

# REVISTA ARGENTINA DE CARDIOLOGIA

ORGANO DE LA SOCIEDAD ARGENTINA DE CARDIOLOGIA

Tomo XXV

Marzo-Abril de 1958  
Publicado en abril de 1959

Nº 2

DIRECCIÓN Y ADMINISTRACIÓN: CORDOBA 2240 — T. E. 47-4777

EDITORES: REVIMED S. R. L.

## ARTICULOS ORIGINALES

### EL METODO DE INYECCION DE INDICADORES PARA EL ESTUDIO DE LA CIRCULACION

#### I. PRINCIPIOS DEL METODO. TECNICA

POR EL

DR. ROBINSON E. H. D'AIUTOLO \*

EL flujo o caudal es uno de los parámetros fundamentales de cualquier sistema hidrodinámico. En medicina, el conocimiento del volumen minuto circulatorio es sumamente importante. Interviene en la relación:

$$\frac{\text{Presión arterial media}}{\text{Volumen minuto}} = \text{Resistencia periférica total}$$

concepto fundamental que define el estado físico y fisiológico del aparato circulatorio en un momento dado. Estas tres variables están íntimamente relacionadas y los cambios de una determinan automáticamente y por definición, cambios en otra o las otras, de forma que la relación es siempre una igualdad. El volumen minuto cardíaco es modificado, ló-

gicamente, por las variaciones de la resistencia periférica total, promedio del estado funcional de los vasos de los distintos territorios del organismo. Actualmente se puede determinar cuantitativamente en el hombre, no sólo el volumen minuto cardíaco, sino los caudales y resistencia parciales de algunos territorios, notablemente las circulaciones cerebral, hepática y renal. De este modo adelantamos progresivamente hacia un mejor conocimiento de los fenómenos circulatorios y las leyes que los gobiernan.

Numerosos han sido los métodos diseñados para la medición del volumen minuto cardíaco, algunos experimentales y otros de aplicación clínica. Después de la severa crítica a que han sido sometidos, en condiciones clínicas se utilizan en la actualidad, casi exclusivamente, el de Fick directo por cateterismo, el radiológico, el balistocardiográfico, el

\* Jefe del Servicio de Cardiología del Policlínico de San Martín. Miembro Titular de la Sociedad Argentina de Cardiología.

esfigmomanométrico, el de respiración de gases extraños y el de inyección de sustancias indicadoras, colorantes o radiactivas. De éstos, sólo el de Fick y el de inyección de indicadores pueden ser considerados como métodos primarios, es decir, que no requieren la aplicación de maniobras matemáticas, como la introducción de constantes e índices empíricos, que llevan implícitas un error considerable e imposible de prever o analizar en un caso determinado.

El método de más universal aplicación y que se considera como norma o patrón para comparar las bondades e inconvenientes de los otros métodos es el de Fick directo, con obtención de sangre venosa mezclada de la arteria pulmonar o tracto de salida del ventrículo derecho por cateterismo cardíaco.<sup>1</sup>

Sin embargo, el método de inyección de indicadores, llamado de Stewart-Hamilton, ha tenido últimamente una creciente difusión y sus bondades nos parecen asegurarle una utilización cada vez mayor.

Las bases de este método fueron establecidas por Stewart<sup>2,3,4</sup> en 1897 y analizadas matemáticamente, ordenadas y regladas por Hamilton y colaboradores,<sup>5,6,7,8,9,10</sup> en 1928 y años subsiguientes.

### PRINCIPIOS DEL METODO

La inyección de una sustancia indicadora en una vena periférica, en forma prácticamente instantánea, determina su aparición en una arteria sistémica en una concentración que varía, describiendo la curva que representamos en la figura 1 en trazo lleno.

Observamos que desde el momento de la inyección ( $t_0$ ) para un intervalo de tiempo hasta que el indicador aparece en el lugar de toma de muestras; que su concentración asciende rápidamente a un máximo y

comienza a descender, también rápidamente, pero después de un corto lapso, la curva vuelve a ascender debido a la llegada de sangre con indicador que ha recorrido por segunda vez el circuito circulatorio, fenómeno que se denomina recirculación. Después de la onda de recirculación, la curva sigue un trazo suavemente descendente, con pequeñas oscilaciones debidas a ciclos circulatorios sucesivos, para llegar al fin a una porción prácticamente

