

06.70.24

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

OBTENCION
DE
MAGNITUDES CARDIACAS



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

Perú 272 - Buenos Aires

OBTENCION
DE
MAGNITUDES CARDIACAS

OBTENCION DE MAGNITUDES CARDIACAS

* ELMA A.A. TENREYRO - * CARLOS A. LEGUIZAMON -
** OSVALDO O. BETTI - * MARIA EUGENIA S. DE BALZARETTI -
* CARLOS A. S. LICHTENSZTEIN - * CLAUDIO A. RIVERO GIL -
*** OSCAR R. DI CARLO - *** JORGE P. GUAITA -
*** JORGE A. MALVICINI.

* BIOMATEMATICA:

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

- INSTITUTO DE CALCULO - FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS - 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.

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

INDICE

RESUMEN

NOMENCLATURA

1. INTRODUCCION

2. INSTRUMENTAL UTILIZADO

2.a. Detectores

2.a.I. Detector precordial

2.a.II. Detector para medición de muestras líquidas

2.b. Equipos electrónicos

2.b.I. Espectrómetro monocanal

2.b.II. Espectrómetro integrador

2.b.III. Graficador

2.b.IV. Electrocardiógrafo

2.b.V. Generador de impulsos

2.b.VI. Equipo de rayos X

3. CONDICIONES EXPERIMENTALES DEL INSTRUMENTAL UTILIZADO

3.a. Calibración en energías de los detectores; condiciones de medición

3.a.I. Detector precordial

3.a.II. Detector de pozo

3.b. Eficiencias de medición del detector de pozo

3.b.I. Medición de muestras de sangre

3.b.II. Medición de jeringas.

- 3.c. Calibración volumétrica de jeringas
- 3.d. Calibración de las escalas del graficador
 - 3.d.I. Escala de abscisas
 - 3.d.II. Escala de ordenadas
- 3.e. Velocidad de respuesta del graficador
- 3.f. Calibración de la escala de abscisas del electrocardiógrafo
- 3.g. Velocidad de respuesta del electrocardiógrafo
- 3.h. Velocidad de respuesta del conjunto detector-integrador-graficador

4. DESARROLLO EXPERIMENTAL

- 4.a. Elección de la molécula marcada
- 4.b. Dosis inyectada
- 4.c. Metodología
 - 4.c.I. Calibración de las dosis inyectadas
 - 4.c.II. Técnica de inyección
 - 4.c.III. Técnica de extracción
 - 4.c.IV. Registro de tiempos
 - 4.c.V. Calibración de las muestras de sangre
- 4.d. Obtención del radiocardiograma
 - 4.d.I. Ubicación del detector precordial
 - 4.d.I.(A) Forma de los volúmenes de detección
 - 4.d.I.(B) Ubicación geométrica del corazón
 - 4.d.I.(C) Volúmenes a detectar
 - 4.d.I.(D) Volúmenes que no se desea detectar

4.d.I.(E) Ubicación del sistema detector-colimador
en el sistema de coordenadas

4.d.I.(F) Ecuación de la recta, eje del sistema de-
tector-colimador, correspondiente a la u-
bicación óptima del mismo

4.d.II. Constantes de integración

4.e. Electrocardiogramas

4.f. Sincronización de registros

4.g. Ubicación de las fases del ciclo cardíaco

4.g.I. Identificación sobre el electrocardiograma de los
puntos de iniciación y finalización de la sístole ven-
tricular

4.g.II. Identificación de los puntos de iniciación y finaliza-
ción de la sístole auricular

4.h. Cálculo del volumen de sangre total y de concentración de
actividad en sangre total

4.i. Obtención de los tiempos de las fases cardíacas

4.j. Cálculo de las eficiencias de medición de las cámaras car-
díacas

4.j.I. Análisis del radiocardiograma

4.j.II. Eficiencia de medición del ventrículo derecho

4.j.III. Eficiencia de medición de la región auricular derecha

4.j.IV. Eficiencia de medición del ventrículo izquierdo

4.k. Obtención de los valores medios de velocidades de contaje en
la zona de mezclado total

4.l. Cálculo del volumen de sístole ventricular

4.m. Cálculo del caudal medio cardíaco

5. RESULTADOS

6. DISCUSION

7. AGRADECIMIENTOS

8. BIBLIOGRAFIA

RESUMEN

Se presenta la obtención de magnitudes cardíacas aplicando la técnica radiocardiográfica, mediante la inyección de un bolo radiactivo en la forma de un pequeño volumen de solución conteniendo moléculas marcadas con un isótopo radiactivo. Se hace una descripción detallada del instrumental utilizado, condiciones de registro, características experimentales y metodología seguida, presentándose además un método para la ubicación del detector precordial. Las magnitudes cardíacas de caudal y volumen de cavidades se obtienen para un número de pacientes, aplicándose el tratamiento matemático presentado por los autores en los trabajos "Eficiencias de medición de cámaras cardíacas"⁽²⁾, "Caudal y otras magnitudes del corazón mediante el método de la zona de mezclado total"⁽⁴⁷⁾ y "Funciones de pulsos en el análisis del radiocardiograma"⁽⁶⁹⁾.

NOMENCLATURA

SIMBOLO	UNIDADES	SIGNIFICADO
H	$\frac{\text{cuentas}}{\text{minuto}}$	Velocidad de contaje.
A	μCi	Radiactividad
ξ	$\frac{\text{cuentas/minuto}}{\mu\text{Ci}}$	Eficiencia de medición.
σ		Desviación standard.
ξ_{ms}	"	Eficiencia de medición de muestras de sangre.
$\sigma_{\xi_{ms}}$	"	Desviación standard de ξ_{ms}
$\sigma_{\xi_{ms}} \%$		$\sigma_{\xi_{ms}}$ expresada en porcentos de ξ_{ms}
ξ_j	$\frac{\text{cuentas/minuto}}{\mu\text{Ci}}$	Eficiencia de medición de jeringas.
$\sigma_{\xi_j} \%$		σ_{ξ_j} expresada en porcentos de ξ_j
l_r	cm	Abscisa en el radiocardiograma.
l_e	cm	Abscisa en el electrocardiograma.
Δl_r	cm	Diferencia entre abscisas del radiocardiograma
Δt	seg	Espacio de tiempo

v_g	$\frac{\text{cm}}{\text{seg}}$	Escala de abscisas del graficador.
F		Factor de conversión de abscisas en el radiocardiograma a abscisas en el electrocardiograma.
X_o	μCi	Dosis inyectada.
H_s	cuentas/minuto	Velocidad de conteo correspondiente a la muestra de sangre.
H_f	"	Velocidad de conteo del "fondo" o "efecto cero".
X, Y, Z		Ejes coordenados ortogonales.
P_1, P_2		Puntos que definen la recta correspondiente a la ubicación del detector.
P_i		Punto perteneciente a esa recta.
X_i, Y_i, Z_i	cm	Coordenadas del punto P_i .
$ \dots $		Valor absoluto del número encerrado entre las barras.
ε		"Perteneciente a....."
<		"Menor que....."
<<		"Mucho menor que....."
α, β, γ	grados	Angulos que forma la recta con los ejes coordenados.
E		Punto en que la recta corta la superficie del corazón, entrando.
S		Punto en que la recta corta la superficie del corazón, saliendo.

M		Punto de máxima eficiencia de detección.
δ	cm	Distancia desde la boca del colimador hasta el punto M.
$l(E;P_1)$	cm	Distancia desde E hasta P_1 .
L	cm	Distancia desde la boca del colimador hasta E.
τ	minutos	Constante de integración.
σ_H		Desviación standard de la velocidad de conteo H, expresada en porcientos de H.
σ_e		Desviación standard experimental.
σ_c		Desviación standard calculada.
C.S.V.		Comienzo de "sístole ventricular": comienzo del período durante el cual el ventrículo expulsa sangre.
F.S.V.		Fin de "sístole ventricular": fin de expulsión de sangre por parte del ventrículo.
C.S.A.		Comienzo de "sístole auricular": comienzo del período durante el cual la aurícula envía sangre al ventrículo, completándose así el llenado de este último a expensas de una reducción del vo-

		lumen de sangre contenido en la aurícula.
F.S.A.		Fin de la "sístole auricular".
H_{cv}		Hematocrito venoso, corregido por plasma retenido.
V_T	ml	Volumen de sangre total circulante.
V_a	ml	Volumen aparente de sangre.
$X(t)$	μCi	Dosis total en plasma a un tiempo t después de la inyección endovenosa de una dosis X_0 .
t_e	minutos	Tiempo de extracción: tiempo transcurrido desde la inyección del bolo radiactivo hasta la extracción de la muestra de sangre.
t_p	minutos	Tiempo medio de registro de la zona de mezclado total: tiempo transcurrido desde la inyección hasta el punto intermedio de registro de esa zona.
C_e	$\frac{\mu Ci}{ml}$	Concentración de actividad en sangre total en el momento de la extracción de la muestra.
C_p	"	Concentración de actividad en sangre total en el instante t_p .

t_{oD}	minutos	Tiempo en el cual comienza la "zona exponencial derecha": momento en el cual ya no queda actividad en aurícula derecha y el ventrículo derecho comienza a expulsar el resto del bolo en forma aproximadamente exponencial.
t_{oI}	minutos	Tiempo en el cual comienza la "zona exponencial izquierda".
t_{CP}	minutos	Tiempo transcurrido desde la inyección hasta el comienzo de registro de la zona de <u>mez</u> clado total.
t_{FP}	minutos	Tiempo transcurrido desde la inyección hasta el final del <u>re</u> gistro de la zona de mezclado total.
$f(t_e)$		Factor de corrección por desaparición de actividad de molécula marcada (RISAH) del plasma, desde la inyección hasta la extracción de la muestra de sangre.
$f(t_p)$		Factor de corrección por desaparición de actividad de molécula marcada (RISAH) del <u>plas</u>

		ma, desde la inyección hasta el tiempo medio de registro de la zona de mezclado total.
τ_R	minutos	Tiempo de revolución: duración de una revolución cardíaca.
$\tau_{R(p)}$	minutos	Valor medio de los tiempos de revolución registrados durante el primer pasaje del bolo radiactivo por corazón.
$\bar{\tau}_{R(p)}$	minutos	Valor medio de los tiempos de revolución registrados en la <u>zo</u> na de mezclado total.
τ_{SV}	minutos	Tiempo de "sístole ventricular".
τ_{SA}	minutos	Tiempo de "sístole auricular".
τ_D	minutos	Tiempo de "diástole ventricular": tiempo transcurrido desde el fin de la "sístole ventricular" hasta el fin de la "sístole auricular".
$\tau_{R_{ni}(b)}$	minutos	Tiempo de una revolución cardíaca genérica i , durante el primer pasaje del bolo radiactivo por el corazón.
$n_i(b)$		Número de una revolución cardíaca genérica i , durante el primer pasaje del bolo radiactivo por el corazón.

$n_i(p)$		Número de una revolución <u>car</u> díaca genérica i , durante el registro de la zona de mez- clado total.
n_D		Número de revoluciones car- díacas cumplidas desde el co- mienzo del ingreso del bolo al corazón derecho hasta que no queda más actividad en la au- rícula derecha.
n_I		Número de revoluciones car- díacas cumplidas desde el co- mienzo del ingreso del bolo al corazón izquierdo hasta que no queda más actividad en la aurícula izquierda.
N_b		Número de revoluciones car- díacas registradas durante el primer pasaje del bolo <u>radia</u> tivo por el corazón.
N_p		Número de revoluciones car- díacas registradas durante la zona de mezclado total.
K_D	$\frac{1}{\text{minuto}}$	Constante de "expulsión expo- nencial" del ventrículo dere- cho, obtenida representando velocidades de conteaje al co- mienzo de cada sístole ventri-

K_I	$\frac{1}{\text{minuto}}$	Constante de "expulsión exponencial" del ventrículo izquierdo.
ξ_{VD}	$\frac{\text{cuentas/minuto}}{\mu Ci}$	Eficiencia de medición del ventrículo derecho.
E_{VD}	"	Cota superior de ξ_{VD}
e_{VD}	"	Cota inferior de ξ_{VD}
$\bar{\xi}_{VD}$	"	Promedio entre E_{VD} y e_{VD}
$F_{\xi_{VD}} \%$		Semidiferencia entre E_{VD} y e_{VD} , expresada en porcientos de $\bar{\xi}_{VD}$
$\bar{\xi}_{RAD}$	$\frac{\text{cuentas/minuto}}{\mu Ci}$	Eficiencia aproximada de medición de la región auricular derecha.
$\bar{\xi}_{VI}$	"	Eficiencia aproximada de medición de la región ventricular izquierda = $\frac{1}{2}(E_{VI} + e_{VI})$
$\bar{V}_S$	ml	Volumen de sístole ventricular medio: valor medio del volumen de sangre expulsado por cada ventrículo durante la sístole ventricular.

$\overline{H}_1^P$	<u>cuentas</u> minuto	Valor medio de la velocidad de conteje al comienzo de la "diástole ventricular", en la zona de mezclado total.
$\overline{H}_2^P$	"	Valor medio de la velocidad de conteje al comienzo de la "sístole auricular" en la <u>zo</u> na de mezclado total.
$\overline{H}_3^P$	"	Valor medio de la velocidad de conteje al comienzo de la "sístole ventricular" en la zona de mezclado total.
$\overline{H}_4^P$	"	Valor medio de la velocidad de conteje al final de la "sís <u>to</u> le ventricular" en la zona de mezclado total.
Δ_{34}^H	"	Diferencia entre las velocidades de conteje al comienzo y al fin de una sístole ventricular, en la "zona exponencial".
$\Delta_{34}^{H\ O}$	"	Diferencia entre las velocidades de conteje al comienzo y al fin de una "sístole ventricular", en la zona comprendida desde el comienzo del ingreso del bolo al corazón derecho hasta el momento en el cual ya no ingresa más actividad <u>al ventrículo</u> .

$\Delta H_{34}^{(1)}$	<u>cuentas</u> minuto	Diferencia entre las velocidades de conteje al comienzo y al fin de una "sístole ventricular" en la zona en la cual aún hay actividad en la aurícula pero ya no ingresa más actividad desde las porciones vasculares previas.
$\Delta H_{340}^{(1)}$	"	Diferencia entre las velocidades de conteje al comienzo y al fin de una "sístole ventricular" previa.
ΔH_{32}^P	"	Diferencia entre las velocidades de conteje al comienzo de la "sístole ventricular" y al comienzo de la "sístole auricular" en la zona de mezclado total.
H_3^O	"	Velocidad de conteje al comienzo de la "sístole ventricular" en la zona previa a la "zona exponencial".
n_R		Número de revolución cardíaca.
n_S		Número de "sístole ventricular".
H'_O	<u>cuentas</u> minuto	Velocidad de conteje al comienzo de la "sístole ventricular" número $n_D + 1$

H'_{ns}	$\frac{\text{cuentas}}{\text{minuto}}$	Velocidad de conteo al comienzo de la "sístole ventricular" número n_S , contando a partir de la número n_D ; ($n_S = 1$ para n_D).
e_{SD}^{exp}		Factor de expulsión del ventrículo derecho: corresponde a la fracción de volumen de cámara expulsado por el ventrículo derecho en cada "sístole ventricular". Verifica: $e_{SD} \cdot \tau_{CV} = \tau_D \cdot \tau_D$
f_{τ_R}	$\frac{1}{\text{minuto}}$	Frecuencia cardíaca: número de revoluciones cardíacas por unidad de tiempo.
Φ_b	$\frac{\text{ml}}{\text{minuto}}$	Caudal cardíaco aproximado por el método de los autores (<i>zona del bolo</i>)
$\Phi_{SH}(1)$	"	Caudal cardíaco calculado aplicando el método de Stewart-Hamilton, con detección precordial e integración de la curva del radiocardiograma correspondiente al corazón derecho solamente.
$\Phi_{SH}(2)$	"	Caudal cardíaco calculado aplicando el método de Stewart-Hamilton, con detección precordial e integración de la totalidad del radiocardiograma correspondiente al primer pasaje del bolo radiactivo por corazón derecho e izquierdo.

