

# Metodología y calibración del dp/dt para el estudio de la función ventricular

Dres. JULIO d'OLIVEIRA \*, ENRIQUE GARCILAZO \*, NESTOR RUIZ CALDERON \*  
y ELMA TENREYRO \*\*.

## RESUMEN

Se estudia la correlación entre valores de dp/dt calculados a partir de mediciones de presión intraventricular obtenidas con manómetros interno y externo.

Se estudia la correlación entre valores de regresión y el coeficiente de correlación correspondiente (0,83) que demuestra la existencia de una buena correlación lineal.

Se verifica el correcto funcionamiento del derivador electrónico utilizado y se obtiene el factor de calibración de la escala de ordenadas.

La necesidad del mayor conocimiento de la capacidad funcional cardíaca nos ha llevado, así como a otros grupos de trabajo, a tratar de encontrar parámetros que más se acerquen a la realidad del rendimiento cardíaco.

Basándose en los primitivos trabajos de Hill sobre músculo esquelético en 1938, Braunwald, Sonnenblick, Fry y otros, estudian la mecánica muscular aplicando el principio de la relación inversa entre fuerza y velocidad de acortamiento y surge del análisis de estos conceptos un conjunto de parámetros o índices, incluyendo la velocidad máxima de acortamiento del elemento contráctil (V.

max.), aplicada al hombre por Mason en 1968 (1, 11).

La expresión de la función cardíaca por la mecánica muscular se sustenta en el principio de la relación fuerza-velocidad-longitud del miocardio. En el corazón, el acortamiento de las fibras, produce tensión en la pared, y ésta, a su vez, genera presión intracavitaria.

Si estudiamos la velocidad de crecimiento de la presión (dp/dt) estaremos midiendo, en cierta manera, la velocidad de acortamiento muscular. Se debe hacer la salvedad que no sólo depende de ésta, sino también del tamaño y de la forma del ventrículo, del espesor de su pared, de la orientación de sus fibras, de la secuencia de la activación y del estado del aparato valvular (12).

Debe considerarse también que, durante la fase de expulsión, se agregan como factores la impedancia aórtica y la variable longitud a cada instante.

---

\* Integrantes del Equipo Hemodinámico del Hospital Militar Central.

\*\* Dra. en Química Nuclear - Integrante del Grupo de Biomatemática de la Comisión Nacional de Energía Atómica. Facultad de Ciencias Exactas-Universidad de Buenos Aires.

Durante el período isovolumétrico existe una relación directa entre la potencia (función del estado contráctil del miocardio, y el correspondiente  $dp/dt$ , dada por (13):

$$P(t) = \frac{dp}{dt}(t) \times V$$

$P =$  Potencia  
 $p =$  Presión  
 $V =$  Volumen  
 $t =$  Tiempo

} DURANTE EL PERIODO ISOVOLUMETRICO

Dado que durante la fase isovolumétrica los cambios de volúmenes son despreciables, la variación de  $dp/dt$  en el tiempo da una medida de la variación del estado contráctil (representado por la potencia) para un sujeto dado.

Para poder hacer una comparación entre distintos sujetos hay que tener en cuenta las diferencias entre los volúmenes de fin de diástole de cada uno (pre-carga), la frecuencia y la impedancia eyectiva (postcarga) correspondientes.

En un intento para corregir las magnitudes implicadas, se han ideado diversos índices, a saber:

$\frac{dp}{dt}$ ,  $\frac{dp}{dt}$ ,  $\frac{dp}{dt}$ ,  $\frac{dp}{dt}$ ,  $V. \max.$ , etc.

†      ITI    CPIP    Pd2

Para lograr un  $dp/dt$  con la mayor precisión posible y con los instrumentos a nuestro alcance, hicimos preparar diferenciadores electrónicos, cuyo empleo y calibración se detallan más adelante. Además se usaron simultáneamente dos transductores de presión, uno ubicado dentro del ventrículo (micromanómetro) y el otro externo a través de un catéter standard, realizándose un estudio de correlación entre los registros obtenidos con ambos.

#### 1. CORRELACION ENTRE REGISTROS CON MANOMETRO INTERNO Y EXTERNO

##### MATERIAL Y METODOS

En nuestra sección de Hemodinamia, hemos utilizado para medición de presiones: el transductor Statham P 23, trans-

