

Electrocardiografía de alta resolución: señales promediadas. Valores en individuos normales

ELINA M. VALERO de PESCE, JOSE L. GONZALEZ, DANIEL JAGODNIK,
ELENA SZTYGLIC*, RICARDO PESCE

Sanatorio Güemes, Departamento Asistencial Fundación Favalaro, Buenos Aires

* Para optar a Miembro Titular de la Sociedad Argentina de Cardiología

Trabajo recibido para su publicación: 10/91. Aceptado: 11/91

Dirección para separatas: Cerviño 3454, (1425) Buenos Aires, Argentina

La promediación de señales y la búsqueda de postpotenciales en el ECG de alta resolución es un marcador independiente para evaluar el riesgo de muerte súbita en pacientes con antecedentes coronarios, permitiendo identificar a aquellos con riesgo de taquicardia ventricular. La necesidad de establecer valores de normalidad y adecuado filtrado hace necesaria la estandarización del método. Fueron estudiados 50 individuos voluntarios normales con edades entre 14 y 59 años (\bar{X} 33,7 \pm 9,2), 30 masculinos. Las señales tomadas en los ejes X, Y y Z fueron amplificadas, digitalizadas, promediadas y tratadas con once filtros bidireccionales entre 10 y 250 Hz. Se analizaron: a) la duración del complejo QRS filtrado; b) la duración del QRS después que los voltajes descienden debajo de 40 μ V (LAS); c) la raíz cuadrada media de la suma de los voltajes de los últimos 40 mseg del QRS (RMS) y los niveles de ruido. Con filtros de 25 y 40 Hz, generalmente los más empleados por distintos laboratorios, los valores de normalidad son: a) QRS filtrado menor de 108 y 104 mseg; b) LAS menor de 44 y 38 mseg; y c) RMS mayor de 31 y 23 μ V respectivamente con los filtros de 25 y 40 Hz. Estos individuos se caracterizan por complejos QRS, LAS de corta duración y altos RMS.

Aproximadamente la mitad de las muertes de pacientes con enfermedad cardiovascular se producen súbita e inesperadamente. Existen claras evidencias que indican que la mayoría de estas muertes se deben a taquicardia ventricular que degenera en fibrilación ventricular.¹⁻⁶

Los pacientes con infarto de miocardio, fracción de eyección baja y arritmia ventricular severa tienen mayor riesgo.

Los tests no invasivos (ECG, prueba ergométrica graduada, registro ECG continuo de 24 horas y evaluación de la función ventricular izquierda) tienen poco valor predictivo con baja sensibilidad y especificidad.

Dentro de los procedimientos no invasivos, la electrocardiografía de alta resolución con promediación de señales puede ayudar a identificar a pacientes de alto riesgo.⁷⁻¹¹

El motivo de este trabajo es establecer valores normales de señales promediadas con un amplio margen de filtros pasa alto en un grupo de individuos sanos, ya que ha sido señalado que la identificación de potenciales anormales y su valor predictivo están vinculados con ellos.

MATERIAL Y METODO

Se estudió un grupo de 50 individuos voluntarios considerados normales por su historia clínica,

antecedentes, examen físico y ECG. Ninguno de ellos tenía antecedentes cardiovasculares ni había habitado nunca en zonas endémicas para enfermedad de Chagas. Fueron reunidos fundamentalmente entre el personal médico y paramédico de nuestro lugar de trabajo.

Sus edades comprendidas entre 59 y 14 años (\bar{X} 33,7 \pm 9,2), 30 de sexo masculino.

La electrocardiografía de alta resolución con señales promediadas se realizó en posición decúbito dorsal con un equipo comercial (ART, Arrhythmia Research Technology, Modelo 1.200 EPX) empleando el método de Simson.^{9,12}

Los ECG se obtuvieron en ritmo sinusal en las derivaciones ortogonales X, Y, Z. Se cuidó especialmente la posición de los electrodos para que los estudios fueran comparables. Se promediaron entre 150 y 250 latidos con el fin de obtener un nivel de ruido menor de 1 μ V a 25 Hz de filtrado o 0,7 μ V a 40 Hz.

Las señales fueron amplificadas, digitalizadas, promediadas y filtradas con un filtro bidireccional a frecuencias de 10, 20, 25, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 y 250 Hz.

En cada una de estas frecuencias se analizó: a) la duración del complejo QRS filtrado, b) la duración del QRS filtrado después que los voltajes descienden debajo de 40 microvolts

