

Señal ECG tratada mediante VQ-VMF

Lilia Edith
Aparicio Pico

Giovanni
Alejandro Bernal

Juan Manuel
Sánchez

Abstrac: Forma de onda de la señal electrocardiográficas y su compresión por medio del método de cuantificación vectorial.

INTRODUCCIÓN

Desde Dubois Reymond se sabía que al estimular un músculo se producía en él una respuesta eléctrica, luego en el siglo XVIII Luigi Galvani afirmó que la contracción muscular era causada por una corriente eléctrica, describiendo así la "**ley general fisiológica**": "en los músculos, toda desintegración molecular, sea por lesión o por función va acompañada por un estado de negatividad que se trasmite por toda la fibra". También así el corazón se regía por la misma ley y en 1887 Augustus D. Waller desarrolló un método para registrar las corrientes eléctricas del corazón vivo desde la superficie del cuerpo, lo que denominó "distribución homogénea de los potenciales del cuerpo humano".

Ahora, el electrocardiograma se obtiene por el galvanómetro de cuerda desarrollado en 1903 por Guillermo Einthoven, para evitar los efectos de la inercia se colocó un electroimán fijo entre cuyos polos se encontraba suspendido un fino hilo cuarzo cubierto de oro o plata, esa pequeña corriente del corazón ocasionaba una

deflexión del hilo.

Hoy en día se han perfeccionado las técnicas de registro, el galvanómetro fue reemplazado por amplificadores electrónicos y la fotografía por un estilete caliente que deja su inscripción en un papel encerrado.

FUNCIONAMIENTO DEL ELECTROCARDIÓGRAFO

Este es un aparato diseñado para mostrar dirección y magnitud de las señales eléctricas producidas por el corazón. Debido a que las corrientes del corazón fluyen en múltiples direcciones, este aparato obtiene la resultante de todos estos vectores mediante electrodos colocados en diferentes partes del cuerpo, sobre la piel. Fig. 1.



Fig. 1

El electrodo sobre la piel está conectado a otro electrodo a través del electrocardiógrafo, un galvanómetro mide la corriente que pasa por el aparato y es el responsable de la inscripción electrocardiográfica. Se dice que es positivo cuando la corriente se acerca hacia el electrodo.

CONFIGURACIÓN Y NOMENCLATURA

ECG de la despolarización auricular:

El impulso originado en el NS (Nodo Sinusal) y que despolariza las aurículas produce una deflexión positiva en el ECG, es la onda P que será la primera onda en un complejo electrocardiográfico que representa el ciclo eléctrico del corazón. Esta onda tiene una duración de 80m seg y una altura equivalente a 0,2mV. Fig. 2.

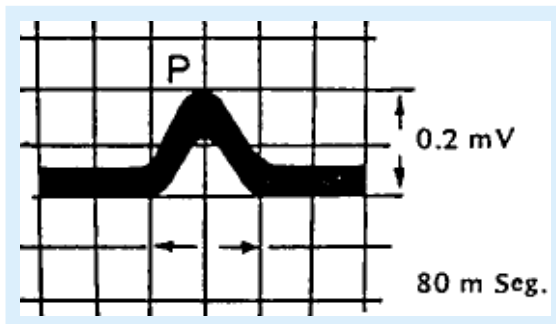


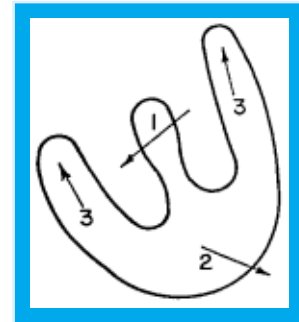
Fig. 2.

ECG de la repolarización auricular:

Debido a que toda la célula despolarizada se repolariza, es lógico pensar que este fenómeno, a nivel de las aurículas, tenga una representación electrocardiográfica. Sin embargo, esto no ocurre debido a que el suceso repolarizante auricular acontece junto con la despolarización de la masa ventricular y este complejo (QRS) es predominante y "tapa" al producido por la repolarización auricular.