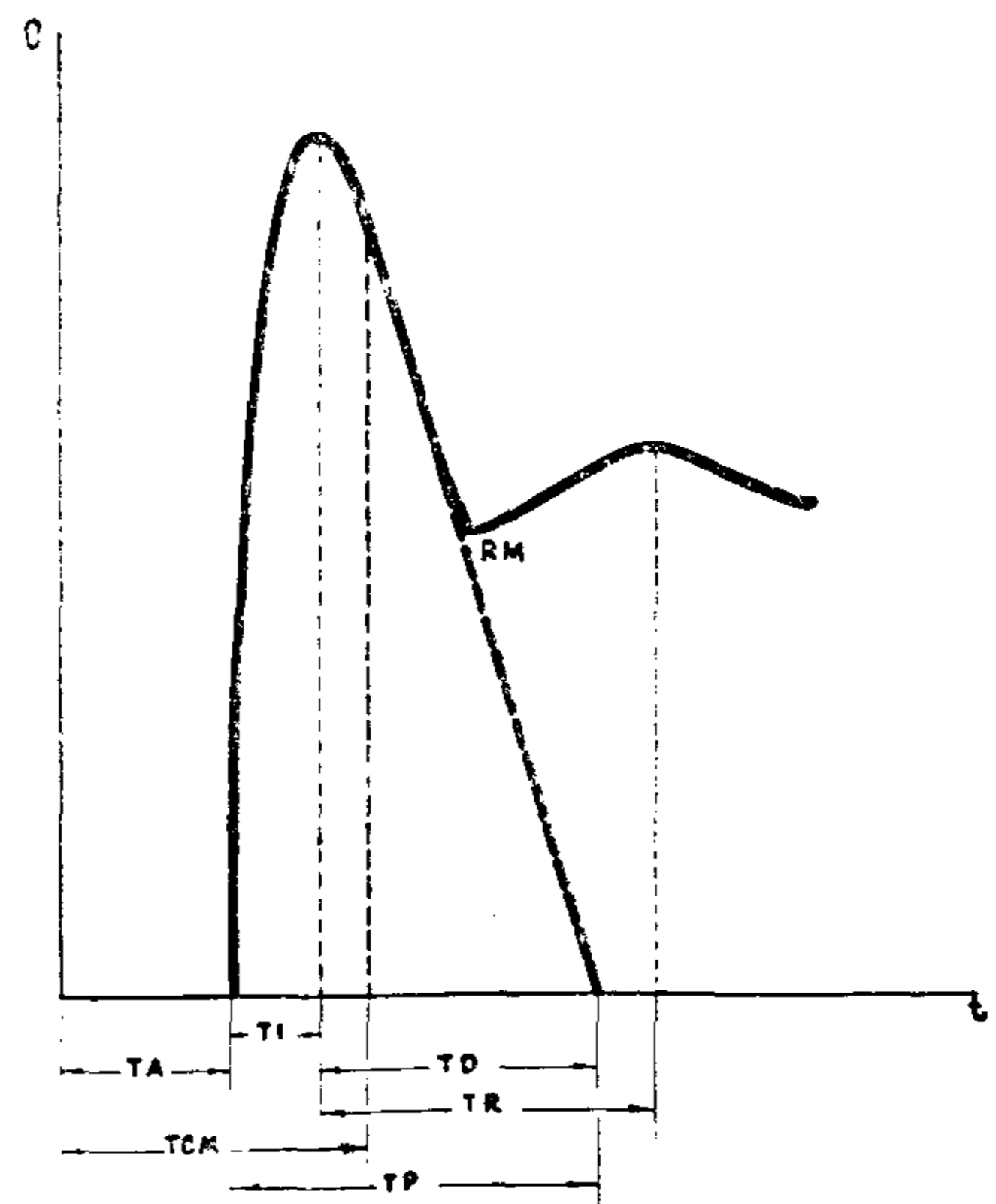


FIGURA 1

horizontal, índice de que el indicador inyectado se ha dispersado homogéneamente en la sangre circulante.

El análisis de esta curva permite calcular el volumen minuto aplicando fórmulas derivadas por distintos autores.<sup>2,9,11,12,13,14</sup> Todas ellas se basan en el análisis de la curva primaria, es decir, la que describiría la concentración de la sustancia indicadora si no existiera recirculación. La parte de la curva que hemos representado en línea de puntos debe ser extrapolada o calculada matemáticamente por análisis de la curva en la porción anterior a la aparición

de recirculación. Este hecho complica considerablemente el cálculo e introduce un factor de error en la apreciación de la curva de desaturación (trazo descendente).

Hamilton y col.<sup>9</sup> encontraron que la desaturación describe una curva asintótica exponencial, es decir, que desciende logarítmicamente hacia el cero sin alcanzalo, y que si se traza la curva completa en una escala semilogarítmica (ordenadas logarítmicas y abscisas lineales) la curva de desaturación se transforma en una recta (Fig. 2).