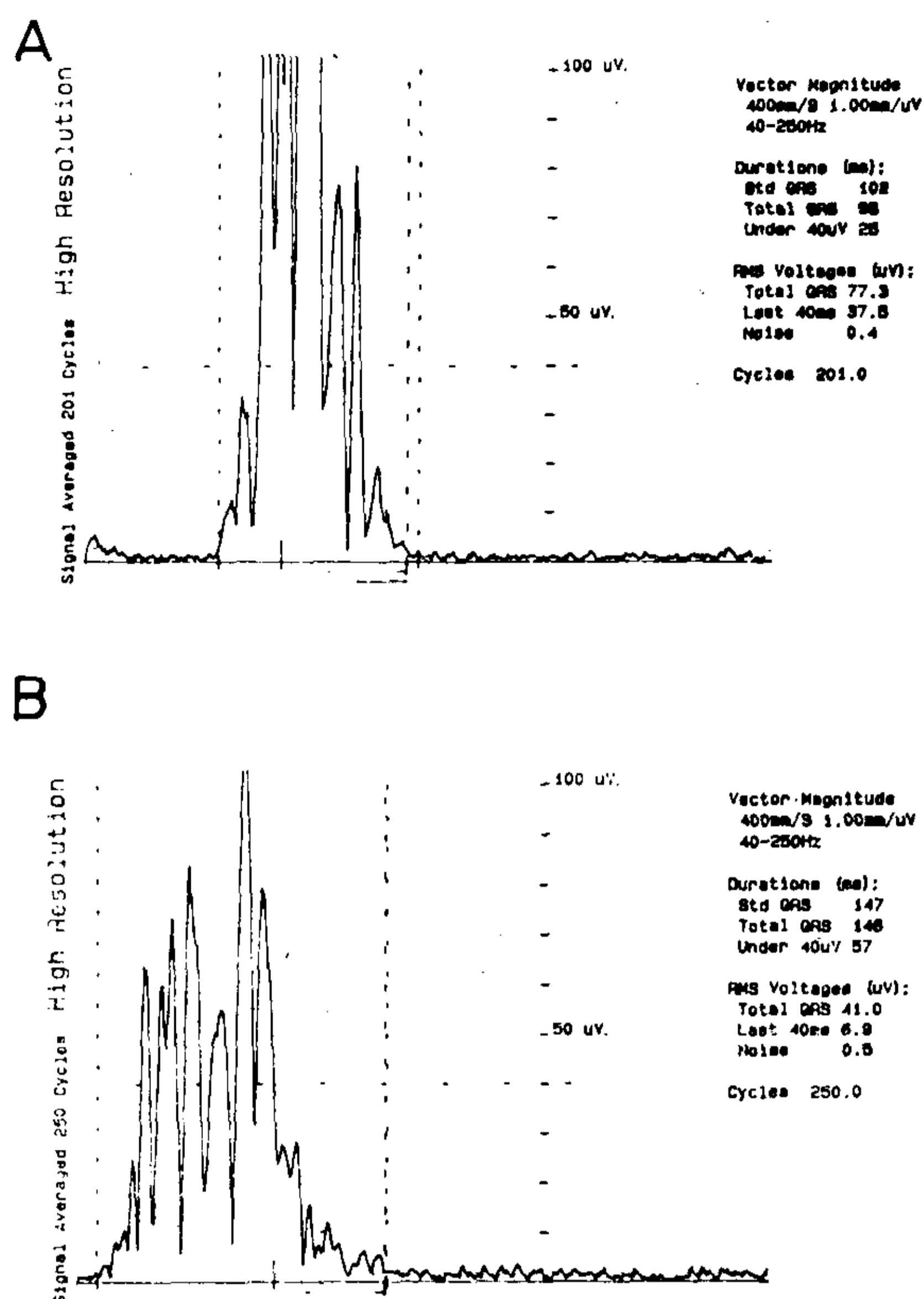


Fig. 1. A: Ejemplo de señales promediadas. P.G. Se analizaron 201 latidos. Se empleó una velocidad de barrido de 400 mm/seg, una amplificación de 1 mm/uV y un filtrado entre 40 y 250 Hz. El QRS total filtrado duró 96 mseg, la señal bajo 40 uV 25 mseg (LAS) y la raíz cuadrada media del voltaje de los últimos 40 mseg 37,5 uV (RMS). El ruido fue de 0,4 uV. Todos valores normales. B: En este ejemplo de un paciente F.R. con antecedentes de taquicardia ventricular, la duración del complejo QRS filtrado está aumentada (146 mseg), la señal bajo 40 uV dura 57 mseg y la raíz cuadrada media del voltaje de los últimos 40 mseg 6,9 uV. Todos valores anormales.

(LAS) (expresada en milisegundos), c) la raíz cuadrada media de la suma de los cuadrados de los voltajes de los últimos 40 mseg del complejo QRS filtrado $X + Y + Z$ (expresada en microvolts) (RMS) (Figura 1).

Los resultados se expresan como media \pm desvío estándar.

RESULTADOS

Los valores medios de las señales promediadas fueron influenciados significativamente por los diferentes filtros pasa altos empleados.

La duración del complejo QRS aumentó entre 10 y 20 Hz y luego descendió gradualmente con los filtros más altos (Fig. 2). Las señales LAS aumentaron gradualmente a medida que aumentaban los filtros (Fig. 3). Los cálculos de RMS tuvieron un descenso sin relación lineal (Fig. 4).

