



# ESTUDIO DE LA NEUROPATÍA AUTONÓMICA CARDIOVASCULAR DIABÉTICA EMPLEANDO LA TRANSFORMADA DE HILBERT-HUANG

■ **Dangilbert Xavier Roche Tovar**

email: sw.xavier@gmail.com  
Universidad Católica Andrés Bello  
Caracas-Venezuela

■ **María Fernanda Vera Lepage**

email: mafe2610@gmail.com  
Universidad Católica Andrés Bello  
Caracas-Venezuela

■ **María Gabriela Rodríguez Barreto**

email: marrodri@ucab.edu.ve  
Universidad Católica Andrés Bello  
Caracas-Venezuela

Fecha de Recepción: 12 de Agosto 2014  
Fecha de Aceptación: 23 de Septiembre de 2014

## RESUMEN

La diabetes mellitus es una enfermedad crónica que afecta a más de 366 millones de personas en todo el mundo. Entre sus complicaciones está la Neuropatía Autonómica Cardiovascular (NAC), causante de severas lesiones sobre el Sistema Nervioso Autónomo (SNA), responsable del control cardiovascular y de la dinámica respiratoria. El deterioro del SNA puede ser valorado a partir del estudio de señales como la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) y la Variabilidad del intervalo QT (VQT), secuencias temporales obtenidas a partir del Electrocardiograma (ECG). En este trabajo se contó con ECG de prueba de esfuerzo (PE) de cinco etapas bajo el protocolo Bruce modificado (1.-reposo, 2.-esfuerzo moderado, 3.-esfuerzo máximo, 4.-recuperación temprana y 5-recuperación), aplicado a pacientes diabéticos con complicaciones cardíacas (GD) y sujetos sanos (GC). Se

propuso dos métodos para evaluar el SNA: (i) análisis en frecuencia: midiendo la energía por bandas de frecuencia empleando la Transformada de Hilbert-Huang (HHT) y el modelo Autoregresivo (AR) en segmentos de corta duración (150 muestras) para cada etapa de la PE y (ii) análisis en tiempo: caracterizando Segmentos Estacionarios (SE) obtenidos de las secuencias del estudio al aplicar el algoritmo de Bernaola-Galván. El análisis espectral de la VFC reportó diferencia significativa ( $p < 0.05$ ) en el segmento dos de la PE, lo que podría contribuir como el diagnóstico de la enfermedad. En tiempo, la extracción de SE de la VFC y VQT mostró que más de un SE puede ser obtenido en cada etapa de la PE como puede no obtenerse ningún SE en alguna de ellas. Caracterizar los SE de la VFC y VQT mostró que el número de segmentos hallados y el tiempo de duración promedio de ellos es mayor para el GD que para el GC, lo cual puede deberse al deterioro causado por la diabetes sobre los nervios del SNA.

Palabras clave:

## STUDY DIABETIC CARDIOVASCULAR AUTONOMIC NEUROPATHY USING THE HILBERT -HUANG TRANSFORM

### ABSTRACT

Diabetes Mellitus is a chronic disease that affects over 366 million people around the world. One of its most common complications is the Cardiovascular Autonomic Neuropathy, causing damage on the Autonomous Nervous System (ANS), responsible of the cardiovascular control and the respiratory dynamics. The ANS deterioration can be evaluated from analyzing signals like the Variability of the Cardiac Frequency (VCF) and the Variability of the QT Interval (VQT), time sequences obtained from an Electrocardiogram (ECG). This work uses ECG stress tests (ST) of 5 stages under the modified Bruce Protocol (1.-idle, 2.-Moderate effort, 3.-Maximum effort, 4.-Early Recovery, 5.-Recovery), applied to diabetic subjects with cardiac complications (DG) and healthy ones (CG).

Two methods were proposed for ANS evaluation: (i) on the frequency spectrum, The Hilbert-Huang Transform (HHT) and the Autoregressive Model (AR) in short 150 sample segments, where energy was measured using frequency bands. (ii) Time analysis used the Bernaola-Galvan algorithm in order to get the Stationary Segments (SS), the results from this analysis on both the VCF and VQT shows us that many SS could be found as well as none in some of the signals. Also when performing a statistical analysis was found that the number of SS found and the length was greater for the DG than the CG, this is due to the damage caused by the diabetes over the ANS nerves.