ECG de la despolarización ventricular:

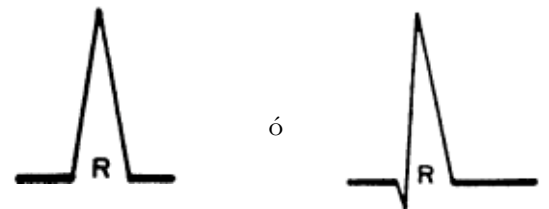
El complejo de ondas resultantes, resultado de la despolarización ventricular, es la que se denomina QRS, la despolarización ventricular produce tres vectores grandes que nos divide el QRS en tres secciones respectivamente. Fig. 3(a).



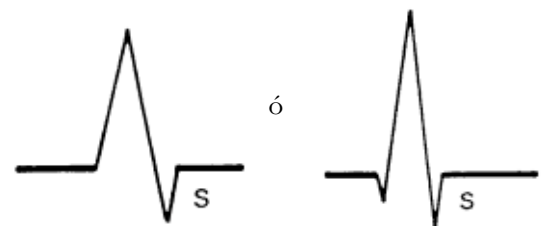
La onda Q será la primera área del complejo, siempre y cuando sea una señal negativa. Fig. 3(b).



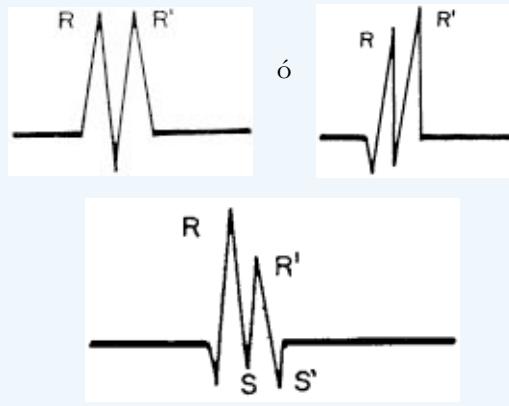
La onda R es la primera área negativa producida en esta fase, no necesariamente va precedida de la onda Q. Fig. 3(c).



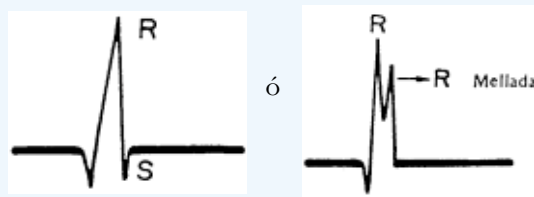
La onda S es la primera área negativa que sigue a una onda R durante esta fase de despolarización ventricular. Fig. 3(d).



Así una señal positiva después de una onda S se llamará R', y una segunda negatividad después de la R' se llamará S' como lo muestran las figuras. Fig. 3(e).



Para que se produzca una onda S' o P' debe descender por debajo de la línea isoeletrica, de lo contrario será una onda R mellada. Fig. 3(f).



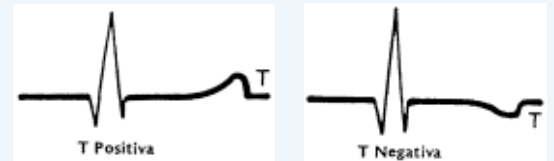
Si hay un complejo totalmente negativo se llamará QS Fig. 3(g).



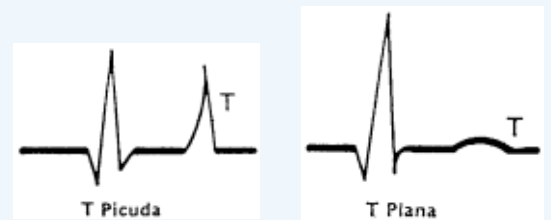
La magnitud de las ondas que conforman el complejo pueden ser denotadas con mayúsculas si la señal es grande y minúsculas si la señal es pequeña así; QRS, QRs qRs etc.

