

Determinación del volumen minuto cardíaco expresado como fracción de volemia, mediante la medición de un tiempo circulatorio obtenido del radiocardiograma

AUDINO J. CIRIO, EDUARDO J. SALZMAN, MARIA C. SACCHERI,
EDUARDO A. FERNANDEZ ROSTELLO, CARLOS TESTA

Pabellón de Cardiología "L. Alonso", Hospital "Pedro Fiorito", Avellaneda, Provincia de Buenos Aires

Recibido para su publicación: 6/87. Aceptado: 7/87

Dirección para separatas: Dr. A. Cirio, Sarmiento 114, 9º piso "A", (1870) Avellaneda, Prov. de Buenos Aires, Argentina

Con el objeto de mejorar el método de obtención del volumen minuto cardíaco (VM) mediante radiocardiografía, se decidió verificar si existía correlación entre el VM y un tiempo circulatorio. Con tal fin se efectuaron 155 determinaciones (det) de VM en dos grupos (G) de pacientes: G "A" (68 det en 33 pacientes) y G "B" (87 det en 39 pacientes), mediante inyección de 10 a 20 μCi de albúmina marcada con ^{131}I en sector venoso central o periférico. El VM fue corregido por la volemia, expresándose como índice de flujo cardíaco (IFC). Este dato fue obtenido mediante el cálculo convencional de la curva: Equilibrio.60/área subtendida. En forma independiente se midió el tiempo transcurrido desde el ingreso del indicador en cavidades derechas, hasta el comienzo de la pendiente de depuración del ventrículo izquierdo, denominándose tiempo circulatorio (TC). Se correlacionaron los valores de TC e IFC del G "A", comprobándose un comportamiento no lineal, utilizándose como modelo de ajustamiento la función potencial ($y = a \cdot x^b$), quedando definida como $y = 13,5562 \cdot x^{-1,0316}$ (donde $y = \text{IFC}$; $x = \text{TC}$), con un coeficiente de determinación $R^2 = 0,90$. La repetibilidad de la medición del TC fue óptima: intraobservador $r = 0,003$; interobservador $r = 0,989$. Asimismo, la correlación entre el cálculo convencional del IFC y su determinación mediante el TC resultó excelente ($r = 0,956$). La aplicación de la ecuación obtenida sobre otra muestra independiente (G "B") tuvo similar correlación ($r = 0,959$; $p < 0,005$). El método propuesto permite el cálculo del IFC en forma directa, mediante una simple y única medición, entre puntos fácilmente determinables del radiocardiograma, con resultados rápidos y confiables.

Es ya clásicamente aceptado que es posible estimar la velocidad sanguínea a través de la determinación del tiempo de circulación (t circ), entendiéndose como tal al intervalo mínimo que media entre el ingreso de una sustancia indicadora a un sector del sistema cardiovascular, y su llegada a un punto distante del mismo, en concentración suficiente para reconocerse.

Si bien existen referencias previas, fueron Blumgart y colaboradores, en 1927, los que mediante la utilización de trazadores radiactivos lograron desarrollar una técnica que permitió obtener resultados realmente confiables.^{1,2}

Cossio y colaboradores, entre otros, han demostrado que el retardo de la velocidad sanguínea guarda relación con el grado de insuficiencia cardíaca.³ Por otra parte, es conocido también que el t circ se encuentra prolongado en situaciones hemodinámicas en las que existe una disminución del volumen minuto cardíaco (VM) o bien un aumento de la volemia (Vol).⁴

Siguiendo esta línea de pensamiento, Frieberg definió el t circ, intentando su asimilación a una expresión matemática: $t \text{ circ} = k \cdot \text{Vol}/\text{VM}$, donde k sería "un factor no determinado, variable según las personas e incluso en un mismo paciente ante distintas condiciones".⁴

La radiocardiografía precordial (RCG), método descripto originalmente por Prinzmetal y colaboradores,⁵ permite la obtención del VM,⁶⁻⁹ que puede ser expresado como fracción de volemia, tal como lo propusieran Veall y Vetter.¹⁰ Esta forma de expresión del flujo cardíaco es más fisiológica que aquella que lo refiere a la superficie corporal.

A esta relación VM/Vol la denominamos índice

de flujo cardíaco (IFC), el cual indica cuántas veces es movilizada la Vol a través del corazón en un minuto.

Por lo tanto, el comportamiento del t_{circ} tendrá que ser inversamente proporcional al IFC, de tal forma que $\text{IFC} = k/t_{\text{circ}}$. De ello se desprende que si se consiguiera dilucidar k , y se pudiera precisar un tiempo circulatorio, sería posible inferir el IFC.

Ha sido nuestra idea que la medición del tiempo circulatorio requerido se efectúe a través de la individualización de dos puntos concretos del mismo radiocardiograma.

De esta manera, el valor del IFC podría ser obtenido mediante un método notablemente más sencillo y rápido.

Los resultados preliminares fueron previamente comunicados.¹¹

Es el objetivo de la presente investigación definir con la mayor exactitud la relación que existe entre el método propuesto para el análisis de flujo obtenido por RCG, según técnica de Veall y Vetter,¹⁰ y el desarrollado por nosotros.

MATERIAL Y METODO

Se efectuaron 155 determinaciones de VM mediante RCG en dos grupos de pacientes: Grupo "A" (68 curvas de dilución realizadas en 33 pacientes) y Grupo "B" (87 curvas en 39 pacientes).

Se exigió como criterio de inclusión en este estudio el cumplimiento de los siguientes requisitos:

a) Que las curvas hayan sido efectuadas en condiciones basales.

b) Que los pacientes no presentaran insuficiencia valvular ni cortocircuitos arteriovenosos o venoarteriales, que por distorsionar la pendiente de depuración del ventrículo izquierdo hacen falaz el cálculo de VM por este método.

c) Que los estudios fueran técnicamente aceptables en cuanto a un rápido ingreso (en "bolo") del indicador, y con equilibrio estable.

La edad promedio del Grupo "A" fue de 52,6 años, con rango entre 18 y 83 años; 30 pacientes fueron de sexo masculino y tres eran mujeres; de los 33 casos, 5 no presentaban patología alguna y 28 eran portadores de distintas cardiopatías.

En el Grupo "B", compuesto por 33 hombres y 6 mujeres, la edad promedio fue 52,2 años (16 a 95 años); 5 pacientes eran normales y los 34 restantes presentaban diversas cardiopatías.

Como indicador se utilizó albúmina humana marcada con ¹³¹I, en dosis de 10 a 20 microcuries por estudio, inyectándose en vena antecubital, o bien en cavidades derechas mediante catéter percutáneo.

La señal fue captada por un cristal de centelleo

de yoduro de sodio activado con talio y blindado con plomo, de 5 cm de diámetro, que se ubicó en zona mesocárdica, sobre el borde esternal izquierdo (tercer espacio intercostal), en forma perpendicular al plano de la cama.

El fotomultiplicador fue conectado a un integrador "Tecnuar", con constante de tiempo de 0,01 segundo, y rangos de 150.000 ó 300.000 cuentas por minuto.

La inscripción se efectuó en un registrador "Texas", a velocidad de 5 mm por segundo durante la curva; para observar si existían variaciones espontáneas del equilibrio, se realizó un registro continuo a 0,1 mm por segundo, midiéndose la altura del mismo a los 10 minutos (Fig. 1).