DURACION COMPLEJO QRS FILTRADO

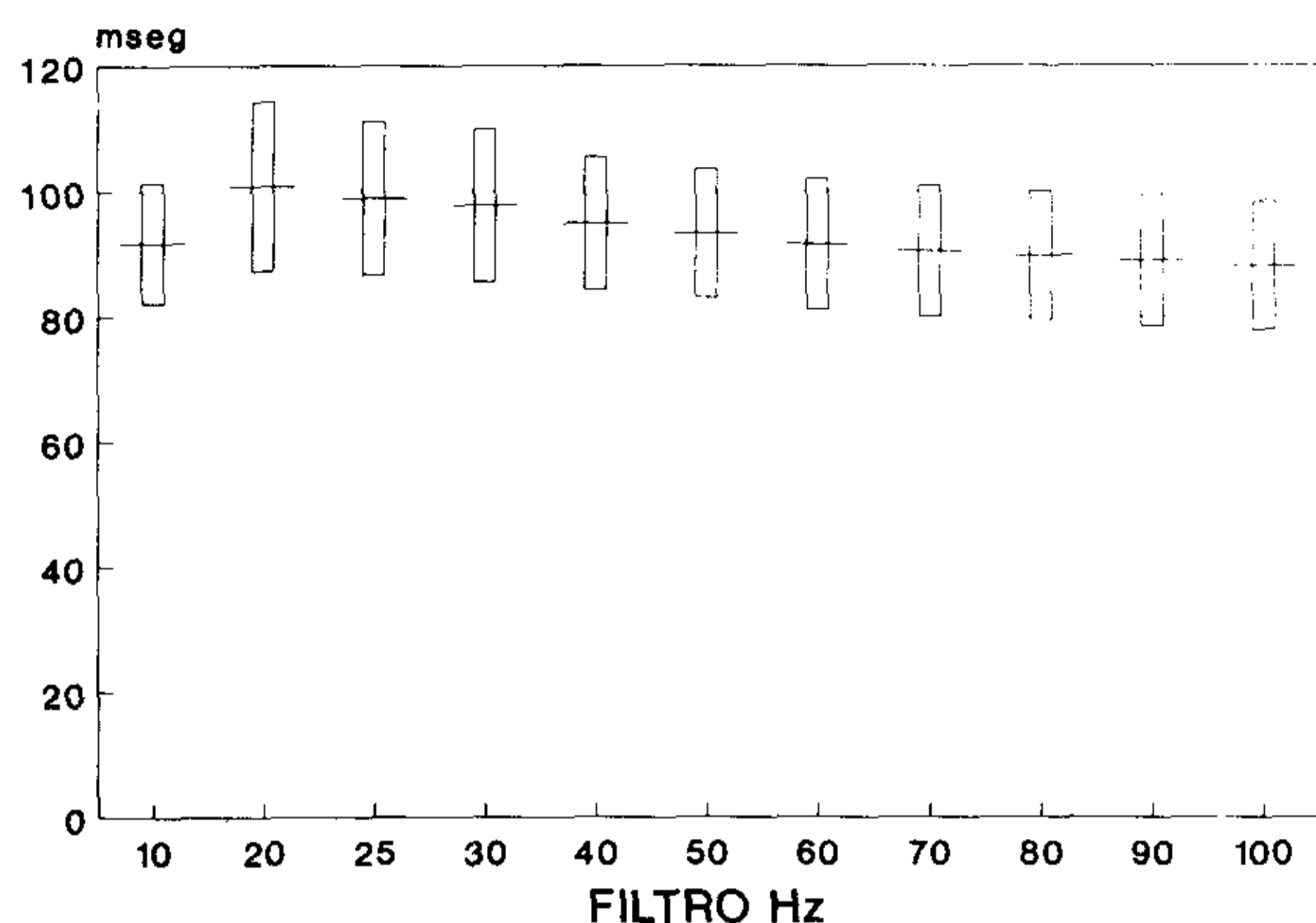


Fig. 2. Duración del complejo QRS filtrado.

Los niveles de ruido descendieron fuertemente al pasar de 10 a 20 Hz y luego gradualmente al acercarse a 100 Hz. A partir de los 50 Hz las modificaciones fueron prácticamente nulas (Fig. 5).

Este grupo de individuos normales se caracterizó por complejos QRS y LAS de corta duración y altos RMS (Tabla 1 y Figura 6).

DISCUSION

Este tipo de registros está basado en los trabajos de Boineau y colaboradores,¹³ que demostraron la presencia de potenciales fraccionados y demorados en zonas isquémicas de corazones caninos. Posteriormente fueron vinculados a las arritmias ventriculares. Estos potenciales pueden registrarse por catéter. Cuando se realizan procedimientos quirúrgicos para el tratamiento de

LAS

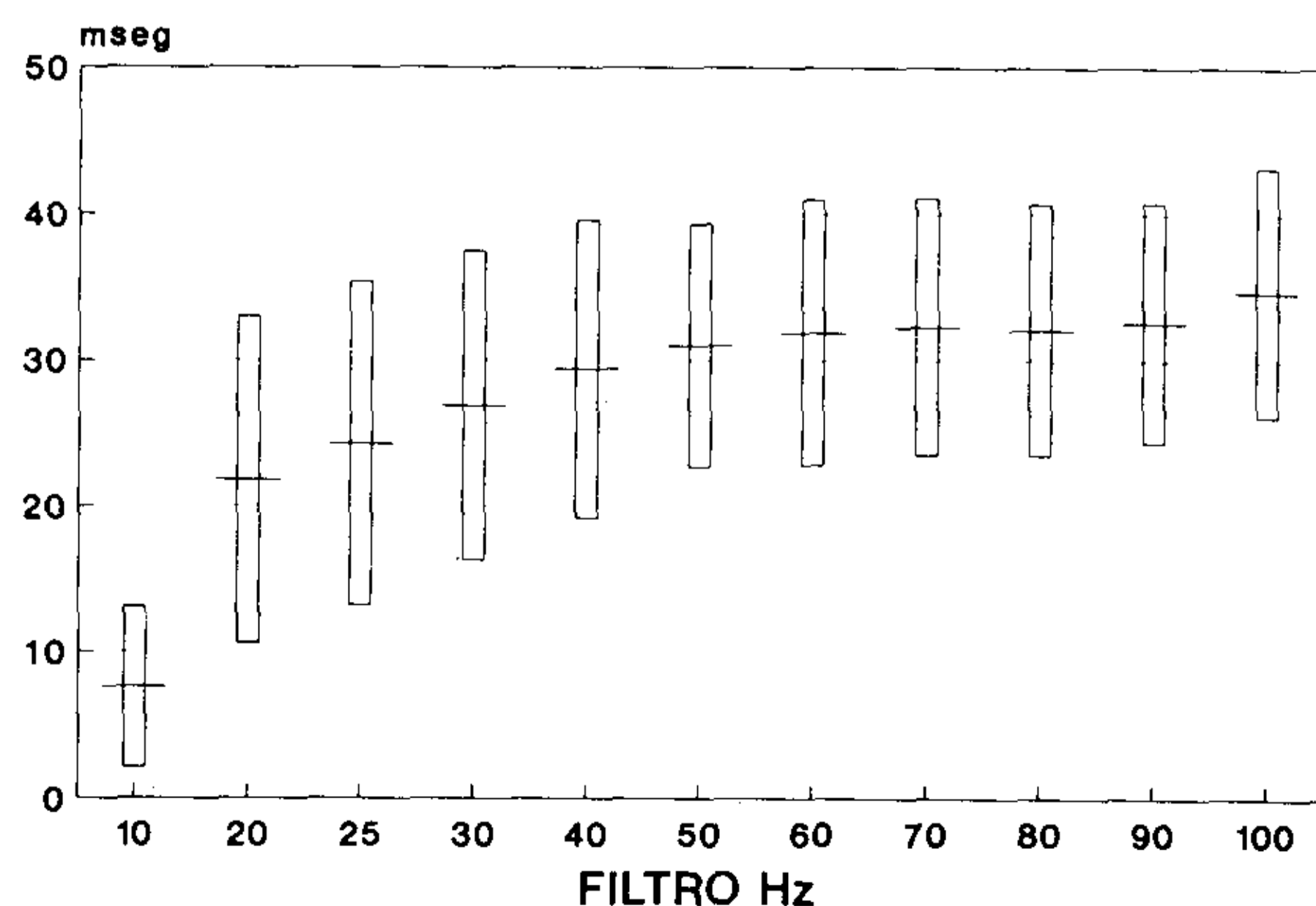


Fig. 3. LAS.

