

Volumen minuto cardíaco por termodilución

Correlación con el método de Fick y la bomba de circulación extracorpórea

Dres. HERNAN C. DOVAL, ARTURO CAGIDE, OSCAR BAZZINO y RAUL OLIVERI

RESUMEN

Se exponen los fundamentos del principio de termodilución y su aplicación clínica por medio de un catéter de Swan Ganz y un puente de Wheatstone diseñado con tal fin.

Se verificó el funcionamiento del sistema, cotejando los valores obtenidos con los hallados simultáneamente por medio del método de Fick en un grupo de 9 pacientes. la correlación entre ambos métodos fue de alto valor.

Con el mismo objeto se midió simultáneamente el volumen minuto de una bomba de circulación extracorpórea mediante una pro-

beta y con termodilución. También en este caso la correlación entre ambos sistemas fue muy significativa.

El método analizado demostró en la práctica clínica ser de simple manejo, alta repetibilidad y excelente tolerancia.

Aproximadamente la mitad de los pacientes que ingresan a la unidad coronaria por infarto agudo de miocardio padecen insuficiencia cardíaca, siendo ésta

Unidad Coronaria. Servicio de Cardiología, Hospital Italiano de Buenos Aires.

la complicación que implica actualmente los mayores riesgos; por lo tanto el diagnóstico precoz y la cuantificación de la falla de bomba se hacen necesarios para un mejor enfoque terapéutico.

En ese sentido, es de indudable valor el monitoreo de los parámetros hemodinámicos relacionados con la función ventricular. En la búsqueda de un método que permitiera la medición del gasto cardíaco a través de un procedimiento más ventajoso que los convencionales, hemos utilizado, desde junio de 1972, el método de termodilución (1).

De ello surgió la necesidad de controlar la exactitud del método tal como es

utilizado en nuestro Centro. El objeto de esta comunicación es presentar los resultados de los controles efectuados con otras técnicas de medición de volumen minuto.

MATERIAL Y METODOS

Se utiliza un catéter de Swan Ganz de 4 vías (2) cuyo extremo distal se avanza hasta la arteria pulmonar bajo registro continuo de presiones, en la cama del paciente de unidad coronaria.

Una de las vías se abre en el extremo distal, otra desemboca en un orificio lateral situado a 30 cm de la punta, la ter-