En todas las determinaciones fue utilizado un colimador cilíndrico de plomo, de 5 cm de diámetro de abertura, 6,5 cm de longitud y 2,5 cm de espesor.

Cuando se inyectaba el indicador en sector venoso central, se procedía a introducir en el catéter la dosis de radioisótopo, diluida en un volumen no mayor de 0,2 ml (para no sobrepasar la capacidad del mismo). Luego esa dosis era impulsada por inyección rápida de 3 a 4 cm³ de solución salina. Con ello se consiguió un ingreso "en bolo", registrándose una rápida deflexión de la curva, que corresponde a la irrupción del indicador en cavidades derechas.

Si la inyección se efectuaba en sector venoso periférico, se procedía a ubicar una vena antecubital (zona interna) de miembro superior derecho, inyectándose la radioactividad diluida en solución salina (0,5 a 0,6 ml), mediante jeringa tipo tuberculina. Para lograr un adecuado ingreso del indicador, se procedió a colocar un manguito de presión insuflando hasta valores algo por debajo de la presión sistólica. A continuación se inyectaba la solución; luego se elevaba el miembro superior del paciente hasta 60 grados y se desprendía rápidamente el manguito.

Simultáneamente con la curva, se midió presión arterial (TA) con esfigmomanómetro, y se registró la frecuencia cardíaca (FC).

Estos parámetros se controlaron también durante el equilibrio para establecer si los mismos permanecían estables.

El VM se expresó como fracción de volemia, calculándose de acuerdo a la fórmula propuesta por Veall y Vetter:¹⁰

$$\frac{\text{Volumen minuto cardíaco}}{\text{Volumen sanguíneo}} = \frac{E \cdot C}{10^3 \cdot A}$$

donde:

E = altura de la meseta de equilibrio (mm);

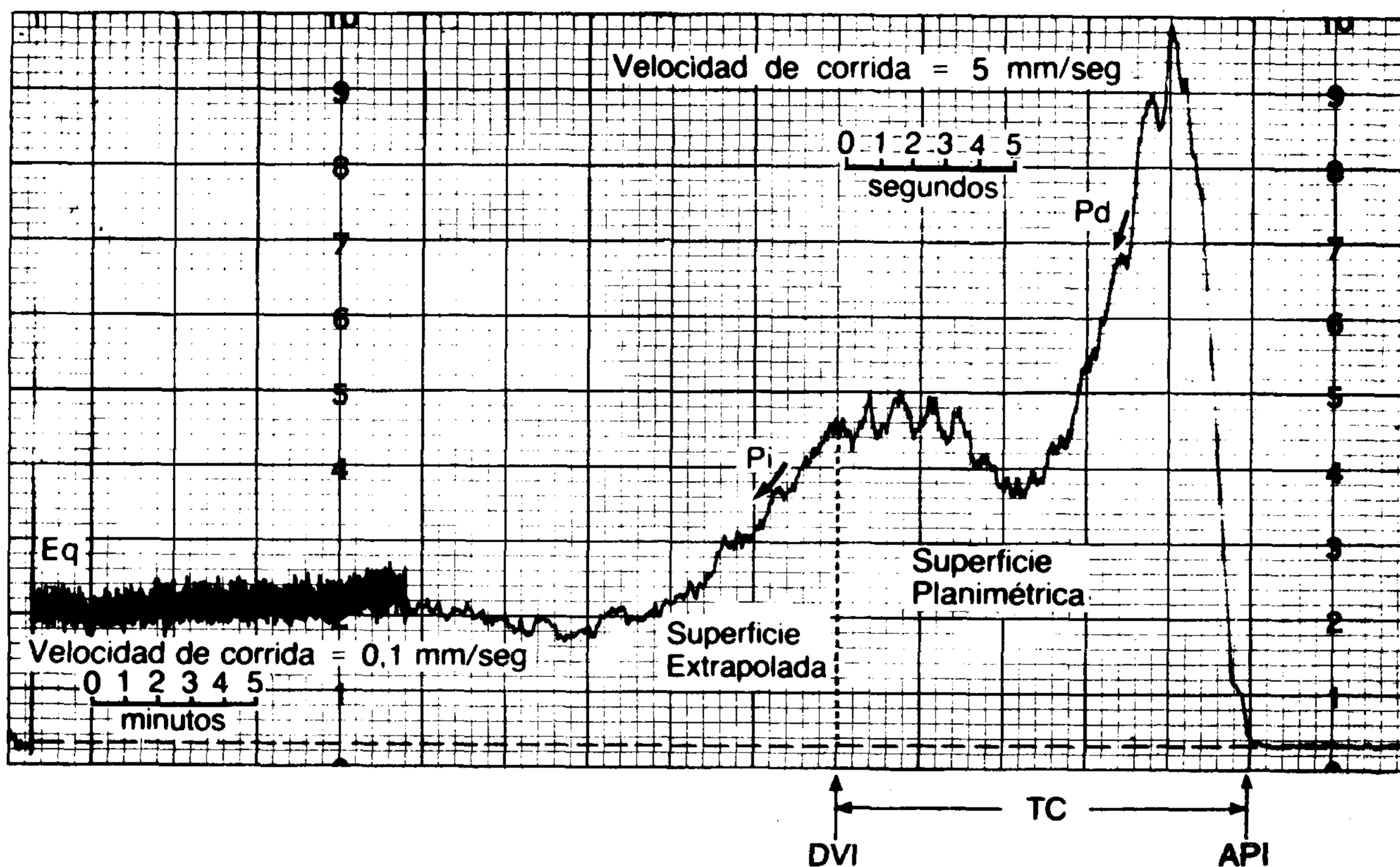


Fig. 1. *Tiempo circulatorio radiocardiográfico propuesto (TC) para el cálculo del índice de flujo cardíaco (IFC). Radiocardiograma normal. El trazado se lee de derecha a izquierda. Pd: pendiente derecha; Pi: pendiente izquierda; Eq: meseta de equilibrio a los 10 minutos; API: aparición precordial del indicador; DVI: comienzo de la pendiente de depuración del ventrículo izquierdo; TC: tiempo circulatorio propuesto (en este caso TC= 12,2 seg). El valor del IFC calculado por método tradicional (IFC = Eq · 60/A) fue de 1,06, en tanto aplicando la ecuación propuesta (IFC = 13,5562 · TC^{-1,0316}), resultó de 1,00.*

A = área subyacente a la curva de concentración-tiempo sin recirculación (mm²);
 C = velocidad del papel de registro (mm/min).

TM = tiempo medio de la pendiente izquierda (segundos);
 y P = altura del primer punto de la pendiente izquierda (mm).

Una simplificación de la misma es la que se utilizó en el presente trabajo, expresándose, además, la relación VM/Vol como IFC, de tal forma que:

Independientemente se midió el tiempo transcurrido entre la aparición precordial del indicador y el comienzo de la pendiente de depuración del ventrículo izquierdo, denominándose tiempo circulatorio (TC), expresado en segundos (seg), tal como se puede observar en la Figura 1.

$$IFC = \frac{Eq \cdot 60}{A}$$

siendo:

En las curvas donde era dudosa la identificación del comienzo de la pendiente izquierda, se procedió a trasladar los puntos de la misma, cada medio segundo, partiendo del pico izquierdo, a un gráfico semilogarítmico, con lo cual fue posible ajustar el método al reconocerse el primer punto de la exponencial (en este caso rectilínea).