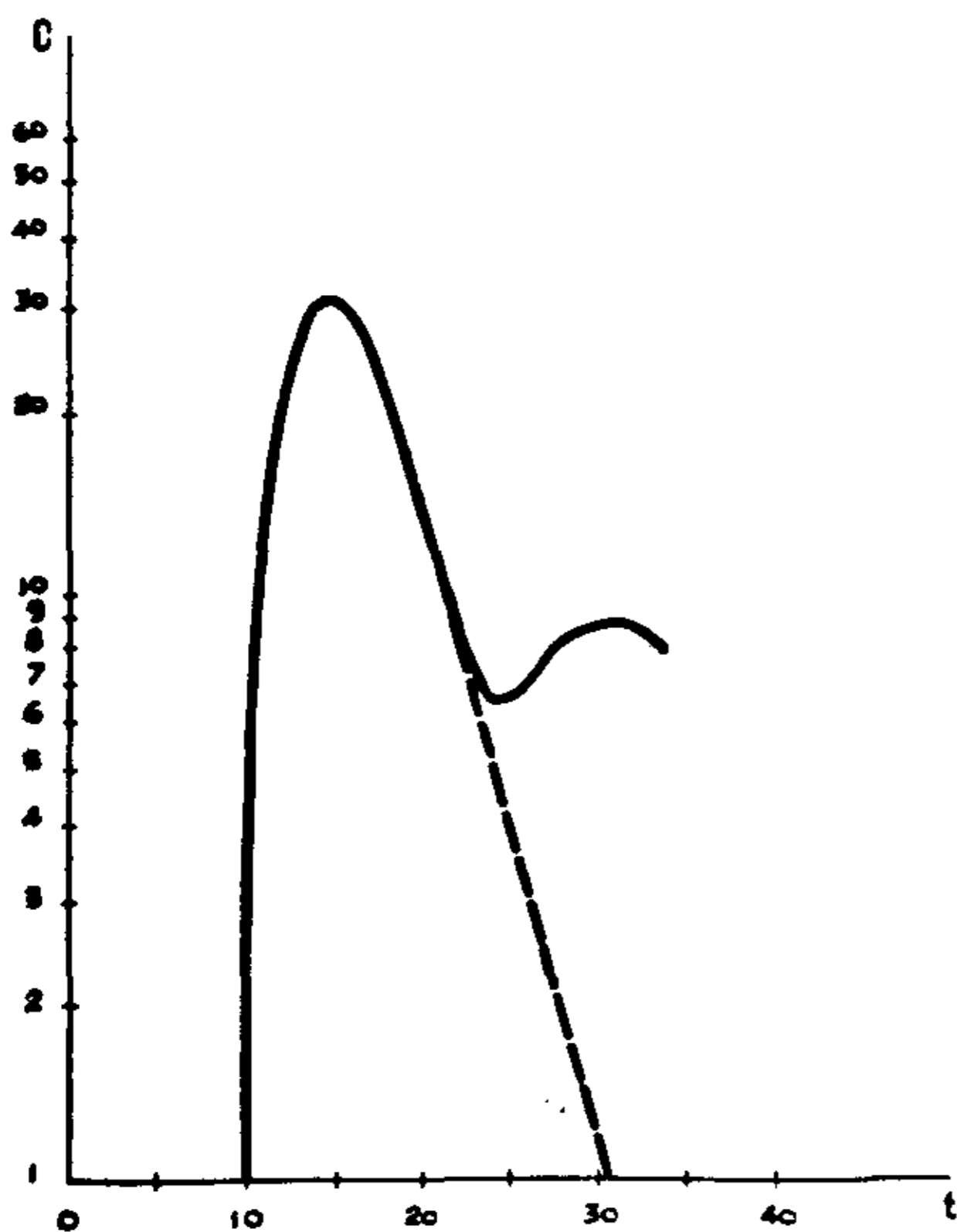


FIGURA 2

De esta manera se simplifica la extrapolación de la parte correspondiente a la recirculación, es decir, que podemos completar con dicha recta la curva que hubiera descripto la concentración del indicador si no existiera recirculación. Esta circunstancia ha sido confirmada experimentalmente en animales en los que se impedía la recirculación y en símiles hidráulicos.<sup>9, 13</sup>

Para su mejor descripción, esta curva ha sido dividida en las siguientes partes y se han individualizado estos puntos (Fig. 3):

TA tiempo de aparición: el que va desde la inyección hasta la aparición del indicador hasta el punto en que la concentración de éste llega a su máximo.

TI tiempo de crecimiento o incremento: el que va desde la aparición del indicador hasta el punto en que la concentración de éste llega a su máximo.

TD tiempo de decremento: el que va desde que la concentración del indicador es máxima hasta que aquélla llega a un mínimo aceptado como práctico.

