.

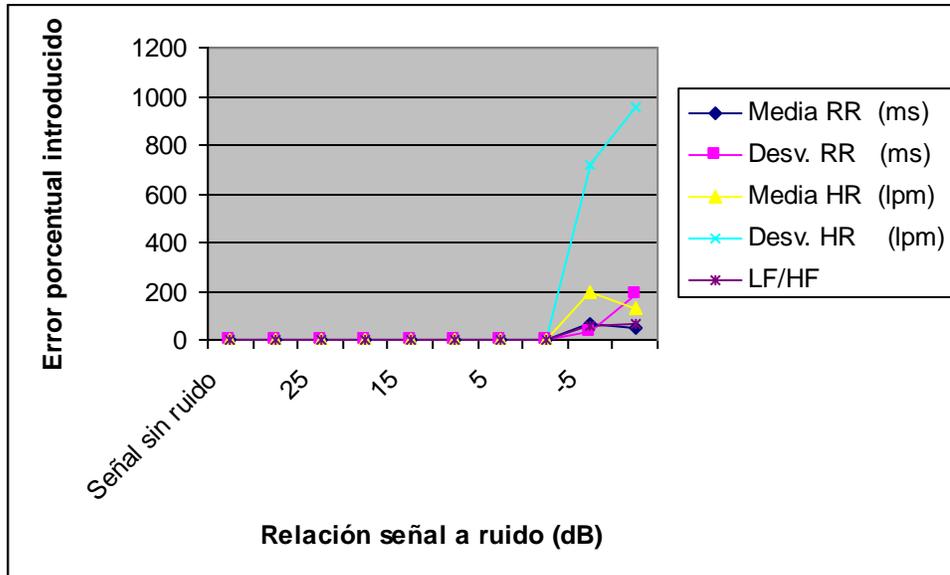


**Figura 3.2** Gráfico del error absoluto introducido para los niveles de (*snr*) en el *aHRV*.

Es importante apuntar que los valores de desviación estándar presentaron un error superior al diez por ciento para todos los niveles de (*snr*), y para valores inferiores a quince decibeles el incremento del error fue drástico.

### 3.5.3 Resultados del *NI Heart Rate Variability (HRV) Analyzer*.

Este producto presentó gran inmunidad ante el ruido seleccionado para el estudio. En la figura 3.3 podemos observar que todos los parámetros medidos se mantuvieron inalterables hasta el valor cero de (*snr*). Para valores inferiores a cero decibeles la introducción de errores en las medidas fue drástica.



**Figura 3.3** Gráfico del error absoluto introducido para los niveles de (*snr*) en el NI (*HRV*).

### 3.6 Conclusiones del tercer capítulo.

- 1) En cuanto al uso de memoria por parte de los productos se puede comentar:
  - El *HRV 2.7* demanda menos memoria con menores requisitos de sistema.
  - El *NI Biomedical Startup Kit* tiene mayores requisitos de instalación y uso de memoria.
- 2) En lo relacionado a la velocidad de ejecución de los procesos:
  - El *HRV 2.7* presentó los mejores tiempos.
  - El *NI Heart Rate Variability (HRV) Analyzer* fue ligeramente más rápido que el *aHRV* cargando la señal, pero mostró visiblemente mejores tiempos para el análisis.
- 3) En la precisión (predictibilidad positiva) de la detección de los complejos QRS:
  - Los productos presentaron una precisión superior al noventa y cinco por ciento ante distintas señales de prueba seleccionadas libres de ruido.
  - El *aHRV* presentó un valor ligeramente inferior al noventa por ciento para el caso de la primera señal ('111').
- 4) Al analizar la información que proporcionan los productos software realizando el análisis de diferentes señales libres de ruido, se determinó que:
  - 4.1) Los parámetros más afectados, por mostrar diferencias superiores al veinte por ciento entre los distintos valores obtenidos para cada producto fueron:

- Desviación estándar RR.
- Desviación estándar HR.
- Relación LF/HF.