Keywords:

## 1. INTRODUCCIÓN

La diabetes mellitus es una de las enfermedades crónicas más frecuentes y en los últimos años, se ha convertido en un problema de salud pública alarmante [1]. De esta, se derivan diversas enfermedades entre las que se encuentra la Neuropatía Autonómica Cardiovascular (NAC), una de las complicaciones más comunes de la diabetes y de las menos estudiadas. Una de las consecuencias de la NAC es la afectación del Sistema Nervioso Autónomo (SNA), causando el deterioro sistémico de las fibras nerviosas que inervan el corazón, lo que conlleva a la alteración del ritmo cardíaco y a fallas en la dinámica vascular [2]. Diversos estudios han reportado que las complicaciones serias de la diabetes se presentan más temprano de lo que se creía anteriormente [3]. Por tanto, es de sumo interés, el análisis y estudio de parámetros que permitan diagnosticar la NAC prematuramente.

El SNA puede ser analizado mediante el estudio de parámetros característicos medidos a partir de secuencias temporales extraídas de la señal del Electrocardiograma (ECG). Algunas de estas secuencias son la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC), que mide la variación de tiempo entre ondas R del latido cardíaco, y la Variabilidad del intervalo QT (VQT), que refleja la diferencia temporal entre las ondas Q y T de cada latido.

La secuencia de la VFC y VQT de corta duración (ECG de 4 a 5 min) pueden ser evaluadas en tiempo y frecuencia. Desde el punto de vista temporal, parámetros como el valor promedio y la desviación estándar, pueden revelar alteraciones de la dinámica cardiovascular. En frecuencia, el balance de energía (LF/HF y LF/ (LF+HF)) calculada en las bandas de alta y baja frecuencia (**HF** *High Frequency*, intervalo desde [0.15, 0.40] Hz y **LF** *Low Frequency*, para [0.04 y 0.15] Hz), estaría revelando el deterioro que la NAC habría causado sobre el SNA [4].

En el dominio de la frecuencia, diversas técnicas han sido evaluadas para caracterizar señales. Los desarrollos alcanzados en el análisis de señales y su relación tiempo-frecuencia han aportado valiosas herramientas para el estudio y modelado de datos. En años recientes Huang et al. [5] desarrollaron un método denominado la "Transformada de Hilbert-Huang" o HHT por sus siglas en inglés. La técnica comienza con la extracción de funciones de modo intrínseco o IMF (*Intrinsic Mode Functions*) de la señal, aplicando un método adaptativo que ellos llamaron la Descomposición Modal Empírica (EMD, *Empirical Mode Decomposition*). Posteriormente, se realiza el análisis espectral tiempo-frecuencia a las IMF

empleando la Transformada de Hilbert [6]. La ventaja de esta técnica es que puede ser aplicado a señales que son no estacionarias y no lineales.

Con el objetivo de aportar herramientas que permitan realizar un diagnóstico precoz de la NAC en diabéticos, en este trabajo se evalúa el SNA a través del estudio de la VFC y la VQT aplicando la HHT. Los resultados se comparan contra técnicas que han probado ser eficientes en el análisis espectral, además de valorarlos respecto a una población de sujetos sanos.

El resto del trabajo se estructura de la siguiente manera: la sección II comprende los métodos, técnicas y procedimientos empleados. La sección III está dedicada a la explicación y discusión de los resultados obtenidos y, por último, la sección IV muestra las conclusiones y trabajos futuros.

## 2. METODOLOGÍA

### 2.1 Base de Datos

Este trabajo se enmarca en la segunda fase del proyecto Diagnóstico y Modelaje de Neuropatía Cardíaca Diabética (DICARDIA) desarrollado e integrado por el Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada (GBBA) de la Universidad Simón Bolívar y el Grupo de Computación en Medicina y Biología (GCMB) del Hospital Universitario de Caracas (HUC) [7].

Se cuenta con una base de datos (BD) constituida por electrocardiogramas de esfuerzo de 51 pacientes diabéticos con complicaciones cardíacas y 11 sujetos sanos, que forman el grupo de control. Para evaluar los cambios en las variables fisiológicas ante el estrés del ejercicio físico, los sujetos participantes de la prueba, fueron sometidos a una banda rodante cuya velocidad e inclinación se incrementó cada 3 minutos hasta completar siete etapas que conforman el protocolo de Bruce modificado [7]. Las etapas elegidas hacen referencia al momento de reposo, esfuerzo moderado, esfuerzo máximo, recuperación temprana y recuperación.