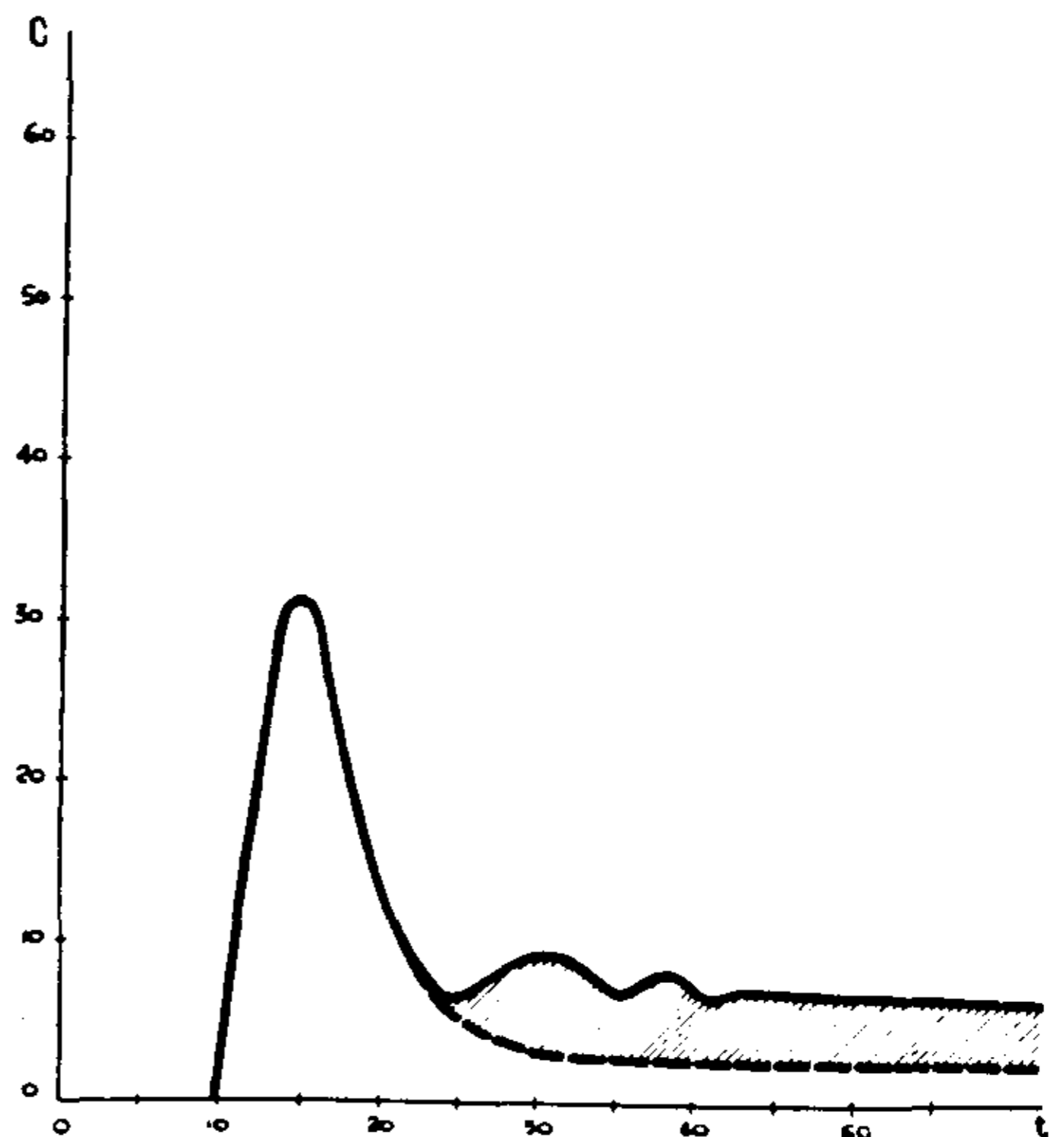


FIGURA 3

TP tiempo de pasaje: la suma de los dos anteriores.

RM punto de recirculación manifiesta: el primer punto que se separa de la recta extrapolada.

TCM tiempo circulatorio medio: el que tardaría una partícula de colorante que recorriera un trayecto promedio de todos los recorridos vasculares a una velocidad promedio de todas las velocidades sanguíneas. Debe ser calculada matemáticamente.

TR tiempo de recirculación: el que va desde el punto de concentra-

ción máxima en la curva primaria hasta el de concentración máxima en la primera recirculación.

Como ya dijimos, el análisis de la curva de concentración-tiempo permite determinar cuantitativamente el volumen minuto cardíaco.

