

06. 70. 15

C. N. E. A. Biblioteca	
ARCHIVO PUBLICACIONES	
Nº 1	AÑO 1970

LUS A. LEQUIZAMON - ** OSVALDO O. P.

* ELMA A. A. TENREYRO.



INSTITUTO DE CÁLCULO FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS Y NATURALES
UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES

Perú 272 - Buenos Aires

CAUDAL Y OTRAS MAGNITUDES DEL CORAZON, MEDIANTE EL METODO

DE LA ZONA DE MEZCLADO TOTAL

* CARLOS A. LEGUIZAMON -- ** OSVALDO O. BETTI -

* ELMA A. A. TENREYRO.

* BIOMATEMATICA - COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA - BUENOS AIRES - ARGENTINA.

- INSTITUTO DE CALCULO - FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS Y NATURALES - U.N.B.A. - ARGENTINA.

** INSTITUTO DE NEUROCIRUGIA COSTA BUERO - FACULTAD DE CIENCIAS MEDICAS - U.N.B.A. - ARGENTINA.

- COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA - BUENOS AIRES - ARGENTINA.

RESUMEN

Se trata de un método que usa la detección del pasaje de material radiactivo con detector en ubicación precordial y cuando la concentración de aquél es constante en toda la región analizada. Se efectúa el análisis de las magnitudes en base a sus posibles distribuciones estadísticas, tendiendo a la resolución de los problemas que se plantearán en el registro de distintas afecciones modificatorias del funcionamiento normal del corazón. En otra sección se dan las ecuaciones para la obtención del volumen de sístole ventricular y de los valores de volumen de sístole auricular, volumen de la región auricular derecha e izquierda, volúmenes coronarios, etc.

I N D I C E

1. NOMENCLATURA
2. CONSIDERACIONES GENERALES
3. CONDICIONES CONSIDERADAS SOBRE EL FUNCIONAMIENTO CARDIACO
4. ANALISIS ESTADISTICO
 - 4.a) Expresión de las relaciones entre las magnitudes que inciden en la velocidad de contaje.
 - 4.b) Análisis de las diversas magnitudes.
 - 4.c) Probabilidades condicionadas.
 - 4.d) Análisis en el tiempo para una cavidad.
 - 4.e) Análisis en el tiempo para un volumen total.
 - 4.f) Análisis de la velocidad de contaje.
5. ECUACIONES DE LA ZONA DE MEZCLADO TOTAL
 - 5.a) Circuito coronario.
 - 5.b) Circuito aurículo-ventricular.
 - 5.c) Circuito total.
 - 5.d) Adaptación de las ecuaciones a los registros experimentales.
6. DISCUSION
7. BIBLIOGRAFIA

1. NOMENCLATURA.

SÍMBOLO	SIGNIFICADO
ϵ	eficiencia de medición.
ϵ_{AC}	eficiencia de medición de arterias coronarias.
ϵ_{VC}	eficiencia de medición venosa coronaria.
ϵ_{RAD}	eficiencia de medición región aurícula derecha.
ϵ_{RAI}	eficiencia de medición región aurícula izquierda.
ϵ_{VD}	eficiencia de medición ventrículo derecho.
ϵ_{VI}	eficiencia de medición ventrículo izquierdo.
ϵ_V	eficiencia de medición de vasos en general.
$\epsilon_{V'}$ C	eficiencia de medición de una cavidad.
ϵ_F	eficiencia de medición de efecto cero.
λ_b	constante de decaimiento biológico.
λ_r	constante de decaimiento radiactivo.
ϕ	caudal cardíaco.
σ_d	desviación standard.
τ_D	tiempo total de una diástole ventricular.
τ_S	tiempo total de una sístole ventricular.
τ_R	tiempo total de una revolución cardíaca.
A_F	radiactividad por efecto cero.
$A_{V'}$ C	radiactividad para una cámara.
A_t	radiactividad en sangre en un tiempo t .
B_t	cantidad de molécula marcada en un tiempo t .
R_t	radiactividad específica en un tiempo t .
C_p	concentración de radiactividad en la zona de mez- clado total.

D_0	concentración inicial de molécula marcada.
D_t	concentración de molécula marcada en el tiempo t .
f	frecuencia de revoluciones por unidad de tiempo.
τ_R	
H	velocidad de contaje.
H_2^p	velocidad de contaje en la zona de mezclado total en el instante de iniciarse las <u>sístoles aurícula</u> res simultáneamente.
H_3^p	velocidad de contaje en la zona de mezclado total en el instante de iniciarse las <u>sístoles ventricu</u> lares en forma simultánea.
H_4^p	velocidad de contaje en la zona de mezclado total en el instante de finalización de las <u>sístoles ven</u> triculares en forma simultánea.
$H_{V'}$	velocidad de contaje en una cámara.
H_C	
H_V	velocidad de contaje en distintos vasos.
H_F	velocidad de contaje por efecto cero.
N_0	cantidad inicial de núcleos radiactivos.
N_t	cantidad de núcleos radiactivos en un tiempo t .
P	probabilidad.
V_{AC}	volumen de arterias coronarias.
V_{VC}	volumen de venas del circuito coronario.
V_T	volumen total de sangre en el cuerpo.
V_{RAD}	volumen de cámara de la región auricular derecha.
V_{RAI}	volumen de cámara de la región auricular izquier- da.
V_S	volumen de la sístole ventricular.

V_{SAD}	volumen de la sístole auricular derecha.
V_{SAI}	volumen de la sístole auricular izquierda.
V_V	volumen de vasos.
V_{VD}	volumen de cámara del ventrículo derecho.
V_{VI}	volumen de cámara del ventrículo izquierdo.
t_i	instante de tiempo.
i	subíndice genérico.

2. CONSIDERACIONES GENERALES.

Las figuras N° 1 y N° 2 nos ilustran sobre la medición con un detector praecorlial de un radionucleído, cuando éste se encuentra totalmente mezclado con el volumen de sangre (zona de mezcla total) . Es precedida por dos curvas en forma de campana que corresponden al pasaje del bolo radiactivo, inyectado previamente en una vena cercana a la aurícula derecha, y luego pasando por los sectores derecho e izquierdo del corazón. La zona de mezcla total es obtenida después de unos minutos de la inyección y para secuencias estacionarias de registro debido a la igualdad de concentraciones. Para esto último los valores deben corregirse para un único instante de muestreo, debido al decaimiento del radionucleído y a la transferencia hacia otros órganos de la droga inyectada.

3. CONDICIONES CONSIDERADAS SOBRE EL FUNCIONAMIENTO CARDIACO.

- a) El volumen total de molécula marcada se encuentra uniformemente distribuido en el volumen total de sangre.
- b) La mayor parte del volumen sistólico expulsado en la revolución anterior entra al ventrículo desde la aurícula y regiones previas, durante la diástole ventricular con tiempo τ_D .
- c) El volumen sistólico sale del ventrículo durante la sístole ventricular con tiempo τ_S .
- d) El volumen sistólico auricular se expulsa en un tiempo común a las dos aurículas, el que se encuentra comprendido en una fracción del tiempo τ_D . El volumen sistólico auricular se difunde principalmente dentro del ventrículo y aquella fracción

que no entrase a este último "si la hubiera" se considera que queda en la región registrada por el detector.

- e) La aurícula (excepto durante la sístole auricular y su descanso posterior) actúa como una simple comunicación.
- f) No se tiene en cuenta, la diferencia de los caudales de ingreso a las arterias coronarias izquierda y derecha.
- g) El mayor caudal de sangre de las arterias coronarias ingresa durante la diástole ventricular. También hay ingreso durante la sístole ventricular.
- h) La salida de sangre venosa del circuito coronario se produce preferentemente durante la sístole ventricular.
- i) Se considera despreciable la disminución del volumen de cámara ventricular durante la contracción isométrica previa a la sístole mecánica. Esta disminución se produciría al cerrar las válvulas aurículo-ventriculares, debido al desplazamiento necesario de sangre.
- j) El volumen de cámara de la región auricular incrementa para alcanzar su capacidad normal a partir del comienzo de la sístole ventricular y durante una fracción de tiempo τ_s .
- k) El volumen sistólico emitido por el ventrículo comienza a recuperarse a partir del fin de la relajación isométrica y durante toda la diástole.
- l) El caudal de la arteria coronaria izquierda es sensiblemente mayor durante la diástole ventricular que durante la sístole ventricular y se produce un incremento máximo durante el período de relajación isométrica. En la arteria coronaria derecha el caudal durante la diástole ventricular es apenas un poco mayor que durante la sístole ventricular.