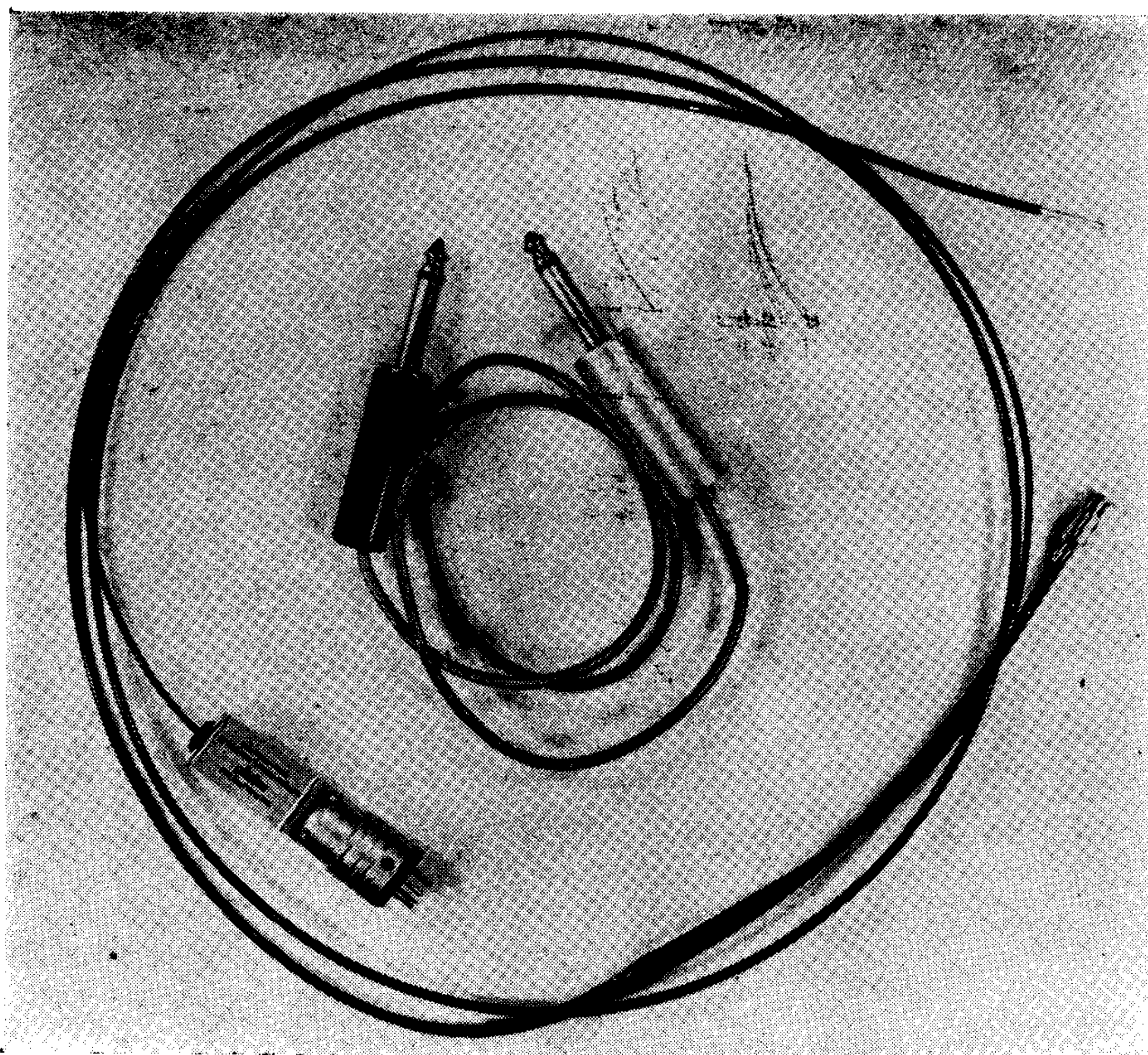
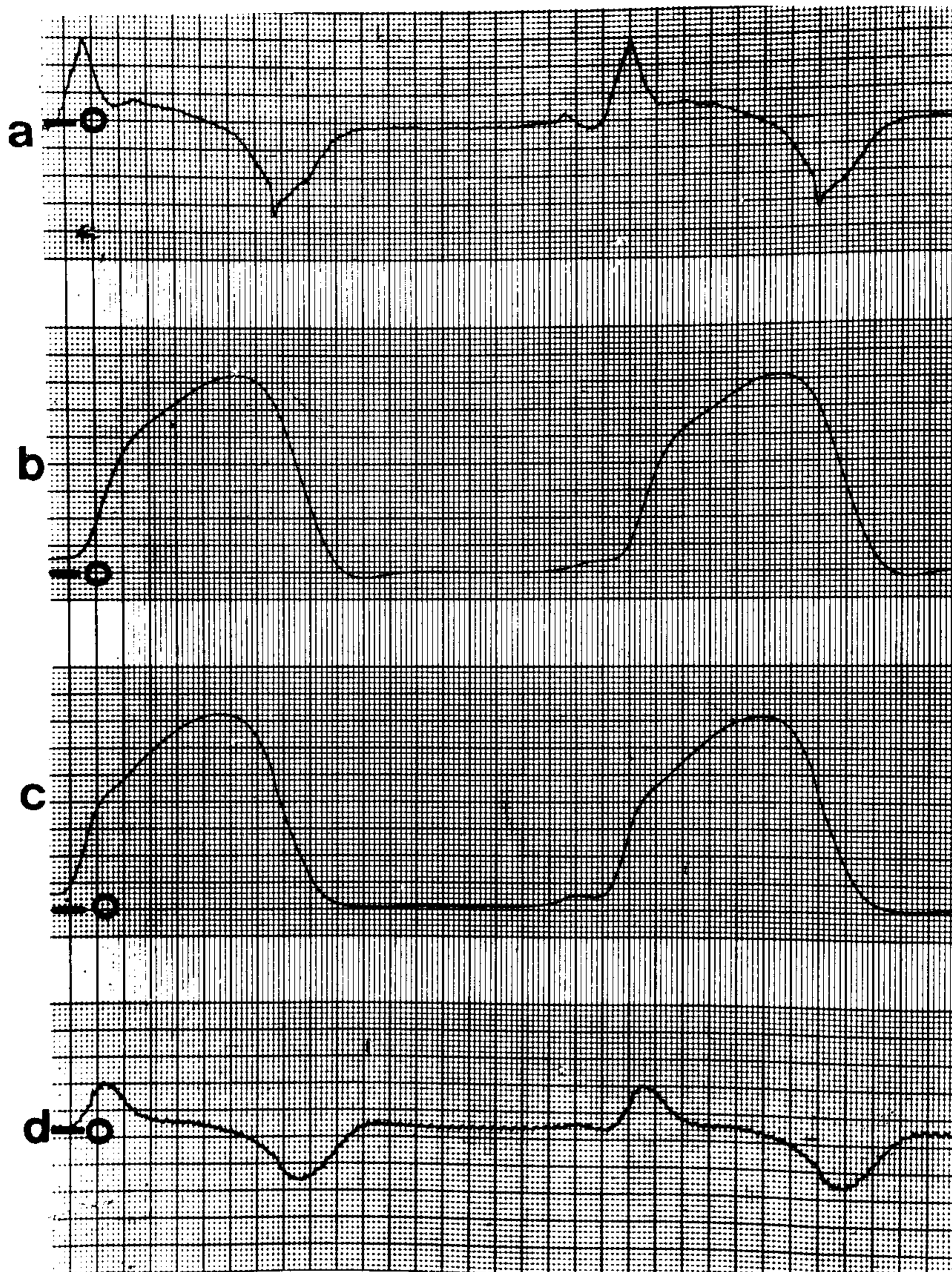


