

## ANALISIS COMPUTADORIZADO DE ELECTROCARDIOGRAMAS

R. I. Gonzalez<sup>1</sup>

**RESUMEN** -- El presente trabajo describe un método computadorizado para la identificación y medición de ondas en el electrocardiograma estándar de 12 derivaciones. Se describe la forma en que se realiza el proceso de digitización de la señal; se explica el método desarrollado para la identificación y medición de las ondas electrocardiográficas (P, P', Q, R, S, R' y T) así como la medición de otros eventos de interés clínico (intervalo RR, desnivel del segmento ST, intervalo PR, etc.). Este método se basa en la generación del Detector Cuadrático de Onda P (DCP) y la Función de Velocidad Espacial (FVE) a partir de la adquisición simultánea de las ocho derivaciones independientes del electrocardiograma; con estas funciones se detecta la presencia de las ondas P y los complejos QRS-T y posteriormente se pasa a la identificación de cada una de las ondas presentes en cada derivación. El método fue probado con los electrocardiogramas realizados a 50 pacientes seleccionados al azar; se detectaron el 100% de los complejos QRS y ondas T así como el 93% de las ondas P. Los resultados logrados en la identificación de las ondas P, Q, R, S y R' fueron superiores al 97% y en su medición se lograron resultados satisfactorios.

**Palabras clave:** Detección del Complejo QRS, Función de Velocidad Espacial, Mediciones Electrocardiográficas.

## INTRODUCCION

Las enfermedades del corazón constituyen una de las 3 principales causas de muerte a nivel mundial, por lo que actualmente se realizan grandes esfuerzos para lograr su detección precoz. Con este fin, se han desarrollado diferentes técnicas orientadas al diagnóstico de enfermedades cardíacas, siendo el electrocardiograma (ECG) la más utilizada por ser una prueba no invasiva y de bajo costo que brinda un gran volumen de información; debido a ésto el ECG es la prueba primaria para cualquier investigación clínica de un paciente aquejado de problemas cardíacos (Toruncha *et alii*, 1989).

Tradicionalmente, el ECG ha sido interpretado mediante la observación, por un cardiólogo, del trazado electrocardiográfico. El especialista reconoce la presencia de diferentes patrones en la señal, los mide y los compara mentalmente con un conjunto de criterios clínicos con el fin de evaluar el estado del paciente; la calidad de este análisis está en dependencia de un grupo de

---

<sup>1</sup> Ingeniero en Sistemas Informáticos. Investigador del Instituto Central de Investigación Digital. Calle 202 #1709 entre 17 y 19, Reparto Siboney. Ciudad de la Habana, Cuba.  
E-mail: yoyi@cop.icid.edu.cu

factores objetivos y subjetivos que pueden influir de forma decisiva (condiciones de iluminación del medio en que se realiza el análisis, la fatiga del especialista, sus facultades visuales y experiencia en la interpretación de ECG, el tiempo de que dispone para realizar esta actividad, etc.) (Toruncha *et alii*, 1989). Como se puede apreciar, la estabilidad en la calidad del diagnóstico realizado de forma tradicional depende de muchos factores que conspiran contra el resultado final.

La automatización de la interpretación del ECG permite una gran estabilidad en la calidad del diagnóstico ya que el equipo siempre aplica las mismas reglas y no es afectado por factores externos. Además, los electrocardiógrafos facilitan la difusión de conocimientos altamente calificados al posibilitar la aplicación de los criterios empleados por cardiólogos reconocidos en lugares donde no se cuenta con este personal. No obstante, la automatización de esta tarea no implica la sustitución del ser humano ya que éste evalúa factores subjetivos, datos históricos del paciente y pruebas complementarias que el electrocardiógrafo no puede contemplar en su análisis (Willems, 1993).

Los electrocardiógrafos que interpretan el ECG amplifican y convierten a digital la señal con el fin de aplicar un algoritmo que identifique y mida los eventos de interés clínico (ondas, intervalos y segmentos). A partir de las mediciones realizadas y tomando como base un conjunto de criterios clínicos establecidos, llegan a una conclusión sobre el estado del paciente (Health Devices, 1991). De aquí se deduce que el proceso de digitización del ECG y medición de las ondas presentes en él resulta de vital importancia ya que es el suministrador de la información primaria que se necesita para la interpretación automática. El objetivo del presente trabajo es el desarrollo de un método que obtenga, a partir del ECG digitizado, la información primaria para un programa de diagnóstico computadorizado, o sea, la duración y amplitud de cada una de las ondas presentes en las 12 derivaciones y la duración de diferentes intervalos y segmentos.