4.2) El software *aHRV* presentó en distintas señales, diferencias superiores al veinte por ciento con respecto a los demás productos en el cálculo de los parámetros: desviación estándar RR, desviación estándar HR y la relación LF/HF.

5) De acuerdo con la información obtenida de los diferentes sistemas al evaluar la robustez ante un ruido blanco gaussiano de media cero y varianza dependiente de la relación señal a ruido deseada, se determinó el rango para el cual cada software introdujo un error mayor del diez por ciento del valor original.

5.1) El *HRV 2.7* es más vulnerable al ruido a partir de una relación inferior a veinte o veinticinco decibeles.

5.2) El *aHRV* es más vulnerable ante valores de (*snr*) inferiores a quince decibeles.

5.3) En el *NI Heart Rate Variability (HRV) Analyzer* los parámetros medidos se mantuvieron inalterables hasta el valor cero de (*snr*).

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### Conclusiones

- 1) Con la revisión de la bibliografía consultada, se comprobó que el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca es una técnica no invasiva, que permite la diagnosis y prognosis de cardiopatías y neuropatías.
- 2) Se comprobó la posibilidad de realizar con efectividad una evaluación comparativa de los sistemas *HRV 2.7*, *aHRV Analysis* y *NI Biomedical Startup Kit* en cuanto a los siguientes parámetros:
  - Uso de memoria
  - Velocidad en el procesamiento de la señal
  - Precisión en la detección de complejos QRS
  - Media RR
  - Desviación estándar RR
  - Media de la frecuencia cardiaca
  - Desviación estándar de la frecuencia cardiaca
  - Relación de potencias entre las bandas de baja y alta frecuencia, LF/HF
- 3) Los productos presentaron mayoritariamente una precisión (predictibilidad positiva) de la detección de los complejos QRS superior al noventa y cinco por ciento ante distintas señales de prueba seleccionadas libres de ruido.
- 4) Los parámetros más afectados, por mostrar diferencias superiores al veinte por ciento entre los distintos valores obtenidos en cada producto fueron:
  - Desviación estándar RR.
  - Desviación estándar HR
  - Relación LF/HF

- 5) Al evaluar la robustez de los sistemas ante un ruido blanco gaussiano de media cero y varianza dependiente de la relación señal a ruido deseada, se determinó que:
- El *HRV 2.7* fue más vulnerable al ruido usado a partir de un valor de (*snr*) aproximadamente inferior a veinte o veinticinco decibeles.
  - El *aHRV* fue más vulnerable ante valores de (*snr*) inferiores a quince decibeles.
  - En el *NI Heart Rate Variability (HRV) Analyzer* los parámetros medidos se mantuvieron inalterables hasta el valor cero de (*snr*).
- 6) De forma general el sistema *Heart Rate Variability (HRV) Analyzer* presentó el mejor comportamiento ante el estudio realizado.

### Recomendaciones

1. Incluir en futuros estudios solamente los productos software que realicen el análisis de la VFC, tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia.
2. Trabajar por normalizar un procedimiento para evaluar prestaciones de los productos software relacionados con la variabilidad de la frecuencia cardiaca. Dicho proceder pudiera tener la siguiente estructura de pasos a seguir:
  - Selección del estudio clínico a realizar.
  - Selección de los parámetros de VFC relacionados con el estudio clínico.
  - Selección de un conjunto de productos software disponibles que obtengan los parámetros de interés.
  - Realizar pruebas con el uso de señales de base de datos previamente anotadas, para determinar el comportamiento y evaluar las prestaciones de los productos.
  - Selección del producto adecuado para el estudio clínico.