- m) El caudal venoso coronario que desemboca en la aurícula derecha, es mayor durante la sístole ventricular.
- n) Si durante la relajación ventricular isométrica no hay variación de volúmenes auriculares y ventriculares, toda variación positiva en el registro de datos puede deberse al rápido incremento del volumen de las arterias coronarias.
- o) Se considera que en ambas regiones, derecha e izquierda, del corazón, las distintas actividades en el funcionamiento son coincidentes para los instantes y tiempos tomados como referencia.
- p) Durante el tiempo desde el comienzo de la sístole auricular al comienzo de la sístole ventricular no hay variaciones coronarias totales significativas.
- q) Para otros vasos ajenos al corazón, la velocidad de conteo se supone constante.

4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La figura N° 1 permite obtener un espacio de puntos sobre

$$R^2 = t \times H$$

y siendo

$Y_{\min}$ = velocidad de conteo mínima.

$Y_{\max}$ = velocidad de conteo máxima.

t_{∞} = paro cardíaco en el infinito.

se tiene

$$H = \{Y_i : Y_i \in [Y_{\min}, Y_{\max}]\}$$

$$t = \{t_i : t_i \in [0, t_{\infty}]\}$$

Así, cada par de valores $\langle t_{R_i}, Y_i \rangle$ identifica un conjunto de

factores que se analizará.

El intervalo cerrado

$$\left[t_x, t_x + t_h \right] \subset \tau_{R_i}$$

$$t_h \rightarrow 0$$

define una característica fisiológica instantánea en el corazón en el volumen del campo de detección y la vecindad de éste; donde la característica fisiológica se manifiesta por la velocidad de conteaje.

El análisis se hará en base a un criterio que resultaría el más general, teniendo en cuenta la fisiopatología cardíaca, pudiendo llegarse a otras consideraciones si la afección analizada lo indicase.

Interesa, en definitiva, la idéntica condición fisiológica que se hará repetitiva a través de cada revolución cardíaca.

4.a) Expresión de las relaciones entre las magnitudes que inciden en la velocidad de conteaje.

La velocidad de conteaje H , registrable en un instante $t_{\tau_{R_i}}$, de una dada condición fisiológica será:

$$(4.a.1) \quad H = H_{V_C} + H_V + H_F =$$

$$= \epsilon_{V_C} \cdot A_{V_C} + \epsilon_V \cdot A_V + \epsilon_F \cdot A_F$$

El valor medio de la cantidad de núcleos que pueden desintegrar, en un instante $t_{\tau_{R_i}}$ para la cantidad existente en la masa vascular que se ubica en el campo del detector y distinta al corazón, al igual que el valor medio de la radiactividad que hace al "fondo" o "efecto cero" del laboratorio, se suponen constantes, discutiéndose con amplitud en

otras secciones.

Para el valor de la actividad contenida en una de las cavidades, $A_{V'_C}$, haremos las siguientes consideraciones:

I) La dosis inicial A_0 , evolucionaría por la sola implicancia del decaimiento radiactivo, con una actividad específica:

$$(4.a.2) \quad R_t = R_0 \cdot e^{-\lambda_r t}$$

II) La molécula portadora de la radiactividad evolucionará biológicamente en base a la ecuación:

$$(4.a.3) \quad D_t = D_0 \cdot f(t)$$

siendo:

$$(4.a.4) \quad D_t = \frac{B_t}{V_T}$$

$$(4.a.5) \quad R_t = \frac{A_t}{B_t}$$

y siendo el volumen del corazón V_C una cierta fracción del volumen total

$$(4.a.6) \quad V_C = \frac{1}{k} V_T$$

y a su vez el volumen de la cavidad considerada V'_C sería:

$$(4.a.7) \quad V'_C = \frac{1}{k'}, \quad V_C = \frac{1}{k}, \quad \frac{1}{k} V_T = \frac{1}{K} V_T$$

se tiene:

$$(4.a.8) \quad A_t = K \cdot V'_C \cdot R_0 \cdot D_0 \cdot e^{-\lambda_r t} \cdot f(t) = K \cdot A_{V'_C}$$

Así, la velocidad de conteo registrada sobre la cavidad es:

$$(4.a.9) \quad H_{V'_C} = \epsilon \cdot A_{V'_C} = \epsilon \cdot V'_C \cdot R_0 \cdot D_0 \cdot e^{-\lambda_r t} \cdot f(t)$$

4.b) Análisis de las diversas magnitudes.

4.b.I) Instante de tiempo de idéntica situación fisiológica

Considerando un genérico $t_{\tau_{R_i}}$, podemos decir que tendrá una cierta probabilidad de manifestación en un τ_{R_i} , que en condiciones ideales tendría opción a su acción dentro de todo el rango τ_{R_i} tal que si se llama $p(t_{\tau_{R_i}})_a$ a la probabilidad de que $t_{\tau_{R_i}}$ se obtenga para un

$$(4.b.I.1) \quad t_a \in [0, \tau_{R_i}]$$

donde $t_a = 0, 1, 2, \dots, \tau_{R_i}$

$$(4.b.I.2) \quad \sum_{t_a=0}^{\tau_{R_i}} p(t_{\tau_{R_i}})_a = 1$$

Ahora bien, también el hecho fisiológico de acción sobre $t_{\tau_{R_i}}$ puede permanecer de tal forma que la distribución de $t_{\tau_{R_i}}$ sea única para el conjunto de ciclos cardíacos durante la zona de mezclado total analizada, de esta forma:

$$(4.b.I.3) \quad p(t_{\tau_{R_1}}) = p(t_{\tau_{R_2}}) = \dots = p(t_{\tau_{R_i}}) = p_i = \text{cte.}$$

Los valores de $t_{\tau_{R_i}}$ pueden diferir de una revolución a otra, pero el valor esperado es el mismo.

4.b.II) Tiempo de revolución:

Para el caso de la ecuación (4.b.I.2) hemos supuesto que $t_{\tau_{R_i}}$ adquiere valores distintos dentro de τ_{R_i} . Esta resultante fisiológica puede ser independiente de τ_{R_i} , o bien la acción acontece únicamente sobre τ_{R_i} , y su variación es la que condiciona

la probabilidad de $t_{\tau_{R_i}}$; o sea que si expresamos genéricamente la influencia de distintos τ_{R_i} con respecto a τ_{R_n} como una cierta función $f(\tau_{R_i}, \tau_{R_n})$ y la suponemos el cociente τ_{R_i}/τ_{R_n} , donde τ_{R_n} es la media de su propia distribución de períodos de revolución normales, para dos valores muy próximos: a y $a+h$, de τ_{R_i}/τ_{R_n} se tiene:

$$(4.b.II.1) \quad P(t_{\tau_{R_i}} \leq z \mid a < \tau_{R_i}/\tau_{R_n} \leq a+h) = \frac{P(t_{\tau_{R_i}} \leq z, a < \tau_{R_i}/\tau_{R_n} \leq a+h)}{P(a < \tau_{R_i}/\tau_{R_n} \leq a+h)}$$

Los valores de $t_{\tau_{R_i}}$ y τ_{R_i}/τ_{R_n} pueden también, tener una función densidad de la variable continua $(\tau_{R_i}/\tau_{R_n}, t_{\tau_{R_i}})$ o sea $f(\tau_{R_i}/\tau_{R_n}, t_{\tau_{R_i}})$. Para el valor: $\tau_{R_i}/\tau_{R_n} = a$ se tendrá la función densidad:

$$(4.b.II.2) \quad f_1(a) = \int_{-\infty}^{\infty} f(a, z) dz$$

que equivaldría a tener un conjunto infinito de valores $t_{\tau_{R_i}}$, para cada valor de la variable genérica τ_{R_i}/τ_{R_n} .

4.b.III) Medición de radiactividad.

La ley de distribución binomial expresa:

$$(4.b.III.1) \quad P(j) = \frac{n!}{(n-j)!j!} p^j (1-p)^{n-j}$$

que se aplica para la desintegración radiactiva haciendo:

$n = N_0$ = número total inicial de núcleos.

j = número de núcleos que desintegran en el tiempo t .