V_{VE}	ml	Volumen de cámara del ventrículo derecho: volumen de cámara alcanzado por el ventrículo derecho al comienzo de la "sístole ventricular".
$I C_b$	$\frac{ml}{min.m^2}$	Índice cardíaco: caudal cardíaco por unidad de superficie corporal.
R^3		Espacio de tres dimensiones.
$\bar{x}$		Valor promedio de una serie de determinaciones x_i .
v		Varianza de una población.
v'		Punto medio del intervalo de confianza de la varianza.
$P(\bar{x})$		Probabilidad de que el valor medio esté comprendido dentro de los límites del intervalo de confianza $\bar{x}$.
$\Delta P(\bar{x})$		Semiampplitud del intervalo de confianza de $\bar{x}$ para una probabilidad $P(\bar{x})$.
$\Delta_P^{\%}(\bar{x})$		$\Delta P(\bar{x})$ expresado en porcentos de $\bar{x}$.
a		Número de la última sístole ventricular durante la cual aún se observa disminución de conteaje.
$[6]_P$		Intervalo de confianza de 6 para una probabilidad P.
Φ_P		Caudal cardíaco en la zona de mezclado total.
IC_P		Índice cardíaco en la zona de mezclado total.

1. INTRODUCCION

La determinación del caudal cardíaco y de otras magnitudes cardíacas tales como el volumen de sangre expulsado por sístole y volúmenes de cámaras, es de fundamental importancia. Tales parámetros se encuentran entre los que gobiernan la hemodinámica cardíaca y han sido objeto de la atención de los investigadores.

Numerosos métodos han sido propuestos para la obtención de las magnitudes cardíacas, contándose entre ellos los que emplean técnicas de dilución de colorantes con muestreo de sangre en forma continua, técnicas de termodilución, medición de angiocardigramas, medición anatómica sobre cadáveres para obtener los volúmenes de cámaras en forma directa o bien mediante cálculos que relacionan tales volúmenes con la superficie y el peso de la masa cardíaca, técnicas de dilución de radioisótopos con extracciones sucesivas de muestras de sangre o bien con registro externo, modelos ideales, (*) etc.

Los métodos de dilución (térmica, de colorantes o de radioisótopos) pueden considerarse derivados de los primeros trabajos de Stewart, en 1897,⁽⁶⁸⁾ cuando sugirió la posibilidad de medir la salida cardíaca analizando la curva de dilución arterial de una sustancia inyectada en una vena periférica. Recién cuando Kinsman, en 1929,⁽³⁸⁾ aplicó los principios de Stewart inyectando un colorante por vía endovenosa y midiendo su concentración en muestras de sangre extraídas de una arteria periférica, las técnicas de dilución fueron aceptadas por los

(*)(1,3,4,5,13,19,21,24,25,28,29,38,43,45,48,49,50,52,55,40,70,71,63,64,66,67,61,62,20)

investigadores para estudios hemodinámicos en el hombre.

El empleo de un radioisótopo en lugar de un colorante parece haber sido iniciado por Nylin en 1945⁽⁵⁵⁾, quien realizaba las mediciones sobre sangre extraída en forma continua de un vaso arterial periférico. Entre los investigadores que por primera vez utilizaron la técnica de medición externa, en lugar del muestreo de sangre, para los estudios hemodinámicos con trazadores radiactivos, pueden mencionarse a Prinzmetal (1949)⁽⁵⁶⁾, Veall (1954)⁽⁷²⁾, Huff (1955)^(31, 32) y Pritchard (1955)^(58, 60) quienes, con sus respectivos equipos de trabajo, dieron los primeros pasos en esa línea. La localización del detector externo sobre el área precordial para registrar el pasaje de un bolo radiactivo por las cavidades cardíacas condujo a lo que hoy se ha dado en llamar "radio-cardiografía"^(10, 22, 26, 23, 32, 34, 35, 37, 42, 46, 49, 57, 75, 76, 78, 77, 14, 79).

El estudio de curvas de dilución así obtenidas ha sido encarado por numerosos investigadores con el objeto de medir directamente caudales y volúmenes de cámaras cardíacas. El conocido método^{basado en el principio} llamado "de Stewart-Hamilton" para la obtención de caudales por medición de la curva de pasaje de un bolo radiactivo por un punto del árbol vascular, requiere que el detector registre una porción de un vaso en la cual la concentración radiactiva sea prácticamente uniforme en cada instante. Además, es necesario conocer el factor de proporcionalidad entre la concentración radiactiva en el volumen de medición y

la velocidad de conteaje registrada por el detector. Ese factor depende de la eficiencia del detector, condiciones de geometría, tejidos interpuestos, etc., y es la "eficiencia total de medición".

La obtención de esta magnitud está supeditada al conocimiento de la concentración radiactiva presente en el volumen de medición en un dado instante, en el cual se realiza el registro de la velocidad de conteaje. Es de aplicación generalizada la técnica de la determinación de una "eficiencia" mediante la relación entre la actividad presente en una muestra de sangre extraída cuando la dosis inyectada está uniformemente distribuída en el volumen total de sangre circulante (zona de mezclado total) y la velocidad de conteaje registrada por el detector externo en ese mismo instante.

Cuando se aplica la técnica de detección precordial, es prácticamente imposible disponer de una colimación tal que sea posible registrar exactamente el mismo volumen de sangre marcada durante el pasaje del bolo radiactivo por una de las cavidades cardíacas y durante el registro de la zona de mezclado total. El volumen de detección está siempre ocupando varios compartimientos sucesivos, en cada uno de los cuales hay en cada instante una concentración de actividad definida, la que es registrada por el detector precordial con una "eficiencia" de medición" propia para cada uno de ellos. Esta fuente de error ha sido mencionada por otros autores, aunque sin eliminarla totalmente.

En su trabajo "Mesure du débit cardiaque et des volumes ventriculaires par radiocardiographie", Vernejoul ⁽⁷⁵⁾ et al. reconocen que "...no hay dentro del campo del detector una superposición anatómica exacta entre los compartimientos sanguíneos atravesados por el indicador en el primer pasaje del bolo y los que encierran al indicador a concentración constante después de la dilución homogénea del mismo. Esto resulta en un error sobre la medida del factor de calibración". En trabajos previos ("Funciones de pulsos en el análisis del radiocardiograma", ⁽⁶⁹⁾ "Caudal y otras magnitudes del corazón mediante el método de la zona de mezclado total" ⁽⁴⁷⁾ y "Eficiencias de medición de cámaras cardíacas" ⁽²⁾), los autores principales del presente trabajo han discutido detalladamente todos los factores implicados en la técnica radiocardiográfica, llegando a expresiones que permiten obtener magnitudes cardíacas mediante un nuevo método de análisis del radiocardiograma. En el presente trabajo se realiza la aplicación experimental del método y de los principios expuestos en los trabajos mencionados.

2. INSTRUMENTAL UTILIZADO

2.a. DETECTORES

2.a.1. Detector precordial

Cristal de centelleo de INa (Tl), cilíndrico, de 5 cm de

diámetro por 5 cm de altura, camisa de Al de 219 mg/cm^2 de espesor, reflector de Al_2O_3 de 67 mg/cm^2 de espesor, marca Harshaw tipo S, provisto de tubo fotomultiplicador marca Dumont modelo 6364.

Blindaje: 5 cm de espesor de plomo protegiendo las 3/4 partes del fotomultiplicador y lateralmente al cristal. El espesor se reduce a 0,5 cm en la boca del colimador.

Colimador: 9 cm de profundidad, 7,7 cm de abertura sobre el cristal, 3,2 cm de abertura exterior, con siete canales cónicos de 0,9 cm de diámetro en la boca y 2,1 cm de diámetro en la base. (*)

2.a.II. Detector para medición de muestras líquidas

Cristal de centelleo de INa (TI), de pozo, de 5 cm de diámetro, 5 cm de altura, 17 mm de diámetro interior del pozo, 4 cm de profundidad del pozo, con camisa exterior de Al de 0,8 mm de espesor y camisa del pozo de Al de 0,6 mm de espesor, marca Harshaw, modelo 8SF8.

Se agregó una camisa protectora adicional de Al de 0,5 mm de espesor, la que se ubicaba en diferentes posiciones dadas según la medición a realizar.

Blindaje: 5 cm de espesor de plomo protegiendo las 3/4 partes del tubo fotomultiplicador y la totalidad de la lon-

(*) Ver página 18

gitud del cristal, sobrepasando en 15 cm la superficie del mismo, con un orificio longitudinal, a lo largo del eje del blindaje, de 1,8 cm de diámetro hasta la superficie del cristal.

2.b. EQUIPOS ELECTRONICOS

2.b.I. Espectrómetro monocanal

Provisto de escalímetro, marca Nuclear, modelo BCD69308, asociado al detector de pozo. La unidad contadora tiene un tiempo de resolución de 1 μ seg.

2.b.II. Espectrómetro integrador:

Marca Nuclear, modelo 69604, con constante de integración ajustable en 0.01 seg, 0.05 seg, 0.1seg, 0,5 seg, 1seg, 5 seg, 10 seg y 50 seg, y rangos de conteo de 10^6 imp/min, 3×10^5 imp/min, 10^5 imp/min, 3×10^4 imp/min, 10^4 imp/min, 3×10^3 imp/min, 10^3 imp/min y 3×10^2 imp/min, asociado al detector precordial. La unidad contadora tiene un tiempo de resolución de 1 μ seg.

2.b.III. Graficador

Graficador X-Y potenciométrico, marca Moseley, modelo 7030 AM, asociado al espectrómetro integrador. Los recorridos sobre el eje X son ajustables a 0.25 seg/cm, 0,5 seg/cm, 1 seg/cm, 2,5 seg/cm, 5 seg/cm, 10 seg/cm,

25 seg/cm y 50 seg/cm, disponiendo de un tablero de 25 cm de largo por 18 cm de altura.

2.b.IV. Electrocardiógrafo

Marca Rhomicron, modelo 444 Serie 402, impresión sobre papel termosensible, con velocidad de desplazamiento del papel sensible de 25 mm/seg.

2.b.V. Generador de impulsos

Construido en el Laboratorio de Electrónica del Instituto de Cálculo de la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales (U.N.B.A.). Al oprimir un pulsador provee impulsos de tensión de pico regulable entre 0 y 30 V, con un ancho de pulso del orden de 0,01 seg. Estos impulsos se pueden obtener simultáneamente en dos canales de salida por separado, pudiendo variarse la tensión de pico independientemente para cada canal.

2.b.VI. Equipo de rayos X

Se utilizó un equipo marca Phillips, con un voltaje de operación de 100 KV.

3. CONDICIONES EXPERIMENTALES DEL INSTRUMENTAL UTILIZADO

3.a. Calibración en energías de los detectores; condiciones de medición

La calibración en energías de los detectores se realizó utilizando

muestras patrón de ^{137}Cs , ^{203}Hg y ^{131}I .

3.a.I. Detector precordial

Las mediciones se realizaron bajo las siguientes condiciones:

- Rango de contaje: 3×10^5 imp/min y 1×10^6 imp/min.
- Atenuación: X 1
- Constante de integración: 0,05 seg
- Voltaje de operación: 830 V

Bajo estas condiciones, se integran los pulsos correspondientes a energías superiores a 70 KeV.

La figura 1 muestra el espectro obtenido sobre una fuente de ^{131}I y señala las energías correspondientes, así como la posición en que se fijó el nivel del discriminador para realizar las mediciones precordiales.

3.a.II. Detector de pozo

Las mediciones se realizaron bajo las siguientes condiciones:

- Atenuación: X 1
- Ancho de ventana del discriminador: 100
- Voltaje de operación: 828 V

Bajo estas condiciones se integran los pulsos pertenecientes al fotopico correspondiente a 364 KeV, desde energías de

320 KeV hasta 420 KeV.

La figura 2 muestra el espectro obtenido sobre una fuente de ^{131}I y señala las energías correspondientes, así como la posición en que se fijó la ventana del discriminador y su ancho para realizar las mediciones de las muestras líquidas en el curso de las experiencias.

3.b. EFICIENCIAS DE MEDICIÓN DEL DETECTOR DE POZO

3.b.I. Medición de muestras de sangre

Se realizaron mediciones repetidas de seis fuentes patrón de ^{131}I preparadas en la Comisión Nacional de Energía Atómica. Las fuentes reproducían las características de las muestras de sangre a medir durante el curso de las experiencias, conteniendo cantidades de ^{131}I conocidas con una desviación standard del 1%. Las actividades de las fuentes eran del orden de 0.06 μCi cada una, distribuidas en volúmenes de 2 ml de suero fisiológico contenidos en tubos de polietileno de 1,5 mm de espesor, 1,6 cm de diámetro y 15 cm de altura.

Las mediciones se realizaron con los tubos ubicados dentro de la camisa suplementaria de aluminio colocada en el interior del pozo de cristal.

Las mediciones fueron corregidas por tiempo de resolución del escalímetro y se les descontó el fondo o efecto cero

correspondiente. Las velocidades de conteo neto obtenidas tenían una desviación standard del orden del 0,4 %.

El fondo se midió colocando en la misma posición una muestra idéntica conteniendo suero fisiológico sin actividad.

La eficiencia de medición resultante se expresó como:

$$\xi_{ms} = \frac{\text{Velocidad de conteo neto (cpm)}}{\text{Actividad del } ^{131}\text{I } (\mu\text{Ci})} = \frac{H}{A}$$

El valor promedio obtenido fue

$$\xi_{ms} = 8,2833 \times 10^5 \frac{\text{cpm}}{\mu\text{Ci}}$$

Con una desviación standard dada por

$$\sigma_{\xi_{ms}} = \sqrt{\left(\frac{\partial \xi}{\partial H}\right)^2 \sigma_H^2 + \left(\frac{\partial \xi}{\partial A}\right)^2 \sigma_A^2}$$

$$\sigma_{\xi_{ms}} \% = \frac{\sigma_{\xi_{ms}}}{\xi_{ms}} \times 100 = \sqrt{\left(\frac{\sigma_H}{H}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_A}{A}\right)^2} \times 100$$

$$\sigma_{\xi_{ms}} = 1,1 \%$$

3.b.II. Medición de jeringas:

Se realizaron mediciones repetidas de un conjunto de 14 fuentes patrón preparadas por la Comisión Nacional de Energía Atómica. Las fuentes estaban formadas por jeringas hipodérmicas plásticas idénticas a las utilizadas en el curso de las experiencias, con las correspondientes agujas, conteniendo un volumen de 0,25 ml de solución fisiológica con una actividad de ^{131}I conocida con precisión del 1%.

Las actividades de estos patrones fueron desde el orden de 20 μCi hasta 250 μCi totales, preparadas de a pares.

Las jeringas se colocaron en tubos plásticos como los men

cionados en 3.b.I., quedando suspendidas en el interior de los mismos.

La medición del efecto cero se realizó de una forma idéntica pero sin actividad.

Se realizaron dos series de mediciones: en la primera serie, los tubos plásticos con las jeringas se colocaron en la camisa suplementaria de aluminio introducida en el interior del pozo del detector; en la segunda serie, la camisa mencionada se colocó en la parte superior del blindaje, ubicando luego los tubos en la misma forma.

En la primera serie, las mediciones tuvieron desviaciones standard del orden del 0,16% al 0,62%.

En la segunda serie, las desviaciones standard fueron del orden del 0,3 % al 0,4%.

Las eficiencias de medición resultantes se expresaron como:

$$\xi_{\text{jeringas}} = \frac{\text{Velocidad de conteo neto (cpm)}}{\text{Actividad de } ^{131}\text{I } (\mu\text{Ci})}$$

Dentro de cada serie, no se observó variación apreciable de la eficiencia en función de la actividad de la muestra.