Fig. 1. — Catéter micromanómetro. En el centro aparato derivador.



**Fig. 2. — a) 1ª derivada de presión ventricular izquierda con micromanómetro; b) Presión intraventricular izquierda con manómetro externo; c) Presión intraventricular izquierda con micromanómetro int.; d) 1ª derivada de presión ventricular izquierda con manómetro externo.**

ductor Sanborn 267 BC, el transductor catéter 6,5, con micromanómetro en la punta modelo SF1 Stathan (fig. 1).

El registro se efectuó con polígrafo Sanborn de cuatro canales con velocidad máxima de registro de 100 mm/seg., usando como derivadores diferenciadores RC, uno con constante de tiempo fija de 5 mmseg., y otro con constante de tiempo variable entre 0 y 5 mm/seg. (fig. 1).

Los catéteres habitualmente utilizados fueron: Sones 8-80 para el sector izquier-

do, y el de Cournand o Platino Nº 7 para el sector derecho.

Se registró simultáneamente la presión intraventricular con manómetro externo y micromanómetro interno y sus respectivas primeras derivadas (fig. 2).

Sobre un mismo paciente se hicieron medidas geométricas de  $dp/dt$  sobre las curvas de presión ventricular, registradas con manómetro interno y externo, durante 40 ciclos sucesivos, con y sin estimulación inotrópica, en los puntos de  $dp/dt$  máximo.

Para determinar geoméricamente el  $dp/dt$  se trazó la tangente en el punto de la curva de presión ventricular izquierda, coincidente con el pico máximo de la derivada, obteniéndose un triángulo, cuya base es la línea del 0 y cuya altura es una perpendicular a ésta, que corta a la tangente en cualquier punto. Dividiendo la altura por la base se logra la pendiente de la recta tangente, expresada en mmHg/seg. (fig. 3).

Se calculó el coeficiente de correlación "x" estimado entre los valores de

$$\left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{E(i)} \quad \text{y} \quad \left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{I(i)}$$

aplicando:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n \Delta E(i) \Delta I(i)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n \Delta^2 E(i) \sum_{i=1}^n \Delta^2 I(i)}}$$

Pendiente de la recta tangente calculada sobre el registro del manómetro externo, i-ésima determinación.