Eq = altura de la meseta de equilibrio a los 10 minutos;
 y A (superficie) = área subtendida por la curva sin recirculación (mm²) / 5 (mm/minuto).

El área se determinó planimétricamente hasta el comienzo de la pendiente izquierda (Fig. 1), y matemáticamente la porción final extrapolada, de acuerdo a la fórmula:

$$\text{Area extrapolada} = 1,44 \cdot TM \cdot P$$

donde:

Cabe citar que solamente en tres casos fue necesario aplicar este procedimiento.

Todas las mediciones del TC fueron efectuadas en dos oportunidades por el mismo observador, y en una tercera, en forma independiente, por otro observador.

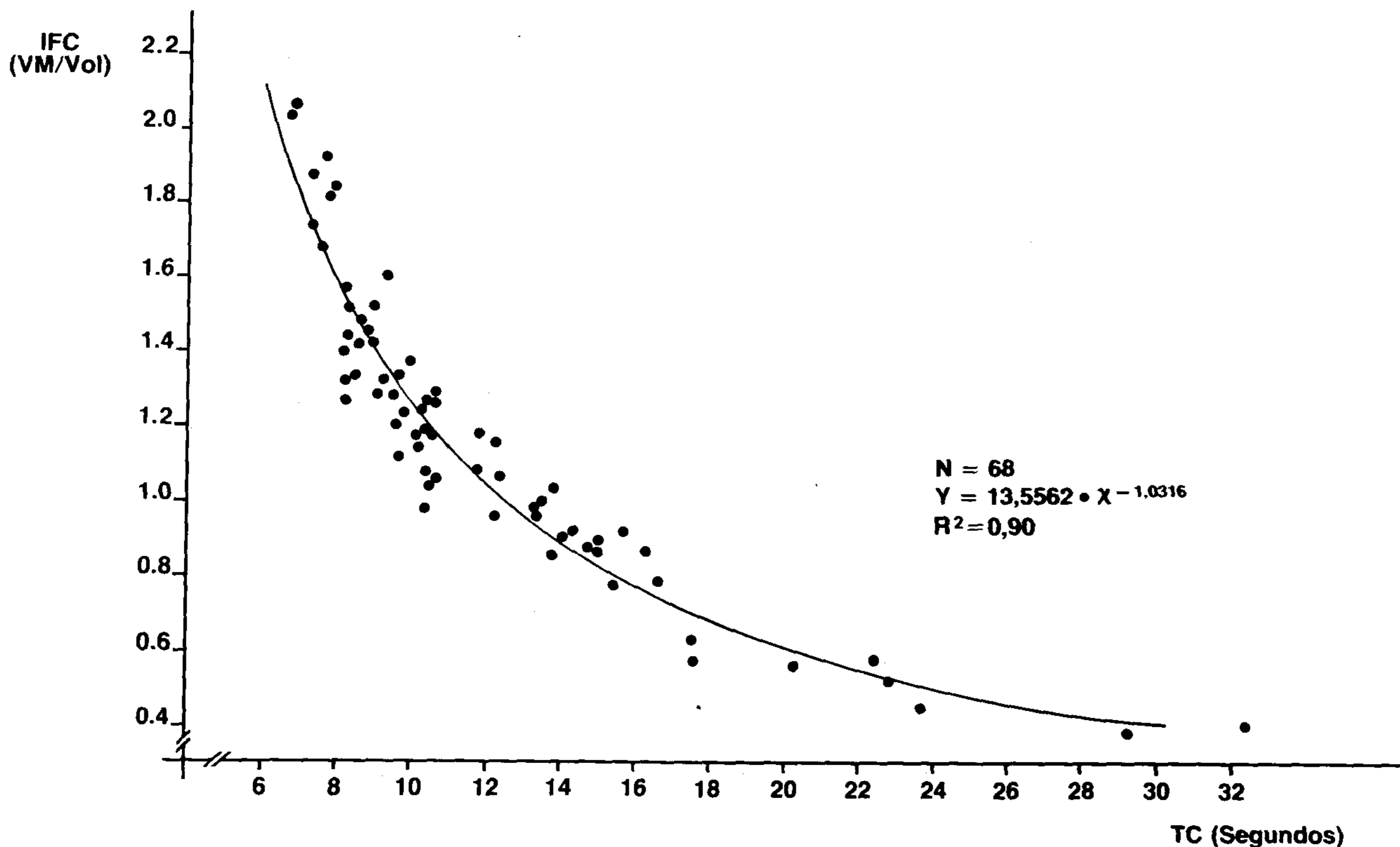


Fig. 2. Relación entre cálculo del índice de flujo cardíaco (IFC) y medición del tiempo circulatorio (TC). En ordenadas se representan los valores de IFC calculados mediante metodología tradicional ($IFC = Eq \cdot 60/A$). Fuente: Tabla 1 (Grupo "A").