ECG de la repolarización ventricular:

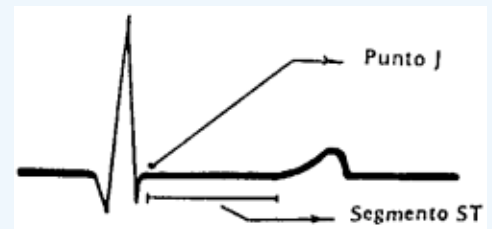
La repolarización en el ventrículo produce los complejos ST, T y la onda U. La T es una onda relativamente larga que sigue a un QRS, puede ser positiva o negativa y generalmente tiene un segmento inicial más largo. Fig. 4(a)



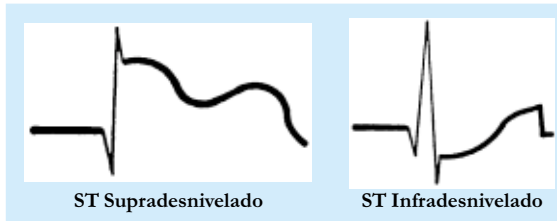
La onda T puede ser alta y picuda o baja y plana, esto puede ser normal pero también anormal. Fig. 4(b).



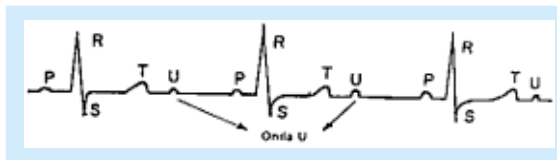
El segmento ST es la parte de la onda T que va desde el final del complejo QRS hasta el punto donde la onda T cambia bruscamente de inclinación. Fig. 4(c). Donde comienza el segmento ST se llama punto J.



Un segmento ST por encima de la línea isoeletrica se le denomina supradesnivelado y por debajo se llama infradesnivelado. Fig. 4(d).



Cualquier onda que se encuentre entre una T y una P se llamará onda U lo que también puede ser normal en algunas derivaciones de ECG, pero también es signo de patología. Fig. 4(e).



ECG DEL PLANO HORIZONTAL.

Colocación de los electrodos torácicos:

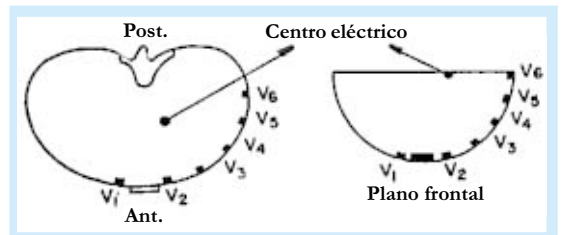
Las derivaciones torácicas se llaman derivaciones V, los electrodos se localizan así:

- V1: En el IV espacio intercostal, en el borde derecho del esternón.
- V2: En el IV espacio intercostal al lado izquierdo del esternón.
- V3: Entre V2 y V4.
- V4: En el V espacio intercostal con la línea medio clavicular izquierda.
- V5: En la línea axilar anterior, al mismo nivel que V4.
- V6: En la línea axilar media, al mismo nivel de V4.

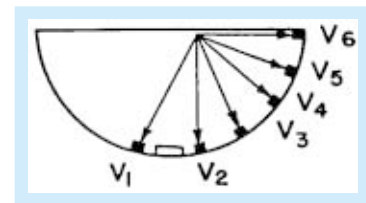
Estas derivaciones miden la dirección de la corriente que va por el plano horizontal, o sea, de izquierda a derecha y de adelante a atrás.

Eje del QRS en el plano horizontal:

Las derivaciones V o precordiales son un sistema unipolar no amplificado es decir que son las derivaciones originales de Wilson. Al terminal cero (0) representa el centro eléctrico del corazón donde los vectores QRS y T tienen su origen. Este centro eléctrico está localizado cerca de la mitad del tórax, un poco a la izquierda. Veamos el plano en un sistema hexoaxial. Fig. 5(a).