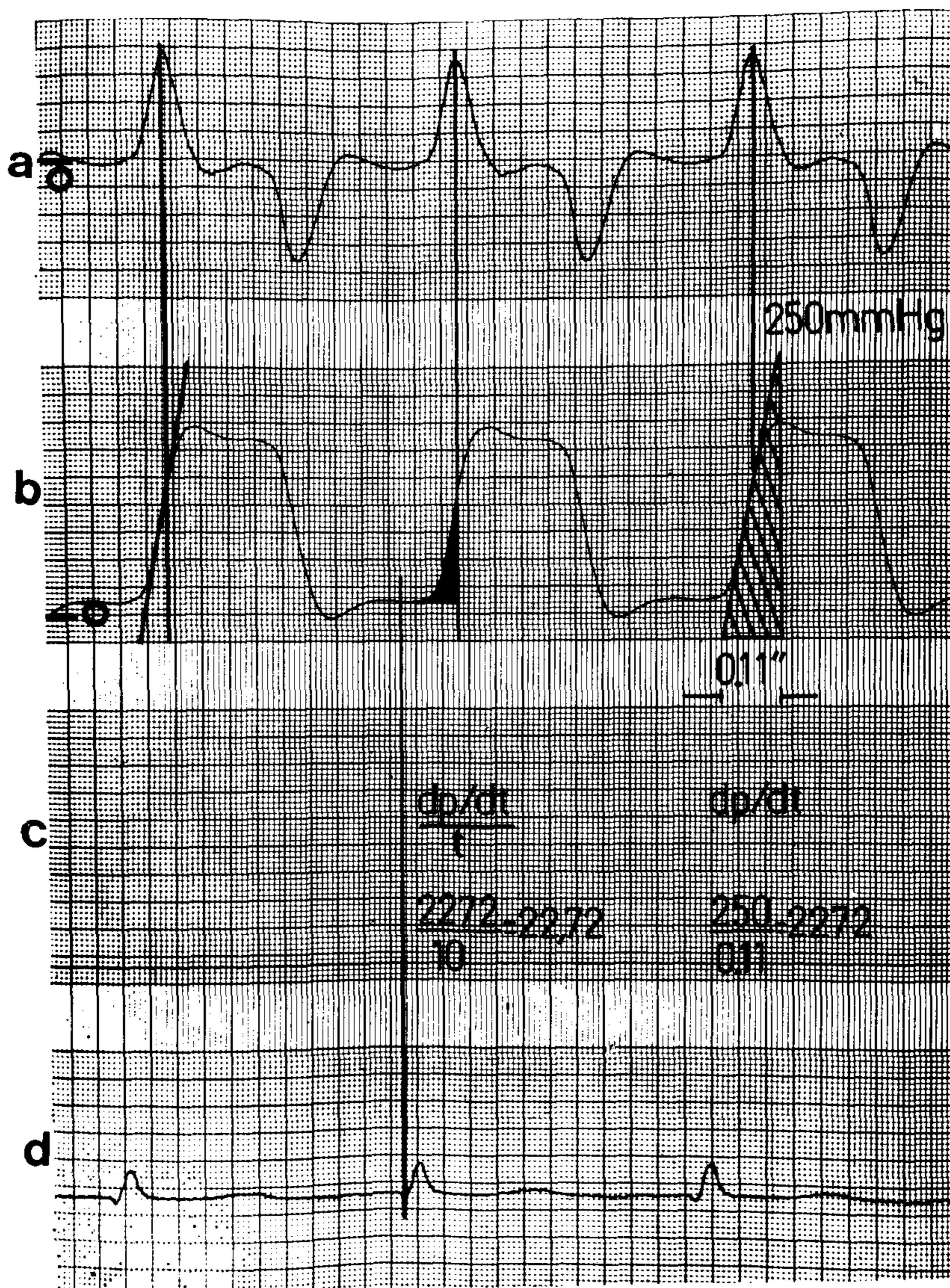


Fig. 3. — a) 1ª derivada de presión ventricular izquierda; b) Presión intraventricular izquierda; c) Cálculo de  $dp/dt$  y  $dp/dt/t$ ; d) Electrocardiograma.

$\left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{l(i)}$  Pendiente de la recta tangente calculada sobre el registro del micromanómetro interno, i-ésima determinación.

$$\Delta E(i) = \left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{E(i)} - \overline{\left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_E}$$

$$\Delta l(i) = \left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{l(i)} - \overline{\left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_l}$$

i = número de determinación; n = 40

$$\overline{\left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_E} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{E(i)} = \text{Promedio de los } \left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{E(i)}$$

$$\overline{\left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_l} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{l(i)} = \text{Promedio de los } \left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{l(i)}$$

Se estableció además la ecuación de regresión, calculándose el coeficiente de regresión de la muestra (b) y los correspondientes intervalos de confianza para valores individuales (t.Sy) y para medias (t.Sy) para una probabilidad de 0,95.

con  $X(i) = \left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{E(i)}$

$$Y(i) = \left(\frac{\Delta P}{\Delta t}\right)_{l(i)}$$

$$\hat{Y}(i) = \bar{Y} + b(X(i) - \bar{X})$$

## RESULTADOS

El valor del "coeficiente de correlación estimado" obtenido,  $r = 0,83$ , indica la existencia de correlación entre los registros realizados mediante el manómetro interno y externo.

El valor del "coeficiente de correlación" que figura en tablas (para  $n-2 = 38$  grados de libertad) a un nivel de significación del 1 % es 0,4026, menor que el  $r = 0,83$  obtenido, por lo tanto se puede afirmar que este último valor no es debido al azar y que efectivamente existe correlación entre las variables con una probabilidad del 99 %.

La recta de regresión está dada por la ecuación:

$$\hat{Y}(i) = 88,45 + 1,089 X(i)$$

El coeficiente de regresión de la muestra y los correspondientes intervalos de confianza para valores individuales y para medias, para una probabilidad del 95 % son (fig. 4):

$$b = 1,089$$

$$t. SY = 31,59 \sqrt{102,5 + 6,46 \cdot 10^{-5} X^2}$$

$$t. S \hat{Y} = 31,59 \sqrt{2,5 + 6,46 \cdot 10^{-5} X^2}$$

Las conclusiones arriba enunciadas son válidas para nuestras condiciones de trabajo y para una amplitud de  $dp/dt$  entre 1041 mmHg/seg. y 1923 mmHg/seg. registrados con manómetro externo.