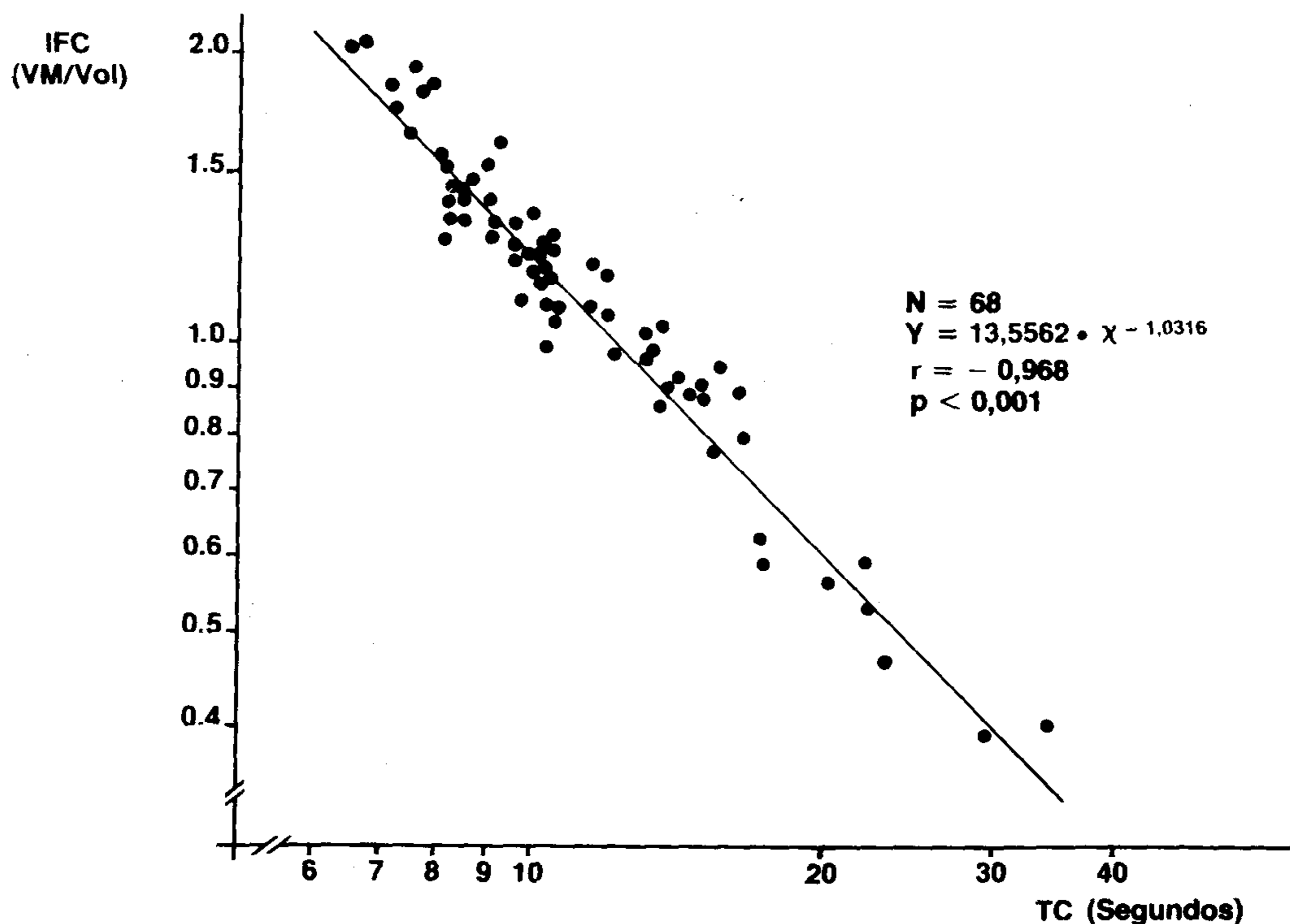


Fig. 3. Relación entre cálculo del índice de flujo cardíaco (IFC) y la medición del tiempo circulatorio (TC). Representación en escala logarítmica. En ordenadas se representan los valores de IFC calculados mediante metodología tradicional ($IFC = Eq \cdot 60/A$). Fuente: Tabla 1 (Grupo "A").

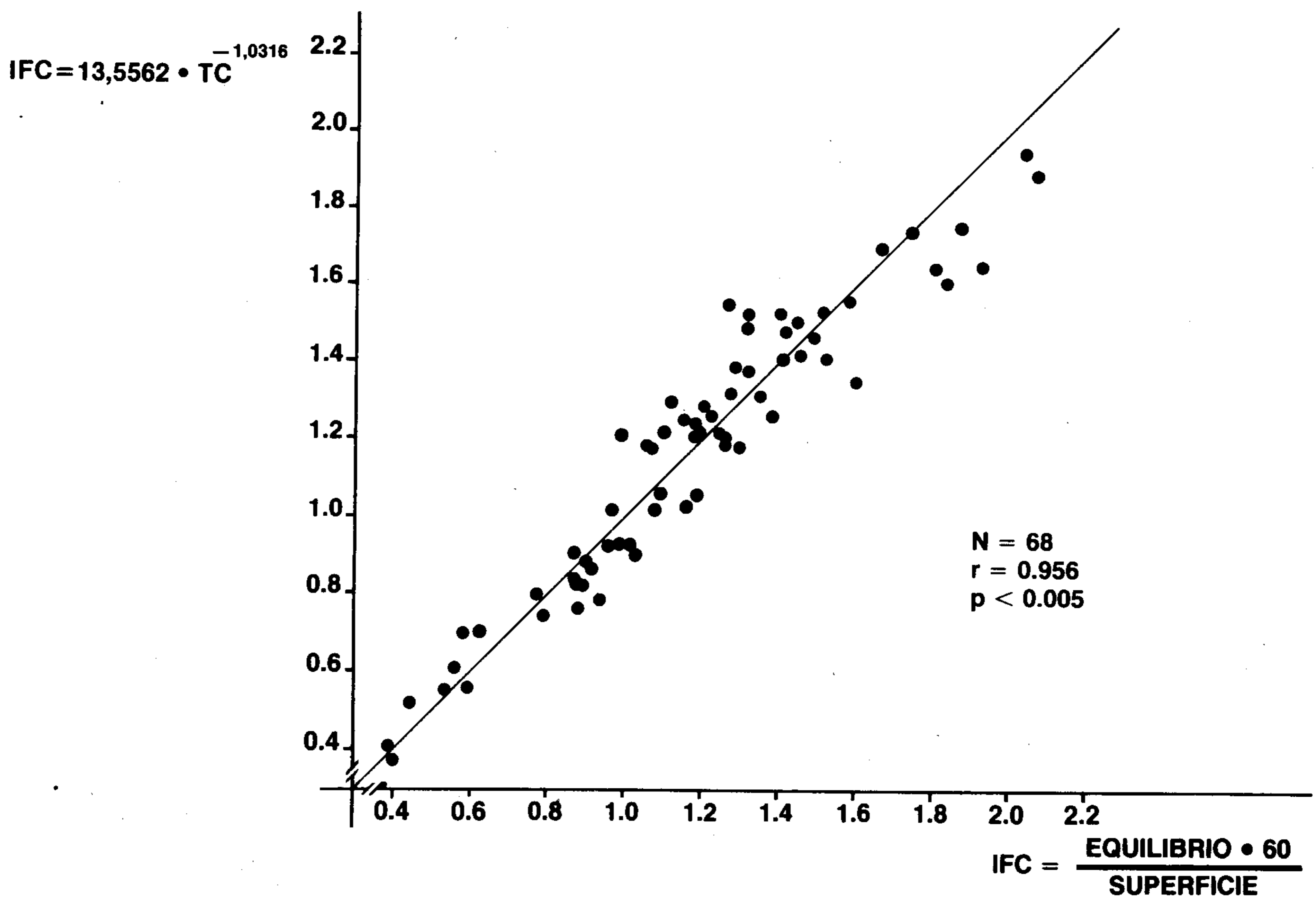


Fig. 4. Comparación del cálculo del índice de flujo cardíaco (IFC) mediante su determinación por dos métodos diferentes. Fuente: Tabla 1 (Grupo "A").

RESULTADOS

Graficando los valores de IFC calculados por el método tradicional (Eq.60/A) en escala de ordenadas, y las cifras obtenidas de la medición del TC en abscisas, en los 68 estudios del Grupo "A", se observó un comportamiento de tipo curvilíneo, con correlación negativa entre ambos parámetros; vale decir que, a valores bajos de IFC, los tiempos circulatorios son prolongados; a medida que el IFC va incrementándose, los TC correspondientes se acortan (Fig. 2).

El comportamiento entre ambas variables podría ser explicado mediante una función potencial, o bien mediante una función de tipo exponencial.

Comparando las gráficas correspondientes a los citados parámetros, efectuadas ahora en escalas semilogarítmica y doble logarítmica, se apreció visualmente que los datos se agruparon mejor en torno a una recta cuando se utilizó la doble escala logarítmica (Fig. 3), estimándose por lo tanto que la función más apropiada correspondía a la potencial.

En efecto, la correlación lineal entre los logarit-

mos de los IFC y los logaritmos de los TC fue elevada ($r = 0,968$; $p < 0,001$); en consecuencia, se tuvo suficiente fundamento para apoyar la hipótesis en pro de un comportamiento explicado a través de la función potencial, para los datos dados en escala natural.

El ajustamiento con dicha función resultó:

$$y = 13,5562 \cdot x^{-1,03164}$$

donde $y = \text{IFC}$
 $x = \text{TC}$

El coeficiente de determinación calculado resultó elevado ($R^2 = 0,90$); es decir que el 90% de las variaciones es explicado por este modelo.