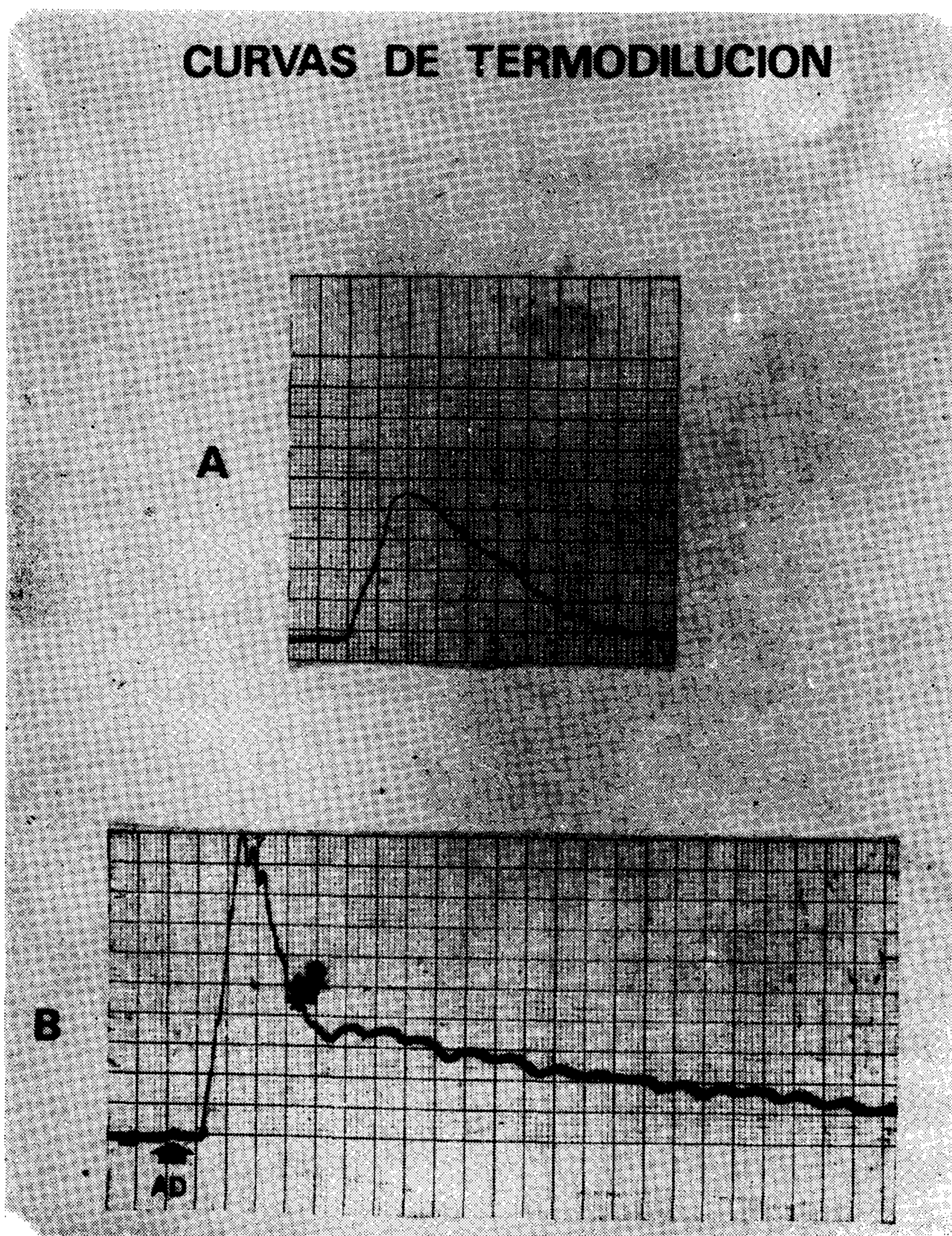


Fig. 1

cera permite insuflar un balón ubicado en el extremo distal y la cuarta sirve de conexión con un termistor ubicado proximalmente respecto al balón.

El catéter posibilita obtener la siguiente información:

- 1) Presiones de la arteria pulmonar con el balón desinflado.
- 2) Presión "capilar" pulmonar con el balón inflado.
- 3) Presión auricular derecha medida a través del orificio proximal.
- 4) Volumen minuto cardíaco con la técnica de termodilución.

Una solución de dextrosa en agua al 5 % (9,75 cm³) a temperatura ambiente (3-4) es inyectada en aurícula derecha a través del orificio proximal, se mezcla en el ventrículo derecho y es detectada en la arteria pulmonar por el termistor; dicha variación desequilibra un puente de Wheatstone (Cardiac Output Compu-

ter, Devices 3750) conectado al mismo. El cambio de la temperatura en función del tiempo conforma una curva semejante a la obtenida con dilución de colorantes, pero con la característica de no presentar recirculación, ya que el indicador se agota por disipación del calor en su primer paso por la periferia (figura 1 A); por el contrario, en presencia de cortocircuito de izquierda a derecha (comunicación intraventricular post-infarto por ejemplo) hay recirculación precoz a través del defecto (señalada por una flecha en la fig. 1 B).

El área de la curva es integrada automáticamente y su valor, expresado en 0° seg., es utilizado por un computador (5-6) que calcula el gasto cardíaco según la siguiente fórmula:

$$V.M. (l/min) = \frac{A.VI (T_i - T_s) D_i S_i - B}{T_s \cdot dt D_s S_s}$$



Fig. 2

VOLUMEN MINUTO POR TERMODILUCION
CORRELACION CON BOMBA DE CIRCULACION EXTRACORPOREA

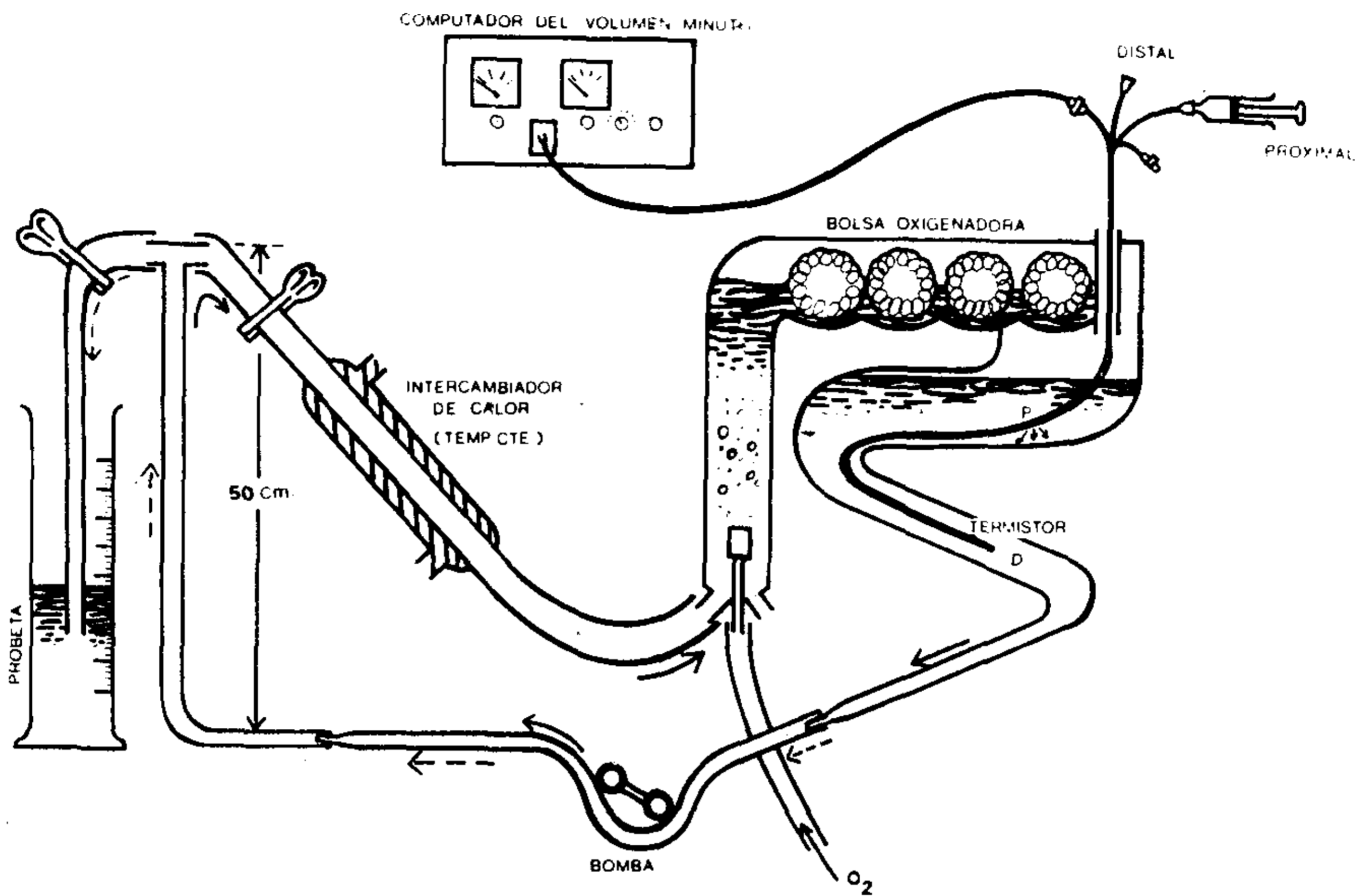


Fig. 3

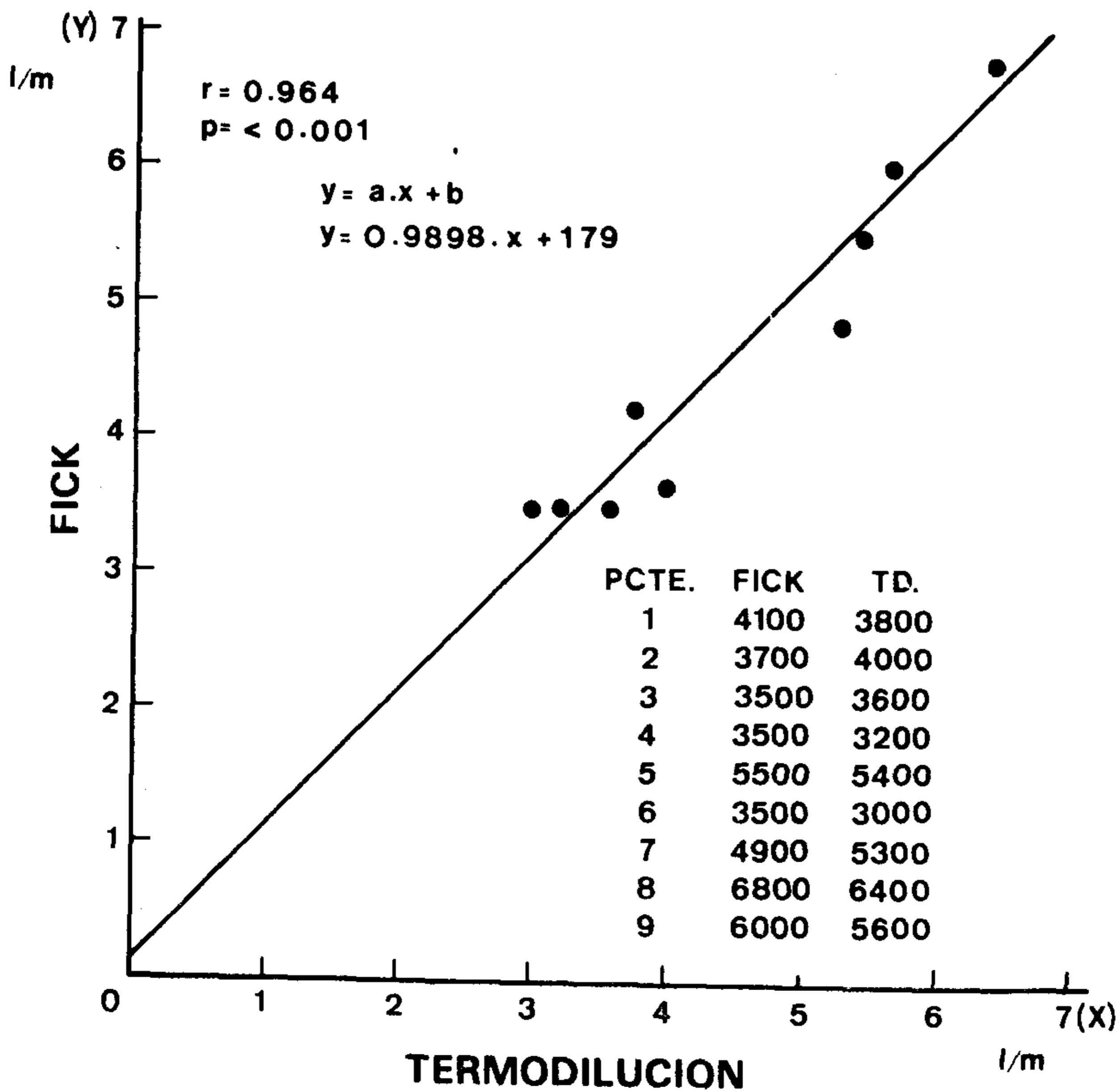


Fig. 4

$$A = 0.96$$

De la ecuación de regresión de termodilución/Fick.

$$B = 0.20$$

$V_i =$ Volumen inyectado = 0.00975 l;

Constante utilizada por el computador

$D_i =$ Densidad del inyectado = 1018 (D/A 5 %);

Constante utilizada por el computador

$S_i =$ Calor específico del inyectado = 0.964;

Constante utilizada por el computador

$D_s =$ Densidad de la sangre = 1.057;

Constante utilizada por el computador

$S_s =$ Calor específico de la sangre = 0,87;

Constante utilizada por el computador

$T_i =$ Temperatura del inyectado;

$T_s =$ Temperatura de la sangre;

$t =$ tiempo en minutos;

$T_s =$ Variación de temperatura.

La temperatura del indicador es informada automáticamente al computador a través de un termistor sumergido en el solución utilizada con tal fin.

Para poder emplear este equipo con catéteres de Swan Ganz fue necesario cambiar la resistencia de una de las ramas del puente. La calibración de cada catéter es controlada con un catéter testigo a diferentes temperaturas.

El método fue controlado en 9 pacientes mediante la determinación simultánea de volumen minuto, de acuerdo al principio de Fick (7). A través de una pieza bucal, el paciente inspira aire ambiente y expira en una caja mezcladora, conectada a un espirómetro. Las muestras de aire espirado se obtienen de la caja mencionada. La sangre arterial se obtiene por punción femoral, con una aguja de Cournand, y la sangre venosa mixta de la arteria pulmonar.