Los registros vinculados a la serie temporal de la VFC corresponden al procedimiento ejecutado por Perpiñán [3], que abarca el pre-procesamiento de la señal y la extracción de segmentos estacionarios. La estimación de segmentos estacionarios se hizo implementando el algoritmo de Bernaola-Galván [8] como se explica en II.B, ajustando los parámetros a ventanas de 75 segundos. La segmentación de Perpiñán corresponde a las etapas

de la prueba de esfuerzo quedando descritas como: Segmento I: Reposo, Segmento II: Esfuerzo moderado, Segmento III: Esfuerzo máximo, Segmento IV: Recuperación temprana, Segmento V: Recuperación.

Por su parte, la VQT se obtuvo utilizando un algoritmo basado en ondícula [5]. Dado el ECG, el algoritmo detecta las ondas Q, R y final de la onda T del latido cardiaco. Obtenida la ubicación en segundos, la serie VQT se conforma como la diferencia entre ondas Q-T en cada latido. En este caso, no se contó con el proceso de segmentación de la señal en segmentos estacionarios por lo cual se procedió a extraer los segmentos aplicando el algoritmo mencionado.

### 2.2 Segmentación de la señal en segmentos estacionarios

Una señal es estacionaria de primer orden si la media, la desviación estándar y sus funciones de correlación son invariantes en todo transcurso de ésta. Las señales que no obedecen estas propiedades no son estacionarias. La segmentación se realizó aplicando la propuesta realizada por Bernaola-Galván [8]. El procedimiento es el siguiente: dada una serie temporal  $f(x)$ , se desliza un puntero desde el principio hasta el final de la señal, Figura 1(a). A ambos lados del puntero, se calcula la media a la izquierda y a la derecha, empleando la ecuación (1):

$$t = \left| \frac{\mu_1 - \mu_2}{S_D} \right| \tag{1}$$

donde  $S_D$  es la desviación estándar de  $f(x)$  y se halla aplicando la ecuación (2) como sigue:

$$S_D = \frac{\sqrt{(N_1 - 1) + (N_2 - 1)} \cdot \frac{1}{N_1} + \frac{1}{N_2}}{\sqrt{N_1 + N_2 - 2}} \tag{2}$$

donde  $N_1$  y  $N_2$  es el número de puntos a ambos lados del puntero, a la izquierda y a la derecha, respectivamente. La Figura 1(b) presenta los valores de  $t$  obtenidos para cada posición del puntero en  $x$ . En la función  $t(x)$  se puede evaluar la probabilidad de que el valor de la media sea estadísticamente diferente a ambos lados del puntero. Para esto se halla el máximo de la  $t(x)$  o  $t_{max}$ .

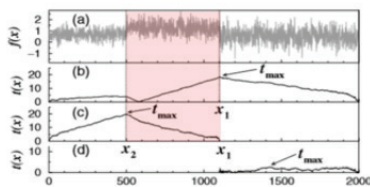


Figura 1. Proceso de segmentación de una serie temporal  $f(x)$ , com-

puesta por tres segmentos con diferentes valores medios.

Para comprobar que  $t_{max}$  representa un cambio de media entre ambos segmentos, se calcula la significancia estadística con (3):

$$P_{(t_{max})} \approx \left\{ 1 - I_{\left[ \frac{v}{v+t_{max}^2} \right]}(\delta v, \delta) \right\}^N \tag{3}$$

donde  $I$  es la función beta incompleta,  $\delta = 0.40$  se obtiene con la simulación de Monte Carlo y  $N$  es el número de puntos del segmento a dividir.

Si entonces la media a ambos lados de la serie es diferente y la secuencia se divide en ese punto. El procedimiento se repite con los nuevos segmento, a la derecha y la izquierda, hasta que los niveles de significancia estadística sean menores que 0.95 o que los segmentos tengan un número mínimo de puntos. La Figura 1(c) y (d) ilustra lo expuesto aquí.

### 2.3 Análisis espectral

Se realizó un análisis Tiempo-Frecuencia a los segmentos estacionarios de la VFC aplicando la transformada de Hilbert-Huang (HHT) y el modelo Autoregresivo (AR). Por su parte, para la VQT se extrajeron los segmentos estacionarios y se aplicó el método de análisis espectral de la HHT.