## II) FACTOR DE CALIBRACION PARA LOS REGISTROS OBTENIDOS CON DIFERENCIADORES ELECTRONICOS

El factor de calibración se determinó geoméricamente sobre dos tipos de registros, uno constituido por la curva de presión intraventricular izquierda de pacientes (fig. 3) y el otro por diversas curvas generadas electrónicamente a la entrada del amplificador del canal de presión y sus correspondientes curvas derivadas (fig. 5 y 6).

## MATERIAL Y METODOS

Además del instrumental mencionado en la parte I, se utilizó un generador de funciones Helwet Packard modelo 3310 A, de amplitud y frecuencias variables, esta última entre  $10^{-4}$  y  $5 \times 10^6$  Hz. Este generador, que permite obtener ondas triangulares, rectangulares y sinusoidales, se conecta al preamplificador del canal de presiones (14, 16). En todos los casos el registro se efectuó a una velocidad de corrida del papel de 25 mm/seg.

Para la determinación del factor de calibración utilizamos funciones triangulares de amplitud fija y frecuencias com-

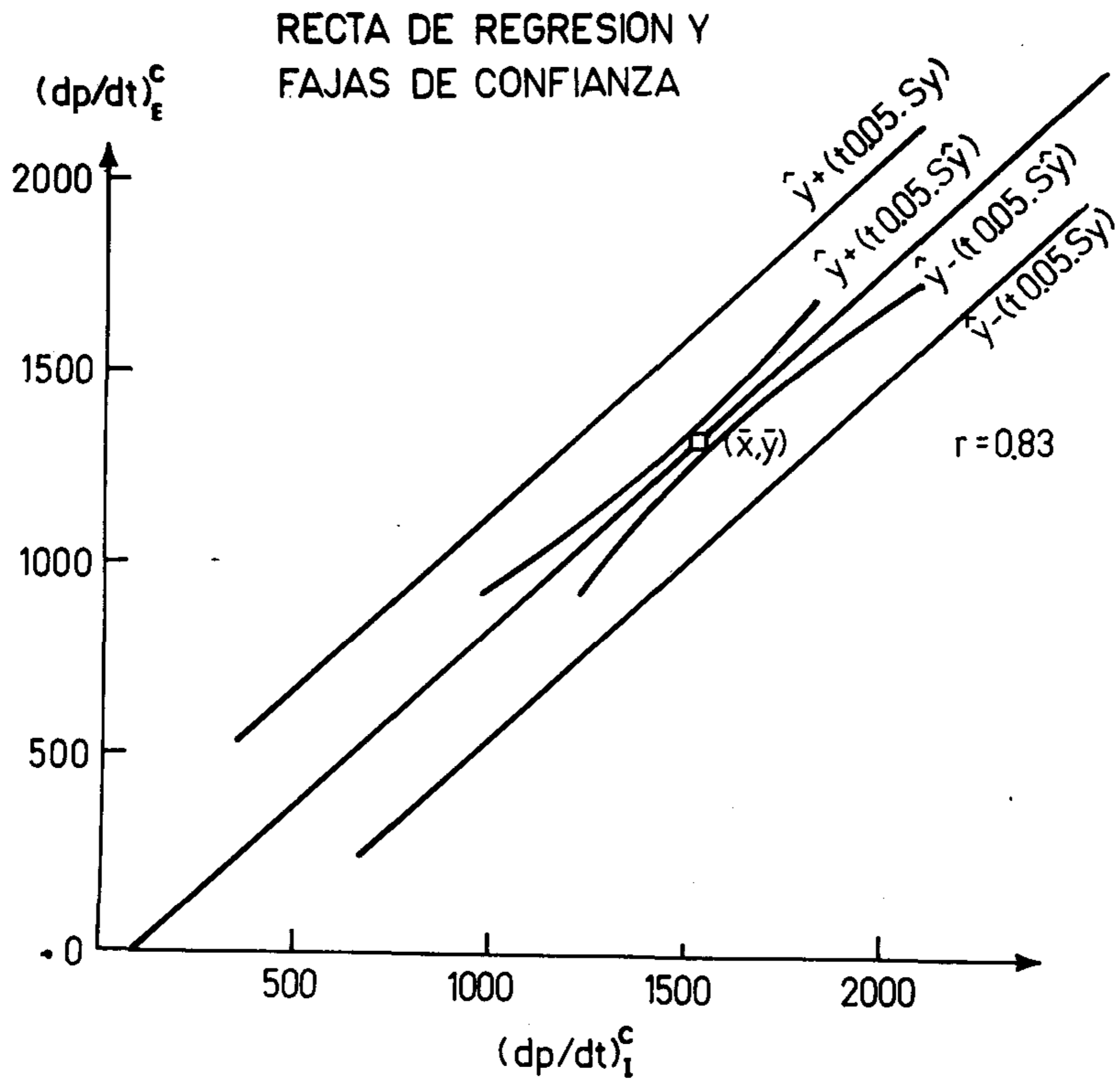


Fig. 4. — Recta de regresión y fajas de confianza del  $dp/dt$  calculado externo e interno.