Ahora bien: relacionando en el Grupo "A" los valores de IFC calculados mediante el método tradicional ($\text{IFC} = \text{Eq.60/A}$) y aquellos valores obtenidos mediante la aplicación de la ecuación $\text{IFC} = 13,5562 \cdot \text{TC}^{-1,03164}$ (Tabla 1), se halló una muy buena correlación ($r = 0,956$; $p < 0,005$), tal como se aprecia en la Figura 4.

A fin de establecer si la ecuación de regresión calculada es aplicable a otra muestra, se efectuó

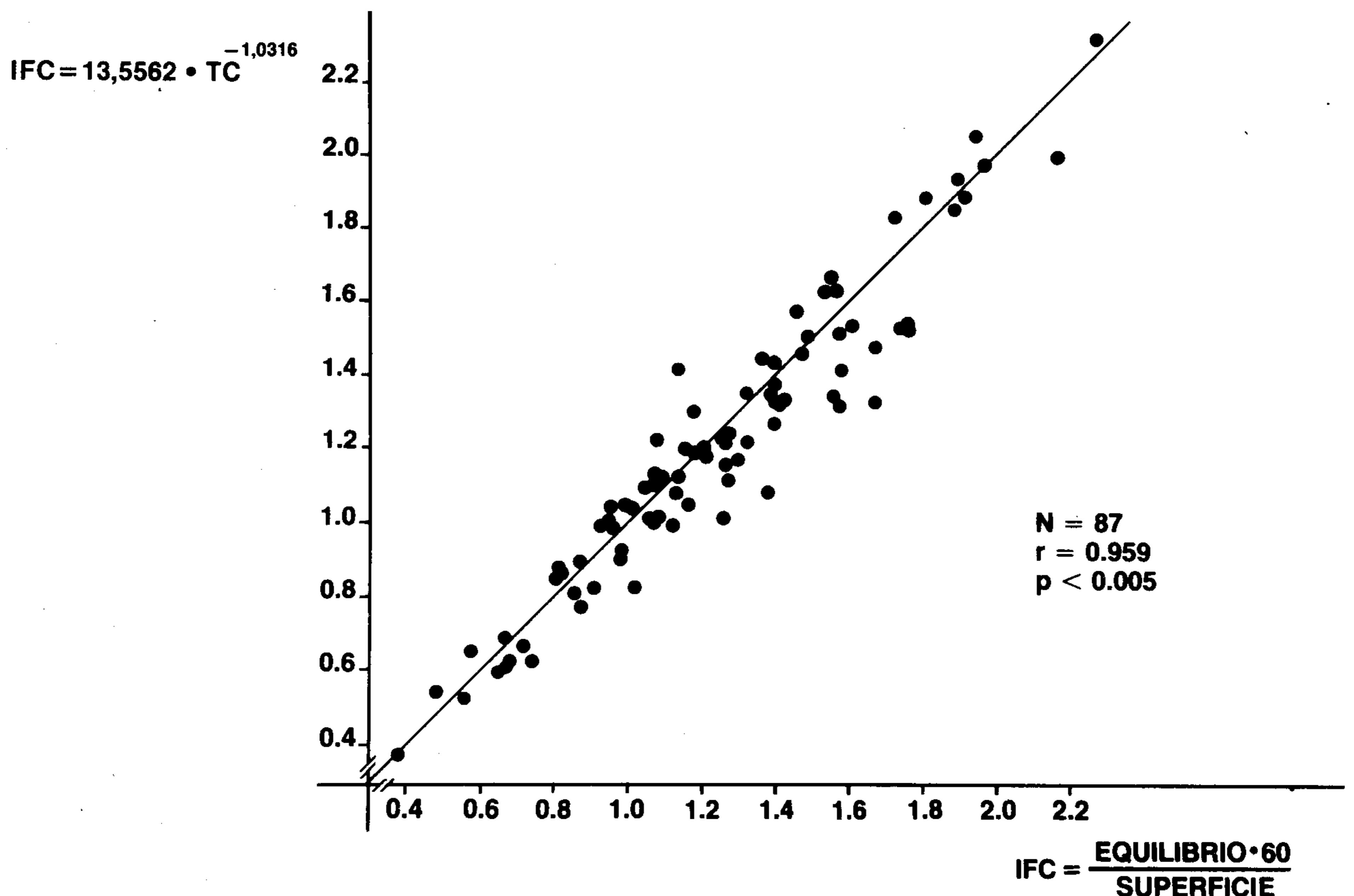


Fig. 5. Aplicación del método propuesto. Correlación entre los valores de IFC hallados mediante la utilización de la ecuación obtenida y aquellos resultantes del cálculo tradicional, en una muestra independiente. Fuente: Tabla 2 (Grupo "B").

una correlación entre los valores de IFC obtenidos mediante la utilización de dicha ecuación y las cifras de IFC calculadas según metodología convencional, en una muestra de 87 curvas de dilución que no intervinieron en el cálculo de la fórmula de regresión (Grupo "B", Tabla 2). Los resultados obtenidos fueron similares a los anteriores: $r = 0,959$; $p < 0,005$ (Fig. 5).

Por otra parte, la correlación entre dos mediciones del TC fue óptima: intraobservador $r = 0,993$; interobservador $r = 0,989$ (Tabla 3).

DISCUSION

Es ya conocido que el tiempo de circulación se halla íntimamente relacionado con otros parámetros hemodinámicos.

Así es como en situaciones donde hay aumento del VM existe una disminución del tiempo circulatorio, mientras que cuando cae el VM o en situaciones de hipervolemia (como ocurre en la insuficiencia cardíaca congestiva) la tendencia del tiempo circulatorio es a prolongarse.⁴

Desde el momento que $TC = k \cdot \text{Vol}/VM^4$, y como $IFC = VM/\text{Vol}$, resultaría que $IFC = k/TC$.

De esa manera, desentrañando las características del valor "k", y midiendo un tiempo circulatorio confiable, es posible calcular el IFC.

Mediante la curva de dilución pudo determinarse un tiempo circulatorio de precisa individualización, fácilmente mensurable, y con excelente repetibilidad intra e interobservador.

Al relacionar ambas variables (IFC y TC) utilizando la función potencial como modelo de ajustamiento, se pudo definir una curva que permite el cálculo del IFC a partir de la medición del TC, con un bajo margen de error, dada la elevada covariación existente entre dichos parámetros.

Se demostró, además, un alto grado de correlación entre los valores del IFC calculado por ambos métodos, en los 68 estudios del Grupo "A" (Fig. 4).

El excelente poder predictivo del método propuesto queda corroborado a través de una similar correlación encontrada al aplicar la fórmula de regresión en otra muestra (Grupo "B"), obtenida de pacientes cuyos radiocardiogramas no intervinieron en la confección de dicha ecuación (Fig. 5).