### ADQUISICION DEL ECG

Para la adquisición de los casos utilizados en la evaluación del método expuesto se utilizó un electrocardiógrafo multicanal CARDIOCID-MC<sup>®</sup>, de fabricación cubana. El ancho de banda de este equipo se extiende desde 0.05 Hz hasta 150 Hz, utiliza un filtro analógico pasabajo para eliminar ruidos electromiográficos y un filtro digital pasabanda con frecuencias de corte de 0,5 y 37 Hz que elimina desviaciones de la línea base; estos límites fueron establecidos a partir de estudios realizados que han comprobado que con el empleo de filtros digitales el límite para el corte a las bajas frecuencias puede ser fijado en 0.67 Hz porque el 99% de los pacientes adultos tienen componentes de frecuencia superior a este límite durante el 90% del tiempo (Health Devices, 1991). El rango dinámico de entrada es de  $\pm 8$  mV y es capaz de adquirir simultáneamente las derivaciones I, II, V1, V2, V3, V4, V5 y V6; las derivaciones restantes (III, aVR, aVL y AVF) se calculan a partir de I y II (Macfarlane *et alii*, 1984). El factor de rechazo al modo común es de 100 dB y el nivel de ruido del equipo es de 14  $\mu$ V. La frecuencia de muestreo es de 500 Hz y el conversor A/D empleado es de 12 bits. Se adquirió y grabó en disco magnético la señal correspondiente a 8 segundos, seleccionados por el operador, para cada uno de los pacientes estudiados. Como se puede apreciar en los datos anteriormente expuesto, el equipo utilizado cumple con lo recomendado por la *American Heart Association* (Bailey *et alii*, 1990) para la interpretación automática del ECG.

ANALISIS DEL ECG

Detección de los complejos QRS

La detección de los complejos QRS constituye el primer paso del método de análisis que se describirá a continuación. Para la realización de esta tarea, se calcula la Función de Velocidad Espacial (FVE) (Macfarlane *et alii*, 1984; González *et alii*, 1993) a partir de la siguiente expresión:

$$y(k) = \sum_{i=1}^C [x(i,k) - x(i,k-1)]^2 \tag{1}$$

donde: k: instante en que es evaluada la función (se analizan 8 segundos y varía entre 2 y 4000).

y(k): Función de Velocidad Espacial en en instante k.

x(i,k): valor de amplitud de la derivación i en el instante k.

C: cantidad de derivaciones.

La FVE (Figura 1) es una función cuadrática que genera una secuencia de pulsos asociados con el proceso de despolarización ventricular, o sea, con la presencia del complejo QRS (González *et alii*, 1993). Para la identificación de los complejos QRS, se recorren los ocho segundos de ECG analizando en cada instante si el valor de la FVE es mayor que el 85% de su valor máximo y de esta forma se localizan los picos de la señal. Si existen picos separados por menos de 200 ms, se elimina el de menor amplitud ya que debe corresponder a un artefacto o a una onda T de alto voltaje y poca duración; este criterio se basa en que fisiológicamente resulta imposible que se produzcan dos latidos en ese período (Jiau Pau, 1985).

Una vez que han sido eliminados los falsos positivos, se pasa a la identificación del inicio y final de cada complejo QRS, para esto se inicia un recorrido, a ambos lados de cada pico, para determinar el instante en que el valor de la FVE es inferior al 3% del máximo y de esta forma se determinan el inicio y el fin del complejo QRS. Si la duración de esta zona es mayor que 40 ms se concluye que existe un complejo QRS, en caso contrario se considera que se ha detectado una zona de señal ruidosa y por tanto no se toma en cuenta.

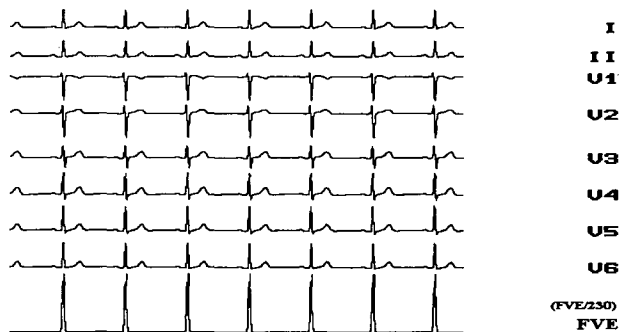


Figura 1. Función de Velocidad Espacial (FVE).