Tabla 1
Valores de señales promediadas en individuos normales

| | Filtros Hz | | | | | | | | | | |
|---------------------------------|-----------------|----------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| | 10 | 20 | 25 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | 90 | 100 |
| DURACION QRS FILTRADO (mseg) | 91,8 ±9,7 | 100,8 ±13,5 | 96,8 ±10,9 | 95,7 ±10,7 | 94,6 ±9,2 | 93,3 ±10,2 | 91,6 ±10,4 | 90,5 ±10,4 | 89,8 ±10,3 | 89 ±10,5 | 88,1 ±10,3 |
| LAS (mseg) | 7,6 ±5,5 | 21,8 ±11,2 | 22,6 ±10,9 | 26,9 ±10,6 | 28,6 ±9,1 | 31 ±8,3 | 31,9 ±9,1 | 32,3 ±8,8 | 32,1 ±8,6 | 32,6 ±8,2 | 34,7 ±8,5 |
| RMS (uVolt) | 312,3 ±190,7 | 92,7 ±80,4 | 87,5 ±56 | 69,9 ±56,9 | 54,3 ±30,9 | 49,1 ±30,9 | 44,6 ±27,7 | 40,7 ±25 | 34,9 ±20,9 | 31,3 ±18,6 | 28 ±16,5 |
| RUIDO (uVolt) | 2,46 ±1,57 | 0,50 ±0,23 | 0,40 ±0,16 | 0,39 ±0,18 | 0,36 ±0,14 | 0,35 ±0,17 | 0,35 ±0,17 | 0,34 ±0,17 | 0,34 ±0,17 | 0,33 ±0,17 | 0,33 ±0,17 |

RMS: sigla inglesa de raíz cuadrada media del voltaje de los últimos 40 mseg del QRS filtrado. LAS: sigla inglesa de la duración del QRS filtrado cuando las señales descienden debajo de 40 microvolts.

la taquicardia ventricular (TV) es posible obtenerlos directamente desde la superficie epicárdica.¹⁴ Berbari y colaboradores fueron los primeros en realizar registros no invasivos empleando alta amplificación, filtros pasabanda y promediación de señales.¹⁵

Por tratarse de señales de muy baja amplitud y trabajar con mucha amplificación (en el orden del microvolt) es necesario mantener bajo el nivel de ruido durante el registro. Acorde con las recomendaciones de un comité internacional para la estandarización del método,¹⁶ la preparación de la piel y el tipo de electrodos a emplear (plata clorurada) significan mejor calidad de registros por disminución de la impedancia y el nivel de ruido. Este proviene de los músculos esqueléticos, del equipo mismo y de malos contactos entre los electrodos y la piel. Atender a estos parámetros, insistir al paciente con la

relajación y tomar para el muestreo más de 200 latidos contribuye a mantener bajo el nivel de ruido.¹⁷⁻¹⁹

Los filtros se emplean para eliminar el segmento ST y la onda T, que son señales de baja frecuencia con respecto a los potenciales tardíos o al QRS.^{20, 21}

Al analizar la duración del QRS filtrado, el final del complejo se determina por un algoritmo elaborado por Simson que señala el punto en que se produce un cambio brusco en la línea de base; más exactamente definido como el punto medio de un segmento de 5 mseg en el cual el voltaje medio excede la media del nivel de ruido tres veces por encima del desvío estándar del ruido de la muestra. Dada su importancia se recomienda su visualización y el ajuste manual.²²

Este valor está aumentado en los casos patológicos, ya que los postpotenciales se inscriben