La Figura 2 expone el procedimiento utilizado en la estimación espectral de una serie temporal aplicando la HHT. Con el objetivo de obtener las funciones IMF, se empleó el método EMD. Posteriormente, sobre cada IMF se aplicó la transformada de Hilbert (HT) para lograr el análisis Tiempo-Frecuencia.

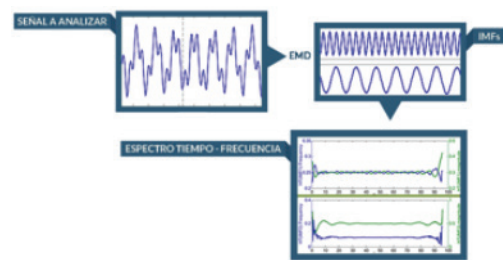


Figura 2. Análisis Espectral de series temporales aplicando la Transformada de Hilbert-Huang [2].

En la Figura 3 se muestra el procedimiento utilizado para el análisis espectral de una serie temporal empleando el modelo AR. Esta técnica se adapta a secuencias temporales que se consideren estacionarias. Así, partiendo de la señal a analizar, se calcula los parámetros requeridos para una mejor adaptación de la secuencia o

señal de salida, como se muestra en el segundo recuadro de la Figura 3, donde son los coeficientes a determinar,  $m$  es el máximo retardo de la salida (donde  $m=12$ ) y es la señal a la que se quiere igualar la serie de salida. Luego, se halla la DEP aplicando la transformada rápida de Fourier (FFT) a los coeficientes encontrados.

### 2.4 Cálculo de la Energía por Bandas de Frecuencia

La energía por bandas de frecuencia se estima en los rango de baja y alta frecuencia, LF (0.04-0.15 Hz) y HF (0.15-0.4 Hz) respectivamente, usando las técnicas de la Transformada de Hilbert-Huang (HHT) y el modelo Autoregresivo (AR).

Para la HHT, se calcula la transformada de Hilbert de cada una de las IMF halladas. Seguidamente, se halla el espectro de magnitud y frecuencia en cada instante de tiempo empleando las ecuaciones (4) y (5).

$$A(t) = (x(t)^2 + \hat{y}(t)^2)^{1/2} \tag{4}$$

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\theta(t)}{dt} \tag{5}$$

donde

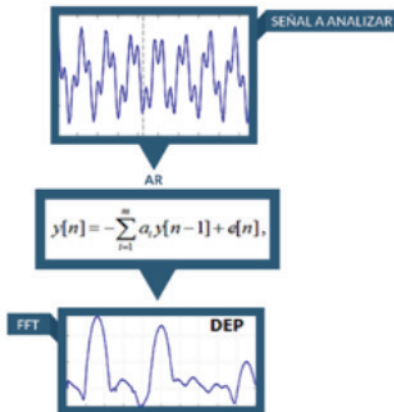


Figura 3. Análisis Espectral de series temporales aplicando el modelo Autoregresivo [2].

Para conocer la contribución de energía por banda de cada IMF, una ventana de 16 puntos se desliza sobre el espectro de frecuencia para determinar si las componentes de magnitud dentro de la ventana aportaban o no a la energía de dicha banda. Con los valores medidos, se calcula el cociente utilizando la ecuación (6).

$$C_i[n] = \frac{LF[n]}{LF[n] + HF[n]} \tag{6}$$

donde  $LF[n]$  y  $HF[n]$  son la energía obtenida en cada

ventana, por cada banda en el  $i$ -ésimo intervalo en la posición  $n$ .

Luego, la ventana se deslizó una muestra, a la posición  $n+1$ , y se volvió a calcular la energía para todas las IMF. Finalmente se calculó el cociente con la ecuación (7):

$$C_t = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N C_t \tag{7}$$

Para el caso del modelo AR, sobre toda la serie temporal, se hallaron los coeficientes del modelo aplicando el método de Burg (AR-Burg). Seguidamente, se halló la DEP aplicando la FFT y se procedió a calcular la energía en cada una de las bandas establecidas aplicando la ecuación (7).

### 2.5 Evaluación del comportamiento del SNA

El SNA puede ser evaluado aplicando técnicas espectrales y métodos temporales, a continuación se describe cada método aplicado.

#### 2.5.1 Evaluación en Frecuencia:

El SNA puede ser evaluado a través del cómputo de la energía por banda de frecuencia. Esta metodología se aplicó a las señales de la VFC obtenidas del trabajo de Perpiñán, debido a que se consideran estacionarias y están relacionadas a cada una de las etapas de la pruebas de esfuerzo. Se empleó el cociente hallado con cada una de las técnicas antes expuestas.