3. Generalizar la experiencia de este trabajo con otros parámetros para estudios clínicos determinados, con el fin de crear una documentación de los productos software más apropiados para cada estudio clínico.
4. Aplicar una vez obtenida la instalación del *LabVIEW 8.6 Full* o *Professional Development System*, el método para la obtención de señales ECG en tiempo real, disponible con el paquete *NI Biomedical Startup Kit 2.0*.
5. Añadir alguna interfaz ECG-PC, desarrollada en *LabVIEW* en trabajos anteriores, al producto *Heart Rate Variability (HRV) Analyzer*, usando la posibilidad de correr la versión con código fuente del anterior sistema.

**REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- [1] Clariá F. et al. (1996). Time-frequency analysis of heart rate variability as an aid to diagnose pathologies. *18th Annual Int. Conf. of the IEEE-EMBS.*,2:1-36.
- [2] Craelius W. et al. (1986). "Criteria for optimal averaging of cardiac signals", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **33**(3):957-966.
- [3] Del Toro A. y A. Taboada. (2003). *Algoritmos y Programas para el Análisis Automático de la Señal ECG*. Tesis de Maestría, Fac. MFC, UCLV, Cuba.
- [4] Del Toro A. y A. Taboada. (2005). "Estación computacional para la medición de la variabilidad de la frecuencia cardiaca", *VI Congreso Sociedad Cubana de Bioingeniería*, ISBN 959-212-158-3.
- [5] European Society of Cardiology y North American Society of Pacing and Electrophysiology, (1996). "Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use", *European Heart Journal*, **17**:354-381.
- [6] First Technologies. (2010). Firstbeat HEALTH software. disponible en <http://www.firstbeat.fi/index.php?page=91>, accedido el 8 abril 2010.
- [7] Friesen G. M. et al. (1990). "A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS detection Algorithms", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **37**:85-89.
- [8] García González M. Á. (1998). *Estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco mediante técnicas estadísticas, espectrales y no lineales*. Tesis Maestría, Ingeniería Electrónica, Universidad de Cataluña, España.

- [9] Gascón M.J. (1999). *Análisis de la variabilidad del ritmo cardiaco: Representación temporal e índices clínicos*. Ingeniería electrónica y comunicaciones, Universidad de Zaragoza, España.
- [10] Goldschlager N. y M. J. Goldman. (1987). *Principios de electrocardiografía clínica*. El Manual Moderno, México D.F.
- [11] Haaksma J. et al. (1998). "The influence of recording length on time and frequency domain analysis of Heart Rate Variability", *Computers in Cardiology*, **25**:377-380.
- [12] Hamilton P.S. y W.J. Tompkins. (1986). "Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **33**(12):1157-1165.
- [13] ICID. (2002). *Manual de servicio técnico EXCORDE*. Equipos Médicos COMBIOMED, Ciudad de la Habana.
- [14] ICID. (2003). *Manual del usuario del sistema de larga duracion S5101 EXCORDE*. Equipos Médicos COMBIOMED, Ciudad de la Habana.
- [15] ICID. (2009). *Catálogo CARDIOCID BB*. disponible en: <http://www.combiomed.sld.cu/descargas/sueltos/es/CARDIOCID%20BB%20Catalogo%20ESPANOL.pdf>, accedido el 8 abril 2010.
- [16] Kitney R. y R. Saeid. (2001). "Time-Varying Threshold Integral Pulse Frequency Modulation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **48**(9):969-962.
- [17] Medistar. (2010). *HRV Analysis 1.1*. disponible en: <http://hrv-analysis.software.informer.com/1.1/>, accedido el 9 mayo 2010.
- [18] MIT-BIH. (1992). *The MIT-BIH Arrhythmia Database*. Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts.
- [19] MIT-BIH. (1997). *MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database*. disponible en: <http://physionet.mit.edu/physiobank/database/nsrdb/>, accedido el 20 mayo 2010.
- [20] N. Instruments. (2009). *LabVIEW for Biomedical Signal Analysis*. disponible en: <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/9037>, accedido el 9 mayo 2010.