Por los elementos mencionados, estimamos co-

Tabla 1

Valores individuales de índice de flujo cardíaco calculado por el método tradicional (IFC-Eq), tiempo circulatorio estimado (TC), e índice de flujo cardíaco inferido por el tiempo circulatorio (IFC-TC), en las 68 determinaciones del Grupo "A"

Estudio	IFC-Eq	TC	IFC-TC	Estudio	IFC-Eq	TC	IFC-TC
1	1,51	8,3	1,53	35	1,87	7,3	1,74
2	1,29	9,1	1,39	36	1,52	9,0	1,41
3	1,19	11,9	1,05	37	1,22	9,9	1,27
4	1,20	9,7	1,30	38	1,24	10,3	1,22
5	1,48	8,7	1,46	39	1,15	10,1	1,25
6	1,92	7,7	1,65	40	1,32	8,5	1,49
7	1,84	7,9	1,61	41	0,96	13,4	0,93
8	1,18	10,1	1,25	42	0,88	16,3	0,76
9	0,86	13,9	0,90	43	0,63	17,6	0,70
10	1,09	10,3	1,22	44	1,41	9,0	1,41
11	1,05	10,6	1,19	45	0,53	22,8	0,54
12	0,58	17,7	0,70	46	1,67	7,5	1,70
13	0,90	14,0	0,89	47	0,45	23,7	0,52
14	1,37	10,0	1,26	48	0,59	22,5	0,55
15	0,39	29,4	0,41	49	2,03	6,6	1,94
16	1,19	10,3	1,22	50	1,58	8,1	1,57
17	1,40	8,3	1,53	51	0,87	14,8	0,84
18	1,06	10,7	1,18	52	0,79	16,7	0,74
19	0,98	10,4	1,21	53	0,56	20,2	0,61
20	1,11	9,7	1,30	54	0,91	14,3	0,87
21	0,96	12,2	1,03	55	1,09	11,8	1,06
22	1,45	8,9	1,42	56	1,60	9,4	1,34
23	1,41	8,6	1,47	57	1,16	12,2	1,03
24	1,01	13,5	0,93	58	0,77	15,5	0,80
25	1,44	8,4	1,51	59	0,98	13,4	0,93
26	1,29	10,7	1,18	60	2,07	6,8	1,88
27	1,27	8,2	1,55	61	0,87	15,0	0,83
28	1,32	9,2	1,37	62	1,26	10,6	1,19
29	1,34	9,6	1,32	63	1,26	10,5	1,20
30	1,18	10,4	1,21	64	0,90	15,0	0,83
31	1,28	9,6	1,32	65	1,03	13,9	0,90
32	1,74	7,3	1,74	66	0,93	15,8	0,79
33	1,32	8,3	1,53	67	1,07	12,3	1,02
34	1,81	7,8	1,63	68	0,40	32,2	0,38

mo válida la determinación del IFC mediante la medición del TC.

Es de interés señalar que, al igual que en la técnica radioisotópica utilizada en este trabajo, las curvas de dilución realizadas con colorantes requieren la extrapolación logarítmica de la pendiente de descenso, para determinar el área subtendida por la curva, necesaria para el cálculo de VM.

Fueron varios los investigadores que, ya en décadas anteriores, propusieron simplificaciones del método para evitar la realización de dicha extrapolación, que complica y retarda el procedimiento.

Fue así como se utilizó la simple extrapolación por aproximación,¹² el cálculo del triángulo anterógrado de la curva (relacionado proporcionalmente con el área total),^{13, 14} el tratamiento de

Tabla 2

Valores individuales de índice de flujo cardíaco calculado por el método tradicional (IFC-Eq), tiempo circulatorio estimado (TC), e índice de flujo cardíaco inferido por el tiempo circulatorio (IFC-TC), en las 87 determinaciones del Grupo "B"

Estudio	IFC-Eq	TC	IFC-TC	Estudio	IFC-Eq	TC	IFC-TC
1	1,65	8,0	1,59	45	1,09	10,4	1,21
2	1,38	9,4	1,34	46	1,40	10,0	1,26
3	1,09	12,2	1,03	47	0,68	18,0	0,69
4	0,98	13,4	0,93	48	1,32	9,4	1,34
5	1,02	15,1	0,82	49	1,30	10,8	1,16
6	1,40	9,5	1,33	50	1,22	10,6	1,19
7	0,85	15,5	0,80	51	1,14	11,6	1,08
8	1,21	10,5	1,20	52	1,25	10,4	1,21
9	1,17	11,9	1,05	53	1,37	8,8	1,44
10	1,09	11,4	1,10	54	1,76	8,3	1,53
11	1,10	11,3	1,11	55	2,32	5,5	2,34
12	1,26	10,2	1,24	56	1,75	8,4	1,51
13	1,32	10,4	1,21	57	1,78	8,4	1,51
14	1,07	12,6	0,99	58	1,89	6,9	1,85
15	1,26	12,4	1,01	59	1,47	8,2	1,55
16	1,13	9,0	1,41	60	1,74	7,0	1,82
17	0,74	19,8	0,62	61	1,40	9,2	1,37
18	0,56	23,5	0,52	62	1,48	8,5	1,49
19	1,18	9,8	1,29	63	0,96	12,0	1,04
20	1,00	12,0	1,04	64	0,99	13,9	0,90
21	1,05	11,5	1,09	65	1,40	8,8	1,44
22	0,97	12,6	0,99	66	1,17	10,6	1,19
23	1,14	11,2	1,12	67	1,59	8,5	1,49
24	1,08	11,3	1,11	68	2,18	6,4	2,00
25	0,91	15,3	0,81	69	1,48	8,6	1,47
26	0,87	14,2	0,88	70	1,92	6,8	1,88
27	0,82	14,4	0,87	71	1,06	12,5	1,00
28	0,67	20,7	0,60	72	0,69	20,0	0,62
29	0,81	14,6	0,85	73	0,82	14,5	0,86
30	0,58	18,7	0,66	74	0,72	18,5	0,67
31	0,94	12,6	0,99	75	1,97	6,5	1,97
32	1,24	10,4	1,21	76	1,90	6,6	1,94
33	0,95	12,8	0,98	77	0,38	33,0	0,37
34	1,01	12,2	1,03	78	1,95	6,2	2,06
35	1,18	10,7	1,18	79	1,81	6,8	1,88
36	1,27	11,3	1,11	80	1,58	7,8	1,63
37	1,57	9,7	1,30	81	1,69	8,6	1,47
38	1,12	12,6	0,99	82	1,61	8,3	1,53
39	0,86	16,2	0,77	83	1,55	7,6	1,67
40	0,49	22,8	0,54	84	1,54	7,9	1,61
41	1,26	11,0	1,14	85	1,56	9,5	1,33
42	1,69	9,6	1,31	86	1,40	9,7	1,30
43	1,39	11,6	1,08	87	1,59	9,0	1,41
44	1,43	9,6	1,32				

la curva como una serie de parábolas seguida de exponencial,^{15, 16} o bien aplicando la funcional gamma,¹⁷⁻¹⁹ lecturas rápidas a partir de nomogramas o fórmulas construidas midiendo los tiempos circulatorios tomados a distintos niveles de concentración de indicador.²⁰⁻²³

Generalmente, los procedimientos empleados obviaban solamente el cálculo del área, debiendo

realizarse a posteriori los restantes pasos para hallar el VM; o bien se requerían múltiples mediciones, aumentando por consiguiente el riesgo de error. Por otra parte, en los casos de pacientes que cursan con bajo VM, los resultados pueden no ser válidos, pues la distorsión de la curva dificulta la individualización de los puntos de referencia para la medición de tiempos circulatorios.^{14, 20} En este tipo de pacientes puede existir una sobreestimación del VM real aun utilizando técnicas de termodilución,²⁴ hecho particularmente importante dado el frecuente empleo de este método en las unidades de cuidados intensivos, justamente en pacientes descompensados o en estado de shock.