Los valores promedios obtenidos y sus correspondientes

desviaciones standard fueron:

$$\xi_{\text{jeringas}} = 5,234 \times 10^4 \frac{\text{cpm}}{\mu\text{Ci}}$$

(camisa inferior)

Según (3bI - 2) se tiene $\sigma_{\xi_{ji}} \% = 1,15\%$

$$\xi_{\text{jeringas}} = 8,51 \times 10^4 \frac{\text{cpm}}{\mu\text{Ci}}$$

(camisa superior)

Según (3bI - 2) se tiene $\sigma_{\xi_{js}} \% = 1.08\%$

3.c. CALIBRACION VOLUMETRICA DE JERINGAS

Las jeringas utilizadas para la extracción de las muestras de san gre fueron calibradas en "volumen emitido" pesando los volúmenes de agua destilada emitidos cuando la lectura en las jeringas correspondía a 2 ml. La calibración se realizó sobre todas las jeringas de idénticas características a utilizar, por duplicado sobre cada una de ellas. El volumen emitido resultante fue de 1,9335 ml con una desviación standard del 0,09%.

3.d. CALIBRACION DE LAS ESCALAS DEL GRAFICADOR

3.d.I. Escala de abscisas

La escala de abscisas se determinó para las tres indicaciones del graficador a utilizar, de 0,25 seg/cm, 0,5 seg/cm y 1 seg/cm, utilizando un cronómetro con una precisión de $\frac{1}{10}$ de segundo.

Poniendo en marcha el graficador, conectado al generador de impulsos, se enviaron a la pluma señales impulsivas en intervalos de tiempo medidos con el cronómetro.

La figura 3 muestra un gráfico obtenido con esta técnica.

Midiendo la longitud Δl entre comienzos de impulsos y haciendo el cociente $\frac{\Delta l}{\Delta t}$ se obtuvieron los valores de las velocidades de desplazamiento del cursor del graficador a lo largo del eje de abscisas, o sea, la "escala de abscisas" (v_g) correspondiente:

$$(3dI - 1) \quad v_g = \frac{\Delta l}{\Delta t}$$

Los valores medios obtenidos para cada escala y las desviaciones standard correspondientes fueron:

<u>Escala del graficador</u>	<u>Escala medida</u>	<u>Desviación standard^o</u>
0,25 seg/cm = 4 cm/seg	4,17 cm/seg	3,68 %
0,5 seg/cm = 2 cm/seg	2,05 cm/seg	0,41 %
1 seg/cm = 1 cm/seg	1,03 cm/seg	0,54 %
5 seg/cm = 0,2cm/seg	0,21 cm/seg	0,61 %

3.d.II. Escala de ordenadas

La escala de ordenadas se ajustó en cada experiencia, inmediatamente antes de iniciar el registro, en la zona de respuesta lineal del graficador; ésta es la zona dentro de la cual

se realizaron los registros.

Utilizando el espectrómetro integrador se enviaba al graficador un número definido de pulsos por unidad de tiempo, haciendo que la pluma trazara sobre la hoja del graficador la altura correspondiente.

Con el conjunto de datos así obtenidos se construyó una tabla de valores, los que se expresaban como velocidad de conteaje real (lectura del integrador expresada en cuentas/minuto) y altura en el eje de ordenadas del graficador (lectura sobre la hoja, expresada en milímetros). Se trazó entonces una recta de regresión de velocidad de conteaje en función de alturas, de la forma $Y = a X$ puesto que a velocidad de conteaje nula corresponde altura cero, y la respuesta es lineal en la zona de registro ($H < 5,5 \times 10^5$ cpm).

El valor de la pendiente así obtenida fue de $3776,51 \frac{\text{cpm}}{\text{mm}}$ ($\sigma \% = 5 \%$), el que se utilizó como "factor de conversión de ordenadas a velocidades de conteaje".

3.e. VELOCIDAD DE RESPUESTA DEL GRAFICADOR

Utilizando el generador de impulsos y ajustando la amplitud de los mismos de manera de obtener la plena escala de ordenadas del graficador, se midieron los tiempos de subida de la pluma.

Estos tiempos se obtuvieron por lectura de la correspondiente Ion-

gitud en abscisas y la velocidad de desplazamiento en la escala utilizada, determinándose esta última simultáneamente en la forma indicada en el punto 3.d.I.

La velocidad de respuesta del graficador resultó independiente de la escala de abscisas utilizada, obteniéndose una velocidad de respuesta promedio de 0,034 seg/cm, con una desviación standard del 2,65 %, correspondiente a un tiempo de subida de plena escala (17,15 cm) de 0,57 seg.

3.f. CALIBRACION DE LA ESCALA DE ABCISAS DEL ELECTROCARDIOGRAFO

Utilizando el generador de impulsos conectado al electrocardiógrafo se enviaban señales a este último a intervalos de tiempo medidos con un cronómetro de precisión, al 1/10 de segundo, mientras se dejaba correr libremente el papel.

Midiendo las longitudes en milímetros de la escala de abscisas, se determinó la velocidad de corrida del papel como $\frac{\text{long.entre pulsos}}{\text{tiempo entre pulsos}}$.

El promedio de una serie de determinaciones dio una velocidad de 26,7 mm/seg con una desviación standard del 0,5 %.

3.g. VELOCIDAD DE RESPUESTA DEL ELECTROCARDIOGRAFO

Con el fin de determinar el retardo existente entre la llegada de un impulso y la inscripción del mismo, se realizó una experiencia

en la cual se individualizaba sobre el papel del electrocardiógrafo el preciso momento en el cual se enviaba una señal.

Se adhirió al papel sensible una tira delgada de cinta en la cual se habían realizado series de perforaciones igualmente espaciadas. En el papel sensible se habían realizado perforaciones de mayor tamaño que servían de "ventana" de las anteriores. Al correr el doble papel sobre la planchuela metálica que le sirve de apoyo en el gabinete del electrocardiógrafo dejaba "ver" esa planchuela a intervalos regulares de tiempo.

Una escobilla metálica se apoyaba suavemente sobre la línea de perforaciones y se conectaba a la entrada del electrocardiógrafo. Al correr el papel, cada vez que pasaba un orificio bajo la escobilla, ésta enviaba una señal que era registrada por el instrumento y luego impresa sobre el papel.

De esta manera, se individualizaba sobre el papel el punto en el cual la señal había sido enviada (orificio) y el punto en el cual había sido registrada (impresión sobre el papel).

Durante la experiencia se medía simultáneamente la velocidad de desplazamiento del papel, en la forma descrita en el punto 3.f. Se determinó así el tiempo de respuesta del electrocardiógrafo, obteniéndose un valor medio de 0,0037 seg con una desviación standard del 8,8 %.

3.h. VELOCIDAD DE RESPUESTA DEL CONJUNTO DETECTOR-INTEGRADOR-GRAFICADOR

La velocidad de respuesta del detector (cristal y tubo fotomultiplicador) es de fracciones de microsegundos; el tiempo de resolución de la unidad contadora del equipo integrador es de 1 μ seg, mientras que la velocidad de respuesta del graficador es de 34 μ seg, muy superior a las anteriores. Por lo tanto, la velocidad de respuesta total del conjunto detector-integrador-graficador está determinada por la del último instrumento siendo así de 34 μ seg.

4. DESARROLLO EXPERIMENTAL

4.a. ELECCION DE LA MOLECULA MARCADA

Se elige como indicador el ^{131}I fijado sobre seroalbúmina humana (RISAH). El ^{131}I es un emisor gamma de energía suficientemente alta como para poder ser medido exteriormente sin dificultad, mientras que la seroalbúmina cumple con la condición de mantenerse dentro del lecho vascular durante el tiempo que dura la experiencia.^(73,74)

El porcentaje de yodo libre, en la fecha de utilización, era menor que 0,1 %.

Unos noventa minutos antes de la inyección del bolo radiactivo, se inyectaba a los pacientes una ampolla de Endoiódine, para evi-

tar la fijación del yodo en tiroides.

En cuanto a la desaparición de las moléculas marcadas de la fase plasmática, calculada a partir de la expresión dada por C.M. E. Matthews⁽⁵³⁾, es del 1,7 % a los 10' de la inyección, 3,3 % a los 20' y 6,2 % a los 40'.

4.b. DOSIS INYECTADA

Se inyectaron en todos los casos actividades del orden de 1,5 μCi por kg de peso, correspondiendo una dosis total absorbida por el paciente en el centro del tronco del orden de 0,3 Rad en el transcurso de un período de diez días.

4.c. METODOLOGIA

4.c.I. Calibración de las dosis inyectadas

Una vez calculado el volumen de solución a inyectar, utilizando los datos de concentración de actividad indicados por el lugar de origen del producto marcado, se carga el mismo en la jeringa. Cambiada la aguja, la jeringa, ya lista para ser utilizada, se ubica en el interior de un tubo plástico estéril, quedando así en condiciones de ser medida en forma idéntica a la mencionada en el punto 3.b.II. Las mediciones se realizan por duplicado en las dos posiciones descriptas en el punto 3.b.II, obteniéndose así las llamadas "lecturas previas". Una vez finalizada la

inyección, se carga en la jeringa un volumen de suero fisiológico igual al inyectado. De esta forma se reproducen las condiciones de geometría de medición, y se arrastra al interior de la jeringa todo posible residuo contenido en la aguja. Colocando nuevamente la jeringa en un tubo plástico, se realizan por duplicado las mediciones, obteniéndose la "lectura posterior".

El cálculo de la dosis inyectada se obtiene de la expresión:

$$X_0 (\mu\text{Ci}) = \frac{(\text{Lectura previa} - \text{Lectura posterior})}{\xi_{\text{jeringas}}} \frac{(\text{cpm})}{(\text{cpm}/\mu\text{Ci})}$$

4.c.II. Técnica de inyección

Con el paciente acostado y el brazo derecho sobre un soporte ligeramente inclinado hacia arriba, apoyando el dorso del brazo en él, se mantiene el brazo perpendicular al cuerpo.

La figura 4 muestra una vista general del paciente y los dispositivos de medición.

Con el fin de obtener un bolo lo más impulsivo posible, la inyección del trazador se realiza utilizando el dispositivo que muestra la figura 5, pudiéndose utilizar jeringas mecánicas.

Una vez llenada con suero la jeringa (1) y conectada al resto del dispositivo, se abre la llave de paso (2), desalojándose con suero el aire contenido en él. Después de cerrar

nuevamente la llave, se hace la canalización venosa con la aguja (4), en una vena del pliegue del codo, comprobándose la correcta posición de la misma abriendo la llave y extrayendo con la jeringa unas gotas de sangre.

El dispositivo se fija al brazo del paciente con tela adhesiva, cerrándose nuevamente la llave.

Se coloca entonces un lazo al nivel del tercio medio del brazo del paciente, cortándose así brevemente la circulación venosa.

Pinchando en el tubo de látex (3) con la aguja hipodérmica colocada en la jeringa conteniendo el bolo radiactivo (de aproximadamente 0,2 ml a 0,5 ml), se mantiene oprimido el émbolo de la jeringa (1).

Al soltar el lazo se realiza la inyección del bolo (ambas maniobras casi sincrónicas), abriéndose simultáneamente la llave (2) para enviar así una corriente de suero fisiológico "empujando" el bolo inyectado a través del dispositivo hasta el torrente sanguíneo. Finalizada la inyección del bolo radiactivo y sin retirar la jeringa correspondiente, se continúa inyectando el resto de la solución fisiológica con lentitud (Figura 6).

Se toma como "tiempo cero" el momento de la inyección, poniéndose en ese instante en marcha un cronómetro y enviando a los registros una señal con el generador de

impulsos.

Con esta técnica la inyección del bolo se realiza con suma rapidez, en tan sólo fracciones de segundo, obteniéndose además un bolo de características casi impulsivas y no quedando restos de actividad en el punto de inyección.

4.c.III. Técnica de extracción

Finalizadas las mediciones de la zona de mezclado total, se extraen 2 ml de sangre de una vena del pliegue del codo del brazo opuesto a aquél en que se realizó la inyección, utilizando una jeringa calibrada en volumen emitido.

El tiempo total transcurrido entre la inyección del bolo y la extracción de la muestra de sangre varía según los pacientes, siendo del orden de 20 a 43 minutos.

4.c.IV. Registro de tiempos

El cronómetro puesto en marcha al realizarse la inyección, no se detiene hasta haber finalizado la totalidad de la experiencia. Los tiempos se anotan indicando el número de cada señal impulsiva registrada en los gráficos y la lectura correspondiente en el cronómetro, así como los momentos de extracción de la muestra de sangre y de medición de jeringas y muestras.

4.c.V. Calibración de las muestras de sangre

La extracción de sangre se realiza utilizando jeringas ca-

libradas en volumen emitido (ver punto 3.c.), vertiéndose la sangre directamente en los tubos plásticos para su medición.

El fondo o "efecto cero", se mide sobre un tubo plástico idéntico, con un volumen de suero fisiológico igual al volumen de sangre medido.

La actividad de la muestra de sangre se calcula con:

$$(IV - 2.1) \quad A (\mu Ci) = \frac{(Lectura \text{ en sangre} - Lectura \text{ del fondo})(cpm)}{\xi_{ms} (cpm/\mu Ci)}$$

$$A = \frac{H_s - H_f}{\xi_{ms}}$$

4.d. OBTENCION DEL RADIOCARDIOGRAMA

4.d.I. Ubicación del detector precordial

Se trata de situar el detector de manera tal que se cumplan las siguientes condiciones:

- a) El volumen de la arteria aorta que quede dentro del volumen de detección debe ser despreciable, si es posible, nulo.
- b) La zona del volumen de detección dentro de la cual queda incluida la porción de aorta mencionada, debe corresponder al mínimo posible de eficiencia de detección.
- c) Los ventrículos y aurículas deben quedar incluidos dentro del volumen de detección de manera tal que ocupen

la zona de eficiencia total máxima.

- d) El volumen de masa vascular pulmonar que quede dentro del volumen de detección debe ser despreciable, si es posible, nulo.

Para que esas condiciones se puedan satisfacer, es necesario disponer de la siguiente información:

- Forma de los volúmenes de eficiencia relativa del sistema detector-colimador empleado.
- Ubicación geométrica del corazón.
- Ubicación geométrica de los volúmenes que se desean medir.
- Ubicación geométrica de los volúmenes que se desea que no sean detectados.

Disponiendo de estos datos, se procede a ubicar en el espacio R^3 los volúmenes mencionados, refiriéndolos a un sistema de coordenadas (X, Y, Z), y a disponer el sistema detector-colimador de manera tal que coincidan los volúmenes que se desean medir con los volúmenes de máxima detección y, fundamentalmente, nulo cualquier registro de la aorta y el pulmón.

4.d.I.(A) FORMA DE LOS VOLUMENES DE DETECCION

De acuerdo a la geometría del colimador, el punto de máxima eficiencia está sobre el eje longitudinal del sistema detector-colimador, a

una distancia δ de la boca del colimador.

La forma de los volúmenes de detección es tal que rodean al punto de máxima eficiencia simétricamente con respecto al eje mencionado.

La figura 7 presenta el esquema de las curvas de eficiencia relativa que se obtendrían cortando los volúmenes de detección con un plano que contiene al eje longitudinal del sistema detector-colimador. La figura 8 da la eficiencia relativa de medición en función de la distancia entre la fuente y la boca del colimador, obtenida con la fuente ubicada sobre el eje longitudinal del sistema detector-colimador; se señala el punto de máxima eficiencia.

4.d.I.(B) UBICACION GEOMETRICA DEL CORAZON

Se considera el caso de un corazón anatómicamente normal.

Se traza una línea a lo largo del eje mayor del corazón.

Ese eje se halla sobre el tabique interventricular y se dirige desde la punta del corazón hacia la entrada, en aurícula derecha, de la vena cava superior. Su prolongación pasaría por delante de

la zona de inserción de las venas pulmonares derechas (figura 9), atraviesa el esqueleto fibroso del corazón, en el que se insertan los anillos valvulares, pasando entre las válvulas tricúspide y mitral (figura 10).

Debido a la ubicación del corazón en el tórax, este eje atravesaría la pared torácica cerca del quinto espacio intercostal, próximo a la línea hemiclavicular izquierda, por el punto donde se localiza el latido o impulso apical, que corresponde a la ubicación del apex cardíaco. El eje se dirige hacia la derecha y hacia atrás (figura 11).