La probabilidad de que un átomo no desintegre en el tiempo t es $1-p$, que es el cociente:

$$\frac{\text{número de núcleos que quedaron}}{\text{número de núcleos iniciales}}$$

Luego:

$$(4.b.III.2) \quad 1-p = N/N_0$$

$$(4.b.III.3) \quad 1-p = N/N_0 = e^{-\lambda_r t}$$

y así la (4.b.III.1) será:

$$(4.b.III.4) \quad P(j) = \frac{N_0!}{(N_0-j)!j!} (1-e^{-\lambda_r t})^j (e^{-\lambda_r t})^{(N_0-j)}$$

El valor medio esperado es:

$$(4.b.III.5) \quad \bar{j} = \sum_{j=0}^n P(j) \cdot j = n \cdot p$$

Para la desintegración radiactiva, el valor medio esperado de núcleos que desintegran en el tiempo t es:

$$(4.b.III.6) \quad \bar{N} = N_0 \cdot (1-e^{-\lambda_r t})$$

Se tiene:

$$(4.b.III.7) \quad e^{-\lambda_r t} = 1 - \lambda_r t + \frac{(\lambda_r t)^2}{2!} - \frac{(\lambda_r t)^3}{3!} + \dots$$

para valores pequeños de $\lambda_r t$ se puede aproximar:

$$(4.b.III.8) \quad e^{-\lambda_r t} = 1 - \lambda_r t$$

Así, (4.b.III.6) será:

$$(4.b.III.9) \quad \bar{N} = N_0 \cdot \lambda_r t$$

La velocidad de desintegración media o esperada será:

$$(4.b.III.10) \quad A = \bar{N}/t = N_0 \cdot \lambda_r$$

Si se cumplen las condiciones:

$$(4.b.III.11) \quad \begin{cases} \lambda_r t \ll 1 \\ N_o \gg 1 \\ j \ll N_o \end{cases}$$

y con las aproximaciones :

$$(4.b.III.12) \quad \begin{cases} e^{-\lambda_r t} = 1 - \lambda_r t \\ x! = \sqrt{2\pi x} \cdot x^x \cdot e^{-x} \\ e^{-j} = \left(1 - \frac{j}{N_o}\right)^{N_o} \quad \text{por ser } N_o \gg 1 \end{cases}$$

con la ecuación (4.b.III.9) se tiene la transformación de la (4.b.III.4) en:

$$(4.b.III.13) \quad P(j) = \frac{\bar{N}^j \cdot e^{-\bar{N}}}{j!}$$

que es la distribución de Poisson para los núcleos que desintegran en un tiempo t , de la cual se obtiene la probabilidad de la radiactividad instantánea, la que bajo ciertas condiciones se puede obtener con una distribución gaussiana.

4.b.IV) Cantidad de molécula marcada y radiactividad.

Mezclada totalmente en el volumen de sangre, hasta lograr concentraciones homogéneas, evidenciará una evolución en el tiempo de acuerdo a una transformación o transferencias en tejidos y órganos que actúan sobre la molécula.

La ley de esa evolución sería en forma general:

$$(4.b.IV.1) \quad B_t = \sum_{i=1}^n B_i e^{-\lambda_{bi} t}$$

(4.b.IV.2)

$$D_t = \sum_{i=1}^n D_i \cdot e^{-\lambda_{b_i} t}$$

La concentración de molécula marcada para una dada situación fisiológica en un instante $t_{\tau_{R_n}}$ de una e nésima revolución cardíaca será:

(4.b.IV.3)

$$\begin{aligned} D_{t_{\tau_{R_n}}} &= D_1 \cdot \exp \left[-\lambda_{b_1} \cdot \sum_{i=1}^{n-1} \tau_{R_i} \right] \cdot \exp \left[-\lambda_{b_1} \cdot t_{\tau_{R_n}} \right] + \\ &+ D_2 \cdot \exp \left[-\lambda_{b_2} \cdot \sum_{i=1}^{n-1} \tau_{R_i} \right] \cdot \exp \left[-\lambda_{b_2} \cdot t_{\tau_{R_n}} \right] + \dots + \\ &+ D_n \cdot \exp \left[-\lambda_{b_n} \cdot \sum_{i=1}^{n-1} \tau_{R_i} \right] \cdot \exp \left[-\lambda_{b_n} \cdot t_{\tau_{R_n}} \right] \end{aligned}$$

La influencia de t_{τ_n} se obtiene únicamente sobre los factores $\exp \left[-\lambda_{b_i} \cdot t_{\tau_n} \right]$, sin reconocer la influencia de las revoluciones anteriores sobre la concentra ción de molécula marcada.

Para la cantidad de radiactividad específica se tie ne de idéntica forma:

(4.b.IV.4)

$$R_{t_{\tau_{R_n}}} = R_o \cdot \exp \left[-\lambda_r \cdot \sum_{i=1}^{n-1} \tau_{R_i} \right] \cdot \exp \left[-\lambda_r \cdot t_{\tau_{R_n}} \right]$$

Para estas variaciones se tiene una representación en la figura N° 3.

4.b.V) Volumen de cavidad y eficiencia de medición.

Ambas estarán condicionadas por el movimiento del músculo cardíaco, y en el caso de la segunda, ésta depende de la posición relativa del corazón y demás componentes anatómicos ubicados dentro y en la vecindad del volumen detectado.

Valores extremos de estas variaciones se tendrían para la hipótetica fig.N° 3.

4.c) Probabilidades condicionadas

La ecuación (4.a.8) establece:

$$A_{V'_C} = V'_C \cdot R_o \cdot D_o \cdot e^{-\lambda r^t} \cdot f(t)$$

y así la probabilidad de un dado valor de $A_{V'_C}$ será función de las respectivas probabilidades de V'_C , R_t y D_t , o sea:

$$(4.c.1) \quad P\left[A_{V'_C} = \frac{\bar{N}}{t}\right] = f\left[P(V'_C) \cdot P(R_t) \cdot P(D_t)\right]$$

La resultante de toda variación fisiológica, ya sea de todo el organismo o del corazón en particular, puede actuar directamente sobre el instante $t_{\tau R_i}$ en cada revolución, o bien sobre esta última, la cual a su vez puede modificar el $t_{\tau R_i}$.

En ambos casos, se tendrán probabilidades condicionadas para V'_C , R_t y D_t . (Llamaremos M genéricamente a cualquiera de ellas).

O sea, en cada $t_{\tau R_i}$ de registro, se tendrán valores discretos del tipo:

$$(4.c.2) \quad P\{M=x_1, t_{\tau R_i}=x_2\} = P\{M=x_1 | t_{\tau R_i}=x_2\} \cdot P\{t_{\tau R_i}=x_2\} =$$

$$= p_{\alpha}$$

y si a su vez se cumplen condiciones dadas por (4.b.II.1) resulta:

$$(4.c.3) \quad P\left\{M=x_1, t_{\tau_{R_i}}=x_2 \mid (\tau_{R_i}/\tau_{R_n})=x_3\right\} = \\ = \frac{P\left\{M=x_1, t_{\tau_{R_i}}=x_2, (\tau_{R_i}/\tau_{R_n})=x_3\right\}}{P\left\{(\tau_{R_i}/\tau_{R_n})=x_3\right\}}$$

donde los distintos valores de τ_{R_i} con respecto al valor normal, (según las afecciones el criterio puede ser distinto) condicionarían las probabilidades de los valores $t_{\tau_{R_i}}$ y transitivamente el de M.

Reordenando:

$$(4.c.4) \quad P\left\{M=x_1, t_{\tau_{R_i}}=x_2, (\tau_{R_i}/\tau_{R_n})=x_3\right\} = p_{\beta} = \\ = P\left\{M=x_1, t_{\tau_{R_i}}=x_2 \mid (\tau_{R_i}/\tau_{R_n})=x_3\right\} \cdot p\left\{(\tau_{R_i}/\tau_{R_n})=x_3\right\}$$

El producto de las p_{α_1} para V'_C , p_{α_2} para R_t y p_{α_3} para D_t , o bien las p_{β_1} , p_{β_2} , p_{β_3} respectivas, determinarán según (4.c.1) la probabilidad $P(A_{V'_C})$ dependiente del valor medio del número de núcleos radiactivos presentes en un instante t (N_t).

Se aclara, que nada impide suponer que para el valor de $t_{\tau_{R_i}}$ se tenga toda una distribución de valores para V'_C , R_t y D_t .

Los valores $M=x_1$ para R_t y D_t se suponen corregidos para el comienzo de cada nuevo τ_{R_i} , debido al decaimiento de la radiactividad específica y a la cantidad de

molécula marcada. Prevista esta condición (4.c.3) y (4.c.4) darán la estricta dependencia de R_t y D_t para cada revolución cardíaca.