Así las derivaciones precordiales miden la dirección de los radios de la Fig. 5(b).

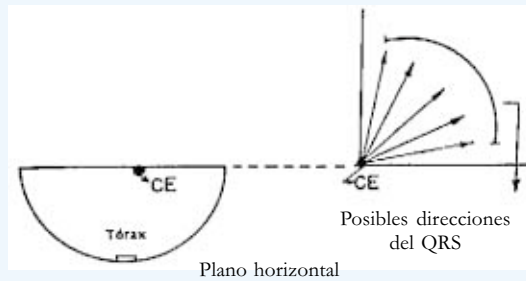


Ahora se busca cual de las derivaciones precordiales tienen un QRS isodifásico y la dirección del vector de despolarización ventricular sólo podrá estar perpendicular al radio de la derivación equidifásica, por lo tanto, ayudándonos de las otras derivaciones torácicas sabremos en cuál sentido va el QRS. En los sujetos normales va de derecha a izquierda y de adelante hacia atrás.

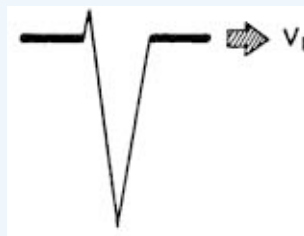
Vectores normales (QRS):

Como se explicó anteriormente, en sentido anteroposterior, el QRS normal se dirige hacia

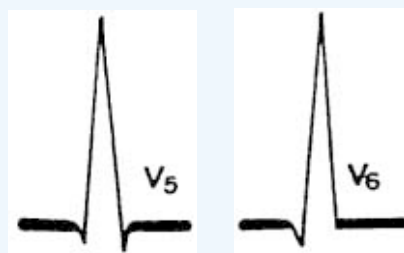
el ventrículo izquierdo, es decir a la izquierda y hacia atrás, en un ángulo de 90° . Fig. 6(a).



De esta forma, debido a las posiciones de los electrodos aparecerá una señal diferente debido a la dirección del complejo QRS. V1 aparecerá siempre predominante negativo generalmente con una r inicial (pequeña) debida al vector septal. Fig. 6(b).



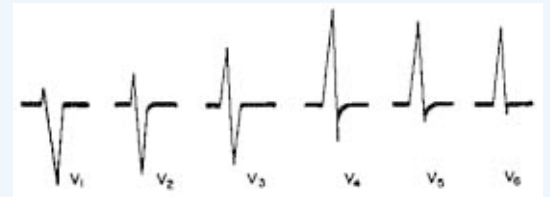
Ahora V5 y V6 deberán ser predominantes positivos. Fig. 6(c).



Esto sucede debido a que V5 y V6 miran hacia el eje de las x, como V1 es casi opuesto a V6, el QRS en V1 será predominantemente negativo, pero la T y la P pueden ser positivos o negativos.

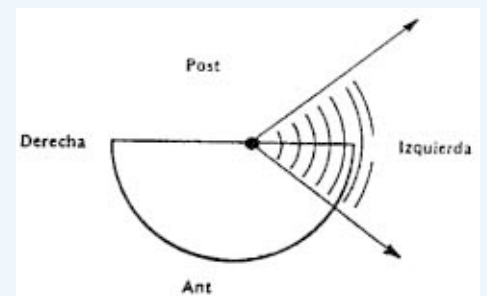
Las derivaciones precordiales muestran un cambio progresivo del QRS el cual es predominan-

temente negativo en V1 y más positivo en el precordio izquierdo. Esta regla se conoce como la progresión de la R a través del precordio, lo cual no es exacto pues no hay progresión de la altura de la R, sino de una relación R/S, pues V6 tiene una R más baja que V4, pero esto se debe a que V6 está a mayor distancia del centro eléctrico del corazón y aunque tenga una onda R más pequeña es relativamente más positiva. Fig. 6(d).