#### 2.5.2 Evaluación en Tiempo:

Este procedimiento se aplicó a los segmentos estacionarios hallados en las secuencias de la VQT, no así para el caso de los segmentos de la VFC debido a que todos ellos poseen el mismo número de muestras. El método consiste en cuantificar el número de segmentos estacionarios obtenidos en cada secuencia de la VQT por grupos de estudio, así como el tiempo promedio de duración de éstos.

### 2.6 Análisis Estadístico

Para establecer similitudes y/o diferencias entre los grupos de estudio y cada técnica aplicada, se utilizó la prueba de Kruskal-Wallis, considerando como diferencia significativa un valor de  $p < 0.05$ .



### 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### 3.1 Base de datos

Para las secuencias de la VFC, luego de un proceso de depuración se redujo el número de registros, las condiciones de exclusión fueron: (a) registros ECG de sujetos que no completaron la prueba de esfuerzo y (b) secuencias VFC que presentaban tal cantidad de distorsiones que imposibilitó su análisis.

La BD depurada quedó conformada por 26 registros ECG, dividida en dos grupos: el primero GD o Grupo Diabéticos, contiene 18 registros de pacientes diabéticos con complicaciones cardíacas y el segundo GC o Grupo Control, contiene 8 registros pertenecientes a sujetos sanos. La Tabla 1 presenta el número de registros pertenecientes a la serie temporal de la VFC antes y después de la depuración.

**Tabla 1. Registros de la serie temporal de la VFC antes y después del proceso de depuración, para ambas poblaciones.**

	Grupo Diabéticos	Grupo Control
VFC - DICARDIA	51	11
VFC depuradas	18	8

En el caso de las series temporales de la VQT y habiendo aplicado el mismo proceso de exclusión usado para la secuencias anteriores, la BD depurada de la VQT quedó conformada por 30 registros ECG, donde 19 registros perteneces al GD y 11 al GC. La Tabla 2 presenta los datos aquí expuestos.

**Tabla 2. Registros de la serie temporal de la VQT para cada una de las poblaciones.**

	Grupo Diabético	Grupo Control
VQT - DICARDIA	54	11
VQT depuradas	19	11

Por su parte, la Figura 4 presenta un ejemplo de los segmentos estacionarios hallados por Perpiñán en su trabajo, aplicado a las secuencias de la VFC en cada una de las etapas de la prueba de esfuerzo. En color verde se destacan los segmentos en cada etapa.

#### 3.2 Extracción de segmentos estacionarios

Luego de haber aplicado el algoritmo de Bernaola-Galván a las secuencias de la VQT de ambas poblaciones, se obtuvo segmentos estacionarios de diversas du-

raciones. Sin embargo, a diferencia de lo reportado por Perpiñán, no fue posible establecer una correspondencia uno a uno con cada etapa de la prueba de esfuerzo.

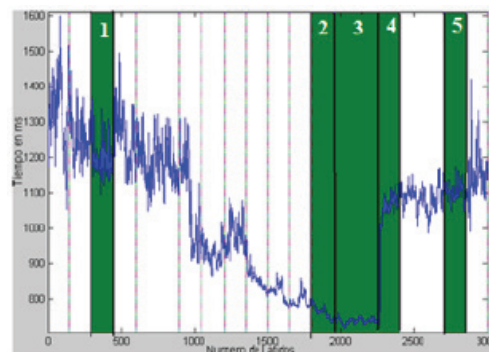


Figura 4. Segmentos estacionarios: 1) Reposo, 2) Esfuerzo moderado, 3) Esfuerzo máximo, 4) Recuperación temprana y 5) Recuperación.

La Figura 5 y la Figura 6 presentan un ejemplo de los segmentos estacionarios hallados para un sujeto del GD y para otro del GC, respectivamente. En ambas figuras, se destaca en color negro los segmentos estacionarios dentro de cada señal. Las líneas verticales, azules y rojas, indican el inicio y final de cada segmento.