4.d) Análisis en el tiempo para una cavidad.

Para todo el análisis, se supone que otros volúmenes de cavidades, distintas a la considerada, se mantienen constantes.

El número de núcleos que desintegran en $t_{\tau_{R_i}}$, para una cavidad, no será precisamente el dado por la probabilidad de (4.c.1), sino, un número aleatorio correspondiente a la distribución de Poisson, característica del proceso radiactivo, y donde (4.c.1) daría la probabilidad para el valor medio de la velocidad de desintegración dada por (4.b.III.10). Siendo por ésta, proporcional al número de núcleos presentes N_t .

Cada una de las expresiones (4.b.IV.3) y (4.b.IV.4) serán de valores sucesivos distintos para tiempos de revolución sucesivos.

Si el análisis de los valores en la zona de mezclado total se hace para un período de muestreo en el cual los $t_{\tau_{R_i}}$ permanecen sin variación en los τ_{R_i} , y si el valor dado por (4.c.1) en cada τ_{R_i} se corrige para un dado t_M (tiempo de extracción de muestra) entonces, el valor medio de la velocidad de desintegración será único. Sin embargo, como muestra la figura N° 4 no siempre se tiene el valor medio (4.b.III.10) y sobre t_M se tendrá

la acumulación de registros según una distribución de Poisson dada por (4.b.III.13), que puede considerarse una función de distribución marginal de la variable

$t = t_{\tau_{R_i}} = t_M$ con función densidad:

$$(4.d.1) \quad \frac{d}{dt} F_1(t) = \frac{d}{dt} F(t, \infty) =$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} f(t_{\tau_R}, \Lambda_{V'_C}) \cdot d\Lambda_{V'_C} = \text{cte.}$$

que sería para un único valor de $t = t_{\tau_{R_i}}$ e igual para toda elección $t_M = t_{\tau_{R_1}} = t_{\tau_{R_2}} = \dots = t_{\tau_{R_j}}$ dentro de las condiciones del muestreo; o sea, con las correcciones sobre R_t y D_t . (Ver figura N° 4).

La probabilidad de desintegración de j núcleos está dada por la (4.b.III.13), o sea:

$$P(N=j) = \frac{\bar{N}^j \cdot e^{-\bar{N}}}{j!}$$

Pero, según la (4.c.1):

$$P\left(\Lambda_{V'_C} = \frac{\bar{N}}{t}\right) = f\left[P(V'_C) \cdot P(R_t) \cdot P(D_t)\right]$$

y por (4.b.III.10):

$$\bar{N} = N_t \cdot \lambda_r \cdot t = \Lambda_{V'_C} \cdot t$$

Con la suposición que durante el análisis en la zona le mezclado total se obtienen distintos τ_{R_i} o $t_{\tau_{R_i}}$ y por consiguiente distintos V'_C , R_t y D_t (estos dos últimos corregidos), la ecuación (4.c.1) sería:

$$(4.d.2) \quad \sum_{i=0}^{\infty} P\left(\Lambda_{V'_C} = \frac{\bar{N}_i}{t}\right) =$$

$$= \sum_{i=0}^{\infty} P(V'_{C_i}) \cdot P(P_{t_i}) \cdot P(D_{t_i}) = F(A_{V'_C})$$

donde $F(A_{V'_C})$ es la función de distribución para τ_{R_i} , su puesto infinito.

Así, la obtención de j desintegraciones en un tiempo t , seguirá una ley de distribuciones compuestas:

$$(4.d.3) \quad P\{N=j\} = \int_0^{\infty} \frac{\bar{N}^j \cdot e^{-\bar{N}}}{j!} \cdot F(\bar{N}/t) \cdot d\bar{N}/t$$

El análisis de la zona de mezclado total durante el tiempo en el cual no se producen variaciones de τ_{R_i} o $t_{\tau_{R_i}}$, determinará una probabilidad de valores que siguen la ley de Poisson (4.b.III.13) cuyo valor medio considerado durante el instante t , o sea $\bar{N}/t$, es el valor para $A_{V'_C}$ con probabilidad dada por (4.c.1).

Este es el criterio a adoptar en las experiencias, corrigiendo la influencia de R_t y D_t para el instante t_M .

La figura N° 4 ilustra sobre una serie de puntos representativos de radiactividad y luego la velocidad de contaje (efecto de la eficiencia del registro).

Se grafican los puntos corregidos y la función densidad con valor medio $\bar{H}_{t_{\tau_R}}$ y para un tiempo de muestreo t_M .

4.e) Análisis en el tiempo para un volumen total

El número total de núcleos radiactivos presentes N_{T_t} en un volumen total V_T que registra el detector, (corazón y demás vasos), es la suma de los números N_{i_t} de núcleos

radiactivos contenidos en cada volumen de cavidad V'_{C_i} , que cumplen:

$$(4.e.1) \quad V_T = \sum_{i=1}^n V'_{C_i}$$

y

$$(4.e.2) \quad N_{T_t} = \sum_{i=1}^n N_{i_t}$$

Siempre que el radionucleído sea el mismo en todas las cavidades, la ley de desintegración se cumplirá para una única λ_r y las ecuaciones (4.c.1) y (4.d.3) serán aplicables para el N_{T_t} y V_T .

$$(4.e.3) \quad P(A_T = \bar{N}_T/t) = f[P(V_T) \cdot P(r_t) \cdot P(n_t)]$$

$$(4.e.4) \quad P(N=j) = \int_0^\infty \frac{\bar{N}_T^j}{j!} \cdot e^{-\bar{N}_T} F(\bar{N}_T/t) \cdot d\bar{N}_T/t$$

$$\text{Para } \bar{N}_T = N_{T_t} \cdot \lambda_r$$

4.f) Análisis de la velocidad de conteo

La ecuación (4.a.1) considera el valor real del registro para cada $t_{\tau_{R_i}}$ analizado.

El análisis de la eficiencia de registro, sucintamente tratado en (4.b.V) sugiere una distribución estadística en base a probabilidades condicionadas por $t_{\tau_{R_i}}$ o por τ_{R_i} , similares a las analizadas para la magnitud genérica M.

En el presente tratamiento, se supone que las eficiencias para cada cavidad se mantienen constantes durante toda la revolución cardíaca.

En (4.a.1) los sumandos H_{V_C} y H_V tienen su análisis según (4.d.3) y (4.e.4) donde el valor A_T debe ser corregido por el valor de eficiencia total, o bien por las eficiencias de cada volumen de cavidad considerado, multiplicando a su correspondiente actividad.

El real valor analizable sería en (4.a.1)

$$H - H_F \quad \text{para } H_F = \epsilon_F \cdot A_F$$

donde H_F considera el "efecto cero" o "fondo" del laboratorio o lugar de las experiencias.

La desviación standard σ_d , de una distribución que es la diferencia de dos distribuciones de Poisson de desviaciones standard σ_{c_1} y σ_{c_2} es:

$$(4.f.1) \quad \sigma_d = \sqrt{\sigma_{c_1}^2 + \sigma_{c_2}^2}$$

Para la mayoría de las experiencias la velocidad de conteaje H_F es despreciable y así:

$$(4.f.2) \quad H \approx H_{V_C} + H_V$$

5. ECUACIONES DE LA ZONA DE MEZCLADO TOTAL

5.a) Circuito coronario.

La figura N° 2 representa el análisis de toda una revolución cardíaca. Las suposiciones a) y b) determinarán para el circuito coronario, la conclusión de que el balance de los volúmenes da una velocidad de conteaje que incrementa en la diástole ventricular y disminuye en la sístole ventricular. Así, coincidente con los instantes numerados de la figura, se tiene para la velocidad de conteaje coronario:

$$(5.a.1) \quad H_2^c = H_3^c = C_p \cdot \left(\epsilon_{AC} \cdot V_{AC} + \epsilon_{VC} \cdot V_{VC} \right)$$

$$(5.a.2) \quad H_4^c = C_p \cdot \left(\epsilon_{AC} \cdot V'_{AC} + \epsilon_{VC} \cdot V'_{VC} \right)$$

$$(5.a.3) \quad \Delta H_{24}^c = \Delta H_{34}^c = C_p \cdot \left(\epsilon_{AC} \cdot (V_{AC} - V'_{AC}) + \epsilon_{VC} (V_{VC} - V'_{VC}) \right)$$

5.b) Circuito aurículo-ventricular.