Podemos ahora situar al corazón en un sistema de coordenadas (X, Y, Z), ubicando el cero de coordenadas en el punto en el cual el eje mayor del corazón atraviesa el esqueleto fibroso y haciendo coincidir dicho eje con el eje Z del sistema de coordenadas, orientado desde la punta hacia el esqueleto fibroso.

El esqueleto fibroso del corazón quedaría entonces sobre el plano X-Y. Finalmente, el plano X-Z sería el que divide al corazón en su punto medio, perpendicularmente al tabique interventricular, y el plano Y-Z coincide con el tabique mencionado y

la válvula aórtica (figura 12).

Ubicado así el corazón en el sistema de ejes coordenados, se puede individualizar geométricamente en el mismo los volúmenes que se desea detectar (ventrículos y aurículas) y los volúmenes que no se desea que sean detectados (arteria aorta, venas cavas, venas, arterias pulmonares, etc.)

4.d.I.(C) VOLUMENES A DETECTAR

Ambos ventrículos quedan dentro del semiespacio definido por el plano X-Y y la relación $Z < 0$.

La aurícula izquierda queda casi totalmente comprendida dentro del espacio limitado por los planos X-Y y Z-Y definido por las relaciones $Z > 0$ y $X > 0$.

La mayor parte de la aurícula derecha queda comprendida dentro del espacio limitado por los mismos planos anteriores, pero definido por la relación $Z > 0$ y $X < 0$.

4.d.I.(D) VOLUMENES QUE NO SE DESEA DETECTAR

La salida y primera parte de la arteria aorta y de la vena pulmonar quedan incluídas en el espacio limitado por los planos X-Z y X-Y y definido por la relación $Y < 0$ y $Z > 0$.

La mayor parte de la masa pulmonar quedaría dentro del espacio limitado por el plano X-Z y definido por la relación $Y < 0$.

4.d.I.(E) UBICACION DEL SISTEMA DETECTOR-COLIMADOR EN EL SISTEMA DE COORDENADAS

De las consideraciones anteriores surge la necesidad de ubicar los volúmenes de detección máxima ocupando fundamentalmente los siguientes espacios:

- (I) Espacio limitado por los planos X-Z y X-Y y definido por $Y > 0$ y $Z < 0$: comprende la porción anterior de ambos ventrículos.
- (II) Espacio limitado por los planos X-Y y X-Z y definido por $Y > 0$ y $Z > 0$: contiene la mayor parte de la aurícula derecha y parte de la aurícula izquierda.

Los volúmenes de detección mínima deben hacerse coincidir con los volúmenes que no se desea registrar, los que están ubicados en el semiespacio limitado por el plano X-Z y definido por $Y < 0$, para una cierta distancia del origen de coordenadas. Las consideraciones anteriores permiten determinar la posición óptima del sistema de detección.

El volumen de eficiencia máxima de detección deberá situarse en el espacio determinado por el plano X-Z y la relación $Y > 0$, ocupando un volumen mayor en el semiespacio limitado por el plano X-Y y la relación $Z < 0$ y abarcando tan sólo un pequeño volumen, próximo al centro del sistema de coordenadas, del semiespacio limitado por el plano X-Z y la relación $Y < 0$.

4.d.I.(F) ECUACION DE LA RECTA, EJE LONGITUDINAL DEL SISTEMA DETECTOR-COLIMADOR, CORRESPONDIENTE A LA UBICACION OPTIMA DEL MISMO

De acuerdo a las consideraciones anteriores se concluye que la recta deberá pasar por dos puntos, cada uno de los cuales está en uno de los planos Z-Y y X-Y, que cumplan las condiciones siguientes:

$$P_1 \in Z-Y$$

$$P_2 \in X-Y$$

∴

$$(4dI(F) - 1) \quad P_1 = P_1(X_1, Y_1, Z_1)$$

$$X_1 = 0$$

$$Y_1 > 0$$

$$Z_1 < 0$$

$$|Y_1| \ll |Z_1|$$

Porque la recta debe pasar cerca del eje Z.

$$(4dI(F) - 2) \quad P_2 = P_2 (X_2, Y_2, Z_2)$$

$$X_2 < 0$$

$$Y_2 > 0 \quad \text{para evitar detección de aorta.}$$

$$Z_2 = 0$$

$$|Y_2| \ll |X_2|$$

Porque la recta debe pasar cerca del eje X.

La ecuación de la recta que pasa por los puntos P_1 y P_2 es de la forma:

$$\frac{X - X_1}{X_2 - X_1} = \frac{Y - Y_1}{Y_2 - Y_1} = \frac{Z - Z_1}{Z_2 - Z_1} \quad (4dI(F) - 3)$$

Con las condiciones $(4dI(F) - 1)$, $(4dI(F) - 2)$ y

$(4dI(F) - 3)$, resulta:

$$(4dI(F) - 4) \quad \frac{X}{-|X_2|} = \frac{Y - |Y_1|}{|Y_2| - |Y_1|} = \frac{Z + |Z_1|}{|Z_1|}$$

La expresión $(4dI(F) - 4)$ es la ecuación de la recta que pasa por los puntos P_1 y P_2 .

También puede expresarse esta ecuación en términos de los cosenos directores, teniendo en cuenta la forma:

$$(4dI(F) - 5) \quad \frac{X - X_i}{\cos \alpha} = \frac{Y - Y_i}{\cos \beta} = \frac{Z - Z_i}{\cos \gamma}$$

Donde α , β y γ son los ángulos que forma la recta con los ejes X, Y y Z, respectivamente y X_i , Y_i y Z_i son las coordenadas de uno de sus puntos.

En cuyo caso la recta podría darse por las expresiones:

$$(4dI(F) - 6) \quad \frac{X}{\cos \alpha} = \frac{Y - |Y_1|}{\cos \beta} = \frac{Z + |Z_1|}{\cos \gamma}$$

$$(4dI(F) - 7) \quad \begin{aligned} \cos \alpha &= - |X_2| \\ \cos \beta &= |Y_2| - |Y_1| \\ \cos \gamma &= |Z_1| \end{aligned}$$

En la figura 13 se muestra la posición de la recta en el sistema de ejes coordenados X, Y, Z, y la ubicación del corazón en el mismo.

Se han denominado E y S a los puntos en los cuales la recta corta a la superficie exterior del corazón, correspondiendo E al punto de "entrada" y S al punto de "salida" de la recta.

Para que la posición del sistema detector-colimador quede totalmente definida, falta aún determinar la ubicación, en el sistema de coordenadas, del punto correspondiente a la máxima eficiencia. A este punto se lo llama M, y dista un valor δ desde la boca del colimador.

De acuerdo a la forma de los volúmenes de detección y a todas las consideraciones relativas a los volúmenes que se desea medir y a aquéllos que no se desea registrar, se elige como ubicación óp-

tima del punto M la que coincide con el punto P_1 .

Por lo tanto, la boca del colimador quedará a una distancia L de la superficie del corazón dada por:

$$(4dI(F) - 8) \quad L = \delta - l_{(E;P_1)}$$

Donde $l_{(E;P_1)}$ es la distancia entre el punto E y el punto P_1 .

Esta distancia puede también expresarse en función de las coordenadas de E (X_E, Y_E, Z_E) y de P_1 (X_1, Y_1, Z_1).

$$(4dI(F) - 9) \quad l_{(E;P_1)} = \frac{X_E - X_1}{\cos \alpha} = \frac{Y_E - Y_1}{\cos \beta} = \frac{Z_E - Z_1}{\cos \gamma}$$

Reemplazando en una de las relaciones (4dI - 7), y teniendo en cuenta (4dI - 1), se obtiene:

$$(4dI(F) - 10) \quad l_{(E;P_1)} = \frac{X_E}{-|X_2|}$$

Dado que es, además, $X_E < 0$, ($X_E = -|X_E|$), resulta finalmente de (4dI(F) - 8) y (4dI(F) - 10):

$$(4dI(F) - 11) \quad L = \delta - \frac{|X_E|}{|X_2|}$$

$$(4dI(F) - 12) \quad L = \delta - \frac{|X_E|}{|X_2|}$$

Queda así totalmente definida la posición geométrica del sistema detector-colimador por la ecuación de la recta (ecuaciones (4dI(F) - 4) y (4dI(F) - 7) y por la distancia L desde la boca del colimador hasta la superficie del corazón (ecuación (4dI(F) - 12).

Las expresiones están dadas en términos de las coordenadas de los puntos de referencia de la recta (P_1 y P_2), o bien por sus cosenos directores, y por las coordenadas del punto E.

Se utiliza además el valor de la distancia δ entre la boca del colimador y el punto de eficiencia de detección máxima.

Una vez establecida la posición del corazón en la cavidad torácica, mediante auscultación y registro radiográfico del paciente acostado, se ubica el detector en relación al corazón aplicando $(4dI(F) - 4)$ a $(4dI(F) - 7)$ y $(4dI(F) - 12)$.

4.d.II. Constantes de integración

Con el fin de obtener un registro que reproduzca fielmente el fenómeno de las variaciones de volúmenes cardíacos durante las distintas fases de la revolución cardíaca, es necesario utilizar una constante de integración despreciable en relación a los tiempos de las fases a estudiar.

El ciclo cardíaco total dura aproximadamente 0,8 seg, pero la fase de expulsión ventricular ocupa aproximadamente 0,26 seg y la sístole auricular se extiende durante aproximadamente 0,11 seg. Para poder observar óptimamente los correspondientes accidentes del radiocardiograma, deben emplearse

constantes de integración inferiores a 0,1 seg.

Además, es necesario obtener en el registro contajes suficientemente elevados como para que el error estadístico sea adecuadamente bajo. Para cumplir con esta condición sería entonces necesario utilizar constantes de integración elevadas para acumular más cuentas, dado que no es conveniente incrementar la dosis inyectada. Con dosis inyectadas del orden de 100 μCi de ^{131}I se obtenían velocidades máximas de conteo del orden de 5×10^5 cuentas/minuto, en el punto más alto del radiocardiograma y $1,2 \times 10^5$ cuentas/minuto en el registro de la zona de mezclado total.

Se utilizó una constante de integración de 0,05 seg para el registro del primer pasaje del bolo radiactivo, usándose valores de 0,05 seg y 0,15 seg para el registro de la zona de mezclado total. Bajo esas condiciones, las desviaciones estadísticas resultaban del orden de 4,5% en el primer caso y de 10% y 5,8 % en el segundo caso, obtenidas a partir de la expresión:

$$(4dII - 1) \quad \sigma_H \% = \frac{10^2}{\sqrt{H \text{ (c/min)} \times \tau \text{ (min)}}}$$

Para verificar esta expresión, se realizaron dos series de mediciones de una fuente radiactiva, obteniéndose una velocidad de conteo de 5×10^5 cuentas/minuto, registradas con constantes de integración de 0,05 seg y 0,01 seg. El análisis estadístico

de los datos leídos sobre los registros, da como resultado desviaciones standard "experimentales" (σ_e) que se comparan en la Tabla con las desviaciones standard "calculadas" (σ_c) con la expresión (4dII - 1).

T A B L A

Constante de integración (seg)	σ_c	σ_e
0,05	4,90	2,9
0,15	2,65	1,3

4.e ELECTROCARDIOGRAMAS

Se obtuvieron electrocardiogramas simultáneos a los radiocardiogramas y al registro de la zona de mezclado total, utilizando la técnica electrocardiográfica clásica, midiendo en las derivaciones elegidas en cada caso de manera de visualizar lo mejor posible las ondas P y T y el complejo Q-R-S.

4.f. SINCRONIZACION DE REGISTROS

Con el fin de sincronizar el registro del radiocardiograma con el electrocardiograma obtenido simultáneamente, se conectó una de las salidas del generador de impulsos a la entrada del graficador, y la otra a una entrada del electrocardiógrafo construída al efecto.

Durante el registro del radiocardiograma, pulsando el generador de impulsos se enviaban señales simultáneas al graficador y al electrocardió-

grafo. De esa forma, en cada hoja obtenida se disponía de por lo menos un par de señales coincidentes en el tiempo, una al comienzo y otra al fin del correspondiente gráfico.

La identificación de un punto sobre el electrocardiograma, correspondiente al punto del radiocardiograma registrado en el mismo instante de tiempo (y viceversa), se realiza utilizando el "factor de conversión de escalas" obtenido haciendo el cociente:

$$F = \frac{\Delta l_r}{\Delta l_e}$$

Siendo:

Δl_r = Distancia entre comienzos de dos pulsos de referencia en el radiocardiograma (mm de abscisa).

Δl_e = Distancia entre comienzos de los mismos pulsos en el electrocardiograma (mm de abscisa).

Equivalente a:

$$F = \frac{v_r}{v_e} = \frac{\text{velocidad constante del radiocardiograma}}{\text{velocidad constante del electrocardiograma}}$$

De esta manera queda eliminado todo posible error en la determinación de las velocidades de registro de ambos instrumentos y se minimiza el riesgo de error por posible variación de velocidades, si el tiempo entre los pulsos de referencia se reduce al mínimo que la experiencia permita.

4.g UBICACION DE LAS FASES DEL CICLO CARDIACO

El análisis del radiocardiograma y de los registros obtenidos en la zona de mezclado total, requiere la identificación sobre los mismos del

estado funcional del corazón en cada punto.

En particular, es necesario identificar los puntos correspondientes a:

- comienzo de la sístole ventricular
- fin de la sístole ventricular
- comienzo de la sístole auricular
- fin de la sístole auricular

Se utilizaron los electrocardiogramas, registrados simultáneamente con los radiocardiogramas, como referencia para la individualización de esos puntos, en la siguiente forma:

4.g.I. Identificación sobre el electrocardiograma de los puntos de iniciación y finalización de la sístole ventricular.

Al referirnos a "sístole ventricular", nos referimos al período de expulsión de sangre por el ventrículo.

Cuando se cumple el pasaje del bolo radiactivo en la parte del radiocardiograma en la cual la curva se hace aproximadamente exponencial decreciente, durante la sístole ventricular se expulsa actividad del ventrículo, mientras que el ingreso de sangre a la aurícula en esa fase no implica ingreso de nueva actividad al campo de visión del detector.

Por lo tanto, la curva de velocidad de conteo disminuirá durante la sístole ventricular, comenzando dicha caída con la expulsión ventricular, puesto que durante la diástole ventricular ingresa a las cámaras cardíacas sangre libre de actividad.

La observación cuidadosa de los detalles del radiocardiograma en la zona aproximadamente exponencial, permitió identificar puntos en los cuales se iniciaba una disminución de velocidad de conteje siguiendo a una zona en la cual la velocidad de conteje era prácticamente constante.

El punto en el cual la disminución del conteje termina y comienza una nueva zona de velocidad de conteje constante, se considera que finaliza la expulsión ventricular.

Esos puntos, denominados respectivamente "comienzo de sístole ventricular" (C.S.V.) y "fin de sístole ventricular" (F.S.V.) fueron identificados sobre el radiocardiograma, siendo a continuación localizados los puntos correspondientes a ellos en el registro del electrocardiograma simultáneo.

Esta tarea se realizó para cada uno de los registros obtenidos, identificándose así los accidentes electrocardiográficos correspondientes a comienzo y fin de sístole ventricular para cada paciente examinado.

La figura 14 muestra la ubicación de tales puntos sobre un electrocardiograma típico.

Es de notar que la ubicación así lograda coincide muy estrechamente con la establecida por otros investigadores a partir del estudio de curvas de variación de presiones intraauricular, intraventricular y aórtica.^(30,65)

4.g.II. Identificación de los puntos de iniciación y finalización de la sístole auricular

Análogamente al caso de la sístole ventricular, nos referiremos a la "sístole auricular" como la fase durante la cual la aurícula envía sangre al ventrículo, completándose así el llenado de este último a expensas de una reducción del volumen de sangre contnido en la aurícula.

En la curva de velocidades de contaje, esta fase podría corresponder a:

- (1) aumento de velocidad de contaje, si la eficiencia de medición del ventrículo fuera mayor que la de la aurícula; o bien
- (2) disminución de contaje, en el caso contrario; o finalmente
- (3) una zona de velocidad de contaje constante, en caso de ser iguales ambas eficiencias.