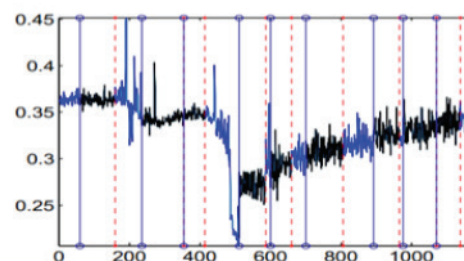


Figura 5. Segmentos estacionarios de la VQT de un sujeto del GD. Las líneas verticales azul y roja indican, respectivamente, el inicio y final del segmento

En cada figura de observa que más de un segmento estacionario puede ser hallado en cada etapa de la prueba de esfuerzo y, en otros casos puede no obtenerse ningún segmento.

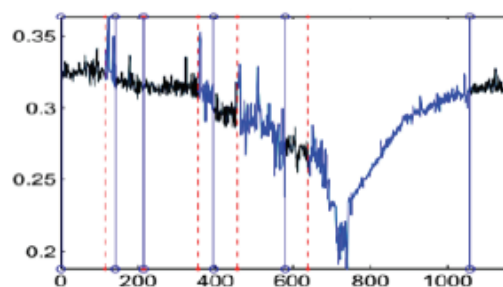


Figura 6. Segmentos estacionarios de la VQT de un sujeto del GC. Las líneas verticales azul y roja indican, respectivamente, el inicio y final del segmento.

Este resultado condujo al análisis de los segmentos logrados por Perpiñán en su estudio de la VFC. De lo analizado se constató que los segmentos reportados por Perpiñán no son estacionarios, no obstante, si corresponden a las etapas de la prueba de esfuerzo. En consecuencia, se procedió a aplicar el algoritmo de segmentación a las secuencias de la VFC de la BD depurada.

### 3.3 Análisis Espectral de los segmentos de la VFC

En esta sección se presentan los resultados del análisis espectral realizado a los segmentos reportados en el trabajo de Perpiñán. La comparación de los resultados se realizó de la siguiente manera: (1) comparando el cociente hallado con ambas técnicas de medición, modelo AR vs. la HHT, para cada grupo del estudio, GD y GC; y (2) comparando el cociente entre grupos, GD vs. GC, medido con cada una de las técnicas, HHT y modelo AR.

La Tabla 3 muestra los valores de significancia **p**, comparación entre grupos GD vs. GC, al medir el cociente con la HHT y el modelo AR.

Al comparar los resultados, se aprecia que en la etapa reportada por Perpiñán como esfuerzo moderado (Segmento II) hay una diferencia significativa entre poblaciones para ambas técnicas, aunque mayor para la HHT que para el modelo AR, en alrededor de un 30%. También se observa que para el Segmento I (estado de reposo), ambas técnicas arrojan resultados similares (con una diferencia del 13%), resultado que concuerda con otros estudios en los que se refiere a que ambas técnicas son apropiadas para trabajar con la VFC en estado de reposo [9].

**Tabla 3. Valor de significancia p comparando GD vs. GC, valores del cociente obtenido empleando ambas técnicas:**

Segmentos	HHT y AR		Diferencia
	p-valor HHT	p-valor AR	
I	0.697	0.617	13%
II	0.044	0.034	29%
III	0.291	0.344	15%
IV	0.824	0.505	63%
V	0.505	0.148	241%

La Figura 7 presenta el diagrama de caja del cociente obtenido en el segmento II aplicando la técnica del modelo **AR** para ambos grupos del estudio (GC vs. GD), se aprecia que existe una diferencia significativa **p**<0.05 entre grupos.

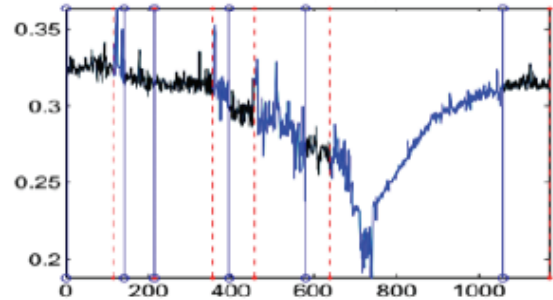


Figura 7. Diagrama de caja del cociente hallado con el modelo AR en el segmento II para ambos grupos (GC y GD)

En la Figura 8 se observa el diagrama de caja del cociente hallado con la técnica de la **HHT**, para el Segmento II, se obtuvo una diferencia significativa (**p**<0.05), correspondiente a la etapa de esfuerzo moderado.

