

Medidores electromagnéticos de flujo: Nuevo método de calibración

Desde que KOLIN (6) y WETTERER (8) describieron en 1937 los medidores electromagnéticos de flujo, estos aparatos han sido utilizados con preferencia por fisiólogos y cirujanos para medir el flujo sanguíneo que atraviesa un vaso (1-3, 5), ya que su exactitud, facilidad de manejo y posibilidad de esterilización, obviaban la mayoría de los inconvenientes que presentaban los métodos descritos hasta entonces.

Sin embargo, uno de los inconvenientes que se le señala con cierta frecuencia es su dificultad de calibración (4, 5, 7), ya que la señal dada por el aparato varía con el valor hematocrito (4, 5), dificultando el uso de estos transductores en circunstancias en que el valor hematocrito esté sujeto a cambios continuos, como la circulación extracorpórea. Se dispone de dos métodos diferentes para calibrar estos aparatos: *in vivo* e *in vitro*. Este último método ha sido el más utilizado por la mayoría de los autores.

Un reservorio sujeto a la acción de la gravedad hace pasar líquido a velocidad prácticamente constante a través de un fragmento de arteria, alrededor del cual se ha colocado el medidor. La señal dada por el aparato representa el flujo medio, pudiéndose calcular dividiendo la cantidad de sangre que hay en la probeta por el tiempo empleado para verterla en ella.

La relación entre la señal dada por el aparato y el flujo que representa es lineal, y resulta muy sencillo calcular el flujo que corresponde a una señal determinada. Pero esto es válido para un hematocrito determinado, o sea, para aquel con el que se haya hecho la calibración. Si el uso de este aparato se plantea para hematocritos variables, como la relación hematocrito/

flujo también es una constante, bastará calibrar el medidor para tres o cuatro hematocritos distintos, obteniendo una gráfica como la que se representa en la figura 1. Para calcular el flujo correspondiente a una señal del aparato y a un hematocrito determinado, habrá que interpolarla entre dos de los valores hematocritos representados en la gráfica; pero si se quieren obtener resultados exactos, esta interpolación ha de realizarse en forma matemática, y este método resulta excesivamente incómodo si el número de mediciones es elevado y los cambios de valor hematocrito numerosos y continuos.

Para obviar este inconveniente hemos ideado un nuevo método de calibración, que pasamos a exponer a continuación: La calibración de los transductores correspondientes al medidor de flujo Biotro-

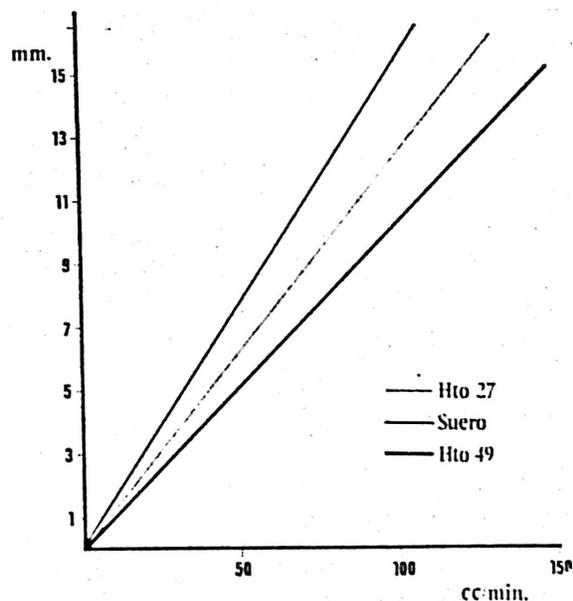


Fig. 1. Calibración del transductor para valores de hematocrito distintos.