Para los casos (1) y (2) los instantes de comienzo y fin de sístole auricular se identifican perfectamente sobre el trazado del radiocardiogram₂. En el caso (3) habría una indeterminación, que puede reducirse con un segundo pasaje de bolo radiactivo previa variación de la ubicación del detector precordial en base a los registros que el primer bolo dio en la zona de mezclado total (Todas las aplicaciones matemáticas o los nuevos registros deben implicar correcciones por la contribución del primer bolo radiactivo).

Debe notarse que el caso (3) tiene escasa probabilidad de presen

tarse en la práctica.

La figura 15 muestra la ubicación de los puntos de comienzo y fin de sístole auricular sobre un electrocardiograma típico.

4.h CALCULO DEL VOLUMEN DE SANGRE TOTAL Y DE CONCENTRACION DE ACTIVIDAD EN SANGRE TOTAL

Utilizando como trazador RISAH, la técnica clásica de determinación rápida del volumen sanguíneo emplea la expresión:

$$(4h - 1) \text{ Volumen sanguíneo total } (V_T) = \text{Volumen aparente } (V_a) \cdot \left[\frac{100 - H_{cv}}{100 - 0,91 \cdot H_c} \right]$$

Donde H_{cv} es el hematocrito venoso corregido por plasma retenido; 0,91 es un factor que corrige por la relación entre hematocrito venoso y hematocrito corporal total, y el "volumen aparente" es el obtenido dividiendo la dosis inyectada por la concentración de actividad de la muestra de sangre total extraída, corrigiendo la actividad de la muestra de sangre por eliminación de RISAH desde el momento de inyección hasta el momento de extracción. ⁽⁷⁴⁾

En lugar de la expresión (4h - 1) se utilizó la expresión aproximada:

$$(4h - 2) \quad V_T = V_a \times 0,91$$

La diferencia entre el valor de V_T obtenido con ambas expresiones depende de H_{cv} . La ecuación siguiente da esa diferencia como porcentaje del valor calculado, aplicando (4h - 1):

$$(4h - 3) \quad \Delta V_T \% = \frac{(9 - 0,172 \cdot H_{cv}) \times 100}{(9100 - 173,8 \cdot H_{cv} + 0,828 \cdot H_{cv}^2)}$$

Para valores de H_{cv} entre 30 y 50, se obtienen valores de $\Delta V_T \%$ entre 0,06% y 0,02%. Por lo tanto, el error cometido al calcular V_T aplican-

do (4h - 2) en lugar de (4h - 1) es menor que el 1 %.

La actividad medida sobre la muestra de sangre extraída debe ser corregida, porque desde el momento de la inyección comienza la eliminación de la molécula marcada desde el lecho vascular.

Sin entrar en consideraciones de las razones de esta eliminación (intercambio con albúmina extra vascular, catabolismo intravascular, etc.), lo que interesa en esta corrección es la desaparición de actividad del lecho vascular, la que incluye también la desintegración radiactiva.

Las correcciones se llevaron a cabo utilizando la expresión obtenida por C. Matthews ⁽⁵³⁾ para la curva de actividad en plasma posterior a la inyección endovenosa de una dosis X_0 de RISAH (^{131}I):

$$(4h - 4) \quad X(t) = X_0 (0,33 \cdot e^{-0,08 \cdot t} + 0,53 \cdot e^{-1,00 \cdot t} + 0,14 \cdot e^{-14,4 \cdot t})$$

Donde t es el tiempo, expresado en días, transcurrido desde la inyección.

La actividad medida sobre la muestra de sangre extraída un tiempo t_e después de la inyección y referida a ese tiempo, deberá entonces compararse con la actividad presente en el plasma en ese momento.

Por lo tanto, las expresiones (4h - 1), (4h - 2) y (4h - 3) conducen a:

$$(4h - 5) \quad V_T = 0,91 \cdot \frac{\epsilon_{ms} \cdot v \cdot X_0 (0,33 e^{-0,08 t_e} + 0,53 e^{-1,00 t_e} + 0,14 e^{-14,4 t_e})}{H_s - H_f}$$

La concentración de actividad de la sangre en la zona de mezclado total también debe ser corregida por eliminación de RISAH (^{131}I).

$$(4h - 5) \quad C_p = \frac{X_0 (0,33 e^{-0,08 t_p} + 0,53 e^{-1,00 t_p} + 0,14 e^{-14,4 t_p})}{V_T}$$

$$(4h - 6) \quad C_p = 0,91 \cdot \frac{H_s - H_f}{\left(\xi_{ms} \quad \heartsuit \right)} \cdot \frac{(0,33e^{-0,08t_p} + 0,53e^{-1,00t_p} + 0,14e^{-14,4t_p})}{(0,33e^{-0,08t_e} + 0,53e^{-1,00t_e} + 0,14e^{-14,4t_e})}$$

4.i OBTENCION DE LCS TIEMPOS DE LAS FASES CARDIACAS

Se obtuvieron los valores de τ_R , τ_{SV} , τ_{SA} , y τ_D para todas las revoluciones cardíacas registradas, a partir de los valores l_r de las abscisas correspondientes y de las escalas de abscisas determinadas según el punto 3.d, aplicando:

$$(4.i.-1) \quad \tau_{R(i)} = \frac{(l_r)_{CSV(i+1)} - (l_r)_{CSV(i)}}{v_g}$$

$$(4.i.-2) \quad \tau_{SV(i)} = \frac{(l_r)_{FSV(i)} - (l_r)_{CSV(i)}}{v_g}$$

$$(4.i.-3) \quad \tau_{SA(i)} = \frac{(l_r)_{FSA(i)} - (l_r)_{CSA(i)}}{v_g}$$

$$(4.i.-4) \quad \tau_{D(i)} = \frac{(l_r)_{FSA(i)} - (l_r)_{FSV(i)}}{v_g}$$

En las expresiones anteriores, se han incluido dentro de τ_D los tiempos de relajación isométrica ventricular y de sístole auricular, mientras que no se ha incluido dentro de τ_{SV} el período de contracción isométrica, según la convención adoptada en el punto 4.g.I. de acuerdo a la cual la "sístole ventricular" sería el período de expulsión de sangre por el ventrículo.

Análogamente, τ_{SA} es el período durante el cual la aurícula envía sangre al ventrículo, completándose así el llenado de este último a expensas de una reducción del volumen de sangre contenido en la aurícula.

Se calcularon los valores medios de los tiempos de las fases cardíacas durante la totalidad de las revoluciones durante las cuales se rea-

lizó el primer pasaje del bolo a través del corazón derecho e izquierdo, con:

$$(4.i - 5) \quad \bar{\tau}_R(b) = \frac{1}{N_b} \sum_{i=1}^{N_b} \tau_{R_{n_i}(b)}$$

$$(4.i - 6) \quad \bar{\tau}_{SV}(b) = \frac{1}{N_b} \sum_{i=1}^{N_b} \tau_{SV_{n_i}(b)}$$

$$(4.i - 7) \quad \bar{\tau}_{SA}(b) = \frac{1}{N_b} \sum_{i=1}^{N_b} \tau_{SA_{n_i}(b)}$$

$$(4.i - 8) \quad \bar{\tau}_D(b) = \frac{1}{N_b} \sum_{i=1}^{N_b} \tau_{D_{n_i}(b)}$$

Se calcularon además los valores medios correspondientes a la totalidad de las revoluciones registradas en la zona de mezclado total, aplicando expresiones de la forma (4.i - 5) a (4.i - 8), pero con $n_{i(p)}$ para $i = 1, 2, \dots, N_p$.

Se observó una pequeña diferencia entre los valores de los tiempos $\bar{\tau}_R(b)$ y $\bar{\tau}_R(p)$ siendo este último ligeramente superior al primero.

4.j CALCULO DE LAS EFICIENCIAS DE MEDICION DE LAS CAMARAS CARDIACAS

4.j.I. Análisis del radiocardiograma

Se identificaron en los electrocardiogramas, para todas las revoluciones cardíacas registradas, los puntos correspondientes a: comienzo de sístole ventricular, fin de sístole ventricular, co-

mienzo de sístole auricular y fin de sístole auricular; se aplicó el criterio descrito en el punto 4.g (I y II), obteniéndose tablas de valores de las abscisas (l_e) de los puntos mencionados, sobre todos los trazados electrocardiográficos. Siguiendo el método descrito en el punto 4.f, se obtuvieron los "factores de conversión de escalas" para cada uno de los intervalos del registro comprendidos entre pares de señales de referencia. Las abscisas (l_r) correspondientes a cada fase cardíaca (C.S.V., F.S.V., C.S.A. y F.S.A.) sobre el radiocardiograma se calcularon multiplicando las respectivas abscisas del electrocardiograma por el factor de conversión de escala correspondiente:

$$(4.j.I. - 1) \quad l_r = l_e \cdot F$$

Se preparó un programa de computación para llevar a cabo todos los cálculos necesarios, obteniéndose así una tabla de valores de las abscisas (l_r) para todas las fases cardíacas registradas durante el curso de la totalidad de cada una de las experiencias.

Identificados los puntos sobre los radiocardiogramas, se obtuvieron de los mismos las ordenadas correspondientes, expresadas en milímetros. Las velocidades de contaje respectivas se calcularon multiplicando las ordenadas por el factor de conversión obtenido según el punto 3.d.II., tarea que se llevó a cabo utilizando programas de computación confecciona

dos para ese fin.

De esta forma se obtuvieron tablas de valores de las velocidades de conteje precordial para los diferentes instantes funcionales elegidos, en la totalidad de los radiocardiogramas.

En todos los casos, se calcularon los correspondientes errores introducidos por la desviación standard de la media del "factor de conversión de ordenadas a velocidades de conteje".

Con la ayuda de un programa de computación, se obtuvieron los logaritmos naturales de todos los valores de velocidades de conteje. Representando estos logaritmos en función del número de revoluciones cardíacas, se obtuvieron gráficos semi-logarítmicos de los radiocardiogramas, observándose en los mismos la zona aproximadamente exponencial correspondiente a la salida del bolo radiactivo del corazón derecho. Identificada esta zona, se ajustaron los puntos a una recta, cuya pendiente K_D se considera relacionada con los volúmenes de cámara ventricular derecha y de sístole ventricular según:

$$(4.j.I. - 2) \quad K_D = \frac{-1}{\tau_R} \cdot \ln \frac{(\bar{V}_{VD} - \bar{V}_S)}{\bar{V}_{VD}}$$

Se extrapoló numéricamente la zona exponencial derecha, restándose los valores extrapolados a los valores correspondientes de velocidades de conteje medidas, obteniéndose así las curvas "limpias" de pasaje por corazón derecho e izquierdo.

Un programa de computación desarrollado al efecto, permitió

obtener por separado las velocidades de conteje correspondientes a corazón derecho y a corazón izquierdo en cada uno de los puntos de C.S.V., F.S.V., C.S.A. y F.S.A., durante el primer pasaje del bñlo radiactivo.

La figura 16 muestra el radiocardiograma obtenido representando las velocidades de conteje experimentales, las extrapoladas y las diferencias entre las mismas.

4.j.II. Eficiencia de medición del ventrículo derecho

Se obtuvo en todos los casos aplicando el método desarrollado por los autores principales en el trabajo "Eficiencias de medición de cámaras cardíacas"⁽²⁾, según la expresión:

$$(4.j.II. - 1) \quad \bar{\xi}_{VD} = \frac{1}{2\bar{X}_O} \left\{ 2 \sum_{i=n_D}^{\infty} (\Delta H_{34})_i + (1 - e^{-k_{SD} \tau_{SV}}) \left[\sum_{i=1}^{n_D} (H_3^O)_i + \sum_{i=a+1}^{n_D} (\Delta H_{34}^O)_i \right] \right\}$$

Este valor es el promedio entre la cota superior y la cota inferior del correcto ξ_{VD} , tal que:

$$(4.j.II. - 2) \quad e_{VD} \leq \xi_{VD} \leq E_{VD}$$

$$(4.j.II. - 3) \quad \frac{1}{\bar{\xi}_{VD}} \cdot \frac{(E_{VD} - e_{VD})}{2} \times 100 = E_{\xi_{VD}}^{\%}$$

$$(4.j.II. - 4)$$

$$E_{\xi_{VD}}^{\%} = \frac{100}{1 + \frac{2 \left\{ \sum_{i=n_D+1}^{\infty} (\Delta H_{34})_i + \sum_{i=a+1}^{n_D} (\Delta H_{34}^O)_i \right\}}{(1 - e^{-k_{SD} \tau_{SD}}) \left[\sum_{i=1}^{n_D} (H_3^O)_i - \sum_{i=a+1}^{n_D} (\Delta H_{34}^O)_i \right]}}$$

4.j.III. Eficiencia de medición de la región auricular derecha

Fue calculada a partir de la expresión siguiente, aproximación desarrollada por los autores como nueva opción con respecto a la presentada en el trabajo mencionado en el punto anterior:

$$(4.j.III - 1) \quad \xi_{RAD} \approx \xi_{VD} \left[1 - \frac{\sum_{i=1}^{n_D} (\Delta H_{32}^O)_i}{\xi_{VD} X_O - \sum_{i=1}^{n_D} (\Delta H_{24}^O)_i} \right]$$

4.j.IV. Eficiencia de medición del ventrículo izquierdo

Se calculó aplicando una expresión análoga a (4.j.II. - 1), utilizando las velocidades de conteaje correspondientes a corazón izquierdo obtenidas según el punto 4.j.I. La eficiencia $\bar{\xi}_{VI}$ así calculada está afectada por el error cometido al despre-
ciar la contribución coronaria, al no considerarse el término correspondiente a la variación del volumen de sangre corona-
rio durante la sístole ventricular, ni el incremento de conteaje debido al ingreso de actividad en el corazón derecho provenien-
te del circuito venoso coronario. Las consideraciones referen-
tes al pasaje del bolo radiactivo por el corazón, así como su
circulación por el lecho coronario y la discusión de las expre-
siones de $\bar{\xi}_{VD}$, $\bar{\xi}_{RAD}$ y $\bar{\xi}_{VI}$ son presentadas por los autores en
los trabajos: "Eficiencias de medición de cámaras cardíacas",⁽²⁾
"Caudal y otras magnitudes del corazón, mediante el método de
la zona de mezclado total"⁽⁴⁷⁾ y "Funciones de pulsos en el análi-

sis del radiocardiograma⁽⁶⁹⁾".

4.k OBTENCION DE LOS VALORES MEDIOS DE LAS VELOCIDADES DE CONTAJE EN LA ZONA DE MEZCLADO TOTAL

Las velocidades de conteo obtenidas según el punto 4.j.I., para todas las revoluciones cardíacas registradas en la zona de mezclado total (del orden de 160 revoluciones en cada paciente), fueron promediadas aplicando un programa de computación diseñado al efecto, calculándose así $\bar{H}_1^P$, $\bar{H}_2^P$, $\bar{H}_3^P$ y $\bar{H}_4^P$ y las correspondientes desviaciones standard.

4.1. CALCULO DEL VOLUMEN DE SISTOLE VENTRICULAR

El volumen expulsado por el ventrículo durante la sístole ventricular ("volumen de sístole ventricular"), se calculó aplicando el método presentado por los autores en el trabajo "Caudal y otras magnitudes del corazón, mediante el método de la zona de mezclado ⁽⁴⁷⁾total", utilizándose la expresión:

$$(4.1. - 1) \quad \bar{V}_S \approx \frac{1}{C_P (\epsilon_{VD} + \epsilon_{VI})} \left[\Delta H_{24}^P + \Delta H_{32}^P \left(\frac{\epsilon_{VD}}{\epsilon_{VD} - \epsilon_{RAD}} \right) \right]$$

Este es el valor medio de los volúmenes de sístole, los que varían de una sístole ventricular a otra.