Luego de conseguido un estado estable, se mide el volumen espirado en 3 minutos y se extraen las muestras de sangre. Simultáneamente se mide el volumen minuto por termodilución (fig. 2). El volumen espirado se corrige por STPD y se determina en él y en las muestras de sangre las concentraciones de P_{O_2} y

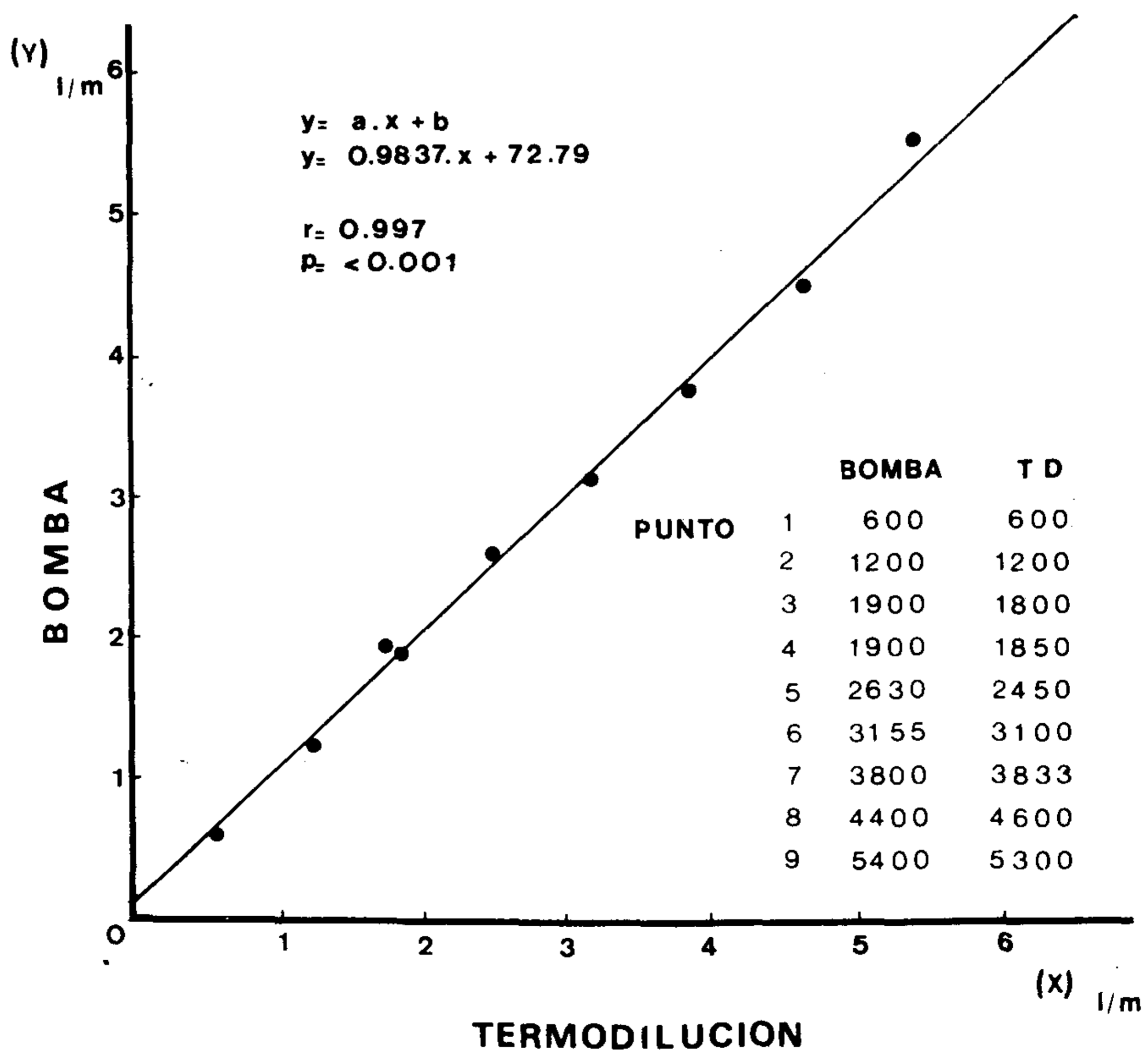


Fig. 5

PCo₂ mediante un equipo Astrup. A partir del nomograma de Severinghaus se calcula el consumo de oxígeno por ml y el consumo de oxígeno por minuto al multiplicarlo por el volumen espirado corregido.