El concepto parte de una ecuación para soluciones homogéneas estáticas: en un recipiente que contiene un líquido cuyo volumen  $V$  deseamos conocer, introducimos una cantidad  $I$  de una sustancia colorante, soluble en el líquido, no difusible por las paredes del recipiente y aseguramos que esté disuelta homogéneamente. Determinando colorimétricamente la concentración  $C$  del colorante por litro del líquido, podemos definir el volumen de aquél como:

$$V = \frac{I}{C} = \frac{\text{mg}}{\frac{\text{mg}}{1}} = \frac{\text{mg} \times 1}{\text{mg}} = 1 \quad (\text{I})$$

Esta es la base del método para medir el volumen sanguíneo.<sup>15, 16</sup>

Por ejemplo: Si introducimos 15 mg de colorante, que al diluirse en el líquido dan una concentración de 3 mg por litro, el volumen de aquél es de 5 litros:

$$V = \frac{15 \text{ mg}}{3 \frac{\text{mg}}{1}} = 5 \text{ litros}$$

Si es un sistema en que circula un líquido a caudal constante, introducimos en forma prácticamente instantánea una cantidad conocida de un colorante, éste se diluirá en el líquido que fluye, que se desplazará en forma de un bolo coloreado y pasará por el lugar de toma de muestras durante un tiempo, con una concentración variable representada

por la curva que ya hemos visto (Fig. 1). Si determinamos la concentración promedio de esa curva podemos definir el flujo o caudal:

$$F = \frac{C \times t}{I} = \frac{\text{mg} \times 1}{\text{mg} \times \text{seg}} = \frac{1}{\text{seg}} \quad (\text{II})$$

donde  $I$  es la cantidad de colorante inyectado;  $C$  es la concentración promedio del colorante, en mg por litro, en el líquido circulante; durante el tiempo  $t$ , expresado en segundos, que aquél tardó en pasar por el lugar de toma de muestras; y  $F$  el flujo, en litros por segundo.

Como la unidad de flujo usual en el aparato circulatorio es el volumen minuto, que se expresa en litros por minuto, multiplicamos por 60 nuestra ecuación II con lo cual nos queda la fórmula fundamental:

$$F = \frac{I \times 60}{C \times t} = \frac{\text{mg} \times 60}{\text{mg} \times \text{seg}} = \frac{1}{\text{min}} \quad (\text{III})$$

Como la concentración promedio  $C$  se calcula dividiendo la suma ( $Sc$ ) de concentraciones a cada segundo en la curva primaria por el tiempo de pasaje  $t$ , nos queda:

$$F = \frac{I \times 60}{\frac{Sc}{t} \times t}$$

y, simplificando:

$$F = \frac{I \times 60}{Sc} \quad (\text{IV})$$

Si aplicamos este método mediante la inyección de un colorante plasmático como es el azul de Evans, obtendremos el flujo plasmático. Desseando conocer el flujo de sangre total, debemos multiplicar el flujo

plasmático por la relación  $\frac{100}{10 - Hc}$

donde Hc es el volumen globular hallado en el hematocrito, corregido multiplicando por 0,95 para evitar el error producido por el "trapped plasma", cantidad de plasma que queda entre los glóbulos centrifugados y que no se puede liberar.<sup>16, 17, 18</sup> Nos queda entonces la fórmula final:

$$VM = \frac{I \times 60}{Sc} \times \frac{100}{100 - Hc} \quad (V)$$

Hemos calculado una tabla de valores del coeficiente  $\frac{100}{100 - Hc}$  para

valores hematocritos comprendidos entre 20 y 69,5 por ciento (Tabla 1).

Otro procedimiento para calcular la concentración promedio del colorante (C) en la curva primaria sería volver a trazar la curva en papel milimetrado y medir su superficie por planimetría, pero, además de exigir una nueva elaboración e introducir por lo tanto la posibilidad de errores instrumentales, no agrega ningún elemento de precisión a los datos resultantes.

Se ha pensado<sup>13, 14, 19, 20, 21</sup> que un análisis matemático de la curva por el método de los momentos de Pearson u otros similares, utilizando las ordenadas hasta el punto de recirculación manifiesta, podría dar una hipótesis más aproximada a la forma verdadera de la ecuación de la curva que la que hemos postulado.

La curva representativa de las observaciones (antes de la recirculación) es típicamente asimétrica,