RAIZ CUADRADA MEDIA ULTIMOS 40 MSEG

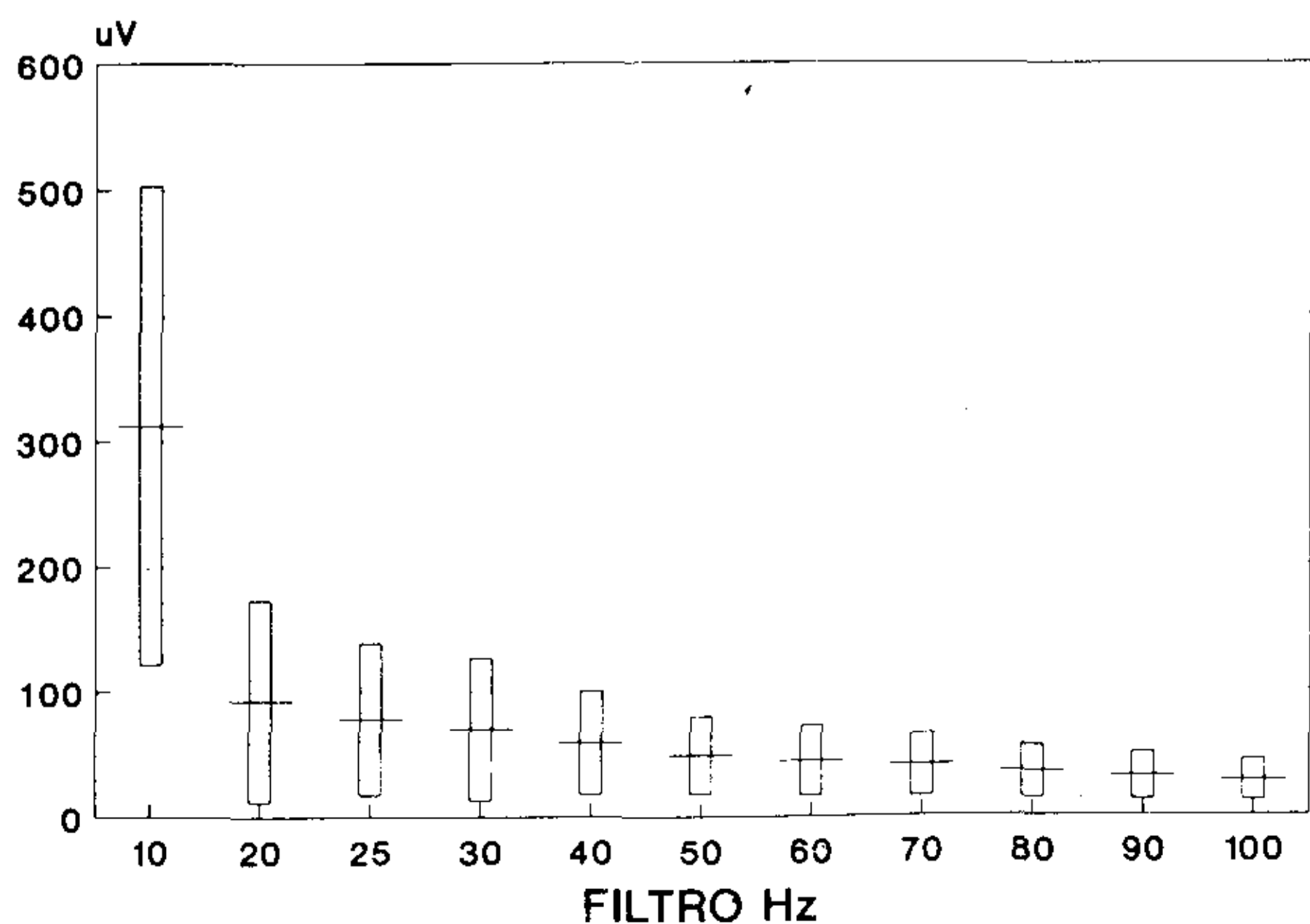


Fig. 4. Raíz cuadrada media en los últimos 40 mseg.

RUIDO

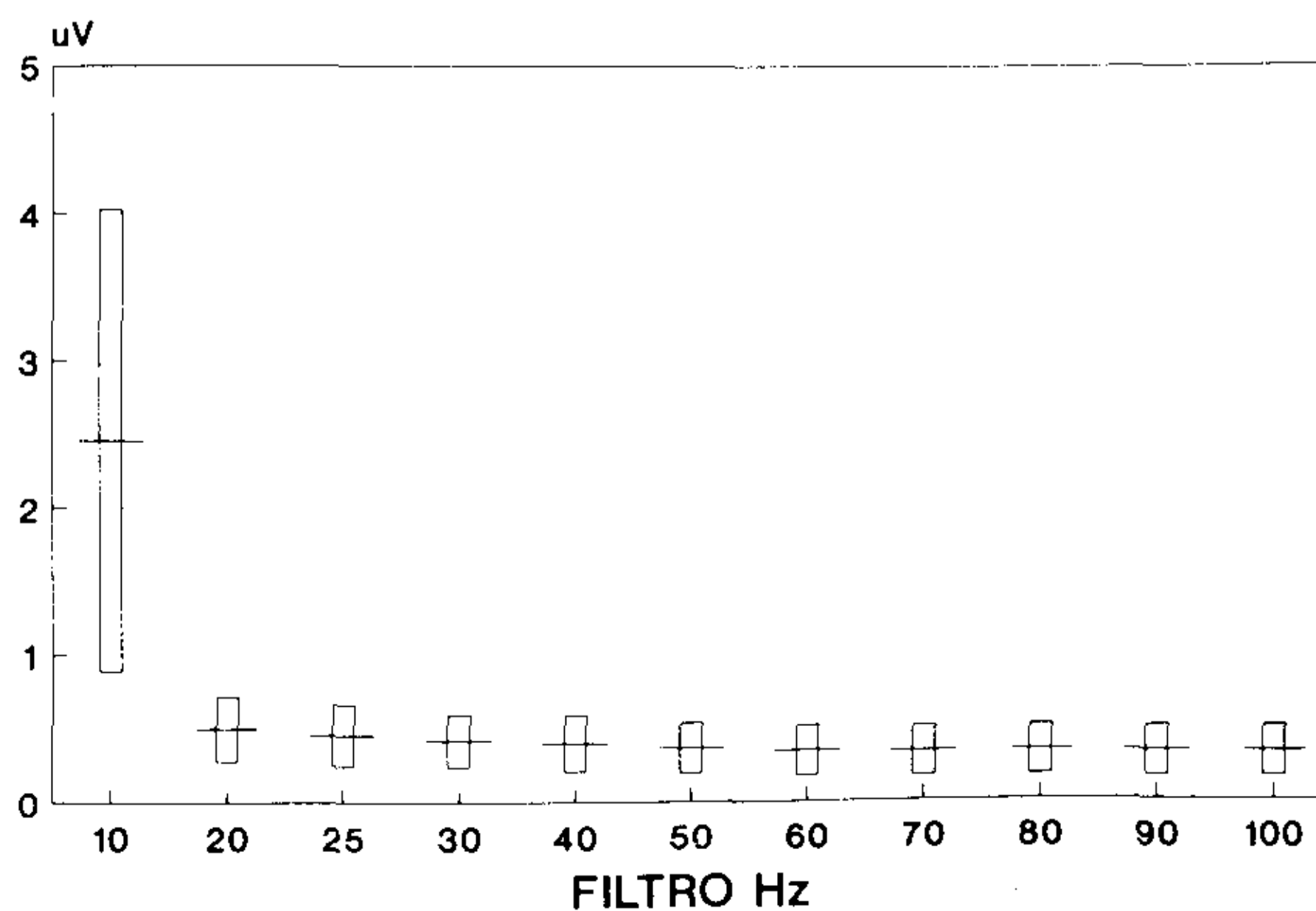


Fig. 5. Ruido.