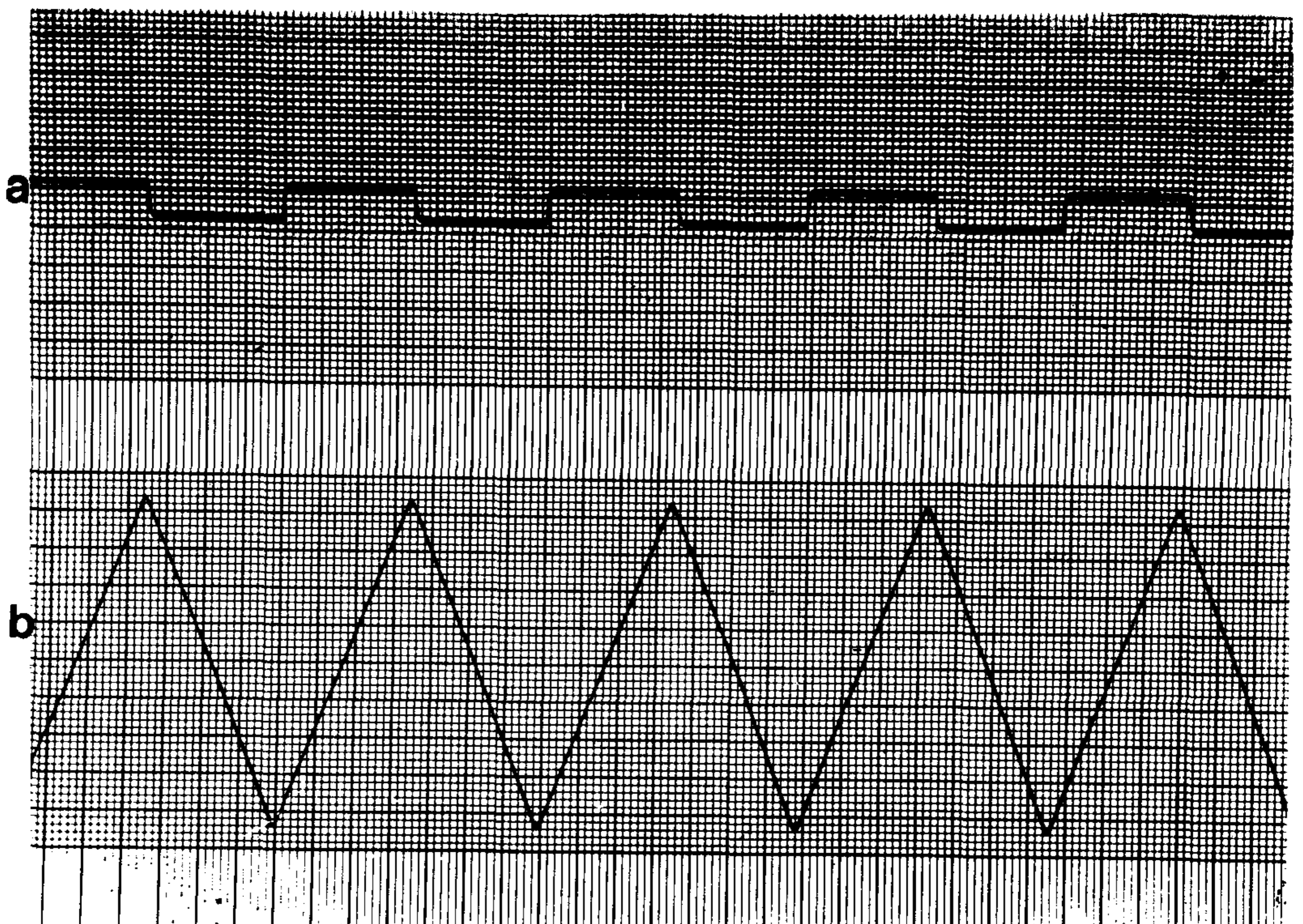


Fig. 5. — a) Primera derivada de la función triangular obtenida con el generador electrónico en funciones; b) Registro de la función triangular con amplitud fija y frecuencia de 43 ciclos por segundo.