4.m CALCULO DEL CAUDAL MEDIO CARDIACO

El volumen de sístole ventricular obtenido en 4.1, y el valor de τ_{R_b} determinado en 4.i, permite obtener el caudal medio cardíaco $\bar{\Phi}_b$

mediante la expresión presentada en el trabajo mencionado en el punto anterior.

$$(4.m-1) \quad \phi_b = \frac{\bar{V}_S}{\bar{\tau}_{R_b}} = V_S \cdot f_{\tau_{R_b}}$$

5. RESULTADOS

Se realizaron experiencias sobre 18 pacientes considerados normales desde el punto de vista cardiovascular. La dispersión entre pacientes, relativamente elevada en alguna de las magnitudes, puede atribuirse a diversos factores, entre los cuales es particularmente importante la falta de absoluta homogeneidad entre los sujetos, con edades comprendidas entre 42 y 68 años.

Hay también diferencias considerables entre las frecuencias cardíacas, responsables principales de la dispersión del caudal cardíaco, las que presentan variaciones entre el valor registrado durante el pasaje del bolo radiactivo y durante la zona de mezclado total, siendo mayor el primero que el último, esta diferencia es más notable en unos pacientes que en otros, dada la diferente emotividad de los mismos, a pesar de estar todos ellos en reposo.

En la tabla adjunta se presentan los valores promedios de las magnitudes cardíacas obtenidas, así como de otros parámetros calculados en el curso de las experiencias que se considera de interés.

Se incluyen : semiamplitudes de los intervalos de confianza para los promedios calculados, para probabilidades del 90% y 95%, expresadas en porcentos de los promedios ($\Delta_p^{\%}(\bar{x})$); desviacio-

nes standard, que representan la variabilidad entre pacientes; en valor absoluto (σ) y expresadas en porcentos de los promedios ($\sigma_{(\bar{x})}^{\%}$); intervalos de confianza para σ , para una probabilidad del 95% ($|\sigma|_P$).

Magnitud x	$\bar{x}$	$\Delta_{P=90\%}^{\%}(\bar{x})$	$\Delta_{P=95\%}^{\%}(\bar{x})$	σ	$\sigma_{(\bar{x})}^{\%}$	$ \sigma _P$ P = 95%
X_O	76,7 μC_i	11,76%	17,36%	10,73	14%	7,5 - 64,4
n_D	7	18,48%	27,28%	0,15	22%	0,11-0,90
n_I	6	11,76%	17,36%	0,84	14%	0,59-5,04
$t_{OI}-t_{OD}$	5,95 seg.	1,68%	2,48%	0,12	2%	0,01-0,72
t_{CP}	15 min.	0	0	0	0	0
t_{FP}	24 min.	2,52%	3,72%	0,72	3%	0,50-4,32
t_P	21 min.	8,40%	12,40%	2,10	10%	1,47-12,6
t_e	40 min.	8,40%	12,40%	4	10%	2,84-21,92
$f(t_e)$	0,94	0,34%	0,49%	0,004	0,4%	0,004-0,022
$f(t_e)$	0,96	0,25%	0,37%	0,003	0,3%	0,002-0,016
C_P	$1,37 \times 10^{-2} \frac{\mu Ci}{ml}$	20,16%	29,76%	0,004	24%	0,004-0,022
V_T	5648 ml.	12,6%	18,6%	847	15%	593-5082

$\bar{\tau}_{SV}$	$4,56 \times 10^{-3} \text{ min}$	5,88%	8,68%	$0,32 \times 10^{-3}$	7%	0,022-0,192
$\bar{\tau}_{SA}$	$1,71 \times 10^{-3} \text{ min}$	30,24%	44,64%	$0,62 \times 10^{-3}$	36%	0,43 -3,72
$\bar{\tau}_{R(b)}$	$12,02 \times 10^{-3} \text{ min}$	14,28%	21,08%	0,002	17%	0,0015-0,011
$\bar{\tau}_D$	$3,21 \times 10^{-3} \text{ min}$	21%	31%	0,001	25%	0,001 -0,005
e_{VD}	$6393 \frac{\text{ctas/min}}{\mu\text{Ci}}$	9%	14%	755	12%	573-4157
E_{VD}	$7134 \frac{\text{ctas/min}}{\mu\text{Ci}}$	14%	20%	1207	17%	857-6614
$\bar{\epsilon}_{VD}$	$6758 \frac{\text{ctas/min}}{\mu\text{Ci}}$	9%	14%	784	12%	557-4296
e_{VI}	$2745 \frac{\text{ctas/min}}{\mu\text{Ci}}$	14%	22%	490	18%	298-2685
E_{VI}	$3609 \frac{\text{ctas/min}}{\mu\text{Ci}}$	13%	19%	566	16%	402-3101
$\bar{\epsilon}_{VI}$	$3178 \frac{\text{ctas/min}}{\mu\text{Ci}}$	13%	20%	529	17%	375-2899
$\bar{\epsilon}_{RAD}$	$3464 \frac{\text{ctas/min}}{\mu\text{Ci}}$	15%	22%	640	18%	454-3507
V_S	79 ml	10%	15%	10	12%	7-55
Φ_b	$6,76 \times 10^3 \frac{\text{ml}}{\text{min}}$	21%	31%	1730	26%	1211-10380
IC_b	$3,85 \times 10^3 \frac{\text{ml}}{\text{minm}^2}$	21%	32%	1000	26%	710-5480
$\bar{\tau}_{R(P)}$	$13,5 \times 10^{-3} \text{ min}$	6,7%	9,92%	0,002	8%	0,0015-0,011
Φ_P	$5,88 \times 10^3 \frac{\text{ml}}{\text{min}}$	25%	37%	1750	30%	1240-9590

	IC _P	$3,35 \times 10^3 \frac{\text{ml}}{\text{min m}^2}$	36,4%	53,7%	1450	43%	1030-7946
(*)	$\Phi_{SH(2)}$	$10,51 \times 10^3 \frac{\text{ml}}{\text{min m}^2}$	8,4%	12,4%	1050	10%	750-5750
	IC ₍₂₎	$6,32 \times 10^3 \frac{\text{ml}}{\text{min m}^2}$	9,24%	13,64%	690	11%	490-3780

(*) Los valores de $\Phi_{SH(2)}$ que se dan en la bibliografía son generalmente obtenidos utilizando condiciones de colimación y geometría que intentan detectar únicamente el corazón, con igual eficiencia en todas sus partes. El método aplicado por los autores en el presente trabajo no requiere esta condición, y es por esta razón que el valor promedio obtenido $\Phi_{SH(2)}$ es superior a los de la bibliografía y no sirve para fines comparativos.

Se aplicó el método de propagación de errores con el fin de obtener expresiones que permiten calcular la cota superior del error implicado en el cálculo de las magnitudes cardíacas mediante operaciones con valores medidos afectados, en consecuencia, por errores experimentales.

Dada una expresión de la magnitud Q en función de las variables $V_1, V_2, \dots, V_i, \dots, V_N$ obtenidas experimentalmente, en forma general:

$$(5.1) \quad Q = Q(V_1, V_2, \dots, V_i, \dots, V_N)$$

una cota superior del error absoluto del valor Q calculado está dada por:

$$(5.2) \quad (E.A.)_Q = \sum_{i=1}^N (E.A.)_{V_i} \cdot \left(\frac{\partial Q}{\partial V_i} \right)_{V_j = \text{cte.}, j \neq i}$$

En (5.2), $\left(\frac{\partial Q}{\partial V_i} \right)_{V_j = \text{cte.}, j \neq i}$ es la derivada parcial de la función dada en (5.1)

con respecto a la variable V_i , considerando constantes todas las otras variables.

Aplicando este método, se obtuvieron ecuaciones que dan la cota supe-

rior del error para cada magnitud cardíaca obtenida, en términos de los errores experimentales de todos los factores implicados: velocidades de conteje, dosis inyectadas, volúmenes de sangre extraídos, abscisas de registros gráficos, pendientes de las rectas en las representaciones semilogarítmicas, factores de conversión de escalas, tiempos de las fases cardíacas, etc.

Las cotas de error así calculadas resultan ser considerablemente altas, por ejemplo, del orden del 100 % en las eficiencias de medición del ventrículo derecho. Sin embargo, la reproducibilidad de los resultados obtenidos permite suponer que el error real es muy inferior a las cotas calculadas.

6. DISCUSION

Este trabajo es la aplicación de un nuevo método ("Caudal y otras magnitudes del corazón mediante el método de la zona de mezclado total")⁽⁴⁷⁾ para la obtención del volumen sistólico cardíaco y consecuentemente el caudal sanguíneo total.

Para mejor expresión de los valores obtenidos, se han calculado también los índices cardíacos.

Para todas las magnitudes obtenidas, se usaron las expresiones de eficiencias del trabajo "Eficiencias de medición de cámaras cardíacas"⁽²⁾.

Como se advierte, este trabajo trata de ser un resumen exhaustivo de las distintas técnicas biomédicas, electrónicas, radiactivas y computacionales que se desarrollaron para la verificación y confirmación de las ex-

presiones matemáticas apuntadas.

Debe recordarse que todo el conjunto, inclusive el matemático, persigue como objetivo primordial sentar las bases sobre un método que fundamentalmente debía requerir:

- a) ser incruento e indoloro;
- b) de uso rutinario y aplicable a todo tipo de pacientes;
- c) con utilización del más simple conjunto de equipos electrónicos.

Se advirtió la principal dificultad que se daría en lo referente a la estricta detección del corazón, eliminando o minimizando territorios de interferencia, y por tal motivo se dio especial importancia teórica y experimental.

Entre algunos aspectos total o parcialmente exitosos podríamos citar:

- Prescindir de bolos radiactivos impulsivos.
- Verificar la metodología orientada para la obtención de eficiencias.
- Posibilitar la observación prolongada de las magnitudes: frecuencia y volúmenes de corazón y la posible aplicabilidad de otras técnicas de incremento o disminución extrema de estos valores.
- Identificar una nueva zona del radiocardiograma, denominada "zona de mezclado total", cuyo exhaustivo análisis estadístico permitirá individualizar distintas afecciones.

Entre los aspectos que se considera como de preocupación posterior o mejora, se cita:

- Aumentar el número de casos analizados.
- Reducir los errores, ya que la adecuación de la aplicabilidad rutinaria

exige una expresión para eficiencias que es aproximada.

- Lograr la metodología experimental para otros parámetros de cuyas expresiones analíticas ya se dispone (V_{RAD} , V_{RAI} , V_{SAD} , V_{SAI} , etc.).

Desde el punto de vista experimental se declara como de interés:

- La elección de condiciones de registro, refiriéndose a la energía de los rayos gamma que son detectados, con el objeto de evitar cualquier error que podría producirse por variaciones de las condiciones electrónicas de los equipos de medición.
- La calibración del detector utilizado para la medición de muestras líquidas, teniendo en cuenta todos los factores que esto implica, a fin de obtener una eficiencia total de medición que permite calcular con precisión la actividad de las muestras.
- El control de escalas de registros, velocidad de respuesta y sincronización de registros.

Se cita como de interés, que los datos obtenidos de los registros experimentales, calculados en 1.500 por paciente, fueron procesados por computación (Instituto de Cálculo, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales -U.N.B.A.).

Se dispone un número de 15 programas de computación, citándose los siguientes valores obtenibles con los mismos: conversión de escalas; valores medios de las velocidades de conteo; desviaciones standard de las mismas; extrapolaciones exponenciales; graficación semilogarítmica de los radiocardiogramas; tiempo de revolución de las fases cardíacas; magnitudes y parámetros fundamentales.

Una revisión de los datos disponibles en la bibliografía sobre el tema, para sujetos normales, permite extraer lo siguiente: los valores de caudal cardíaco obtenidos por radiocardiografía clásica aplicando el método de Stewart-Hamilton, para diversos autores varían entre 5,3ℓ/min a 6,798ℓ/min, con $\sigma\%$ de 16% a 22,8% e índices cardíacos (caudal cardíaco por unidad de superficie corporal) de 3,18ℓ/min.m² a 4,11ℓ/min.m², con $\sigma\%$ de 12% a 25% (22,42,50,52,75,44,51). El volumen de sístole obtenido con este método por Vernejoul et al⁽⁷⁵⁾ es de 62 ml con $\sigma\%$ igual a 21%. Las técnicas de radiocardiografía selectiva⁽⁷⁾ (derecha, frontal, lateral, etc.) conducen a valores de índice cardíaco de 4,10ℓ/min.m² y volumen de sístole de aproximadamente 76,2 ml⁽⁷⁸⁾.

La aplicación del principio de Fick utilizando técnicas de dilución de colorantes (que incluyen aquellas con muestreo desde una arteria periférica) conducen a valores de caudales cardíacos comprendidos entre 5,64ℓ/min. y 6,91ℓ/min, con $\sigma\%$ de 15% a 39% y los correspondientes índices cardíacos de 3,5ℓ/min.m² a 4,10ℓ/min.m², con $\sigma\%$ de 14% a 34% (13,16,17,18,27,39,41,44). El volumen de sístole obtenido mediante esta técnica, por Even et al,⁽¹⁸⁾ es de 78ml, con $\sigma\%$ igual a 27%.

Utilizando los métodos de Fick directo y de dilución de trazadores radiactivos con muestreo externo, se encuentra que los valores de caudales cardíacos, estudiados en sujetos normales en condición de reposo, varían desde 6,14ℓ/min a 6,92ℓ/min, con $\sigma\%$ de 21% a 36%, e índices cardíacos desde 3,12ℓ/min.m² a 4,42ℓ/min.m² y con $\sigma\%$ entre 13% y 37%, respectivamente^(8,12,43,51,15,11).

Finalmente Lagerlöf et al⁽⁴³⁾ han logrado resultados concor

dantes aplicando el método de Fick directo con cateterización de la arteria pulmonar, en un grupo importante de sujetos normales, obteniendo 6,62ℓ/min como valor promedio de caudal cardíaco, con $\sigma\%$ de 19% y 3,74ℓ/min.m² para el índice cardíaco con $\sigma\%$ de 13%. El volumen de sístole calculado es de 94ml con $\sigma\%$ igual a 12%.

En consecuencia, de lo expuesto se deduce que los valores obtenidos en el presente trabajo (Tabla pág.67), que indican un caudal cardíaco de 5,88ℓ/min, con $\sigma\%$ igual a 30%, índice cardíaco de 3,35ℓ/min.m², con $\sigma\%$ igual a 43% y volumen de sístole de 79ml, con $\sigma\%$ igual a 12%, se encuentran en estrecha concordancia con los datos extraídos de la bibliografía sobre el tema.

Sin embargo, los valores obtenidos están limitados por las siguientes aproximaciones implicadas en las expresiones utilizadas; algunas de las cuales fueron presentadas por los autores principales en sus trabajos previos:

- I) En la deducción de la expresión aproximada para $V_S^{(47)}$ se consideró:
 - a) El volumen sistólico auricular derecho V_{SAD} es aproximadamente igual al volumen sistólico auricular izquierdo V_{SAI} .
 - b) La razón de la eficiencia de medición de la región auricular izquierda a la eficiencia de medición del ventrículo izquierdo es aproximadamente igual a la razón de la eficiencia de medición de la región auricular derecha a la eficiencia de medición del ventrículo derecho.

De las consideraciones presentadas en el punto 4.d.I. se deduce que en el caso presente es $\xi_{RAD}/\xi_{VD} > \xi_{RAI}/\xi_{VI}$. En consecuencia, el valor de V_S real, que se obtendría no utilizando aquella aproximación, sería menor al obtenido.

II) En la deducción de las expresiones aproximadas para ξ_{VD} y ξ_{VI} se hicieron las siguientes suposiciones:

- a) La cota inferior e_V resulta de despreciar las dosis expulsadas por el ventrículo en las sístoles ventriculares en las cuales es $H_3^O < H_4^O$ y despreciar las dosis que ingresan en la aurícula en las sístoles ventriculares en las cuales $H_3^O > H_4^O$.
- b) La cota superior E_V resulta de despreciar la contribución de las dosis presentes en la aurícula, al comienzo de las sístoles ventriculares, en el cálculo de la dosis expulsada por el ventrículo.
- c) En el cálculo de E_{VD} y E_{VI} se utilizan los valores K_D y K_I . Si hubiera contribución de otros vasos durante el registro de las zonas exponenciales correspondientes, los valores K_D y K_I obtenidos serían menores que los reales.