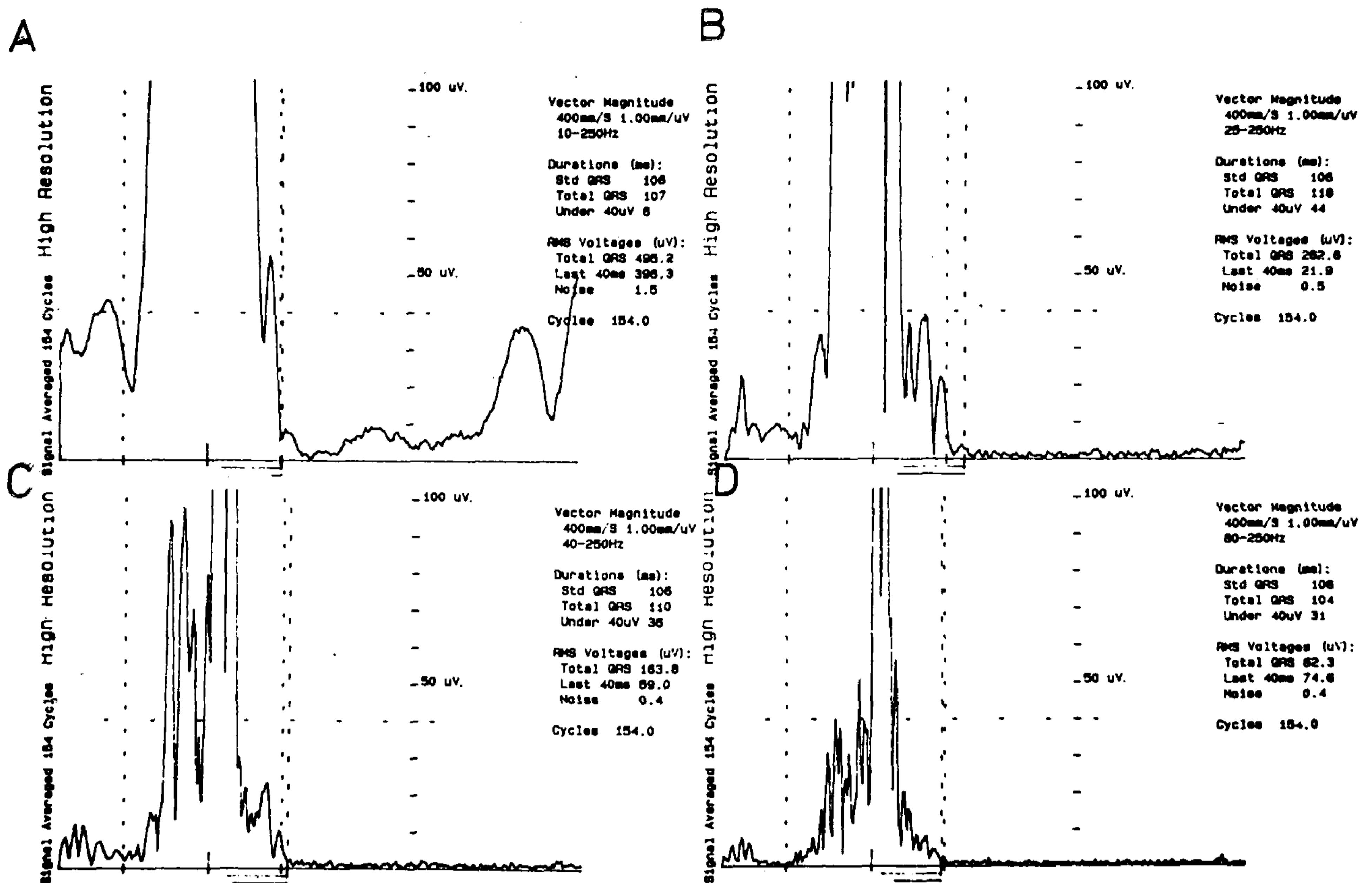


Fig. 6. Los valores del QRS total, duración de las señales bajo 40 microvolts, raíz cuadrada media del voltaje de los últimos 40 msec y nivel de ruido varían en función del filtro empleado, de A a D, 10, 25, 40 y 80 Hz respectivamente. Obsérvese el cambio en la morfología y valores del trazado.

inmediatamente después. En los pacientes que ya tienen de base un trastorno de conducción y por lo tanto prolongada la duración del complejo QRS, esta medición no es útil; para ellos se emplea el análisis de Fourier en el dominio de la frecuencia en lugar del tiempo.²³⁻²⁸

El segundo método (LAS) consiste en calcular la duración de la porción terminal del complejo QRS cuando éste desciende por debajo de 40 microvolts. Una vez que la computadora identificó el final del complejo QRS, se mueve hacia atrás para medir cuándo éste tiene 40 microvolts. Desde este punto se marca y se miden los milisegundos que dura la señal.

El tercer método (RMS) consiste en calcular la raíz cuadrada media del voltaje de los últimos 40 msec del QRS. Los postpotenciales son señales de baja amplitud, y si están presentes, la medición de la raíz cuadrada media del voltaje será mucho menor que si los postpotenciales no existieran.

Estos datos parecen de mucha importancia si se tiene en cuenta la fuerte correlación encontrada entre las señales de baja amplitud del final

del complejo QRS e inicio del segmento ST y la taquicardia ventricular en pacientes postinfarto.²⁹⁻³¹ En tal sentido es necesario establecer parámetros de normalidad, ya que los postpotenciales están influenciados por los filtros pasa alto. Esta carencia impulsó a otros autores a tomar valores empíricos de filtros pasa alto (Simson 25 Hz³² y Denes 40 Hz³³). Apoyando este punto de vista se sugiere la consulta de la Tabla 2, con datos tomados de distintos autores observando la variabilidad de los mismos.^{21, 26, 34-36} El grupo de trabajo internacional,¹⁶ si bien fija valores normales para establecer pautas en el tema, sugiere que cada laboratorio elabore sus propios estándares.