- [21] N. Instruments. (2009). *Help documentation about NI Biomedical Startup Kit*. National Instruments, Texas.
- [22] Nevrokard. (2010). *A system of heart rate variability (HRV)*. disponible en: [www.nevrokard.eu/hrv.htm](http://www.nevrokard.eu/hrv.htm), accedido el 8 abril 2010.
- [23] Physionet. (2010). *HRV Tool kit for Physionet*. Disponible en: <http://www.physionet.org/tutorials/hrv-toolkit/>, accedido el 9 mayo 2010.
- [24] Rezek I.A. y S.J. Roberts. (1998). "Stochastic complexity measures for physiological signal analysis", *IEEE T-BME*, **45**(9):1186-1191.
- [25] Rompelman O. et al. (1982). "The measurement of heart rate variability spectra with the help of a personal computer", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **29**(7):503-510.
- [26] Ruiz Y. et al. (2003). "Sistema de análisis en computadoras personales de la señal de variabilidad del ritmo cardíaco", *Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*, **24**(2): 34-39.
- [27] SCHILLER. (2006). *AR12(medilog Darwin HRV)*. disponible en: [http://www.schilleramerica.com/SCHILLER\\_Medilog\\_DARWIN\\_HRV\\_Holter\\_ECG\\_Software/-45-950-229-es-es-/cms\\_a481.html](http://www.schilleramerica.com/SCHILLER_Medilog_DARWIN_HRV_Holter_ECG_Software/-45-950-229-es-es-/cms_a481.html), accedido el 9 mayo 2010
- [28] Tarvainen M. y J. Niskanen. (2008). *User's Guide of Kubios*. Department of Physics, University of Kuopio.
- [29] Thayer J. F. (2002). "Progress in the Analysis of Heart-Rate Variability", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. Julio:22-23.
- [30] Van Steenis H.G. et al. (2002). "Time-Frequency Parameters of Heart-Rate Variability", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. Julio:46-58.
- [31] Willems J.L. (1990). "Common standard for quantitative electrocardiography: goals and main results", *Meth. Inform. Med.*, **29**:263-271.

## ANEXOS

### **Anexo I** Código de la función *contaminaecg*.

% Contaminación con ruido de un archivo ECG.

```
function y=contaminaecg(ecgs,snr);
```

```
N=size(ecgs,2); % ecgs debe ser un vector fila.
```

```
potecg=mean(((ecgs-mean(ecgs)).^2)); % Potencia AC del vector ecgs;
```

```
potruido=((10^(snr/10))^(-1))*potecg;
```

```
devstruido=sqrt(potruido)
```

```
sruido=devstruido*randn(1,N);
```

```
y=ecgs+sruido;
```

**Anexo II** Código de la función *formatplg*.

```
%-----  
%  
% CONVERSION A FORMATO PLG  
%  
%-----  
function y=formatplg(chan,fs0,name)  
  
% fs0 es la frecuencia de muestreo  
% chan es la variable que contiene las muestras  
% name es la variable que nombra el archivo plg  
  
nsamp0=max(size(chan));;% numero de muestras  
  
%-----CANAL ECG  
% ////////// DESCRIPTOR //////////  
%  
filename = [name '_.INF'];  
[fid,message] = fopen(filename,'wt');  
fprintf(fid,'PLGNC = 1 1\n');  
fprintf(fid,'ECGChannel = 1 1\n');  
fprintf(fid,['PLGSR(Hz) = 1 ' num2str(fs0) '\n']);  
fprintf(fid,['PLGNS = 1 ' num2str(nsamp0) '\n']);  
fclose(fid);  
%  
% ////////// DATOS //////////  
%  
filename = [name '_.plg'];  
[fid,message] = fopen(filename,'w');  
[count] = fwrite(fid,chan,'short');  
fclose(fid);
```