En los instantes numerados, de la figura N° 2 se tiene para las aurículas:

$$(5.b.1) \quad H_4^A = H_2^A = C_p \cdot \left(\epsilon_{RAD} \cdot V_{RAD} + \epsilon_{RAI} \cdot V_{RAI} \right)$$

$$(5.b.2) \quad H_3^A = C_p \cdot \left(\epsilon_{RAD} (V_{RAD} - V_{SAD}) + \epsilon_{RAI} (V_{RAI} - V_{SAI}) \right)$$

Para los ventrículos:

$$(5.b.3) \quad H_2^V = C_p \cdot \left(\epsilon_{VD} (V_{VD} - V_{SAD}) + \epsilon_{VI} (V_{VI} - V_{SAI}) \right)$$

$$(5.b.4) \quad H_3^V = C_p \cdot \left(\epsilon_{VD} \cdot V_{VD} + \epsilon_{VI} \cdot V_{VI} \right)$$

$$(5.b.5) \quad H_4^V = C_p \cdot \left(\epsilon_{VD} (V_{VD} - V_S) + \epsilon_{VI} (V_{VI} - V_S) \right)$$

5.c) Circuito total.

Con la suposición q) se cumple que $\epsilon_V \cdot V_V = \text{cte}$, y junto a las ecuaciones de(5.a)y(5.b)se tiene:

$$(5.c.1) \quad H_2^D = H_2^c + H_2^A + H_2^V = C_p \cdot \left(\epsilon_{AC} \cdot V_{AC} + \epsilon_{VC} \cdot V_{VC} + \right. \\ \left. + \epsilon_{RAD} \cdot V_{RAD} + \epsilon_{RAI} \cdot V_{RAI} + \epsilon_{VD} (V_{VD} - V_{SAD}) + \right. \\ \left. + \epsilon_{VI} (V_{VI} - V_{SAI}) + \epsilon_V \cdot V_V \right)$$

$$(5.c.2) \quad H_3^D = H_3^c + H_3^A + H_3^V = C_p \cdot \left(\epsilon_{AC} \cdot V_{AC} + \epsilon_{VC} \cdot V_{VC} + \right. \\ \left. + \epsilon_{RAD} (V_{RAD} - V_{SAD}) + \epsilon_{PAI} (V_{RAI} - V_{SAI}) + \epsilon_{VD} \cdot V_{VD} + \right.$$

$$+ \epsilon_{VI} \cdot V_{VI} + \epsilon_V \cdot V_V \}$$

$$(5.c.3) \quad H_4^P = H_4^C + H_4^A + H_4^V = C_p \cdot \left[\epsilon_{AC} \cdot V_{AC} + \epsilon_{VC} \cdot V_{VC} + \right. \\ \left. + \epsilon_{RAD} \cdot V_{RAD} + \epsilon_{RAI} \cdot V_{RAI} + \epsilon_{VD} (V_{VD} - V_S) + \right. \\ \left. + \epsilon_{VI} (V_{VI} - V_S) + \epsilon_V \cdot V_V \right]$$

$$(5.c.4) \quad \Delta H_{32}^P = H_3^P - H_2^P = C_p \cdot \left[(\epsilon_{VD} - \epsilon_{RAD}) V_{SAD} + (\epsilon_{VI} - \epsilon_{RAI}) V_{SAI} \right]$$

$$(5.c.5) \quad \Delta H_{34}^P = H_3^P - H_4^P = \Delta H_{34}^C + C_p \left[(\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}) V_S - \right. \\ \left. - (\epsilon_{RAD} \cdot V_{SAD} + \epsilon_{RAI} \cdot V_{SAI}) \right]$$

$$(5.c.6) \quad \Delta H_{24}^P = \Delta H_{24}^C + C_p \cdot \left[(\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}) \cdot V_S - (\epsilon_{VD} \cdot V_{SAD} + \epsilon_{VI} \cdot V_{SAI}) \right]$$

La expresión $\Delta H_{24}^C = \Delta H_{34}^C$ que se presenta como resultante de una expulsión de sangre coronaria, en el balance total del circuito coronario, se puede suponer igual a un ΔH_{54}^P en la figura nº 2 y, (según la suposición n), se tendría una buena recuperación en el período de relajación isométrica, que aquí no se considerará.

Si durante τ_c , la única variación se obtuviera debido a la expulsión de los volúmenes de sístole ventricular, la evolución seguiría un recorrido distinto al 3→4 y con:

$$(5.c.7) \quad \Delta H_{34}^V = \Delta H_{36}^P = C_p \cdot (\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}) \cdot V_S$$

Y así:

$$(5.c.8) \quad \Delta H_{34}^A = -C_p \cdot \left[\epsilon_{RAD} \cdot V_{SAD} + \epsilon_{RAI} \cdot V_{SAI} \right]$$

5.d) Adaptación de las ecuaciones a los registros experimentales.

En las condiciones de registro experimentales, la influencia

del circuito coronario, en (5.c.5) en la zona de mezclado total, puede considerarse mínima, por su pequeño volumen en evolución y por las indeterminaciones que por propagación de errores, el método tiene. (Trabajo próximo a publicarse: "Obtención de magnitudes cardíacas").

Así, la ecuación (5.c.5) se puede escribir:

$$(5.d.1) \quad \Delta H_{34}^p = C_p \cdot [(\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}) \cdot V_S - (\epsilon_{RAD} \cdot V_{SAD} + \epsilon_{RAI} \cdot V_{SAI})]$$

Con la suposición:

$$(5.d.2) \quad V_{SA} \approx V_{SAD} \approx V_{SAI}$$

Para (5.d.1) se tiene:

$$(5.d.3) \quad \Delta H_{34}^p \approx C_p \cdot [(\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}) \cdot V_S - (\epsilon_{RAD} + \epsilon_{RAI}) \cdot V_{SA}]$$

y también (5.c.6) y (5.c.4) con las simplificaciones anteriores, serían:

$$(5.d.4) \quad \Delta H_{24}^p \approx C_p \cdot [(\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}) \cdot (V_S - V_{SA})]$$

$$(5.d.5) \quad \Delta H_{32}^p \approx C_p \cdot V_{SA} [(\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}) - (\epsilon_{RAD} + \epsilon_{RAI})]$$

Así, de (5.d.5) y (5.d.4) se tiene:

$$(5.d.6) \quad V_S = \frac{\Delta H_{34}^p + \Delta H_{24}^p}{2C_p(\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI})} + \frac{V_{SA}}{2} \left[1 + \frac{\epsilon_{RAD} + \epsilon_{RAI}}{\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}} \right]$$

Con la expresión (5.d.5):

$$(5.d.7) \quad V_{SA} \left[1 - \frac{\epsilon_{RAD} + \epsilon_{RAI}}{\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}} \right] \approx \frac{\Delta H_{32}^p}{C_p(\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI})}$$

Con el valor:

$$(5.d.8) \quad \beta = \frac{\epsilon_{RAD} + \epsilon_{RAI}}{\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI}}$$

y con (5.d.6) y (5.d.7) se llega a:

$$(5.d.9) \quad V_S \approx \frac{1}{2 \cdot C_p \cdot (\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI})} (\Delta H_{34}^p + \Delta H_{24}^p + \Delta H_{32}^p \cdot \frac{1+\beta}{1-\beta})$$

Otra forma de expresar V_{SA} , partiendo de (5.d.5) y convenientemente reordenada:

$$(5.d.10) \quad V_{SA} \approx \frac{\Delta H_{32}^p}{C_p \cdot (\epsilon_{VD} - \epsilon_{RAD}) \cdot \left[1 + \frac{\epsilon_{VI}}{\epsilon_{VD}} \cdot \frac{1 - \frac{\epsilon_{RAI}}{\epsilon_{VI}}}{1 - \frac{\epsilon_{RAD}}{\epsilon_{VD}}} \right]}$$

y para (5.d.4) se tiene, con (5.d.10):

$$(5.d.11) \quad V_S \approx \frac{\Delta H_{24}^p}{C_p (\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI})} + \frac{\Delta H_{32}^p}{C_p (\epsilon_{VD} - \epsilon_{RAD}) \left[1 + \frac{\epsilon_{VI}}{\epsilon_{VD}} \cdot \frac{1 - \frac{\epsilon_{RAI}}{\epsilon_{VI}}}{1 - \frac{\epsilon_{RAD}}{\epsilon_{VD}}} \right]}$$

Con la suposición:

$$(5.d.12) \quad V_S \approx \frac{\frac{\epsilon_{RAI}}{\epsilon_{VI}} \approx \frac{\epsilon_{RAD}}{\epsilon_{VD}}}{C_p (\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI})} \left[\Delta H_{24}^p + \Delta H_{32}^p \cdot \frac{\epsilon_{VD}}{\epsilon_{VD} - \epsilon_{RAD}} \right]$$

Para obtener un valor de V_{SA} se puede utilizar la ecuación (5.d.10), que junto a la suposición anterior conduce a:

$$(5.d.13) \quad V_{SA} \approx \frac{\epsilon_{VD} \cdot \Delta H_{32}^p}{C_p \cdot (\epsilon_{VD} - \epsilon_{RAD}) (\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI})}$$

Las ecuaciones dadas en la sección 5.c junto a las anteriores

(5.d.9) , (5.d.12) y (5.d.13) podrían aproximar los valores coronarios, además de V_{RAD} y V_{RAI} .