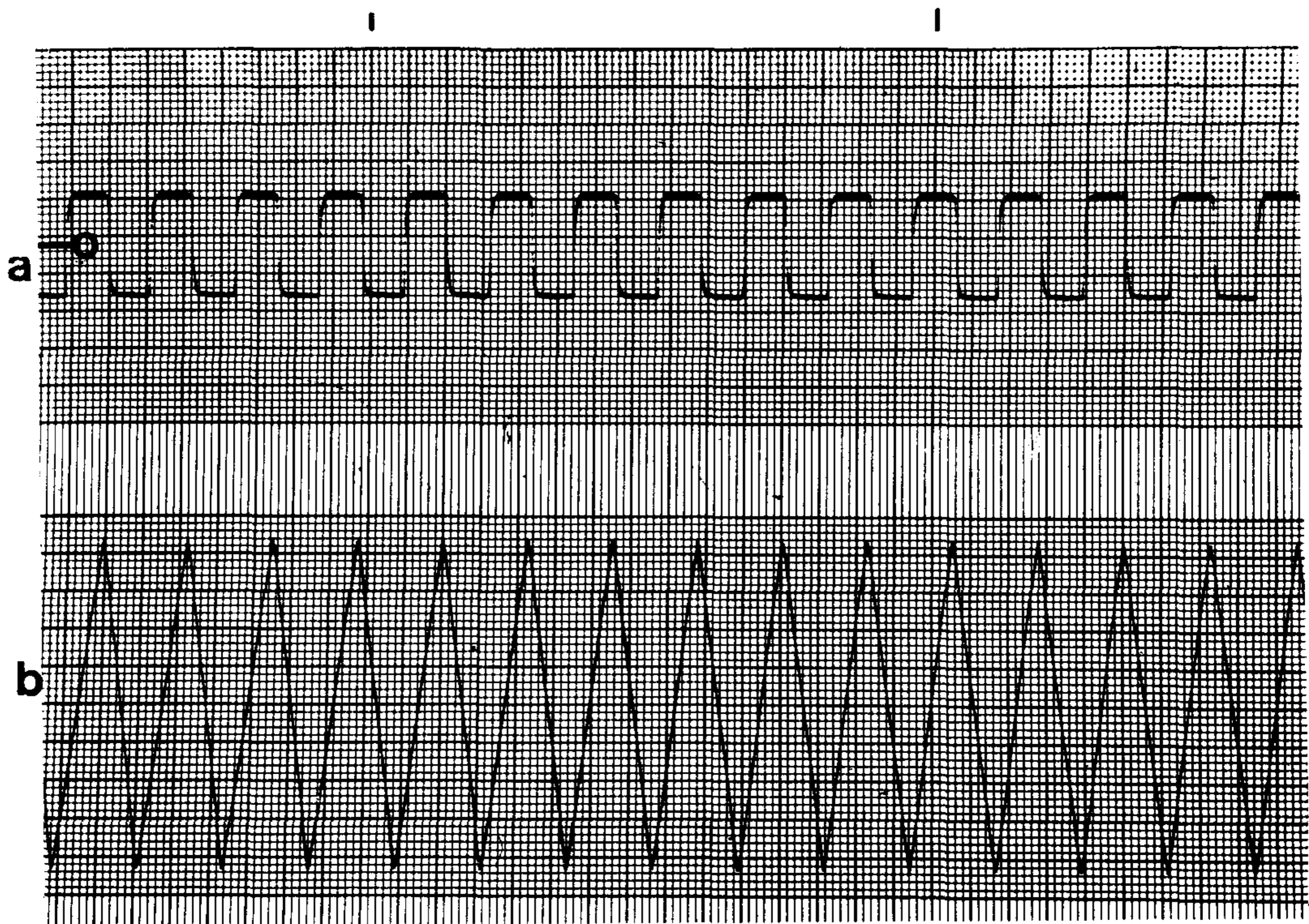


Fig. 6. — a) Primera derivada de la función triangular obtenida con el generador electrónico de funciones; b) Registro de la función triangular con amplitud fija y frecuencia de 150 ciclos por segundo.

prendidas entre 28 y 300 c/seg. que corresponden a un rango de  $dp/dt$  entre 200 y 2.150 mmHg/seg. aproximadamente.

Los valores de  $dp/dt$  calculados geoméricamente sobre los registros del canal de presión ( $\frac{\Delta P}{\Delta t}$ ), se compararon

con los correspondientes valores ( $dp/dt$ ), medidos directamente sobre el trazado del canal de derivación.

Se calculó el coeficiente de correlación y se obtuvo la ecuación de regresión entre los valores calculados y medidos. Dicho cálculo se efectuó sobre 15 determinaciones comprendidas entre aproximadamente 200 y 2.150 mmHg/seg.

## RESULTADOS

El coeficiente de correlación obtenido entre los valores medidos y calculados de  $dp/dt$  fue de 0,98. El valor que figura en tablas para el coeficiente de correlación (para  $n - 2 = 13$  grados de libertad) a un nivel de significación del 1 %

es 0,641, menor que el  $r = 0,98$  obtenido, por lo tanto puede afirmarse que este último valor no es debido al azar y que efectivamente existe correlación entre las variables con una probabilidad del 99 % (17).

La ecuación de la recta de regresión correspondiente es:

$$\frac{\Delta P}{\Delta t} = 133,33 \frac{dp}{dt} + 0,67$$

$\frac{\Delta P}{\Delta t}$  = Valor calculado sobre el trazado

del canal de presión expresado en mmHg/seg.

$dp/dt$  = Valor medido sobre el trazado del canal de derivación expresado en milímetros de ordenada.