Los intervalos RR se miden como la distancia entre dos complejos QRS sucesivos y su promedio es utilizado como patrón en la clasificación de los intervalos RR. Se considera que un intervalo RR es corto si es menor que el 75% del RR promedio y es largo si es mayor que el 120 %.

Los complejos QRS se clasifican en normales y anormales. Para ésto, se agrupan los complejos QRS (el estudio se realiza en la derivación II) a partir de su ancho, la máxima amplitud positiva y los intervalos RR anterior y posterior. Las mediciones de amplitud y duración de las ondas y segmentos estudiados se realizan en el segundo ciclo del trío de éstos que menor variación del intervalo RR presente, de esta forma se garantiza la realización de las mediciones en la zona más estable dentro del ECG. Otros autores forman un ciclo patrón para realizar las mediciones sobre éste, utilizando típicamente la promediación de varios ciclos o la mediana para cada muestra a partir de varios ciclos previamente clasificados como normales. A ambos métodos se le atribuye como ventaja su contribución a la eliminación de ruidos y a que son medidas de tendencia central pero tienen como desventaja que su resultado y por supuesto todo el procesamiento posterior depende de la efectividad lograda en la clasificación de los latidos usados para la confección del latido patrón, proceso que depende de la alineación de los ciclos cardíacos y por tanto del punto fiducial empleado para la realización de este proceso, siendo este procedimiento propenso a errores. Adicionalmente, la promediación tiene como desventaja el tratamiento sin distinción de todos los valores, un ejemplo de ésto es lo siguiente:

0	5	<u>10</u>	15	100	La mediana es 10
0	5	10	15	100	El promedio es 26

Por el contrario, cuando se emplea un latido extraído de la zona más estable del ECG se está garantizando que éste no es alterado por ningún procesamiento matemático anterior, la selección se realiza de una forma simple y no se ha observado una influencia negativa en los resultados obtenidos que pueda ser asociada con esta forma de seleccionar el ciclo a medir, razones que llevaron al autor a utilizar esta forma de selección. En caso de no existir un trío de complejos QRS con un ritmo estable no se realizan las mediciones y sólo se realiza un estudio del ritmo cardíaco a partir de las mediciones del intervalo RR, la duración del complejo QRS y la presencia y polaridad de las ondas P. Este estudio lo realiza otro programa a partir de la información suministrada por el método expuesto.

### Detección de la onda T

Para la detección de la onda T se vuelve a calcular la FVE, excluyendo las zonas correspondientes a los complejos QRS, como si la señal hubiese sido muestreada a 125 Hz, o sea, para puntos separados entre si por 8 ms ya que esta onda está integrada por componentes de baja frecuencia (Bailey *et alii*, 1990) y sus valores de pendiente generalmente no alcanzan los del complejo QRS, por lo que se hace necesario resaltar las diferencias de pendiente existentes para facilitar su detección. Se identifican los picos de esta función como aquellos valores que sobrepasen el 85% (seleccionado experimentalmente) del máximo valor de la función. El final de la onda T se localiza como el intercepto de la línea isoelectrica (línea horizontal determinada por el valor promedio de los valores del ECG correspondientes a 10, 20 y 30 ms antes del comienzo del complejo QRS) y la línea recta determinada por dos puntos, separados entre si por 10 ms, posteriores al 85 % del máximo valor de la FVE. El pico de la onda T se localiza como el máximo

valor de la señal antes del punto máximo de la FVE y posterior al final del complejo QRS mas 100 ms.

### Detección de la onda P

Para la detección de la onda P se definió el Detector Cuadrático de onda P (DCP) como una función que integra las diferencias que se producen en las derivaciones II, III y aVF; esta función se expresa como:

$$DCP_i = \sum_{j=1}^3 (X_{i,j} - X_{i-4,j})^2 \quad (2)$$

donde: i: instante en que se evalúa la función (desde el final de la onda T del ciclo anterior hasta 30 ms antes del inicio del complejo QRS estudiado)..

j: índice de las derivaciones escogidas (II, III y aVF).

DCP: detector cuadrático de onda P.

$X_{i,j}$ : valor de la señal en el instante i para las derivaciones j (II, III, aVF).