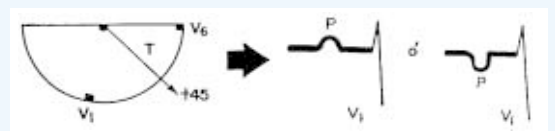


Valores normales de T:

La onda T normal se dirige hacia el costado izquierdo entre los ángulos 45° y -45° con la horizontal, tal como se muestra en la Fig. 7(a).



Cuando el vector de la onda T se dirige en 45° dará una T igualmente positiva en V1 y V6. Fig. 7(b).



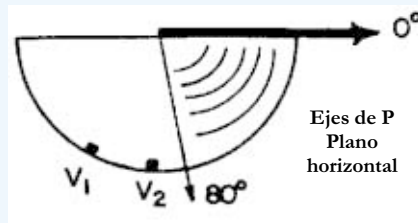
COMPRESIÓN DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

Dependiendo si la onda T es más positiva en V1 o en V6 se puede determinar intuitivamente entre cuales ángulos se encuentra esta onda, así si la onda T es más positiva en V1 que en V6 la onda deberá encontrarse entre $+45^\circ$ y 90° , lo que no es normal, lo que si es muy corriente es que la onda sea más positiva en V6 que en V1, lo que indicaría que T está entre 0° y 45° .

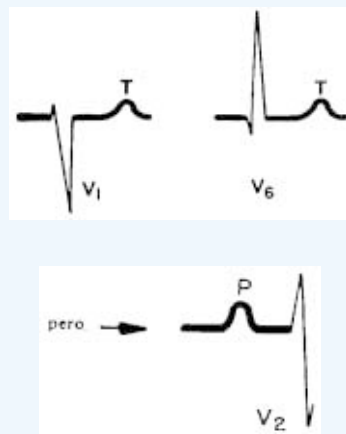
Es raro encontrar la T negativa desde V1 hasta V4, pues una T tal posterior solo se encuentra en los niños y en algunos adultos con patrón juvenil de T.

Valores Normales de P:

La aurícula derecha es la que domina el vector de la P, de esta forma el vector de la P será muy anterior (más o menos 80°) y su variación más posterior será a 0° Fig. 8(a).



Si la P está en la proyección más posterior (0°) tendremos P negativa en V1 pero positiva obligatoriamente en V2, así la P en V1 puede ser o positiva o negativa siendo generalmente positiva. Fig. 8(b).



Cuando el equipo de soporte al registro electrocardiográfico es de naturaleza digital, es necesario hacer una discretización en tiempo (muestreo) y magnitud (cuantificación) de la señal analógica. Esta conversión de analógica-digital produce una representación inexacta de la señal que era continua tanto en tiempo como en magnitud.

Las exigencias en cuanto a su calidad varían y pueden hacerlo también las condiciones de digitalización, la frecuencia de muestreo de la señal ECG varían entre 125 y 500 muestras por segundo (mps), y en casos que se necesite alta resolución hasta 1000 mps. Puede cuantificarse empleando representaciones binarias que generalmente se encuentran entre 8 y 12 bits. Hoy en día es muy recomendable disponer de la posibilidad de almacenamiento y transmisión de este tipo de señales biomédicas.

La cuantificación vectorial es la representación de un espacio k-dimensional en un subconjunto finito de vectores representativo de dicho espacio, denominado comúnmente libros de códigos. La selección óptima de los vectores minimiza el valor esperado del error de reconstrucción o criterio de distorsión utilizado:

$$E = \int d(x, a_r) p(x) dx$$

donde dx es la diferencial de volumen en el espacio vectorial x y $r=r(x)$ es el índice del vector del libro de códigos que mejor representan a x :

$$d(x, a_r) = \min_i \{ d(x, a_i) \}$$

La compresión se logra por la transmisión o almacenamiento de los índices r . La longitud en bits (R) de estos índices depende de la

dimensión (M) del libro de códigos. La información diagnóstica de la señal ECG depende de su forma visual, por ello es importante preservar su forma de onda.