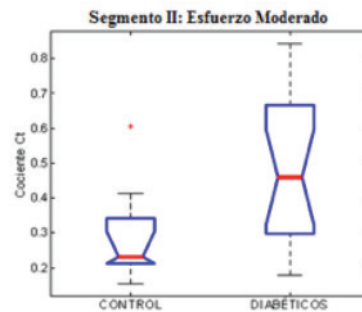


Figura 8. Diagrama de caja del cociente hallado con la HHT para los segmentos II de prueba de esfuerzo, en ambas poblaciones (GC y GD).

En la Tabla 4 se presentan los valores del cociente, valor promedio±std, hallados con las técnicas propuestas, HHT y AR, en los cinco segmentos de este estudio, en ambas poblaciones.

**Tabla 4. Valor promedio obtenido con la HHT y AR, por segmentos, en ambas poblaciones (GD y GC).**

	HHT		AR	
	GD	GC	GD	GC
Segmento I	0.73±0.17	0.75±0.15	0.76±0.15	0.74±0.12
Segmento II	0.46±0.20	0.29±0.15	0.54±0.26	0.31±0.17
Segmento III	0.42±0.19	0.34±0.12	0.50±0.25	0.37±0.15
Segmento IV	0.53±0.24	0.58±0.20	0.60±0.13	0.64±0.12
Segmento V	0.73±0.16	0.78±0.12	0.72±0.18	0.82±0.05

Estableciendo una comparación entre los resultados obtenidos, se aprecia que el segmento I (etapa de reposo) no sigue la tendencia que se observa en los segmentos II y III (etapa de esfuerzo moderado y esfuerzo máximo, respectivamente). Los resultados alcanzados empleando ambas técnicas para la etapa de reposo, son muy similares, este error obedece a la desviación estándar lograda y la no estacionaridad de los segmentos.

Por su parte, con lo observado en los segmentos II y III, se puede decir que los sujetos de control tienen el sistema simpático más activo que los sujetos diabéticos.

### 3.4 Evaluación de la VFC y la VQT en Tiempo

A continuación, la Tabla 5 presenta el número de segmentos estacionarios obtenidos por señal en ambas poblaciones. Los valores colocados en la tabla son la media  $\pm$  desviación estándar de los segmentos estacionarios hallados para cada grupo.

**Tabla 5. Número de segmentos estacionarios hallados por señal en ambas poblaciones (GD Y GC).**

	GD	GC
VFC	5.00 $\pm$ 2.99	4.50 $\pm$ 2.32
VQT	5.79 $\pm$ 1.90	5.18 $\pm$ 1.40

La Tabla 6 muestra la duración promedio de los segmentos estacionarios según las poblaciones estudiadas. Los valores de las muestras obtenidas se expresan como la media  $\pm$  desviación estándar para cada grupo.

**Tabla 6. Duración de los segmentos estacionarios en ambas poblaciones.**

	GD (muestras)	GC (muestras)
VFC	118.29 $\pm$ 111.95	88.50 $\pm$ 61.70
VQT	129.72 $\pm$ 77.26	109.35 $\pm$ 55.81

Con los resultados obtenidos en la Tabla 5, se observa que para ambas series temporales, el GC obtuvo menor cantidad de segmentos estacionarios, en comparación con el GD. Asimismo, en la Tabla 6, se aprecia que en los sujetos diabéticos, tanto para la secuencia temporal de la VQT y la VFC, los segmentos poseen mayor duración con respecto a los sujetos control. Todo esto puede deberse a que el SNA de las personas que padecen esta condición, presentan menor capacidad de cambio durante las diferentes etapas de esfuerzo que las personas sanas.

No se realizó este estudio en los segmentos de la VFC, seleccionados por el Ing. Perpiñán, debido a que éstos tienen el mismo número de muestras.

## 4. CONCLUSIONES

En la evaluación espectral de las técnicas de la HHT y la AR, los resultados de este trabajo coinciden con los hallazgos logrados por Perpiñán. Sin embargo, al validar la estacionariedad de los segmentos de la VFC

hallados por él, se corroboró que estos no cumplen con la metodología propuesta por Bernaola-Galván para su extracción.