Se llevó a cabo un control experimental mediante el siguiente procedimiento:

Un catéter de Swan Ganz se colocó en una bolsa oxigenadora de un circuito de circulación extracorpórea, de modo tal que su orificio proximal quedara en la parte más dilatada, para que hiciera las veces de cámara mezcladora, y el termistor en una zona de poca turbulencia. El sistema fue cargado con sangre heparinizada y mantenido a temperatura constante con un intercambiador de calor.

El flujo de la bomba fue medido mediante una probeta y por termodilución, por duplicado en 9 puntos, con extremos que oscilaron entre 600 y 5300 ml/min (fig. 3).

Resultados: 1) **Correlación Fick-Termomodilución.**

Entre 3200 ml/min y 6400 ml/min la correlación fue significativa y de alto valor ($r = 0.964$) (fig. 4).

2) **Correlación bomba de circulación extracorpórea-termomodilución.**

La correlación fue de alto valor; entre 600 y 5300 ml min ($r = 0.997$) (fig. 5).

DISCUSION

La combinación del catéter de Swan Ganz y la termodilución permite, mediante una única canalización venosa, medir presiones de cavidades cardíacas derechas y pulmonares y cuantificar el gasto cardíaco (2). El indicador es completamente inocuo y no se acumula en el torrente circulatorio, pudiéndose obtener gracias a ello una curva sin recirculación. La ventaja que ofrece la proximidad entre el sitio de inyección y de detección, es que al diluirse el indicador en un volumen relativamente pequeño permite medir con mayor exactitud gastos cardíacos muy bajos. El procedimiento es de sencilla aplicación, evita la canalización arterial para la obtención de muestras de sangre y permite repetir determinaciones en pocos minutos (8-9).

Las correlaciones observadas con el método de Fick y con el circuito de circulación extracorpórea afirman la exactitud del método.

Hasta el momento el sistema ha sido utilizado en más de 40 pacientes; se ha comprobado alta repetibilidad en las determinaciones, ausencia de complicaciones y perfecta tolerancia. Su utilización en nuestro centro está dirigida a determinar los parámetros hemodinámicos basales, su modificación con la terapéutica y el análisis de la curva de función ventricular.

SUMMARY

The principle of thermodilution is discussed and its application using of a Swan Ganz catheter and a Wheatstone bridge illustrated.

The system was checked by comparing the results obtained with those found simultaneously using the Fick method in a group of nine patients. Correlation between both methods was found to be high.

To the same end the minute volume of an extracorporeal circulation pump was measured with a measured beaker and thermodilution. In this case correlation between both system was also very significant.

The method herein discussed proved to be of simple use in clinical practice, the results highly reproducible and the patients tolerance excellent.

BIBLIOGRAFIA

1. Fegler, G.: Measurement of cardiac output in anesthetized animals by a thermodilution method: Q. J. Exp. Physiol. 39: 153, 1954.
2. Ganz, W.; Donoso, R.; Marcus, H. S.; Forrester, J. S. and Swan, H. J. C.: A new technique for measurement of cardiac output by thermodilution in man. Am. J. Cardiol. 27: 392, 1971.
3. Evonuk, E.; Imig, C. J.; Greenfield, W. et al.: Cardiac output measured by thermodilution of room temperature injectate. J. Appl. Physiol. 16: 271, 1961.
4. Branthwaite, M. A. and Bradley, R. D.: Measurement of cardiac output by thermodilution in man. J. Appl. Physiol. 24: 434, 1968.
5. Philips, C. M.; Dávila, J. C. and Sanmarco, M. E.: Measurement of cardiac output by thermal dilution. IT. A new computer for rapid, convenient determinations. Med. Res. Eng. 9: 25, 1970.
6. Wassén, R. A.: A cardiac output computer designed for the thermodilution method. Diss. Res. Lab. Med. Electronics 1: 7k, 1971.
7. Kíalil, H. H.; Richardson, T. Q. and Guyton, A. C.: Measurement of cardiac output by thermal dilution and direct Fick methods in dogs. J. Apl. Physiol. 21: 1131, 1966.
8. Sanmarco, M. E.; Philips, Ch. M.; Márquez, L. A.; Hall, Ch. and Davila, J. C.: Measurement of cardiac output by thermal dilution. Am. J. Cardiol. 28: 54, 1971.
9. Singh, R.; Ranieri, A. J., Jr.; Vest, R., Jr.; Bowers, D. L. and Dammann, J. F., Jr.: Simultaneous determinations of cardiac output by thermal dilution fiberoptic and dye dilution methods. Am. J. Cardiol. 25: 579, 1970.