T A B L A 1  
Valores del coeficiente  $\frac{100}{100 - (0,95 H)}$

H	H	H	H	H	H
20.0	1.234	30.0	1.399	40.0	1.613
0.5	242	0.5	408	0.5	625
1.0	249	1.0	417	1.0	638
1.5	257	1.5	427	1.5	651
2.0	264	2.0	437	2.0	664
2.5	272	2.5	447	2.5	677
3.0	279	3.0	457	3.0	691
3.5	287	3.5	467	3.5	704
4.0	295	4.0	477	4.0	718
4.5	303	4.5	487	4.5	732
5.0	311	5.0	498	5.0	747
5.5	320	5.5	509	5.5	761
6.0	328	6.0	520	6.0	776
6.5	336	6.5	531	6.5	791
7.0	345	7.0	542	7.0	807
7.5	354	7.5	553	7.5	822
8.0	362	8.0	565	8.0	838
8.5	371	8.5	577	8.5	854
9.0	380	9.0	588	9.0	871
9.5	389	9.5	601	9.5	888
				50.0	1.905
				0.5	922
				1.0	940
				1.5	958
				2.0	976
				2.5	995
				3.0	2.014
				3.5	033
				4.0	053
				4.5	074
				5.0	094
				5.5	115
				6.0	137
				6.5	159
				7.0	181
				7.5	204
				8.0	227
				8.5	251
				9.0	275
				9.5	300
				60.0	2.326
				0.5	351
				1.0	378
				1.5	405
				2.0	433
				2.5	461
				3.0	491
				3.5	520
				4.0	551
				4.5	582
				5.0	614
				5.5	647
				6.0	681
				6.5	715
				7.0	751
				7.5	787
				8.0	825
				8.5	863
				9.0	903
				9.5	943

acampanada, y limitada en la parte inicial del campo, características éstas similares a la curva Tipo III del sistema de Pearson.<sup>22, 23</sup>

Consideraciones matemáticas, derivadas de postular una construcción artificial consistente en un sistema de circulación con más de una cámara de mezcla<sup>6, 13, 21</sup> y eliminación completa al final del sistema (condiciones que se verifican en el aparato circulatorio si se elimina la recirculación) llevan también a una curva del tipo de la enunciada.

La curva Tipo III de Pearson es asíntota en su final, condición que también es consistente con el sistema artificial supuesto, ya que el remanente de colorante en las cámaras de mezcla se va eliminando cada vez más lentamente a medida que la proporción de indicador disminuye.

Al transformar, en el gráfico logarítmico, la parte final de la curva en una recta, se postula para dicha parte de la curva la forma:

$$y = a.b^{-ht} \quad (t = \text{tiempo})$$

forma también asíntótica.

La curva construída tiene así características iguales a las del Tipo III de Pearson.

Con el fin de tener alguna idea del margen de error que puede encerrar el cálculo empírico, hemos formado diversas curvas de Tipo III, estableciendo sus parámetros de manera que tengan una forma análoga a las observadas en la práctica. Hemos calculado matemáticamente el área de estas curvas y las ordenadas hasta el momento de la posible recirculación y luego, con estas ordenadas, se ha trazado la curva calculando su área por el sistema empírico expuesto.

Las diferencias entre las áreas halladas por ambos procedimientos

en las diversas curvas estudiadas, oscilaron entre 0,5 y 1,5 por ciento.

Esto permite suponer que el error del método empírico es inferior al 2 por ciento, porcentaje despreciable comparado con el que resulta de los errores de observación.

La teoría del método describe la introducción del indicador antes de una cámara de mezcla y la obtención de las muestras después de la salida de ésta, cuando la dispersión es completa y homogénea. Se acepta como cámara de mezcla al corazón derecho, árbol vascular pulmonar y corazón izquierdo, así que la inyección puede hacerse en cualquier lugar del sistema venoso sistémico hasta, e incluyendo, la arteria pulmonar<sup>24, 25, 26</sup> y la toma de muestras en cualquier lugar del árbol vascular sistémico.

### TECNICA

La inyección se hace, generalmente, en una vena del pliegue del codo y las muestras se toman en la arteria humeral, radial o femoral.

En una vena del codo, bien canulizada, se inyecta, lo más rápidamente posible, 3 ml de solución al 5 o/oo de T 1824, conocido como "Azul de Evans" (15 mg de droga), por medio de una jeringa y de una aguja de 10/10 mm calibrada por pesadas.

Para asegurar la rápida llegada de colorante a la circulación central, el brazo donde se hace la inyección puede ser sostenido en posición elevada o hacerse rápidamente la inyección de unos 10 ml de solución fisiológica inmediatamente después de inyectado el colorante y por medio de un intermediario especial.<sup>27</sup>

Las muestras arteriales se obtienen en una arteria humeral, radial o femoral canulizada con una aguja

tipo Cournand de 12/10 mm, que lleva conectada, por medio de un intermediario, un tubo de polietileno de 4 mm de diámetro y 20 mm de longitud. Con estas condiciones y por efecto de la presión arterial, se obtiene un flujo constante de sangre arterial de alrededor de 1 ml por segundo, cantidad necesaria para obtener muestras de volumen suficiente.

El otro extremo del tubo de polietileno se lleva a un recolector que asegura la obtención de muestras durante 2 segundos exactamente, sin pérdidas ni intervalos, condiciones esenciales para la rigurosidad del método.