También varían los criterios de positividad. Para algunos autores basta la presencia de un criterio;³⁶ para otros, dos³⁴ o tres.²⁶ Para Caref²¹ el mejor valor predictivo (89%) se obtiene por combinaciones de señales RMS con dos filtros y LAS y RMS con tres combinaciones de filtros diferentes: treinta y dos combinaciones en total (Tabla 2).

Los datos publicados por Caref y colaborado-

Tabla 2
Identificación de potenciales tardíos. Valores anormales

| Autor | Filtro Pasa alto (Hz) | Duración QRS filtrado (mseg) | | RMS (uV) | | LAS (mseg) |
|--|-----------------------|------------------------------|---|----------|---|------------|
| Simson y colaboradores ³⁴ | 25 | > 110 | y | < 25 | | - ** |
| Kuchar y colaboradores ³⁶ | 40 | > 120 | o | < 20 | | - * |
| Gomes y colaboradores ³⁵ | 40 | > 114 | o | < 25 | o | > 38* |
| Buckingham y colaboradores ²⁶ | 40 | > 95 | y | < 30 | y | > 30*** |
| Caref y colaboradores ²¹ | 40 | > 111 | | < 16 | | > 39 |
| Breithardt y colaboradores ¹⁶ | 40 | > 114 | y | < 20 | y | > 38 |

RMS: sigla inglesa de raíz cuadrada media del voltaje de los últimos 40 mseg del QRS filtrado. LAS: sigla inglesa de la duración del QRS filtrado cuando las señales descienden debajo de 40 microvolts. Criterios de anomalía requeridos: * uno, ** dos, *** tres criterios.

res²¹ demuestran que la duración del QRS filtrado y LAS tienen una distribución normal con todos los filtros chequeados y que pueden definirse con un 95% de grados de confianza. No ocurre lo mismo con RMS, con valores diferentes entre 20 y 70 Hz. En cambio los citados autores han encontrado que la distribución normal es la del logaritmo natural de estos valores. Al aumentar los filtros pasa alto hay un descenso no lineal de RMS y un marcado incremento en LAS. La duración del QRS parece tener una respuesta bidireccional que está vinculada con el nivel de ruido. En cambio el RMS parece ser más sensible a los filtros pasa alto. El descenso en los valores de RMS sin descenso correspondiente en el ruido hace pensar que la parte final del QRS puede ser incluida como ruido. Se observó una marcada atenuación de los niveles de ruido al pasar del filtro 10 Hz al 20. Con los filtros más bajos los niveles de ruido son generalmente altos y esto ayuda a enmascarar postpotenciales sumergidos en el ruido de los miopotenciales de los músculos esqueléticos.^{22, 37} De igual forma podrán ser filtrados inadvertidamente los postpotenciales con los filtros de alto valor. Existe marcada discrepancia entre los diferentes autores con respecto al mejor grupo de filtros a emplear.^{21, 33, 37} Denes y Caref señalan al filtro de 40 Hz como el que mayor porcentaje de predictibilidad ha permitido obtener en grupos de pacientes con taquicardia ventricular (89%).²¹

El análisis de los filtros es pues de suma importancia para caracterizar a los grupos de pacientes, ya que la consideración de potenciales normales o anormales depende directamente del tipo de filtros empleado.

SUMMARY

At least half the deaths of patients with cardiovascular disease occur suddenly and unexpectedly. Current noninvasive techniques for assessment of patients at risk for sudden death have poor predictive value. Signal averaging of the surface ECG is a new noninvasive computerized method of analyzing standard ECGs that identifies patients at risk for ventricular tachycardia with good specificity and predictive value. The study comprised 50 normal volunteers, 30 men, and their ages ranges from 14 to 59 years (\bar{X} 33.7 \pm 9.2). The signal was recorded with the Arrhythmia Research Technology 1200 EPX unit using Simson's methods. A total of 11 high-pass filter settings were used with the low pass cutoff frequency fixed at 250 Hz. Noise level (1.0 uV at 25 Hz and < 0.7 uV at 40 Hz). The parameters were defined as: a) the duration of the filtered QRS, b) LAS, the duration of low amplitude signals measured from the filtered QRS offset backward to when the signal reaches 40 uV and c) RMS, the root mean square voltage of the terminal 40 ms of the filtered QRS complex. The values commonly employed in the literature are with 25 and 40 Hz: a) QRS duration 108 and 104 ms, b) LAS 44 and 38 ms and c) RMS 31 and 23 uV respectively for 25 and 40 Hz. The values were significantly influenced by the high pass filter setting. This group is characterized by short QRS duration and LAS and high RMS.

BIBLIOGRAFIA

1. Mukharji J, Rude R, Poole W, Gustafson N, Thomas L Jr, Strauss H, Jaffe A, Muller J, Roberts R, Raabe D Jr, Crofft C, Passamani E, Braunwald E, Willerson J, MILIS Study Group: Risk factors for sudden death after acute myocardial infarction: two-year follow-up. *Am J Cardiol* 1984; 54: 31-36.
2. Buxton A: Sudden cardiac death-1986. *Ann Intern Med* 1986; 104: 716-718.
3. WHO Scientific Group: Sudden cardiac death. WHO Tech Rep Ser 1985; 726: 5-25.