A continuación se presentan varias conclusiones respecto al Análisis Tiempo-Frecuencia y el Análisis espectral:

- Aplicar el modelo AR a segmentos de corta duración (150 muestras), pudiera revelar una tendencia para la diferenciación entre poblaciones, a pesar de que éstos no sean estacionarios.
- Aplicar inicialmente el modelo AR en lugar del método de la HHT en el estudio espectral, reduce considerablemente el tiempo de procesamiento de datos disponible lo que agilizaría el análisis.
- Se debe confirmar los resultados reportados por el modelo AR con técnicas aplicables a segmentos no estacionarios como el de la HHT.
- A través del análisis espectral de la VFC, se pudo apreciar que los sujetos del grupo control (GC) tienen el sistema simpático más activo que el grupo diabéticos (GD) para la condición de esfuerzo moderado y máximo, segmentos II y III. El estudio no fue concluyente para la condición de reposo.

En general, al utilizar la Transformada de Hilbert-Huang, técnica preparada para tratar con señales no estacionarias de sistemas no lineales, no se logró obtener información irrefutable.

Referente a la valoración del SNA en tiempo para los sujetos que conforman ambos grupos, se obtuvo lo siguiente:

- El número de segmentos estacionarios hallados para la VQT y la duración de los mismos, fue mayor para el grupo diabéticos que para el grupo control, lo cual obedece al comportamiento del SNA de los sujetos que padecen esta condición. La misma tendencia, fue obtenida para la serie temporal de la VFC.

Dada la diferenciación reportada en la etapa de esfuerzo moderado, se sugiere, para trabajos futuros, la elaboración de una base de datos que contenga registros de corta duración, conformada por sujetos de ambas poblaciones (GC y GD) sometidos a una caminata de baja demanda física. Asimismo, sería de gran utilidad, una BD integrada por grupos en estado de reposo. Aplicar la técnica propuesta en este trabajo a los segmentos referentes a los estados de esfuerzo mencionados, permitiría colaborar en la búsqueda de diferenciaciones entre los grupos estudiados, lo cual sería de gran valor para las investigaciones que tienen



como objetivo la detección temprana de la NACD, que corresponde a la causa más común de muerte en personas con diabetes.

## 5. REFERENCIAS

- [1] «Organización Mundial de la Salud,» Octubre 2013. [En línea]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/es/>. [Último acceso: 1 Julio 2014].
- [2] M. G. Rodríguez, «Estudio de la relación Tiempo-Frecuencia del ritmo cardíaco en sujetos diabéticos.,» de *Trabajo de Maestría en Ingeniería Electrónica*, Caracas, 2014.
- [3] G. Perpiñán, «Estudio de la Variabilidad Cardíaca para Evaluar la Neuropatía Autonómica Cardíaca Diabética,» de *Maestría en Ingeniería Biomédica*, Caracas, 2010.
- [4] M. G. Rodríguez, M. Altuve, É. Severeyn y S. Wong, «Análisis del Balance Simpatovagal en sujetos diabéticos usando dos técnicas de estimación espectral,» de ASOVAC, Caracas, 2013.
- [5] N. Huang, Z. Shen, S. R. Long, S. H. H. Wu, Q. Zheng, N. C. Yen, C. Tung y H. Liu, «The Empirical Mode Decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stacionary time series,» vol. 454, *Philosophical Transactions of the Royal Society*, 1998, pp. 903-905.
- [6] R. Fonseca-Pinto, «A New Tool for Nonstationary and Non-linear Signals: The Hilbert-Huang Transform in Biomedical Applications,» de *Biomedical Engineering Trends in Electronics, Communications and Software*, Croacia, INTECH, 2011, pp. 481-504.
- [7] L. Quintero, R. Parra, S. Wong, N. Antepará y D. Almeida, «Diseño de una base de datos para el diagnóstico precoz de la neuropatía diabética,» de *III Congreso Venezolano de Bioingeniería*, Valencia, 2006.
- [8] P. Bernal-Galván, P. Ivanov, L. Nunes, A. Goldberger y H. Stanley, «Cornell University Library,» 1 Febrero 2008. [En línea]. Available: <http://arxiv.org/pdf/cond-mat/0005284.pdf>. [Último acceso: 7 Julio 2014].
- [9] E. Miranda, M. Lima Sant'Anna, R. Varejao, C. Pereira, E. Aguilar, M. Perim, S. Lamego y J. Geraldo, «Elsevier,» 10 Noviembre 2011. [En línea]. Available: [http://www.computersinbiologyandmedicine.com/article/S0010-4825\(11\)00223-X/pdf](http://www.computersinbiologyandmedicine.com/article/S0010-4825(11)00223-X/pdf). [Último acceso: 7 Julio 2014].