Algunos investigadores utilizan una simple serie de tubos colocados en una gradilla tipo Kahn y hacen el cambio manualmente, controlando el tiempo con un metrónomo o con un ayudante que en alta voz va leyendo los segundos de un reloj. Con esta técnica hay gran pérdida de sangre entre los tubos y es muy difícil controlar exactamente el tiempo, por lo que la posibilidad de error es grande.

Se han descrito varios recolectores automáticos. Newman y col.<sup>13</sup> utilizan un aparato consistente en un disco horizontal de plástico que lleva perforadas embudos cuyos centros están equidistantes en una circunferencia concéntrica con el disco. Debajo de cada embudo tiene un tubo con anticoagulante. El disco gira movido por un motor eléctrico. Cada embudo, y el tubo que tiene abajo, recoge la sangre arterial. Un circuito de relevadores electrónicos hace girar bruscamente el disco en forma de presentar el centro de cada embudo ante el flujo de sangre arterial durante exactamente 2 segundos.

El recolector de muestras que hemos diseñado<sup>28</sup> consiste en un disco similar, con 30 embudos adyacentes,

de idéntica base, formando corona en la superficie del disco. Este gira a velocidad constante, a una revolución por minuto, movido por un motor sincrónico.

La recolección de muestras se inicia exactamente en el momento de la inyección venosa del indicador y se continúa durante 40 ó 50 segundos.

Obtenidas las muestras, se centrifugan a 3.000 revoluciones durante media hora. Con la sangre completa de los dos primeros tubos se cargan dos hematocritos que se centrifugan simultáneamente.

En el plasma sobrenadante se determina colorimétrica o espectrofotométricamente la concentración del colorante y se trasladan los valores obtenidos a papel semilogarítmico. Se unen los puntos sucesivos y la recta que une los 3 ó más puntos previos a la recirculación manifiesta se prolonga hasta el ciclo del papel correspondiente a 1 mg o/oo. Hemos determinado la concentración del colorante cada 2 segundos. La concentración en los segundos intermedios se lee en la curva trazada. La suma de las concentraciones a cada segundo nos da el valor  $S_c$  (suma de concentraciones segundo a segundo en la curva primaria) que dividido por el tiempo de duración de dicha curva ( $t$ ) nos da la concentración media del colorante en la curva primaria ( $C$ ).

Nos resta aplicar la fórmula ya expuesta ( $V$ ) para obtener el valor estimado del volumen minuto cardíaco.

Si en el comienzo de la porción descendente de la curva obtenemos menos de 3 puntos en línea recta, debe ser desechada completamente la determinación, pues esta condición no permite una extrapolación correcta.

El examen de la curva concentración - tiempo permite estimar no sólo el volumen minuto cardíaco, sino el volumen sanguíneo central, el volumen de sangre residual y el estudio y cálculo de los cortocircuitos circulatorios.<sup>29, 30, 31, 32, 33</sup>