Si se desprecia el valor de la ordenada al origen en la ecuación de la recta de regresión (0,67 mmHg/seg.) se introduce un error adicional en el  $\frac{\Delta P}{\Delta t}$  que,

duce un error adicional en el  $\frac{\Delta P}{\Delta t}$  que,

para valores de  $dp/dt$  superiores a 1,5 mm. (correspondientes a  $\sim 200$  mmHg/seg.) es menor que el 0,33 %. En consecuencia, para nuestras comunicaciones de trabajo y para un campo de  $dp/dt$  entre 200 y 2.150 mmHg/seg., tomamos como factor de calibración de la escala del canal de derivación el valor de 133,33 mmHg/seg.

### CONCLUSIONES

Al efectuar registros de presión intraventricular, utilizando catéteres con manómetros interno y externo simultáneamente, los valores de  $dp/dt$  correspondientes, si bien difieren entre sí, muestran una correlación lineal puesta en evidencia por el coeficiente de correlación estimado.

La ecuación de la recta de regresión establecida permite calcular, a partir del registro con el manómetro externo, el valor que se obtendría utilizando el manómetro interno.

Se verificó el correcto funcionamiento del derivador electrónico, al obtenerse en el canal de derivación funciones que coinciden con las derivadas de las funciones introducidas en el canal de presión; al introducir mediante el generador de funciones una onda triangular, se ha obtenido en el canal de derivación una onda rectangular (figuras 5 y 6); cuando la señal introducida fue una onda seno se obtuvo en el canal de derivación una onda coseno.

Se ha obtenido además un factor de calibración de la escala del canal de derivación, que permite convertir las lecturas en unidades de mmHg/seg.

### SUMMARY

*The degree of correlation between values of  $dp/dt$  computed from intraventricular pressure measurements performed by using internal and external manometers is discussed. The regression line and the corresponding correlation coefficient are displayed: the value of the latter (0,83) shows a good correlation.*

*The adequate function of the electronic differentiating device is verified and the calibration factor of the ordinate is obtained.*

### BIBLIOGRAFIA

1. Hill, A. V.: Heat of shortening and dynamic constants of muscle. Proc. Roy Soc. Londres (Biol.), 126: 135, 1938.
2. Braunwald, E.; Ross, J. Jr.; Sonnenblick, E. H.: Mechanisms of contraction of the normal and failing heart. New Eng. J. Med. 277: 794, 853, 910, 962, 1012; 1967.
3. Braunwald, E.; Ross, J. Jr.; Gault, J. H.; Mason, D. T.; Mills, C.; Gabe, I. T.; Epstein, S. E.: Assessment of cardiac function. Ann. Int. Med. 70: 369, 1969.
4. Ross, J. Jr.: The assessment of myocardial performance in man by hemodynamic and cineangiographic technics. Amer. J. Cardiol., 23: 511, 1969.
5. Sonnenblick, E. H.; Parmley, W. W. y Urschel, C. W.: The contractile state of the heart as expressed by force-velotions. Amer. J. Cardiol., 23: 488, 1969.
6. Fry, D. L.; Griggs, D. M.; Jr. Greenfield, J. C. Jr.: Myocardial mechanics: Tension-velocity-length relations of heart muscle. Circ. Res., 14: 73, 1964.
7. Fry, D. L.: Discussion. Federation Proceedings 21: 6, 1962.
8. Huxley, A. F. y Taylor, R. E.: Local activation of striated muscle fibers. J. Physiol. 144: 426, 1958.
9. Mason, D. T.; Spann, J. F. Jr. y Zelis, R.: Assessment of cardiac contractility in man: Comparison among different patients of the maximum intrinsic velocity of the myocardium and the relation between the rate of pressure rise and intraventricular pressure during isovolumic left ventricular contraction. J. Clin. Invest. 48: 56, 1969.
10. Mason, D. T.; Spann, J. F. Jr. y Zelis, R.: Quantitative analysis of cardiac contractility between patients with normal, hypertrophied, and failing hearts using two indices: 1) maximum velocity of contractile element shortening, and 2) ventricular pressure and its rate of rise corrected for loading. Physiologist, 12: 245, 1963.
11. Mason, D. T.; Spann, J. F. Jr. y Zelis, R.: Myocardial contractile state in hypertrophy and congestive failure in conscious man: Determination by the maximum velocity of contractile element shortening. Circulation, 40 (suplemento 3): 141, 1969.
12. Coghlan, J.: Evaluación funcional del corazón. Rev. Méd. Chile. 100: 988, 1972.
13. Guimpel, A. J.; Gaspary, F. V.; Bueno, E.; Ventromile, O. y Méndez, R. A.: Estudio analítico y experimental de la función  $dp/dt$  versus presión isovolumétrica ventricular izquierda. Medicina (Bs. As.), 30: 241, 1970.
14. Stacy, R. W.: Electrónica Biológica Médica. Ed. Arbo, 1962.
15. Fry, D. L.: Physiologic recording by modern instruments with particular reference to pressure recording. Physiol. Rev. 40: 752, 1960.
16. Knopp, T. J.; Rahintoola, S. H. and Swan, J. H. C.: First derivative of ventricular pressure recorded by means of conventional cardiac catheters. Cardiovascular Res. 4: 398, 1970.
17. Tablas científicas Geigy. 1969.