4. Pratt C, Francis M, Luck J, Wyndham C, Miller R, Quiñones M: Analysis of ambulatory electrocardiograms in 15 patients during spontaneous ventricular fibrillation with special reference to preceding arrhythmic events. *J Am Cardiol* 1983; 2: 789-797.
5. Kempf F Jr, Josephson M: Cardiac arrest recorded on ambulatory electrocardiograms. *Am J Cardiol* 1984; 53: 1577-1582.
6. Milner P, Platia E, Reid P, Griffith L: Ambulatory electrocardiographic recordings at the time of fatal cardiac arrest. *Am J Cardiol* 1985; 56: 588-592.
7. Fontaine J, Henkin R, Howard M, Turitto G, Ursell S, El-Sherif N: Establishing criteria for the presence of late potentials in patients with left bundle branch block (abstr). *PACE* 1987; 10: 675.
8. Breithardt G, Becker R, Seipel L: Noninvasive recording of late ventricular activation in man. *Circulation* 1980; 62: III-320.
9. Simson M: Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation* 1981; 64: 235-242.
10. Gomes J, Winters S, Stewart D, Horowitz S, Milner M, Barreca P: A new invasive index to predict sustained ventricular tachycardia and sudden death in the first year after myocardial infarction: based on signal-averaged electrocardiogram, radionuclide ejection fraction and Holter monitoring. *J Am Coll Cardiol* 1987; 10: 349-357.
11. El-Sherif N, Gomes J, Restivo M, Mehra R: Late potentials and arrhythmogenesis. *PACE* 1985; 8: 440-462.
12. Simson M: Signal averaging. *Circulation* 1987; 75 (III): 69-73.
13. Boineau JP, Cox JL: Slow ventricular activation in acute myocardial infarction: a source of re-entrant premature ventricular contractions. *Circulation* 1973; 48: 702-713.
14. Fontaine G, Valero E, Pesce R: Cartografía epicárdica. *Rev Arg Cardiol* 1980; 38: 123.
15. Berbari E: Recording from the body surface of arrhythmogenic ventricular activity during the ST segment. *Am J Cardiol* 1978; 41: 697-702.
16. Breithardt G, Cain ME, El-Sherif N, Flowers N, Hombach V, Janse M, Simson MB, Steinbech G: Standards for analysis of ventricular late potentials using high-resolution or signal-averaged electrocardiography: a statement by a Task Force Committee of the European Society of Cardiology, the American Heart Association and the American College of Cardiology. *J Am Coll Cardiol* 1991; 17: 999-1006.
17. Vatterott P: The effect of residual noise on the predictive accuracy of the signal averaged electrocardiogram (abstr). *PACE* 1987; 10: 450.
18. Steinberg J, Bigger J Jr, Bernstein F: Results of signal averaged ECG are dependent upon endpoint of reduction (abstr). *Circulation* 1987; 76: IV-342.
19. Evanich M, Newberry A, Partridge L: Some limitations on the removal of periodic noise by averaging. *J Ap Physiol* 1972; 33: 356.
20. Walter P, Poliak S: Technique of QRS signal averaging. In: Hurst JW: *The Heart* (6th ed). McGraw-Hill, 1985, pp 1716-1719.
21. Caref E, Turitto G, Ibrahim B, Henkin R, El-Sherif N: Role of bandpass filters in optimizing the value of the signal-averaged electrocardiogram as a predictor of the results of programmed stimulation. *Am J Cardiol* 1989; 64: 16.
22. Simson M: Clinical application of signal averaging. *Cardiol Clin* 1983; 1: 109-119.
23. Brigham ED: *The Fast-Fourier Transform*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall 148, 1974.
24. Cain ME, Ambos HD, Markham J, Fischer AE, Sobel BE: Quantification of differences in frequency content of signal-averaged electrocardiogram in patients with compared to those without sustained ventricular tachycardia. *Am J Cardiol* 1985; 55: 1500-1505.
25. Cain ME, Ambos HD, Lindsay B, Markham J, Arthur R: Spectral and temporal interrogation of signal-averaged electrocardiograms: the best is yet to come. *J Am Coll Cardiol* 1989; 14: 1741-1743.
26. Buckingham T, Thessen C, Hertweck D, Janosik D, Kennedy H: Signal-averaged electrocardiography in the time and frequency domains. *Am J Cardiol* 1989; 63: 820-825.
27. Pierce DL, Easley AR Jr, Windle JR, Engel TR: Fast-Fourier transformation of the entire low amplitude late QRS potential to predict ventricular tachycardia. *J Am Coll Cardiol* 1989; 14: 1731-1740.
28. Machac J, Weiss A, Winters SL, Barecca F, Gomes JA: A comparative study of frequency domain and time domain analysis of signal-averaged electrocardiogram in patients with ventricular tachycardia. *J Am Coll Cardiol* 1988; 11: 84-96.
29. Coto H, Maldonado C, Palakurthy F, Flowers N: Late potentials in normal subjects and in patients with ventricular tachycardia unrelated to myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1985; 55: 384-390.
30. Vatterott P, Hamill S, Bailey K, Berbari E, Matheson S: Signal-averaged electrocardiography: A new noninvasive test to identify patients at risk for ventricular arrhythmias. *Mayo Clin Proc* 1988; 63: 931-942.
31. Madoery C, Guindo J, Lousada N, Viñolas X, Martínez Rubio A, Torner P, Oter R, Domínguez de Rozas JM, Bayes de Luna A: Incidencia de los potenciales ventriculares tardíos en pacientes postinfarto agudo de miocardio. *Rev Arg Cardiol* 1991; 59: 67.
32. Simson MB: Optimal identification of late potentials. In: Santini M, Pistolase M, Allegro A (eds): *Progress in Clinical Pacing*. Excerpta Medica, 1988, pp 225-238.
33. Denes P: Quantitative analysis of the high frequency components of the body surface QRS in normal subjects and in patients with ventricular tachycardia. *Circulation* 1983; 67: 1129-1138.
34. Buxton AE, Simson MB, Falcone RA, Marchlinski FE, Josephson ME: The signal-averaged ECG predicts results of programmed stimulation in patients with nonsustained ventricular tachycardia after inferior infarction (abstract). *J Am Coll Cardiol* 1986; 7: 103A.
35. Gomes JA, Winters SL, Stewart D, Barreca P: Signal averaging predicts inducibility of sustained ventricular tachycardia in patients with high grade ectopy and non sustained ventricular tachycardia (abstract). *J Am Coll Cardiol* 1987; 9: 151A.
36. Kichar DL, Rosenbaum DS: Noninvasive recording of late potentials: Current state of the Art. *PACE* 1989; 12: 1538.
37. Gomes J, Winters S, Stewart D, Targonski A, Barreca P: Optimal bandpass filters for time-domain an analysis of the signal-averaged electrocardiogram. *Am J Cardiol* 1987; 60: 1290-1298.