El procedimiento que se expone en el presente trabajo permite el cálculo del IFC en forma directa, mediante solamente una medición entre puntos fácilmente determinables del radiocardiograma y con resultados rápidos y confiables, aun en situaciones de bajo volumen minuto.

Es oportuno comentar que, si bien con el advenimiento de la técnica de termodilución y de la cámara gamma la radiocardiografía con sonda única fue perdiendo difusión, conserva aún apreciables ventajas sobre estos métodos para el cálculo de VM por ser mínimamente invasiva, poder realizarse al pie de la cama del paciente, y con costos significativamente menores.

Cabe efectuar ahora algunas reflexiones respecto de la validez de los resultados, en los casos en que se efectúa la inyección de indicador en sector venoso periférico. Por un lado, fue referido que las técnicas clásicas para determinar el tiempo circulatorio involucran la posibilidad de error de medición por cambios en la velocidad de la sangre, debido a modificaciones del calibre de los vasos periféricos.⁴ Por otra parte, mediante técnicas radioisotópicas, distintos autores consideraron inadecuada la inyección del indicador en vena antecubital, por producir distorsiones de la curva de dilución,²⁵ y estimaciones erróneas del VM, vinculadas al retardo circulatorio en algún sector del sistema venoso.²⁶

Al respecto consideramos, en primer lugar, que nuestros resultados no pueden hallarse influidos por variaciones del calibre del lecho venoso distal, desde el momento que la medición del TC comienza recién con la aparición de la radioactividad en cavidades derechas.

Además, estimamos que, siempre y cuando se logre un rápido ingreso del indicador (mediante la técnica previamente referida), el radiocardiograma será similar al efectuado a través de la inyección directa en cavidades derechas; por consiguiente, las cifras de IFC obtenidas serán comparables,

Tabla 3
Repetibilidad de la medición del tiempo circulatorio (TC). Valores individuales de TC (en segundos), obtenidos por el mismo observador (1ª y 2ª medición), y por distintos observadores (3ª medición)

Estudio	Medición			Estudio	Medición		
	1ª	2ª	3ª		1ª	2ª	3ª
1	8,3	8,0	8,0	35	7,3	7,1	7,3
2	9,1	8,6	8,5	36	9,0	9,7	10,1
3	11,9	11,7	12,0	37	9,9	9,7	9,9
4	9,7	9,7	10,1	38	10,3	11,6	11,1
5	8,7	8,8	9,2	39	10,1	10,1	11,2
6	7,7	7,5	6,2	40	8,5	7,8	8,4
7	7,9	7,9	8,0	41	13,4	13,1	12,7
8	10,1	9,6	10,0	42	16,3	15,0	15,1
9	13,9	14,5	14,7	43	17,6	18,5	19,9
10	10,3	10,4	11,2	44	9,0	9,5	9,7
11	10,6	11,0	11,1	45	22,8	22,8	22,0
12	17,7	17,6	18,2	46	7,5	7,6	7,8
13	14,0	13,4	13,6	47	23,7	25,0	26,0
14	10,0	10,1	10,1	48	22,5	22,8	23,4
15	29,4	29,5	30,3	49	6,6	6,1	6,2
16	10,3	10,5	10,3	50	8,1	8,1	8,3
17	8,3	8,3	8,3	51	14,8	14,7	13,4
18	10,7	9,6	9,7	52	16,7	18,2	21,0
19	10,4	8,6	8,7	53	20,2	20,0	22,8
20	9,7	9,7	8,9	54	14,3	14,6	15,2
21	12,2	11,7	11,5	55	11,8	12,8	10,4
22	8,9	9,1	9,7	56	9,4	10,2	9,2
23	8,6	8,6	8,9	57	12,2	12,5	12,8
24	13,5	12,3	12,5	58	15,5	15,9	16,0
25	8,4	8,3	7,6	59	13,4	13,4	14,6
26	10,7	11,0	9,9	60	6,8	6,9	7,0
27	8,2	7,9	8,2	61	15,0	15,7	14,7
28	9,2	9,4	9,5	62	10,6	10,6	10,8
29	9,6	9,7	9,9	63	10,5	9,8	9,8
30	10,4	9,6	8,8	64	15,0	15,2	15,9
31	9,6	9,6	10,2	65	13,9	13,9	14,5
32	7,3	7,1	6,8	66	15,8	15,5	14,5
33	8,3	9,1	9,3	67	12,3	12,3	13,8
34	7,8	7,5	7,9	68	32,2	33,5	34,0

tal como fuera comunicado previamente.²⁷

El método propuesto ofrece atractivas ventajas: en primer lugar, por depender de una única medición, se prescinde de distintos cálculos, que son necesarios si se aplica el método convencional; además, la lectura puede efectuarse prácticamente en forma instantánea, sin aguardar los 10 minutos necesarios para establecer el equilibrio. Este hecho posibilita desestimar posibles cambios hemodinámicos que pueden producirse en ese lapso, sobre todo en pacientes con patología aguda, o bajo drogas de acción rápida.

Por otra parte, permitiría estudiar pacientes bajo distintos apremios, donde es altamente improbable que se pueda esperar diez minutos en iguales

condiciones (como ocurre, por ejemplo, durante ergometría, ejercicio isométrico sostenido, test del frío), o bien para efectuar determinaciones en rápida sucesión (como se requiere durante la maniobra de Valsalva o el "stress" aritmético).

También hace posible recuperar estudios efectuados con dosis insuficientes de indicador, en los cuales el cálculo convencional resulta falaz, ya que una variación mínima en la medición del equilibrio implica un considerable error en el cálculo final del IFC.

Resulta importante, además, no desechar estudios en los cuales la falta de estabilidad del equilibrio complica enormemente la interpretación del radiocardiograma. En nuestra experiencia, los resultados de muchos estudios realizados en posición de pie, bajo distintos apremios, y en alguna ocasión incluso en condiciones basales, son evidentemente erróneos por variaciones importantes del equilibrio, cuyas causas no son fáciles de explicar. En estos casos, la corrección a través del TC permite obtener valores más confiables.

Por último, es conocido que en los pacientes portadores de insuficiencia valvular izquierda o cortocircuitos de izquierda a derecha, donde la pendiente izquierda se halla distorsionada por retención central del indicador, o por recirculación precoz, resulta imposible el cálculo del VM real mediante RCG. Utilizando el TC, podría ser factible inferir el IFC, en este caso no afectado por la distorsión mencionada, ya que se prescinde del cálculo de la porción extrapolada de la curva y del equilibrio. Se deduce entonces que, si de este valor de IFC se restara el resultado del IFC calculado por el método tradicional, probablemente pueda estimarse el grado de regurgitación o el porcentaje de cortocircuito de izquierda a derecha, hecho que estamos investigando en este momento. Cabe citar que la cuantificación de la regurgitación valvular mediante RCG ha sido previamente postulada por Pujadas y colaboradores,²⁸ aunque utilizando otra técnica para la determinación del VM real.