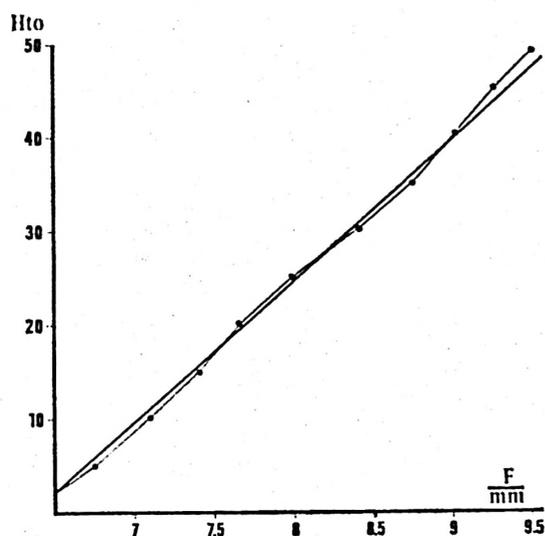


Fig. 2. Relación entre el valor hematocrito y el coeficiente flujo/mm.

nex (Biotronex Laboratory, Inc.) fueron realizadas por el método *in vitro* descrito anteriormente. El reservorio tiene una capacidad de 500 ml, y fue conectado a un sistema de perfusión gota a gota, el cual, a su vez, fue conectado a diversas arterias de diámetros distintos previamente extraídas del perro. Las calibraciones se realizaron a tres valores hematocritos distintos: suero (hematocrito 0), sangre de hematocrito igual al 50 % aproximadamente y en un tercer valor hematocrito intermedio obtenido por dilución.

Tras distintas pruebas numéricas, intentando reducir las tres variables en juego (flujo, valor hematocrito y mm de la señal dada por el aparato) a sólo dos que tuvieran una relación lineal, se pudo llegar a la conclusión de que la relación flujo/mm de la señal era lineal para cada valor hematocrito dado.

Por tanto, a partir de los datos experimentales de hematocrito, flujo y mm de la señal, se ajustó con el ordenador Hewlett Packard 2116-B una recta por el método de regresión mínimo cuadrática (fig. 2). Los coeficientes de correlación de dicha recta oscilaron entre 0,9445 y

1,0000, facilitando enormemente el cálculo del flujo para un valor hematocrito conocido, ya que a partir de los mm de la señal dada por el aparato y el valor hematocrito se puede calcular el flujo directamente en la gráfica.

Con vistas a una mayor facilidad, la ecuación obtenida se desarrolló en una serie de tablas de doble entrada que incluyen las tres variables en juego.

Se considera que con este método se facilitará el cálculo del flujo que atraviesa un vaso sanguíneo, haciendo la medida mucho más precisa que con los métodos anteriormente descritos, en aquellos casos en que se apliquen estos medidores a la circulación extracorpórea, o a cualquier otra circunstancia en que el valor hematocrito esté sujeto a variaciones constantes y repetidas.

Bibliografía

1. CAPPELEN, CHR., JR. y HALL, K. V.: *Acta Chir. Scand.*, Suppl. 368, 120, 1967.
2. CAPPELEN, CHR., JR. y HALL, K. V.: *Prog. Surg.*, 8, 102, 1969.
3. CRONSTRAND, R., EKESTROM, S. y HAMBRAEUS, G.: *Scand. J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 2, 128, 1968.
4. FERGUSON, D. J. y LANDAHI, H. D.: *Circ. Res.*, 19, 917, 1966.
5. KHOURI, E. M. y GREGG, D. E.: *J. Appl. Physiol.*, 18, 224, 1963.
6. KOLIN, A.: *Proc. Soc. Exp. Biol. N.Y.*, 35, 53, 1936.
7. ROBERTS, V. C.: *Biomed. Engin.*, 4, 408, 1969.
8. WETTERER, E.: *Z. Biol.*, 98, 26, 1937.

M. GONZÁLEZ-EGUARAS
C. ZAVANELLA
J. L. CASTILLO-OLIVARES
A. JUFFE
F. O'CONNOR
J. J. GOITI
D. FIGUERA

Departamento de Cirugía
Clínica Puerta de Hierro
Universidad Autónoma
Madrid (Spain)

(Recibido el 7 de enero de 1975)