En tal caso los E_{VD} y E_{VI} calculados serían menores que los que se obtendrían con los valores ~~correctos~~ de K_D y K_I .

De consideraciones experimentales se puede concluir que el error implicado en la aproximación b) es menor que el correspondiente a la a).

Esto, y/o la factibilidad de c), permiten decir que los promedios $\bar{\xi}_{VD}$ y $\bar{\xi}_{VI}$ son valores inferiores a las eficiencias reales ξ_{VD} y ξ_{VI} . En consecuencia, el valor V_S real que se obtendría utilizando ξ_{VD} y ξ_{VI} correctos sería inferior al obtenido con $\bar{\xi}_{VD}$ y $\bar{\xi}_{VI}$ como aproximaciones.

- III) En la deducción de la expresión aproximada para ξ_{RAD} (punto 4.j.III) se han supuesto iguales las dosis ingresadas a la región auricular derecha y las dosis transferidas por ésta al ventrículo derecho durante las diástoles ventriculares de la zona preexponencial (Trabajo próximo a publicarse).

La experiencia demuestra que la forma del bolo radiactivo, en general con dosis más elevadas en su frente, permite en ciertas condiciones (p. ej. ingreso directo a ventrículo) que la dosis ingresada a la región auricular derecha sea menor que la dosis transferida. En consecuencia el valor ξ_{RAD} calculado es mayor que el valor exacto. Por lo tanto, el valor real de V_S sería menor que el obtenido con ξ_{RAD} aproximado.

- IV) En todas las expresiones se ha despreciado la variación del conteo coronario, se han supuesto constantes las eficiencias de medición a lo largo de todo el ciclo cardíaco, así como mezclado uniforme del trazador en las cámaras cardíacas, que para mezcla de sangre con solución salina, no lo es ⁽³³⁾.

- V) Otras fuentes de variación en los resultados, son debidas

a aspectos experimentales como factores de conversión de escalas, inestabilidades de tensión sobre los equipos durante los registros, inhomogeneidad de los pacientes, etc.

Haciendo un resumen, se puede decir que los puntos IV) y V) no dan un sentido a la variación del valor V_S , pero los puntos I), II) y III) permiten suponer, que el volumen de sístole, tiene que ser inferior al obtenido. La confirmación se logrará con futuros desarrollos más exactos de las expresiones de las eficiencias de medición y otras magnitudes involucradas.

7. AGRADECIMIENTOS

Los autores desean manifestar su gratitud al personal del Instituto de Cálculo de la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales (U.N.B.A.) por el apoyo prestado durante el curso del procesamiento de datos y por la realización de las copias a máquina, primeras pruebas destinadas a la impresión del presente trabajo, agradecen asimismo al Doctor Enrique Thomas y al señor Luis J. Mouriño la colaboración prestada.

También expresan su agradecimiento al cuerpo médico y auxiliar del Instituto de Neurocirugía Costa Buero (Facultad de Ciencias Médicas, U.N.B.A.) quienes facilitaron la realización de las experiencias, colaborando ampliamente durante el desarrollo de las mismas, en particular, a la enfermera señora Mercedes De Simone por la ayuda prestada.

Los autores dejan constancia de su especial reconocimiento hacia el Profesor Doctor Hugo Dickman, Director del Instituto Costa Buero y hacia el Ingeniero Carlos Cavoti Director del Instituto de

Cálculo y Decano Sustituto de la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, por su permanente apoyo, así como hacia el Doctor Carlos M. Taquini, del Instituto de Investigaciones Cardiológicas (U.N.B.A.), por su asesoramiento.

El material radiactivo utilizado fue cedido por el Departamento Fuentes Intensas, dependiente de la Gerencia de Energía de la Comisión Nacional de Energía Atómica, ante el cual los autores expresan su agradecimiento en la persona del Ing. Hugo Mugliaroli. El presente trabajo forma parte de las tareas realizadas en cumplimiento del "Programa Conjunto de Investigación en Biomatemática", emprendido por convenio celebrado entre la Comisión Nacional de Energía Atómica y la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales (U.N.B.A.), contando con el apoyo de un subsidio del Fondo Especial para la Investigación Científica, otorgado por la Universidad Nacional de Buenos Aires por Resolución N° 993/68.

ERRATA:

En la mayoría de las experiencias se utilizó un colimador cilíndrico, de 5,7 cm de diámetro interior, y 6,8 cm de profundidad, con 0,3 cm de espesor de plomo en la boca aumentando a 5 cm a la altura de la superficie del cristal. Los datos presentados en la tabla de la pág. 67 fueron obtenidos utilizando este colimador.

8. 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. BING, R.J.; HEIMBECKER, R. and FALHOLT, W.; An estimation of the residual volume of blood in the right ventricle of normal and diseased human hearts in vivo. American Heart Journal, 42: 483-502 (1951).-
4. BRIDWELL, T.; JENSS, R. and GREENE, D.G.; An evaluation of Starr's equation for the prediction of stroke volume. Circulation, 14: 250-253 (1956).-
5. BROTMACHER, L; Evaluation of derivation of cardiac output from blood pressure measurements. Circulation Research, 5: 589-593 (1957).-
6. CORNFIELD, J.; STEINFELD, J. and GREENHOUSE, S.W.; Models for the interpretation of experiments using tracer compounds. Biometrics, 16: 212-234 (1960).-
7. Cournard, A.; Donato, L.; Durand, J.; Rochester, D.F.; Parker, J.O.; Harvey, R.M.; Lewis, M.L.; Separate performance of both ventricles in man during the early phase of exercise, as

- analysed by the method of selective radiocardiography. Trans. Ass. Amer. Physicians, 73: 283 (1960)
8. Cournard, A., Riley, R.L., Breed, E.S., Baldwin, E. de F. and Richards, D.W.(Jr.), Measurement of cardiac output in man using the technique of catheterization of the right auricle or ventricle. Journal of clinical Investigation, 24: 106-116(1945)
9. Chapman, C.B.; Taylor, H.L.; Borden, C., Ebert, R.V.; et Keys, A.; Simultaneous determinations of the resting arteriovenous oxygen difference by the acetylene and direct Fick methods. J. Clin. Invest, 29: 651 (1950)
10. Delaloye, B. et Rivier, J.L., La radiocardiographie, exploration fonctionnelle hémodynamique, son application en clinique. Journal Suisse de Médecine, 92: 194 (1962)
11. Donald, K.W. Bishop, J.M.; Cumming, G., Wade, O.L.; The effect of nursing positions on the cardiac output in man. Clin.Sci., 12: 199 (1953)
12. Donald, K.W. Bishop, J.M.; Cumming, G.; Wade, O.L., The effect of exercise on the cardiac output and circulatory dynamics of normal subjects. Clin. Sci., 14: 37 (1955)
13. 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. Journal of Laboratory and clinical Médecine, 41: 29-39 (1953)
14. Durand, Y., Donato, L., Parker, Y.O., Rochester, D.F. Cournard, A.; Tentative de mesure séparée des volumes de sang présents dans les deux ventricules pendant les différents phases

- du cycle cardiaque a l'état stable et au cours de l'exercice musculaire modéré. Arch. Sci. Physiol, 15: 55 (1961)
15. EBERT, R.V.; BORDEN, C.W.; WELLS, H.S.; WILSON, R.H.; Studies of the Pulmonary Circulation. I. The circulation time from the Pulmonary Artery to the Femoral Artery and the Quantity of Blood in the Lungs in Normal Individuals. J. Clin. Investigation, 28: 1134-1137 (1949)
16. ELIASH, H.; LAGERLOF, H.; BUCHT, H.; EK, F.; ERIKSSON, K.; BERGSTROM, J.; WERKO, L.; Comparison of the dye dilution and the direct Ficks methods for the measurement of cardiac output in man. Scand. J. Clin. Lab. Investigation 7, Suppl. 20: 73 (1954)
17. ENTWISLE, G.; HALE, E.; Hemodynamic alterations in hemorrhagic fever. Circulation, 15: 414 (1957)
18. EVEN, P.; FELICIE, N.; BENHAMON, J.P.; FAUVERT, R.; Le débit cardiaque au cours des maladies du foie. Effets de L'Anastomose porto-cave et des diurétiques. Extrait de la revue française d'études cliniques et biologiques; 10: 799-814(1965)
19. 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)
20. FREIS, E.D.; SCHNAPER, H.W.; JOHNSON, R.L. and SCHREINER, G. E., Hemodynamic alterations in acute myocardial infarction. I. Cardiac output, means arterial pressure, total peripheral resistance, "central" and total blood volumes, venous pressure and average circulation time. J. Clin. Invest., 31: 131 (1952)

21. GAUER, O.H.; Volume changes of the left ventricle during blood pooling and exercises in the intact animal. Their effects on left ventricular performance. *Physiol. Rev.*, 35: 143 (1955)
22. GICLI, G.; DONATO, L.; BARTOLOMEI, G. and BIANCHI, R.; Diastolic and residual blood volumes in the right ventricle of normal subjects determined by means of radiocardiography. *Min. Nucl.*; 2: 10 (1958)
23. GIUNTINI, C.; LEWIS, M.L.; SALES, L.A.; HARVEY, R.M.; A study of the pulmonary blood volume in man by quantitative radiocardiography. *Journal of Clinical Investigation*, 42(10): 1589-1605 (1963)
24. GLICK, G.; SCHREINER, B.F.(Jr.); LURIA, M.N.; and YU, P.N.; Determination of cardiac output by means of radioisotope dilution technic. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 4: 586-615 (1962)
25. GOLDSCHMID, E.; Gröse und gewicht des Herzens unter normalen und pathologischen verhältnissen. *Handbuch der Normalen und pathologischen physiologie*; Siebener band Erste Hälfte, "Blutzi u lation", Erster Teil "Herz" S. 141.
26. GORTEN, R.J.; The use of 125 Iodine for precordial counting. *J. Nucl. Med.*, 6: 169-174 (1965)
27. GRENVIK, A.; Errors of the dye dilution method compared to the direct Fick method in determination of cardiac output in man. *Scand. J. Clin. Lab. Investigation*, 18: 486-492 (1966)
28. HAMILTON, W.F.; HIMMELSTEIN, A.; NOBLE, R.P.; REMINGTON, J.W.; RICHARDS, D.N.; WHEDER, N.C. and WITHAM, N.L.; Comparison of the Fick and dye injection methods of measuring the cardiac

- output in man. Amer. J. Physiol., 153: 309 (1948)
29. HOLM, H.H.; SORENSEN, B.L. and CHRISTIANSEN, J.; A method for the clinical determination of cardiac output. Acta Chir. Scand. 133: 621-626(1967)
30. HOUSSAY, B.A. y colaboradores; Fisiología humana. BS.AS., El Ateneo, 4a. Ed. (1969).
31. HUFF, R.L. FELLER, D.D.; and BOGARDUS, G.M.; Cardiac output by body surface counting of I^{131} human serumalbumine. J.Clin. Invest., 33: 944 (1954).
32. HUFF, R L.; FELLER, D.D., JUDD, O.D. and BOGARDUS, G.M.; Cardiac output of man and dogs measured by "in vivo" analysis of iodinated I^{131} human serumalbumine. Circulation Research, 3: 564 (1955).
33. IRISAWA, H.. WILSON, M.F.; and RUSHMER, R.F.; Left ventricle as mixing chamber. Circulation Research, 8: 183-187 (1960).
34. JOYET, G.; BRUNNER, E.H.; UEHLINGER, A. et HAUPTMANN, A.; Gammacardiographie: Théorie et détermination du débit, collimation et facteur de correction. Cardiología, 43: 259-297 (1963).
35. KELLERSHOHN, C. et VERNEJOUL, P. de; La radiocardiographie. Application des indicateurs nucléaires á l'étude de l'hémodynamique cardiaque. Ann. Radiol., 11: 809 (1959).
36. 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: 1394-1396 (1961).
37. KELLERSHOHN, C.; VERNEJOUL, P. de et IVANCEVIC, D.; Les indi

- cateurs nucléaires de courte période physique en hémodynamique cardiaque. Arch. des Mal. du Coeur, 60: 558-570 (1967).
38. KINSMAN, J.M.; MOORE, J.W.; HAMILTON, W.F.; Amer. J. Physiol., 89: 322 (1955).
39. KOPELMAN, H.; LEE, G. de J.; The intrathoracic blood volume in mitral stenosis and left ventricular failure. Clin. Sci., 10: 383 (1951).
40. KOUSHANPOUR, E.; COLLINGS, W.D.; Validation and dynamic applications of an ellipsoid model of the left ventricle. J. Appl. Physiol., 21: 1655-61 (1966).
41. KOWALSKI, H.J.; ABELMANN, W.H.; MC.NEELY, W.F.; FRANK, N.R.; ELLIS, L.B.; The cardiac output of normal subjects determined by the dye injection method at rest and during exercise. Amer. J. Med. Sci., 228: 622 (1954).
42. KUSCHNIR, E.; PODIO, R.B. y PECORINI, V.; Radiocardiografía. I. Estudio del volumen minuto cardíaco. Prens. Méd. Argent., 55: 639-656 (1968).
43. LAGERLOF, H.; WERKO, H.; EKBERG, E.; ANDUREN, H.; Studies on the circulation in man. II. Normal values for cardiac output and pressure in the right auricle, right ventricle and pulmonary artery. Acta Physiologica Scandinavica, 16: 75-82 (1949).
44. LAMMERANT, J.; Le volume sanguin des poumons chez l'homme. Bruxelles, Arscia, éd. (1957).
45. LAMMERANT, J.; VEALL, N. and DE VISSCHER, M.; Observations on cardiac output and "pulmonary blood volume" in normal man by external recording of the intracardiac flow of I¹³¹ labelled albumin. Nuclear Medizine, 1: 353-379 (1961).

46. LAMMERANT, J. and HAXHE, J.J.; Relationships between cardiac output, blood volume and body composition in chloralose anesthetized normal dogs. Arch. Internat. Physiol. Bioch., 72:585-598 (1964).
47. LEGUIZAMON, C.A.; BETTI, O.O. y TENREYRO, E.A.A.; Caudal y otras magnitudes del corazón mediante el método de la zona de mezclado total (en curso de publicación).
48. LILJESTRAND, G.; LYSHOLM, E.; NYLIN, G.; ZACHRISSON, C.G.; Normal heart volume in man. Amer. Heart J., 17:406 (1939).
49. MACINTYRE, W.J.; PRITCHARD, W.H.; and MOIR, T.W.; The determination of cardiac output by the dilution method without arterial sampling I. Analytical concepts. Circulation, 18: 1139-1146 (1958).
50. MACK, R.E.; WELLS, H.J.; and POLLACK, R.; An "in vivo" method for the determination of cardiac output. Radiology, 68: 245 (1957).
51. MACK, R.E.; WELLS, H.J.; An "in vivo" method for the determination of cardiac output. J. Lab. Clin. Med., 46: 932 (1955).
52. MARQUES, M.P.; GERAUD, J.; BRU, A. et BES, A.; Intérêt clinique d'une méthode de détermination du débit cardiaque par enregistrement externe de la radio-activité aortique. Journal de Médecine de Bordeaux, 138: 1048-1057 (1961).
53. MATTHEWS, C.M.E.; Proceedings of the Conference on problems connected with the preparation and use of labelled proteins in tracer studies. EUR 2950. Pisa (1966).
54. MC INTOSH, M.D.; BURNUM, J.F.; HICKAM, J.B. et WARREN, J.V.; Circulatory changes produced by the valsalva maneuver in nor

- mal subjects, patients with mitral stenosis and autonomic nervous system alterations. *Circulation*, 9: 511 (1954).
55. NYLIN, G.; *Amer. Heart. J.*, 30 : 1 (1945)
56. PRINZMETAL, M.; CORDAY, E.; BERGMAN, H.C.; SCHWARTZ, L.; SPRITZLER, R.J.; Radiocardiography: a new method for studying the blood flow through the chambers of the heart in human beings. *Science*, 108: 340 (1948).
57. PRITCHARD, W.H.; MACINTYRE, W.J. and MOIR, T.W.; The determination of cardiac output by the dilution method without arterial sampling. II. Validation of precordial recording. *Circulation*, 18: 1147-1154 (1958).
58. PRITCHARD, W.H.; MACINTYRE, W.J. and MOIR, T.W.; *J. Lab. Clin. Med.*, 46: 939 (1955).
59. PRITCHARD, W.H.; MACINTYRE, W.J.; SCHMIDT, W.C.; BROFMAN, B. L. and MOORE, D.J.; The determination of cardiac output by a continuous recording system utilizing iodinated (I^{131}) human serum albumin. II. Clinical studies. *Circulation*, 6: 572-577 (1952).
60. PRITCHARD, W.H.; MOIR, T.V. and MACINTYRE, W.J.; Measurement of the early disappearance of iodinated (I^{131}) serum albumin from circulating blood by a continuous recording method. *Circulation Research*, 3: 19-23 (1955).
61. REEVES, J.T.; GROVER, R.F. FILLEY, G.F. and BLOUNT, S.G.(Jr.) Cardiac output in normal resting man. *J. Appl. Physiol.*, 16: 276-278 (1961).
62. REMINGTON, J.W. and HAMILTON, W.F.; Quantitative calculation of the time course of cardiac ejection from the pressure pulse. *Am. J. Physiol.*, 148: 25-34 (1947).