### BIBLIOGRAFIA

1. COURNAND A., RILEY R. L., BREED E. S., BALDWIN E., RICHARDS E. DE F.: Measurement of cardiac output in man using the technique of catheterization of the right auricle or ventricle. *J. Clin. Invest.* 1954, 24, 106.
2. STEWART G. N.: Researches on the circulation time and on the influences which affect it. IV. Output of the heart. *J. Physiol.* 1897, 22, 159.
3. STEWART G. N.: The output of the heart in dogs. *Amer. J. Physiol.* 1921, 57, 27.
4. STEWART G. N.: The pulmonary circulation time, the quantity of blood in the lungs and the output of the heart. *Amer. J. Physiol.* 1921, 58, 20.
5. HAMILTON W. F., KINSMAN J. M., MOORE J. W., SPURLING R. G.: Simultaneous determination of the greater and lesser circulation times of the means velocity of blood flow through the heart and lungs, of the cardiac output, an approximation of the amount of blood actively circulating in the heart and lungs. *Amer. J. Physiol.* 1928, 85, 377.
6. HAMILTON W. F., MOORE J. W., KINSMAN J. M., SPURLING R. G.: Studies on circulation. IV. Further analysis of the injection method and of changes in hemodynamics under physiological and pathological conditions. *Amer. J. Physiol.* 1931-32, 99, 534.
7. HAMILTON W. F., MOORE J. W., KINSMAN J. M., SPURLING R. G.: Blood flow and intrathoracic blood volume, as determined by the injection method and checked by direct measurements in perfusion experiments. *Amer. J. Physiol.* 1930, 93, 654.
8. HAMILTON W. F., MOORE J. W., SPURLING R. G.: Simultaneous determination of the pulmonary and systemic circulation times in man and of a figure related to cardiac output. *Amer. J. Physiol.* 1928, 84, 338.
9. KINSMAN J. M., MOORE J. W., HAMILTON W. F.: Studies on the circulation. I. Injection method: Physical and mathematical considerations. *Amer. J. Physiol.* 1929, 89, 322.
10. MOORE J. W., KINSMAN J. M., HAMILTON W. F., SPURLING R. G.: Studies on the circulation II. Cardiac output determinations: comparison of the injections method with the direct Fick procedure. *Amer. J. Physiol.* 1929, 89, 311.
11. STEPHENSON J. L.: Theory of the measurement of blood flow by the dilution of an indicator. *Bull. Math. Biophys.* 1948, 10, 117.
12. LEUSEN I., DEMEESTER G.: Influence de l'hypoxemie sur la circulation pulmonaire chez le chien et chez le chat. *Acta Cardiol.* 1955, 10, 556.
13. NEWMAN E. V., MERREL M., GENECIN A., MONGE C., MILNOR W. R., MCKEEVER W. P.: The dye dilution method for describing the central circulation curves. *Circulation.* 1951, 4, 735.
14. CYVIN K.: Calculation of cardiac output by estimation with dilution method. *Acta Physiol. Scand.* 1949, 19, 57.
15. GIBSON J. G., EVANS W. A. (Jr.): Clinical studies of the blood volume. I. Clinical application of a method employing the azo dye "Evans Blue" and the spectrophotometer. *J. Clin. Invest.* 1937, 16, 301.
16. GREGERSEN M. J.: A practical method for the determination of blood volume related dyes from blood stream. *Amer. J. Physiol.* 1943, 138, 698.
17. GREGERSEN M. J., RAWSON R. A.: Disappearance of T 1824 and structurally with the dye. T. 1824. *J. Lab. Clin. Med.* 1944, 29, 1266.
18. CHAPIN M. A., ROSS J. F.: The determination of the true cell volume by dye dilution, by protein dilution, and with radioactive iron. The error of the centrifuge hematocrit. *Amer. J. Physiol.* 1942, 137, 447.
19. MCINTYRE W. J., PRITCHARD W. H., ECKSTEIN R. W., FRIDELL H. L.: The determination of cardiac output by a continuous recording system utilizing iodinated ( $I^{131}$ ) human serum albumin. I. Animal studies. *Circulation.* 1951, 4, 552.
20. NYLIN G., CLANDER H.: Determination of blood volume in heart and lungs and the cardiac output through the injection of radiophosphorus. *Circulation.* 1950, 1, 76.
21. LEWIS A. E.: Computation of cardiac output from dye dilution curves. *J. appl. Physiol.* 1953, 6, 93.



22. PALIN ELDERTON W.: Frequency curves and correlation. London, E. & C. Layton, 1927.
23. ABAD P. E., POLLAK REID E.: Curvas de frecuencia; su ajustamiento por el Método de los Momentos. Buenos Aires, Facultad de Ciencias Económicas, 1946.
24. HETZEL P. S., SWANN H. J. C.: Comparison of arterial dilution curves following central and peripheral injections of dye. *Fed. Proc.* 1953, *12*, 66.
25. COE W. S., BEST M. M., LAWSON H. C.: Measurement of cardiac output by intracardiac dye injection. *Amer. J. Physiol.* 1950, *163*, 704.
26. PEARCE M. L., MCKEEVER W. P., DOW P., NEWMANN E. W.: The influence of injection site upon the form dye-dilution curves. *Circul. Research*, 1953, *1*, 112.
27. NICHOLSON J. W., BURCHELL H. B., WOOD E. H.: A method for the continuous recording of Evans Blue dye curves in arterial blood and its application to the diagnosis of cardiovascular abnormalities. *J. Lab. clin. Med.* 1951, *37*, 353.
28. D'AIUTOLO R. E. H.: El método de inyección de indicadores para el estudio de la circulación. III. Recolector de muestras arteriales. *Rev. Arg. Cardiol.*
- En prensa.
29. D'AIUTOLO R. E. H.: El método de inyección de indicadores para el estudio de la circulación. II Condiciones de aplicabilidad. Influencia del lugar de inyección. *Indicador. Rev. arg. Cardiol.*
- En prensa.
30. D'AIUTOLO R. E. H.: El volumen minuto cardíaco estimado por el método de inyección de indicadores. *Rev. arg. Cardiol.* a publicarse.
31. D'AIUTOLO R. E. H.: El volumen sanguíneo central estimado por el método de inyección de indicadores. *Rev. arg. Cardiol.* a publicarse.
32. D'AIUTOLO R. E. H.: Estudio de los cortocircuitos circulatorios por el método de inyección de indicadores. En preparación.
33. D'AIUTOLO R. E. H.: El volumen minuto cardíaco y el volumen sanguíneo central. Método de Stewart-Hamilton o de inyección de indicadores. Facultad de Ciencias Médicas, Buenos Aires, 1956.