**Anexo III Tabla con los distintos formatos usados por *aHRV Analysis*.**

<b>Archivos ECG usados:</b>	<b>Archivos RRI de intervalos RR usados:</b>
AcqKnowledge® – BIOPAC (*.ACQ);	Nevrokard RRI (*.RRI);
Binario – archivos multicanal (*.CHx);	Burdick™ (Vision Premier) (*.TXB);
Binario– Archivos monocanal(La extensión de los archivos puede ser modificada);	Del Mar Reynolds™ (Spacelabs Medical™) Archivos binarios Holter (*.DAT);
Cardiax™ (*.CSV);	Del Mar Reynolds™ Archivos Holter de texto (*.TXT);
CODAST™ - Archivos WinDAQ™ (*.WDQ);	Finometer® - Beatscope® (La extensión de los archivos puede ser modificada);
Translation™ (*.RAW);	Freeze-Framer® (*.DAT);
Dataquest™ A.R.T.	MiniAnalysis® (*.ASC);
DSI-Ponemah™ (*.ASCII);	Mini Mitter™ Archivos Mini-Logger 2000 (*.HR_);
DSI-Ponemah™ (*.RAW);	Mortara™ (H-Scribe) (*.TXT);
Dyna-Vision™ (*.XML);	MS Excel® (*.CSV);
Embla (*.EBM);	Nerve-Express™ (*.HRV)
European Data – EDF, EDF90, EDF+ (*.EDF y *.REC);	Polar® (*.HRM);
med-NaTIC™ Physio-Logger™ (*.TXT);	PowerLab® (*.TXT);

**Anexo III (Continuación)**

<b>Archivos ECG usados:</b>	<b>Archivos RRI de intervalos RR usados:</b>
MIT (*.HEA / *.DAT);	Suunto® Archivos de monitor cardiaco (*.SDF);
Poly5/TMS32 (*.S00);	Texto (La extensión de los archivos puede ser modificada);
SON™ - Archivos CED Cambridge Electronic Design™ (*.SMR);	Zymed® (Philips™) Archivos Holter (*.BEA);
Texto (La extensión de los archivos puede ser modificada);	Zymed® (Philips™) Archivos Holter (*.TXT).
SIGMA Medizin-Technik VAGUS™ (*.CVA);	
Vitaport (*.VPD).	

**Anexo IV Tablas con los resultados obtenidos de los diferentes sistemas, al evaluar la robustez ante un ruido blanco gaussiano de media cero y varianza dependiente de la relación señal a ruido deseada.**

Tabla para el producto  $HRV_{2.7}$

	Señal original	Relación señal a ruido (dB)						
		30	25	20	15	10	5	0
Media RR (ms)	772	772	772	772	772	772	772	773
Desv. RR (ms)	59	60	60	63	69	75	81	83
Media HR (lpm)	78	78	78	78	78	78	78	78
Desv. HR (lpm)	3,52	3,61	3,61	3,77	4,12	4,51	4,85	4,97
LF/HF	2,13	1,94	1,94	1,48	1	0,98	0,84	0,77

Tabla para el producto  $aHRV$

	Señal original	Relación señal a ruido (dB)						
		30	25	20	15	10	5	0
Media RR (ms)	774	772,4	772,4	772	776	828	1652	505
Desv. RR (ms)	74	59	59	59	82	328	383	432
Media HR (lpm)	77,48	77,6	77,68	77,6	77	72,43	36	118,6
Desv. HR (lpm)	6	5,5	5,5	5,5	6	56	111	149
LF/HF	2,51	2,42	2,4	2,48	2,8	1,5	1,15	1,15

Tabla para el producto  $NI(HRV)$

	Señal original	Relación señal a ruido (dB)								
		30	25	20	15	10	5	0	-5	-10
Media RR (ms)	771	771	771	771	771	771	771	771	275	371
Desv. RR (ms)	48	48	48	48	48	48	48	48	64	140
Media HR (lpm)	78	78	78	78	78	78	78	78	230	180
Desv. HR (lpm)	5,6	5,7	5,7	5,7	5,7	5,7	5,7	5,7	46	59
LF/HF	2	2	2	2	2	2	2	2	0,87	0,63