La aplicación de uno u otro método de compresión debe ser evaluada dependiendo de la calidad de la señal reconstruida, por ejemplo una de las técnicas más utilizadas es el PDR (*percent root-mean-squared difference*), es de anotar que este criterio no constituye una buena medida de la distorsión ya que le da igual peso a los segmentos isométricos como a los complejos.

Los métodos existentes para esta compresión se clasifican atendiendo al dominio en que actúan para lograr la compresión: de manipulación directa, transformación de datos y de extracción de parámetros. La compresión por manipulación directa logran esto mediante la reducción de la redundancia existente en muestras adyacentes de la forma de onda de la señal, este tipo de compresión tiene la ventaja de ser eficientes computacionalmente, pero tiene baja calidad en la señal obtenida, son muy sensibles al ruido y además la razón de compresión no es alta.

Los métodos de transformadas intentan reducir la redundancia de la señal original, para ello segmentan su forma de onda en una sucesión de vectores y cada vector se somete a una transformación lineal produciendo un nuevo vector. Si la matriz de transformación es ortogonal, el nuevo vector puede tener la propiedad de que sus componentes estén menos correlacionados entre sí que los componentes originales. Hay una complejidad más alta y se incrementan las fuentes de error, su no detección tiene resultados catastróficos. En otros casos puede aparecer el fenómeno Gibbs.

Los métodos de extracción de parámetros seleccionan determinada información de la señal y son utilizadas para luego reconstruirla, anteriormente se consideraba irreversibles en

el sentido que no sería posible reconstruir la señal a partir de una muestra de ella, actualmente se emplean de buena forma con métodos que emplean redes neuronales y métodos de modelación matemática. Este método tiene un futuro prometedor donde se espera obtener una compresión considerable de la señal.



REFERENCIAS

- [1] OPPENHEIM, Alan V, Señales y Sistemas, Prentice Hall, México 1994 860p.
- [2] GOMEZ, Alvaro, Estudio y Montaje de un Sistema de Transmisión de Datos con Detección de Error. Tesis de Grado Universidad Distrital 1983, 202p.
- [3] CORTES, Miller, Electrocardiógrafo con Monitoreo por Pantalla, Tesis de Grado Universidad Distrital 1989 185p.
- [4] Copias de Cursos de Posgrado en Análisis Espectral y Sistemas de D.S.P. Universidad Distrital Dr Juan Lorenzo Ginori Profesor Doctorado en Telecomunicaciones Universidad de las Villas Cuba.
- [5] BARLAS Gerassimos D, A Novel Family of Compression Algorithms for ECG and Other Semiperiodical, One Dimensional , Biomedical Signals, IEEE Transaction on Biomedical Engineering vol 43 N° 8, Agosto 1996 pags 820-828
- [6] KESELBRENER, Laurence, Selective Discrete Fourier Transform Algorithm for Time-frequency Analysis; Method and Application on Simulated and Cardiovascular Signals. IEEE Transaction on Biomedical Engineering Vol 43 N° 8 agosto de 1996, pags 789-802
- [7] CARDENAS, Barrera Julian. Compresión de Datos ECG usando Cuantificación Vectorial. Santaclara 1998 45p. Tesis para Universidad Central de las Villas. Santaclara Cuba
- [8] PHILIP Wilfried. Adaptive Noise Removal from Biomedical Signals Using Warped Polynomials. IEEE Transaction on Biomedical Engineering vol 43 N° 5, Mayo 1996.
- [9] ARANGO Juan José, Manual de Electrocardiografía, Corporación para Investigaciones Biológicas, Medellín Colombia, 1996.