Esta función se definió a partir de las derivaciones anteriormente citadas ya que en estas son en las que mejor se inscribe la onda P. Con esta función, calculada para aquellas zonas del ECG que no pertenecen al complejo QRS-T, se detectan las ondas P aplicando un criterio similar al utilizado para las ondas T, o sea, se localiza el máximo del DCP y se identifican los picos significativos como aquellos puntos en los que el DCP alcanza un valor superior al 85% de su máximo; los puntos de inicio y final se establecen como aquellos para los cuales el DCP llega a alcanzar un valor inferior al 20% (seleccionado experimentalmente) del valor pico. Esta es una aproximación inicial con el fin de determinar la polaridad de la onda detectada pues este es uno de los elementos que se toman en cuenta para la clasificación del ritmo cardíaco.

### Mediciones electrocardiográficas

Las mediciones electrocardiográficas consisten en el cálculo de la duración y amplitud de cada una de las ondas detectadas en cada derivación así como la duración de los intervalos y segmentos que resultan de interés clínico. Para la medición de la amplitud de las ondas, se toma como referencia o punto isoelectrónico el valor promedio de la señal al inicio del complejo QRS estudiado conjuntamente con el anterior y el posterior.

A partir del inicio y final de la onda P, establecidos por el Detector Cuadrático de onda P, se identifican los picos, positivo y negativo, de la onda en cada derivación. Si estos picos superan los 20  $\mu$ V (CSE Working Party, 1985), tomando como referencia el inicio de la onda, y la duración es mayor que 30 ms se dice que ésta existe; en caso de que ambos picos sean significativos existen P y P'. La pendiente se utiliza para refinar los límites (inicio y final), fijándose el inicio y el final como aquellos puntos en los que la derivada se mantiene entre 0 y 2 durante 6 ms o más.

En el complejo QRS se miden las ondas Q, R, S y R'. Se comienza por la onda R, para lo cual se busca el máximo valor de pendiente de la señal dentro del complejo QRS y se localiza el máximo valor de la señal entre este punto y el inicio del complejo QRS. Si la amplitud del ECG, respecto al

inicio del complejo QRS, en el pico es mayor que  $20 \mu\text{V}$  se dice que hay onda R y en caso contrario no. El inicio de la onda R se define por uno de los siguientes criterios: el punto en el que la amplitud de la señal se iguala a la que se registra como valor isoeléctrico, el inicio del complejo QRS (no existe onda Q) o el final de una zona isoeléctrica.

El final de la onda R se define como el punto en el que la señal alcanza el valor que tiene al inicio del complejo QRS o cuando se llega a un cambio significativo de pendiente (se mantiene durante 6 ms o más) sin haber alcanzado el criterio anterior. Para todas las ondas del complejo QRS se establece que sólo se identificarán si su duración es mayor que 10 ms; ondas menores no tienen significado clínico y su identificación puede incrementar la detección de falsos positivos y por tanto conspira contra la eficacia del método de análisis (CSE Working Party, 1985).

Para que exista la onda Q es imprescindible que exista la onda R ya que en el caso de los complejos QS se considera la presencia de onda S y se especifica que el complejo es tipo QS. El pico de la onda Q se define como el mínimo valor de la señal entre el inicio del complejo QRS y el inicio de la onda R. Para que exista onda Q se tiene que cumplir que la amplitud de la señal en el pico de la onda sea mayor que  $20 \mu\text{V}$  y que el valor absoluto de la pendiente de la señal a ambos lados del pico supere los  $6 \mu\text{V}/\text{ms}$  (CSE Working Party, 1985). El final de la onda Q es igual al inicio de la onda R, mientras que su inicio es igual al del complejo QRS.

La onda S se localiza a continuación de la onda R y para su detección se aplican criterios similares a los utilizados para la onda Q. El inicio de la onda S se corresponde con el final de la onda R y en caso de que esta no exista con el inicio del complejo QRS o con el punto en que la amplitud del ECG sea mayor o igual que la amplitud al inicio del complejo QRS.

La onda R' se localiza al final de la onda S o siguiendo inmediatamente a la onda R en dependencia de como se haya decidido en final de la onda R; si el final de esta onda estuvo determinado por un cambio significativo de pendiente ( $6 \mu\text{V}/\text{ms}$  durante 6 ms o más) se trata de identificar la onda R' a partir de los mismos criterios aplicados para la onda R, en caso contrario resulta imprescindible la presencia de la onda S para evaluar la existencia de la onda R'. El intervalo PR se define como el tiempo transcurrido entre el comienzo de la onda P y el del complejo QRS.