Para la expresión del caudal cardíaco, ϕ , siendo f_{TR} la frecuencia de revoluciones por unidad de tiempo, resulta:

$$(5.d.14) \phi = f_{TR} \cdot V_S$$

6. DISCUSION

El presente es uno de los cuatro trabajos sobre corazón que forman una serie destinada a la discusión de los aspectos biológicos, matemáticos y experimentales en los métodos que usan el registro de material radiactivo con ubicación de un detector en forma precordial.

Las condiciones que fueron consideradas sobre el funcionamiento cardíaco tratan de generalizar para casos normales o cercanos a éstos, aunque algunas suposiciones constituyen el punto de vista promediado de diversos autores, sobre aspectos generalmente no muy bien definidos, como el caso de la variación de los caudales coronarios.

Este trabajo trata sobre un nuevo método de análisis del volumen de sístole ventricular y su inmediato, el valor del caudal sanguíneo total, obtenido considerando iguales los volúmenes de sístole para ambos ventrículos.

Con otros parámetros se dan las ecuaciones para su obtención. Se ha tenido en cuenta el aspecto estadístico de cada magnitud y su posible dependencia con los tiempos de revolución o los instantes fisiológicos.

Sobre este punto debe decirse que los criterios pueden variar se-

gún las afecciones estudiadas, pero se ha preferido tratar el análisis en base a las mayores posibilidades biológicas. La sección estadística ayudará a reconocer la zona de mezclado total, en cuanto a la variabilidad de los registros y luego a la elaboración de los valores.

Las ecuaciones (5.d.9) y (5.d.12), en cuanto a su aplicabilidad, quedan a criterio del lector en base a las simplificaciones o suposiciones, y a la distinta forma en que puede afectar a V_S , el análisis lógico de propagación de errores que se debe hacer.

En las ecuaciones , dadas en 5, vuelven a considerarse aspectos normales de funcionamiento y es posible que distintas afecciones impliquen alguna corrección de aquéllas, siendo esto de valor secundario para ser tratado aquí.

AGRADECIMIENTO:

Los autores agradecen a las distintas personas que por su aporte, facilitaron la concreción de estas investigaciones, debiendo hacer especial mención del Ing. Carlos E. Cavoti y del Dr. Germán Hugo Dickman , así como del Lic. Ricardo Maronna por su discusión de algunos aspectos del trabajo.

Este trabajo de investigación está comprendido en las tareas del grupo de Biomatemática en cumplimiento del Plan Conjunto de Investigaciones de la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales de Buenos Aires y la Comisión Nacional de Energía Atómica.

Se han tenido distintos aportes provenientes del Instituto de Neurocirugía Costa Buero, dependiente de la Facultad de Ciencias Médicas de la U.N.P.B., y de los dos anteriores organismos.

También se dispuso de un Subsidio de Investigación Científica, año 1969, otorgado por la Universidad de Buenos Aires.

7. BIBLIOGRAFIA.

1. BELLMAN, R.; COLLIER, C.; KAGIWADA, H.; KALABA, R. and SELVESTER, R.; Estimation of heart parameters using skin potential measurements. Communications of the ACM, 7 : 666-668 (1964).-
2. BETTI, O.O.; TENREYRO, E.A.A. y LEGUIZAMON, C.A.; Eficiencias de medición de cámaras cardíacas: (En curso de publicación).-
3. BRIDWELL, T.; JENSS, R.M. and GREENE, D.G.; An evaluation of Starr's equation for the prediction of stroke volume. Circulation, 14 : 250-253 (1956).-
4. BROTMACHER, L.; Evaluation of derivation of cardiac output from blood pressure measurements. Circulation Research, 5 : 589-593 (1957).-
5. CORNFELD, J.; STEINFELD, J. and GREENHOUSE, S.W.; Models for the interpretation of experiments using tracer compounds. Biometrics, 16: 212-234 (1960).-
6. Cournand, A.; RILEY, R.L.; BREED, E.S.; BALDWIN, E. de F. and Richards, D. W.; Measurement of cardiac output in man using the technique of catheterization of the right auricle or ventricle. J. Clin. Invest., 24: 106-116 (1945).-
7. DELALOYE, B. et RIVIER, J.L.; La radiocariographie, exploration fonctionnelle hémodynamique, son application en clinique. Journal Suisse de Médecine, 92: 194 (1962).-
8. DOYLE, J.T.; WILSON, J.S.; LEPINE, C. and WARREN, J.V.; An evaluation of the measurement of the cardiac output and of the so-called pulmonary blood volume by the dye-dilution method. J. Lab. & Clin. Med., 41: 29-39 (1953).-

9. FLEMING, J. and HAMER, J.; Left ventricular volume in aortic stenosis measured by an angiocardiographic and a thermodilution method. Brit. Heart J. , 30: 475-482 (1968).-
10. GRENVIK, A.; Errors of the dye dilution method compared to the direct Fick method in determination of cardiac output in man. Scandinv.J.Clin. & Lab. Investigation, 18:486-492 (1966).-
11. HAMILTON, W.F.; HIMMELSTEIN, A.; NOBLE, R.P.; REMINGTON, J.W.; RICHARDS, D.N.; WHEDER, N.C. and WITHAM, N.L.; Comparison on the Fick and dye injection methods of measuring the cardiac output in man. Amer. J. Physiol., 153: 309 (1948).-
12. HOLM, R.H.; SORENSEN, B.L. and CHRISTIANSEN, J.; A method for the clinical determination of cardiac output. Acta Chir. Scand., 133: 309 (1948).-
13. IRISAWA, H.; WILSON, M.F. and RUSHMER, R.F.; Left ventricle as a mixing chamber. Circulation Research, 8: 183-187 (1960).-
14. KELLERSHOHN, C. et VERNEJOUL, P. de; La radiocardiographie. Application des indicateurs nucléaires á l'étude de l'hémodynamique cardiaque. Ann. Radiol., 2: 809 (1959).-
15. KELLERSHOHN, C.; VERNEJOUL, P. de et DELALOYE, B.; Sur la dilution d'un indicateur dans un système de cavités en série traversé par un fluide en régime pulsatoire. Application á l'hémodynamique cardiaque. C.R. Séances Acad. Sci., 252: 1394-96 (1961).-
16. KOUSHANPOUR, E. and COLLINGS, W.D.; Validation and dynamic applications of an ellipsoid model of the left ventricle. J. Appl. Physiol., 21: 1655-61 (1966).-
17. KUSCHNIR, E.; PODIO, R.B. y PECORINI, V.; Radiocardiografía, la parte: Estudio del volumen minuto cardíaco. Pren. Méd. Arg.,

55: 639-656 (1968).-

18. REMINGTON, J.W. and HAMILTON, W.F.; Quantitative calculation of the time course of cardiac ejection from the pressure pulse. American J. Physiol., 148: 25-34 (1947).-
19. ROSTON, S.; Control of the contractility of the myocardium in a feedback system. Bull. Math. Biophys., 28: 195-205 (1966).-
20. ROSTON, S.; Mathematical formulation of cardiovascular dynamics by use of the Laplace transform. Bull. Math. Biophys., 21: 1-11 (1959).-
21. ROSTON, S.; Variation of pressure with cycle length and duration of systole in the two-chambered cardiovascular model. Bull. Math. Biophys., 24: 129-135 (1962).-
22. SHEPPARD, C.W., JONES, P.M. and COUCH, B.L.; Effect of catheter sampling on the shape of indicator-dilution curves. Circulation Research, 7: 895-906 (1959).-
23. STEWART, C.N.; Researches on the circulation time and on the influences which affect it: IV. The output of the heart. J. Physiol., 22: 159 (1897).-
24. TENREYRO, E.A.A.; LEGUIZAMON, C.A. y BETTI, O.O.; Funciones de pulsos en el análisis del radiocardiograma. (En curso de publicación).-
25. TENREYRO, E.A.A.; LEGUIZAMON, C.A. y BETTI, O.O.; Obtención de magnitudes cardíacas. (En curso de publicación).-
26. VAYO, H.W.; The motion of the left ventricle: I. Bull. Math. Biophys., 28: 355-362 (1966).-
27. VAYO, H.W.; The motion of the left ventricle: II. Bull. Math. Biophys., 29: 499-512 (1967).-