Por todas las consideraciones mencionadas, estimamos que el método constituye una valiosa herramienta de trabajo, por disminuir al mínimo los factores de error en el cálculo de la curva, por obtenerse resultados confiables, por la rapidez y facilidad de su lectura, y por posibilitar la realización de curvas en rápida sucesión, factor éste que limita el empleo de la radiocardiografía en determinadas situaciones hemodinámicas.

SUMMARY

In order to improve the method for the measurement of cardiac output (CO) by means of radio-

cardiography, a study was undertaken to establish the possible existence of a correlation between CO and a circulatory time (CT) obtained from the same radiocardiogram (RCG). 155 determinations (det) of CO in two groups (G) of patients, the first one (GA) including 68 det in 33 patients and the second one (GB), 87 det in 39 patients were performed, by injecting 10-20 μ Ci radioiodinated (¹³¹I) human serum albumin in central or peripheral venous system. The ratio between CO and blood volume was then determined and referred to as the index of cardiac flow (ICF). This figure was obtained through a conventional calculus of the curve: Equilibrium \cdot 60 / area under the curve. Separately, time elapsed from entry of marker into right chambers through beginning of left down-slope of the RCG was measured and designated circulatory time (CT). CT and ICF values in GA were then correlated, verifying a non-linear behavior. A potential function ($y = a \cdot x^b$) was used as adjustment model defining $y = 13.5562 \cdot x^{-1.0316}$ (where $y = \text{ICF}$ and $x = \text{CT}$), with a coefficient of determination $R^2 = 0.90$. Iterability of CT measurement was optimum: $r = 0.993$ (being the value of the correlation for the same observer) and $r = 0.989$ (for two separate observers). Likewise, the correlation between conventional calculation of ICF and CT determination was excellent ($r = 0.956$). Application of the resulting equation on another independent group sample (GB) yielded a similar correlation ($r = 0.959$; $p < 0.005$). The proposed method allows calculation of ICF through direct readings, using an only and simple measurement between points easily identifiable on the RCG, with quick and reliable results.

BIBLIOGRAFIA

1. Blumgart HL, Yens OC: Studies of the velocity of blood flow. I: The method utilized. *J Clin Invest* 4: 1, 1927.
2. Blumgart HL, Weiss S: Studies of the velocity of blood flow. II: The velocity of blood flow in normal resting individuals, and a critique of the method used. *J Clin Invest* 4: 15, 1927.
3. Cossio P, Del Castillo EB, Berconsky I: Velocidad sanguínea y capacidad funcional del corazón. *La Semana Médica* 23: 1891, 1933.
4. Friedberg CK: Diseases of the heart (3rd ed), p 315. WY Saunders Company, Philadelphia, 1966.
5. Prinzmetal M, Corday E, Bergman HC, Schwartz L, Spritzler RJ: Radiocardiography: a new method for studying the blood flow through the chambers of the heart in human beings. *Science* 108: 340, 1948.
6. Veall N, Pearson JD, Hanley T, Lowe AE: A method for the determination of cardiac output (preliminary report). *Proceedings of the Second Radioisotope Conference* 1: 183. Butterworths Sc Publ, Oxford, 1954.
7. MacIntyre WJ, Pritchard WH, Moir TW: The determination of cardiac output by the dilution method without arterial sampling. I: Analytical concepts. *Circulation* 18: 1139, 1958.

8. Pritchard WH, MacIntyre WJ, Moir TW: The determination of cardiac output by the dilution method without arterial sampling. II: Validation of precordial recording. *Circulation* 18: 1147, 1958.
9. Lewis ML, Giuntini C, Donato L, Harvey RM, Cournand A: Quantitative radiocardiography. III: Results and validation of theory and method. *Circulation* 26: 189, 1962.
10. Veall N, Vetter H: Técnicas con radioisótopos para la investigación y el diagnóstico en clínica, p 369. Eudeba, Buenos Aires, 1964.
11. Salzman EJ, Cirio AJ, Fernández EA, Saccheri MC, Testa C: Determinación del volumen minuto cardíaco expresado como fracción de volemia, mediante la medición de un tiempo circulatorio obtenido del radiocardiograma. Resúmenes de comunicaciones científicas del XII Congreso Sudamericano de Cardiología, Porto Alegre, Brasil, mayo de 1986.
12. Nicholson JW, Wood EH: Estimation of cardiac output and Evans blue space in man, using an oximeter. *J Lab Clin Med* 38: 588, 1951.
13. Hetzel PS, Swan HJC, Ramírez de Arellano AA, Wood EH: Estimation of cardiac output from first part of arterial dye-dilution curves. *J Appl Physiol* 13: 92, 1958.
14. Benchimol A, Dimond EG, Carvalho FR, Roberts MW: The forward triangle formula for calculations of cardiac output. The indicator-dilution technic. *Am J Cardiol* 12: 119, 1963.
15. Williams JCP, O'Donovan TPB, Wood EH: A method for the calculation of areas under indicator dilution curves. *J Appl Physiol* 21: 695, 1966.
16. Jorfeldt L, Wahren J: A simplified procedure for the calculation of cardiac output from dye-dilution curves. *Acta Med Scand (Suppl)* 472: 75, 1967.
17. Thompson HK, Starmer CF, Whalen RE, McIntosh HD: Indicator transit time considered as a gamma variate. *Circulation Res* 14: 502, 1964.
18. Starmer CF, Clark DO: Computer computations of cardiac output using the gamma function. *J Appl Physiol* 28: 219, 1970.
19. Yoder RD, Swan EA: Cardiac output: comparison of Stewart-Hamilton and gamma function techniques. *J Appl Physiol* 31: 318, 1971.
20. Olley PM, Kidd BSL, Zelin S: Cardiac output: rapid estimation from indicator dilution curves using a new nomogram. *Can J Physiol Pharmacol* 48: 147, 1970.
21. Bradley EC, Barr JW: Fore-n-aft triangle formula for rapid estimation of area. Dye dilution curve. *Am Heart J* 78: 643, 1969.
22. Cohn JD, Del Guercio LRM: Clinical applications of indicator dilution curves as gamma functions. *J Lab Clin Med* 69: 675, 1967.
23. Yousof AM, Endrys J, Bicik V: Simple method of measuring dye curve area by planimetry using the half-area method. *J Appl Physiol* 36: 611, 1974.
24. van Grondelle A, Ditchey RV, Groves B, Wagner W, Reeves J: Thermodilution method overestimates low cardiac output in humans. *Am J Physiol* 245 (Heart Circ Phys 14): H-690, 1983.
25. Donato L: Selective quantitative radiocardiography. *Prog Cardiovasc Dis* 5 (1): 1, 1962.
26. Fouad FM, Tarazi RC, MacIntyre WJ, Durant D: Venous delay, a major source of error in isotopic cardiac output determination. *Am Heart J* 97: 477, 1979.
27. Salzman EJ, Fernández Rostello EA, Testa C, Ilich J, Cirio A: Validez de la curva de dilución radioisotópica efectuada en sector venoso periférico en relación con las realizadas en sector venoso central, para la determinación del volumen minuto cardíaco. Resúmenes de comunicaciones científicas, XIX Congreso de la Cardiología Argentina, Tucumán, 1983.
28. Pujadas G, Baglivo H, Romano F, Fiore C, Garlando C, Tamashiro A: Cuantificación de la insuficiencia valvular mediante la radiocardiografía. Resúmenes de comunicaciones científicas del VII Congreso Mundial de Cardiología, Buenos Aires, 1974.