Los parámetros que se miden al estudiar la onda T son: amplitud de la onda T, segmento ST e intervalo QT. En el segmento ST se localizan su punto medio y el final con el objetivo de detectar variaciones de su nivel con respecto al inicio del complejo QRS. El inicio se corresponde con el final del complejo QRS, siendo conocido como punto J, mientras que el punto medio y el final se localizan sumándole  $1/16$  de la duración del RR promedio al punto J para localizar el punto medio y a éste para identificar el final del segmento ST. De esta forma se relacionan, de manera inversamente proporcional, los puntos significativos del segmento ST con la frecuencia cardíaca.

El pico de la onda T se define como el máximo valor de la señal en el intervalo enmarcado entre el final del segmento ST y el punto en que la FVE alcanzó su valor pico. La amplitud es igual al voltaje en el pico de la onda T menos el voltaje isoeléctrico. El intervalo QT se define como el tiempo transcurrido entre el inicio del complejo QRS y el final de la onda T; este último punto se localizó anteriormente mediante la FVE.

## RESULTADOS

Para la evaluación del método de identificación de ondas descrito anteriormente se utilizaron 50 ECG realizados a pacientes con un electrocardiógrafo multicanal CARDIOCID-MC® en el Hospital Clínico Quirúrgico "Hermanos Ameijeiras" y en el Instituto Central de Investigación Digital, ambas instituciones localizadas en Ciudad de la Habana, Cuba. Todos los ECG fueron registrados bajo las mismas condiciones, es decir, con el filtro digital activado, sensibilidad de 10 mm/mV y velocidad de registro de 25 mm/s. La composición de la muestra estudiada aparece en la tabla 1.

Tabla 1. Composición de la muestra estudiada.

Electrocardiogramas	Hombres	Mujeres	Total
ECG normales	13	7	20
Taquicardia	5	4	9
Extrasístoles aisladas	7	2	9
Futter auricular	1	0	1
Bloqueo A/V	6	1	7
Trastornos de la repolarización ventricular	2	2	4
Total	34	16	50

Se evaluó la efectividad del método en la identificación de ondas, o sea, la presencia o no de las ondas P, Q, R, S, R' y T, tomando como criterio de validez la identificación realizada por dos especialistas en Cardiología que no conocían los resultados obtenidos por el método evaluado.

Como se puede apreciar en la tabla 2, se identificaron la totalidad de los complejos QRS y ondas T presentes así como más del 93% de las ondas P, lo que puede considerarse satisfactorio. Los fallos en la detección de la onda P fueron ocasionados por la realización del ECG en malas condiciones (movimientos del paciente, tierra deficiente, etc.) y por condiciones límite de la señal (ondas P de muy bajo voltaje). Es importante destacar que no se identificaron falsos positivos en ninguno de los casos (P, QRS y T).

Tabla 2. Evaluación del método de análisis.

Ondas	Presentes	Detectadas	%
Complejo QRS	543	543	100
Onda T	543	543	100
Onda P	516	484	93.79

La exactitud de las mediciones, tanto de duración como de amplitud, resultó adecuada y en ningún caso estuvo en discrepancia con las mediciones realizadas manualmente. En este caso, las diferencias son difíciles de cuantificar ya que mientras el método computadorizado llega a la precisión de milisegundos en la duración y microvoltios en la amplitud un observador visual no puede diferenciar si la duración de una onda es de 90 ó 93 ms, por lo que sólo se comprobó si existían diferencias notables entre los criterios de los especialistas que participaron en la evaluación y los puntos fiduciales seleccionados automáticamente por el método descrito. Esta tarea se realizó con la ayuda de un programa que mostraba en la pantalla de una computadora la señal estudiada y los puntos escogidos por el método como inicio y final de las ondas detectadas. En ningún caso se detectaron diferencias que resultaran significativas.

En cuanto a la evaluación de la detección de las ondas Q, R, S y R', el algoritmo desarrollado se aplicó a 600 complejos QRS (50 pacientes por 12 derivaciones) y los resultados aparecen en la tabla 2.

Tabla 3. Efectividad en la detección de ondas del complejo QRS.