28. VERNEJOU, P. de; DELALOYE, B.; DI GREGORIO, V. et KELLERSHOHN, C.; Mesure du débit cardiaque et des volumes ventriculaires par radiocardiographie. Rev. Franc. Etudes Clin. et Biol., 9: 693-715 (1964).-

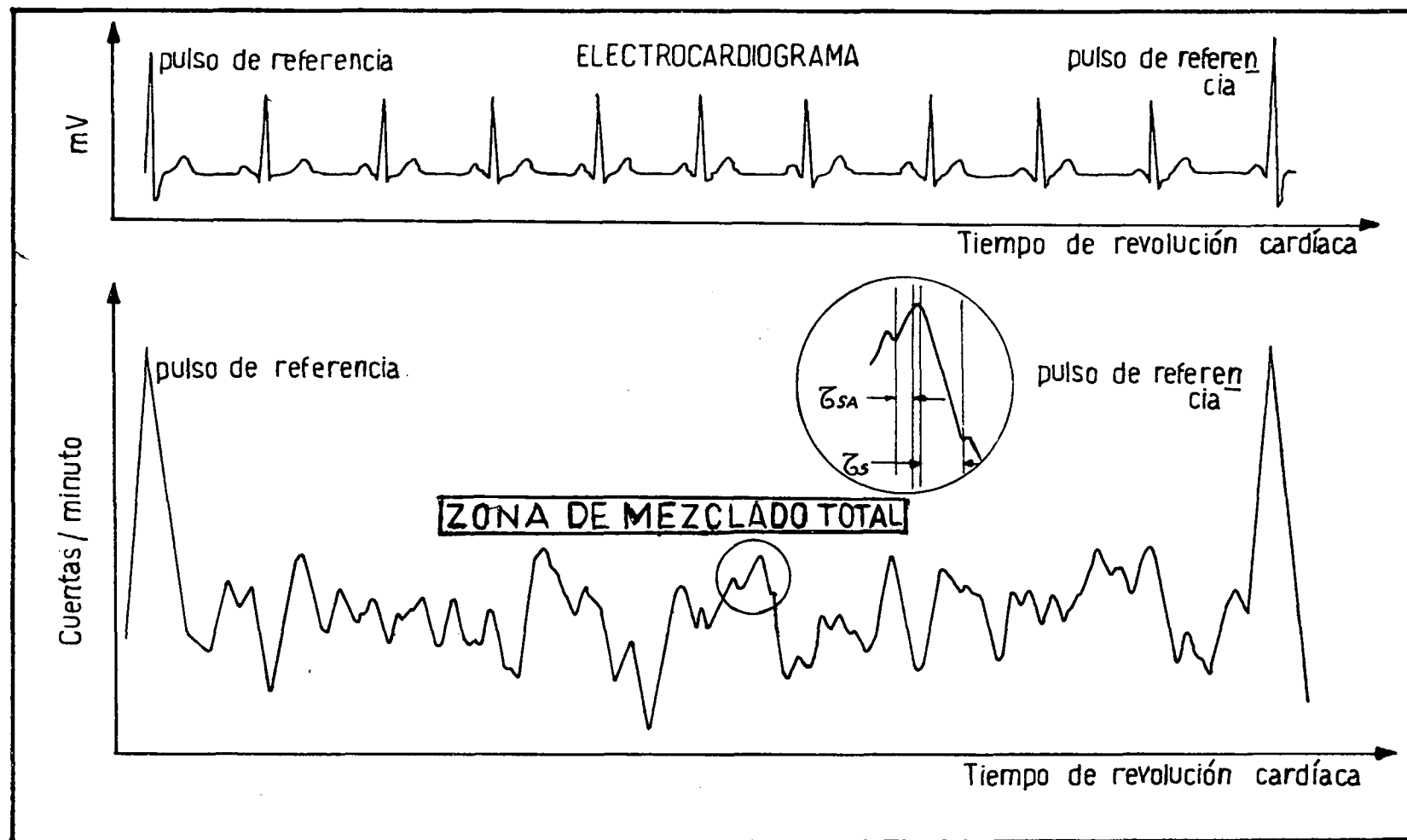


FIGURA N° 1

Gráfico de la secuencia obtenida en la zona de mezclado total.

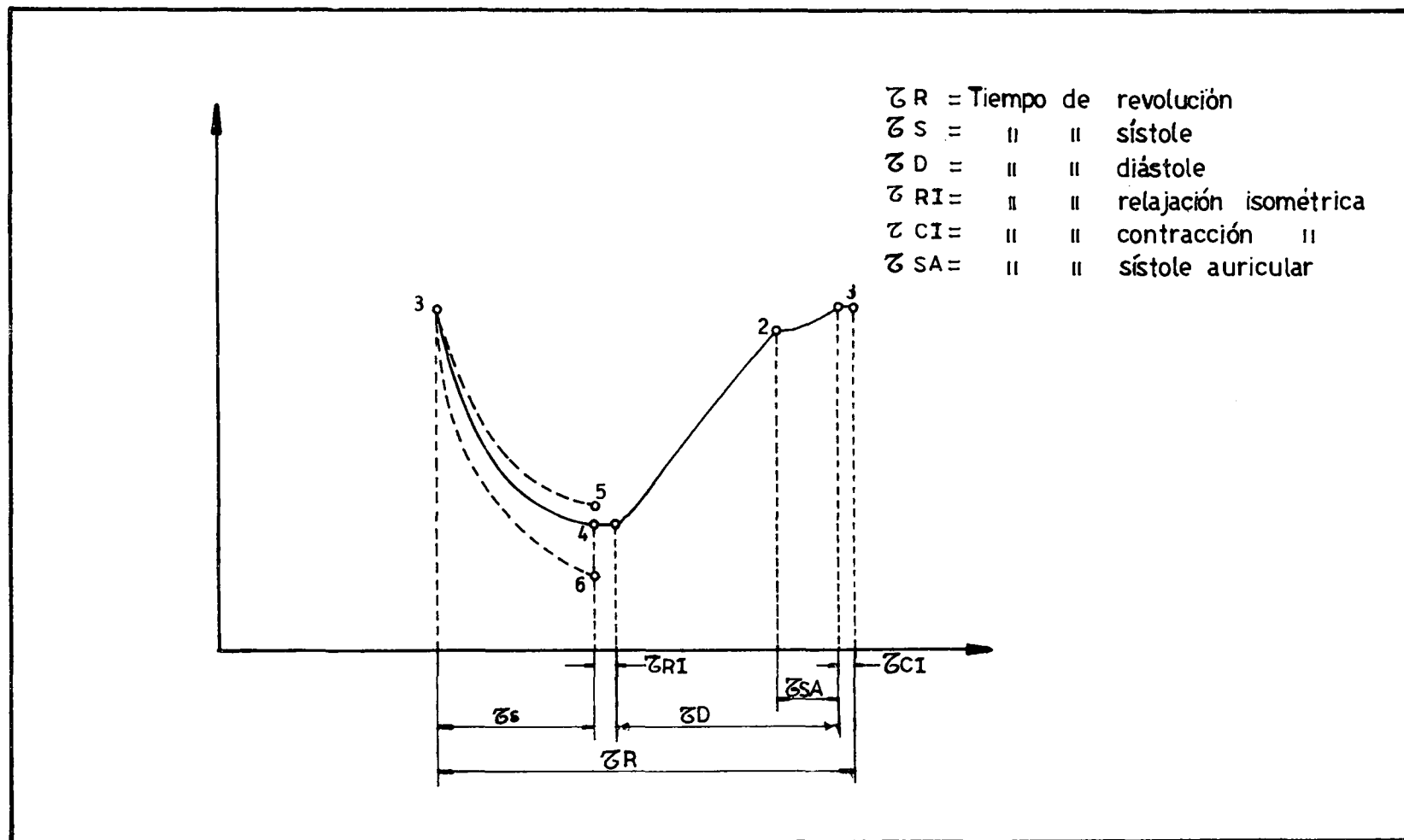


FIGURA N°2

Registro de una revolución cardíaca en la zona de mezclado total.