Onda	Total	Detectadas	%
Q	112	109	97.32
R	545	545	100
S	213	207	97.18
R'	0	0	0

La detección de las ondas presentes en los complejos QRS resultó efectiva. Se detectaron todas las ondas R y la gran mayoría de las ondas Q y S; en cuanto a la onda R' en la muestra analizada no hubo ningún paciente con este patrón y por tanto sólo se pudo determinar que el método de análisis no detectó ningún falso positivo, o sea, no identificó como R' a ningún segmento de señal que no lo fuera.

### CONCLUSIONES

El método descrito permite obtener, a partir de la señal electrocardiográfica de un paciente, la información necesaria para realizar la interpretación automática del ECG. Las funciones utilizadas en el procesamiento de la señal no requieren de cálculos complejos (aritmética entera), por lo que los resultados son obtenidos rápidamente, haciendo que este método resulte adecuado para ser utilizado en electrocardiógrafos que realicen la interpretación automática del ECG y que algunas partes, como el detector de complejos QRS, puedan ser utilizadas en procesos de monitoreo en tiempo real. Los resultados alcanzados hasta el momento son satisfactorios, aunque debe señalarse que son parciales pues se continuará aumentando el tamaño de la muestra con el fin de tener representada la mayor parte de las patologías estudiadas mediante el ECG en reposo y con el fin evaluar el método (realización de mediciones de amplitud y duración) con al menos 800 ciclos cardíacos.



## REFERENCIAS

- BAILEY, J., BERSON, A. S., GARSON, A., HORAN, L. G., MACFARLANE, P. W., MORTARA, D. W. and ZYWIETZ, C. (1990). "Recommendations for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Signal Processing". *American Heart Association. Circulation*. v. 81, p. 730-739, Feb.
- CSE WORKING PARTY (1985). "Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography". *European Heart Journal*. v. 6, p. 815-25.
- GONZALEZ R., FERNANDEZ, R. y TORUNCHA, R. (1993). "Identificación de ondas en el electrocardiograma estándar". *Revista de Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*. v. XIV, n. 2, p. 79-83.
- HEALTH DEVICES. (1991). "Interpretive 12-Lead Electrocardiography". *ECRI Publication Marketing Department*. v. 20, n. 10, p 367-408, Oct.
- JIAPU PAN and TOMPKINS, W. (1985). "A Real Time QRS Detection Algorithm". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. v. BME-32, n. 3, p 230-236, Mar.
- MACFARLANE, P. W., MACFARLANE, D. K. y PODOLSKI, M. (1984). "Mingocare: Un Nuevo Programa para la Interpretación Electrocardiográfica Asistida por Computador". *Electromédica*. v. 52, n. 4, p 126-136.
- TORUNCHA, A., IZQUIERDO, A., MOREJON, A., GONZALEZ, R., RODRIGUEZ, J. *et alii*. (1989). "CARDIOCID: Sistema Automatizado de Diagnóstico Electrocardiográfico Desarrollado en Cuba". *Revista Acta Médica*. p. 277-287.
- WILLEMS, J. L. and ARNAUD, P. (1993). "Comparison of Diagnostic Results of ECG Computer Programs and Cardiologists". *IEEE Computers in Cardiology 1993*. IEEE Computer Society. p. 93-96.

**COMPUTERIZED ELECTROCARDIOGRAM ANALYSIS**R. I. Gonzalez<sup>1</sup>

**ABSTRACT--** A computerized method for electrocardiographic waves detection and measurement is presented. The signal is sampled according to the recommendations of the American Heart Association (AHA) in order to prepare a reliable data collection for a wave identification process and to measure the different electrocardiographic events (P, P', Q, R, S, R' and T waves such as segments and intervals). The method is based on the Function of Spatial Velocity (FSV) to identify QRS-T complexes and the P wave Squaring Detector (PSD) to recognize P waves. This method was tested with 50 patients randomly selected; 100% of QRS complexes and T waves as well as 93% of P waves were identified. More than 97% of P, Q, R, S and R' waves were detected and measurements were successful.

**Key-words:** QRS Complex Detection, Function of Spatial Velocity, ECG Measurements.

---

<sup>1</sup> Systems Engineer, Researcher of the Instituto Central de Investigación Digital. Calle 202 #1709 entre 17 y 19, Reparto Siboney. Ciudad de la Habana, Cuba. E-mail: yoyi@cop.icid.edu.cu