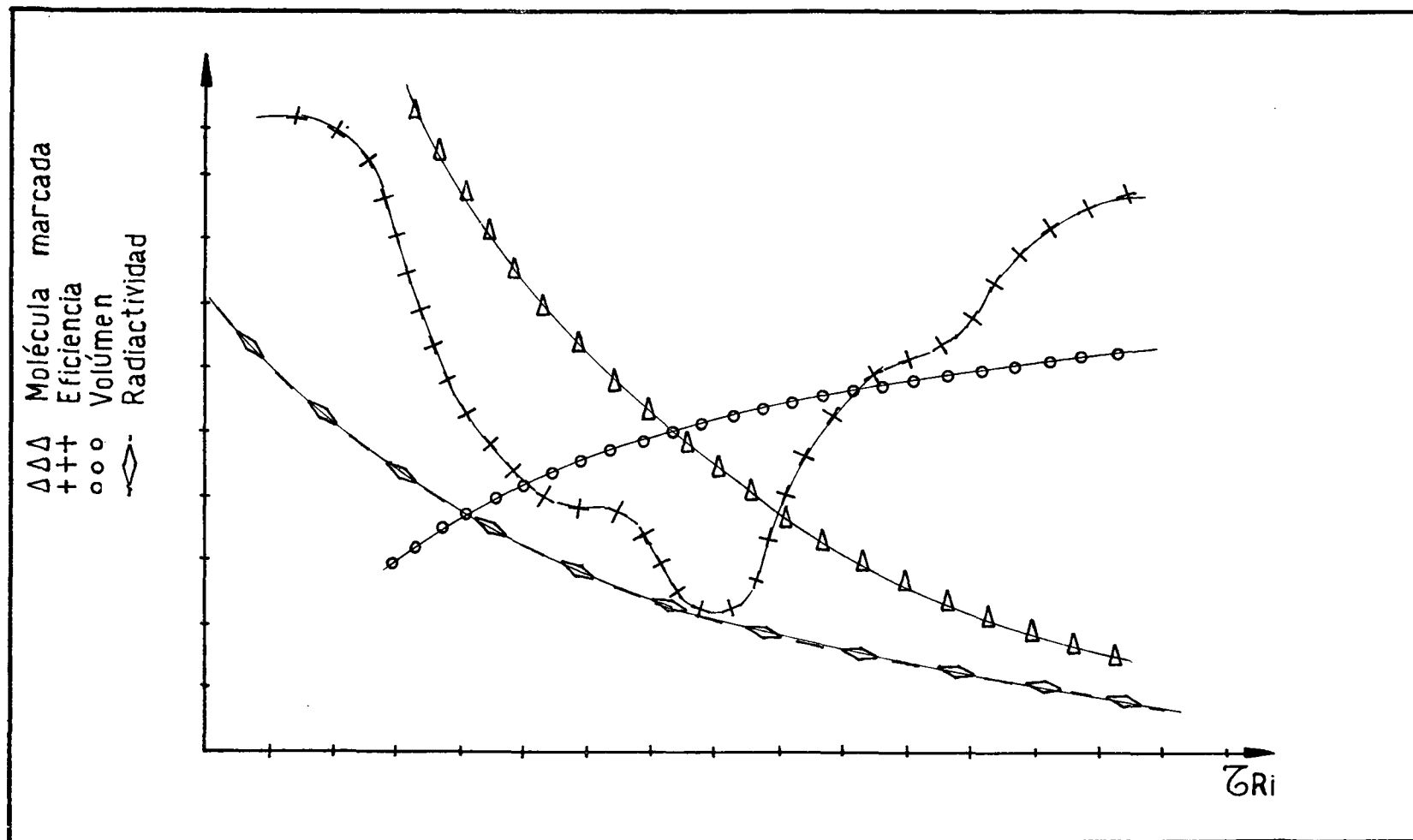


FIGURA N° 3

Hipotética variación de cantidad de molécula marcada, eficiencia, volumen y radiactividad, con distintos valores del tiempo de revolución cardíaca.

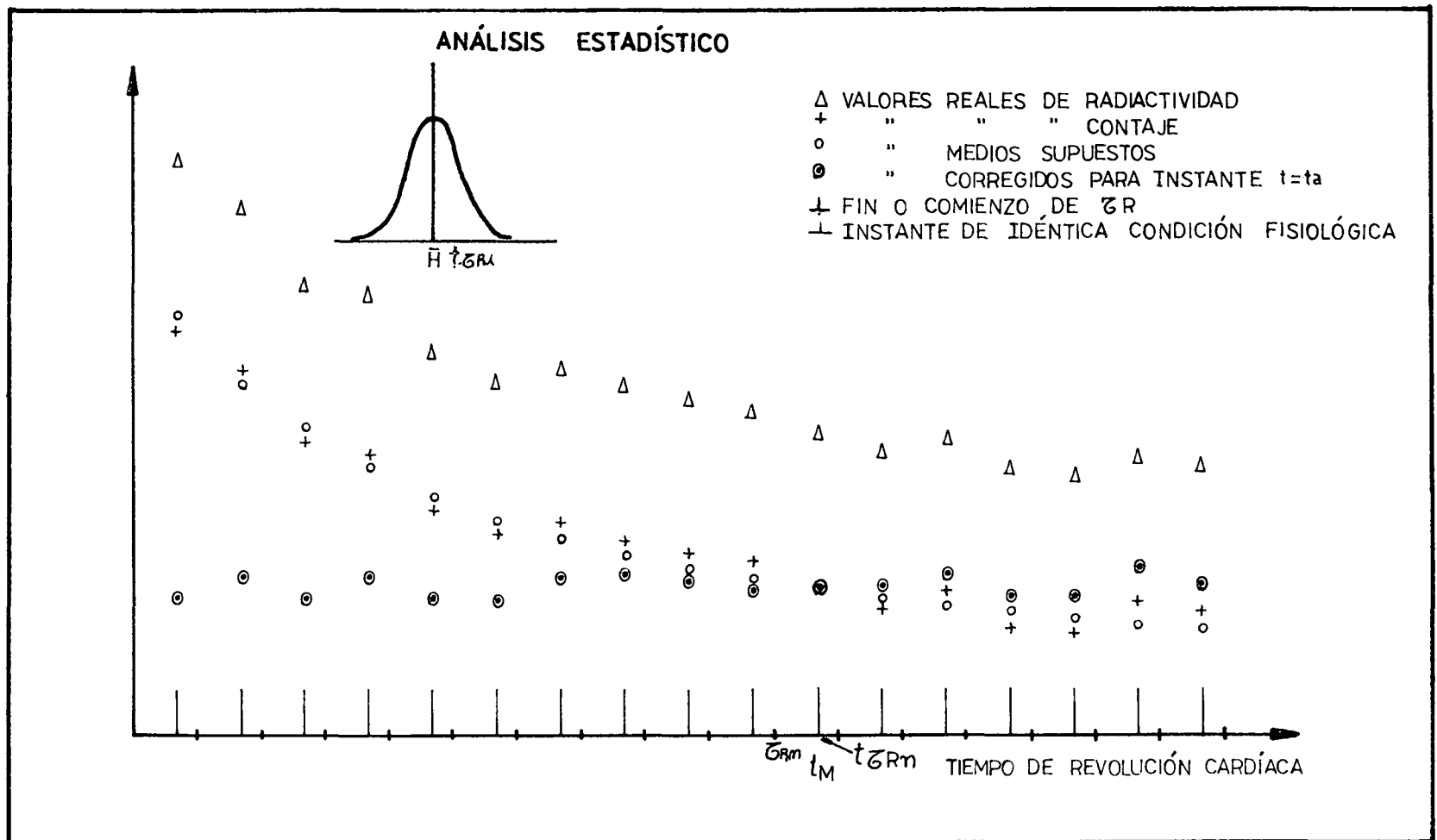


FIGURA N° 4

Análisis para una misma situación fisiológica de un radionucleído en la zona de mezclado **total** con una rápida salida y decaimiento radiactivo.
 En la parte superior, la curva densidad de la distribución de Poisson para los valores corregidos.