63. ROSTON, S.; Mathematical formulation of cardiovascular dynamics by use of the Laplace transform. Bull Math. Biophys., 21: 1-11 (1959).
64. 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).
65. RUSHMER, R.F.; Diagnóstico cardíaco. Bs.As., Vallardi, 1957.
66. SELDON, W.A.; HICKIE, J.B. and GEORGE, E.P.; Measurement of cardiac output using a radioisotope and a scintillation counter. Brit. Heart. J., 21: 401-406 (1959).
67. SPACH, M.S.; CANENT, R.V.(Jr.); BOINEAU, J.P.; WHITE, A.W. (Jr.); SANDERS, A.P. and BAYLIN, G.J.; Radioisotope-dilution curves as an adjunct to cardiac catheterization. I and II. Am. J. Cardiol., 16: 165-183 (1965).
68. STEWART, G.N., Researches on the circulation time and on the influences which affect it. IV. The output of the heart. J. Physiol., 22: 159 (1897).
69. TENREYRO, E.A.A.; LEGUIZAMON, C.A. y BETTI, O.O.; Funciones de pulsos en el análisis del radiocardiograma. (En curso de publicación).
70. VAYO, H.W.; The motion of the left ventricle: I. Bull. Math. Biophys., 28: 355-362 (1966).
71. VAYO, H.W.; The motion of the left ventricle: II. Bull. Math. Biophys., 29: 499-512 (1967).
72. VEALL, N.; PEARSON, J.D.; LOWE, A.E.; HANLEY, T.; A method for the determination of cardiac output. (Vol. 1 p. 183; Proc. 2nd. Radioisotope Conference, Oxford, Londres, Butter

worth, 1954).

73. VEALL, N. and VETTER, H., Circulation studies, p. 350, in Radioisotope technics in clinical resarch and diagnosis. Londres, Butterworth, 1958.
74. VEALL, N., VETTER, H., Técnicas con radioisótopos para la investigación y el diagnóstico en clínica. Bs.As. EUDEBA, 1964.
75. VERNEJOUL, 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).
76. VERNEJOUL, P. de; et KELLERSHOHN, C.; Considérations préliminaires sur l'étude expérimentale de la composante périodique du radiocardiogramme. Aplication á la détermination des volumes ventriculaires. Symposium International de Bad-Gastein, Autriche, 8-11, janvier 1964, in "Radioaktive Isotope in Klinik und forschung" band 6, édité par K. Fellingner et R. Hofer (Munich, Urban et Schwarzenberg, 1964).
77. VERNEJOUL, P. de et KELLERSHOHN, C.; Mesure du débit cardiaque au moyen d'indicateurs radioactifs. Congrès International de Physique Nucléaire et de Médecine Nucléaire. Clermont Ferrand, 28 de jun - 3 juillet 1962.
78. VERNEJOUL, P. de ; KELLERSHOHN, C. et IVANCEVIC, D.; Sur la possibilité de déterminer le volume ventriculaire gauche par radiocardiographie. C.R. Acad. Sc. París, D, 264: 2230-2233 (1967).
79. VERNEJOUL, P. de; VALEYRE, J. et KELLERSHOHN, C.; Dosimétrie

et technique d'utilisation du barium $^{137}_{\text{m}}$ en hémodynamique
cardiaque. C.R. Acad. Sc. Paris, D., 264: 1327-1330 (1967).

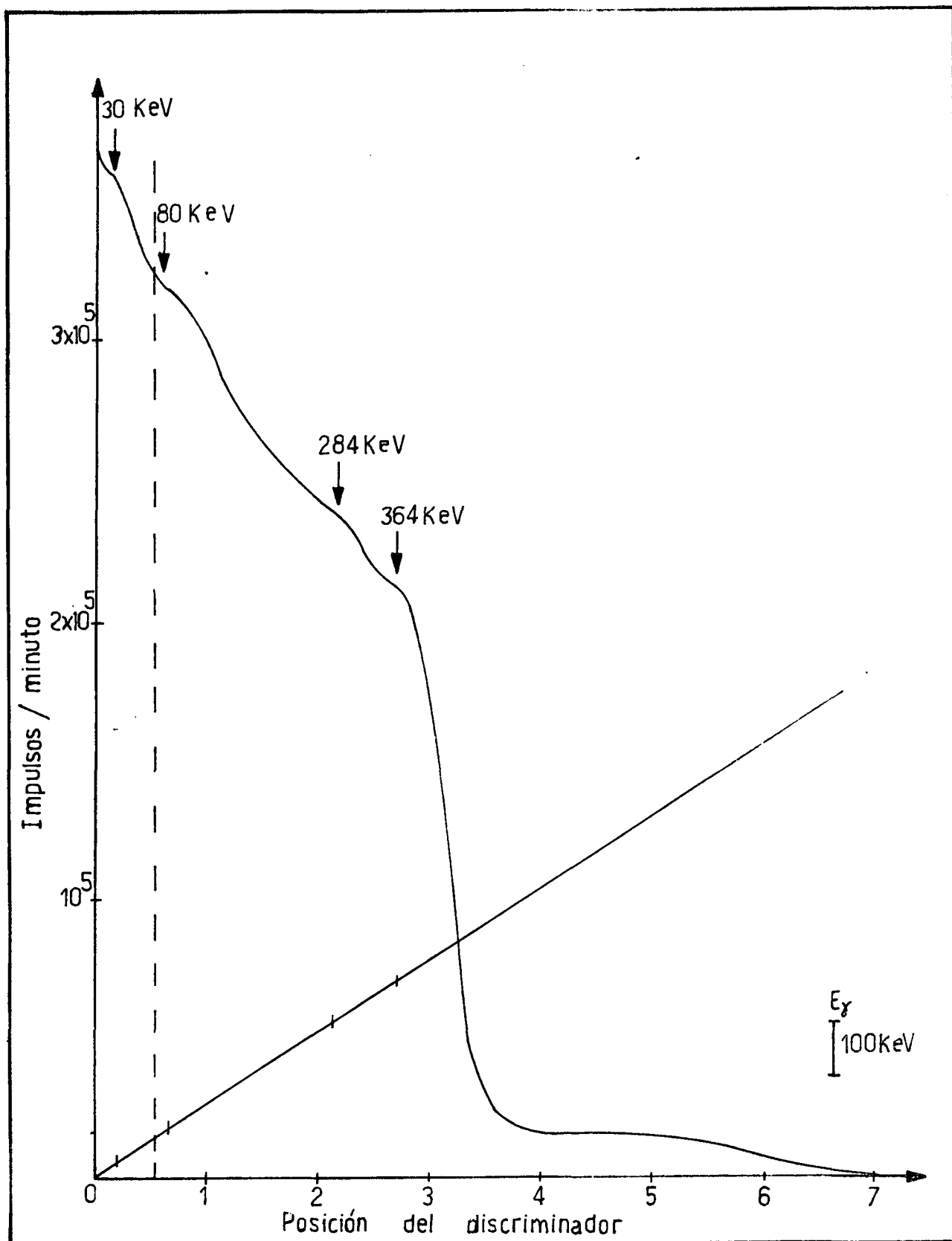


FIGURA N° 1

Espectro integrado de una fuente de ^{131}I

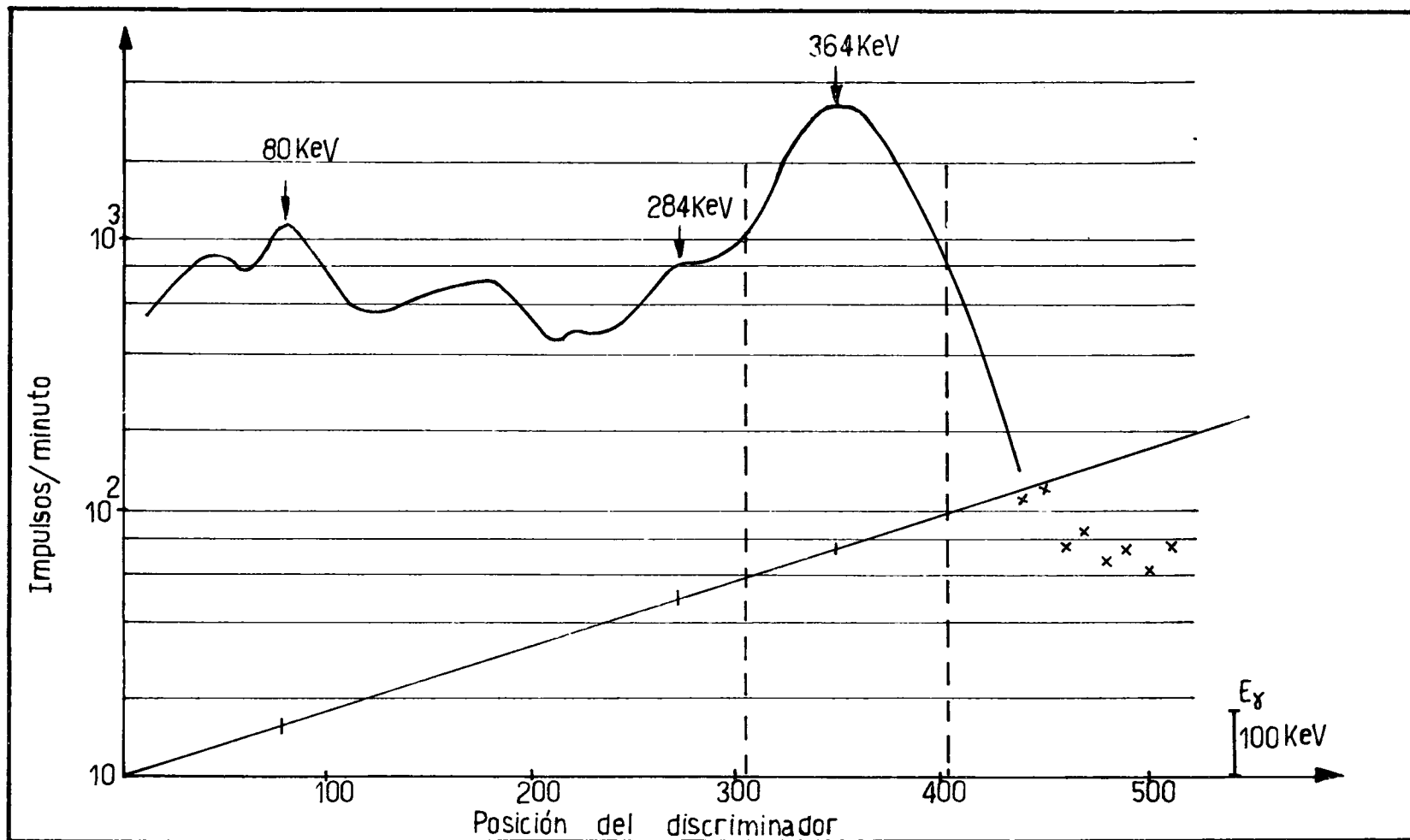


FIGURA N° 2

Espectro de una fuente de ^{131}I obtenida utilizando un analizador monocanal.

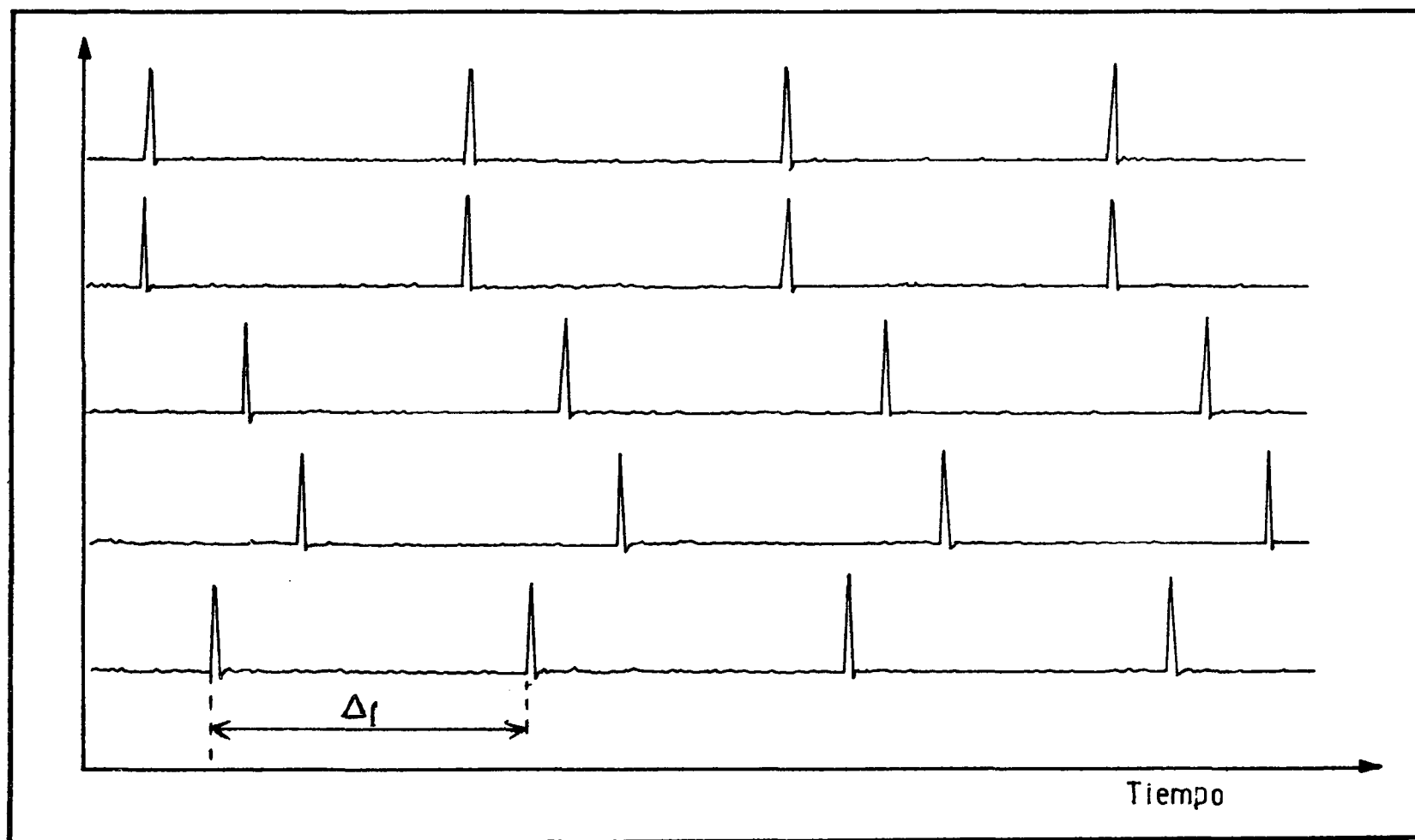


FIGURA N° 3

Calibración de la escala de abscisas del graficador

Escala : 1seg/cm

Δt : 5 seg.

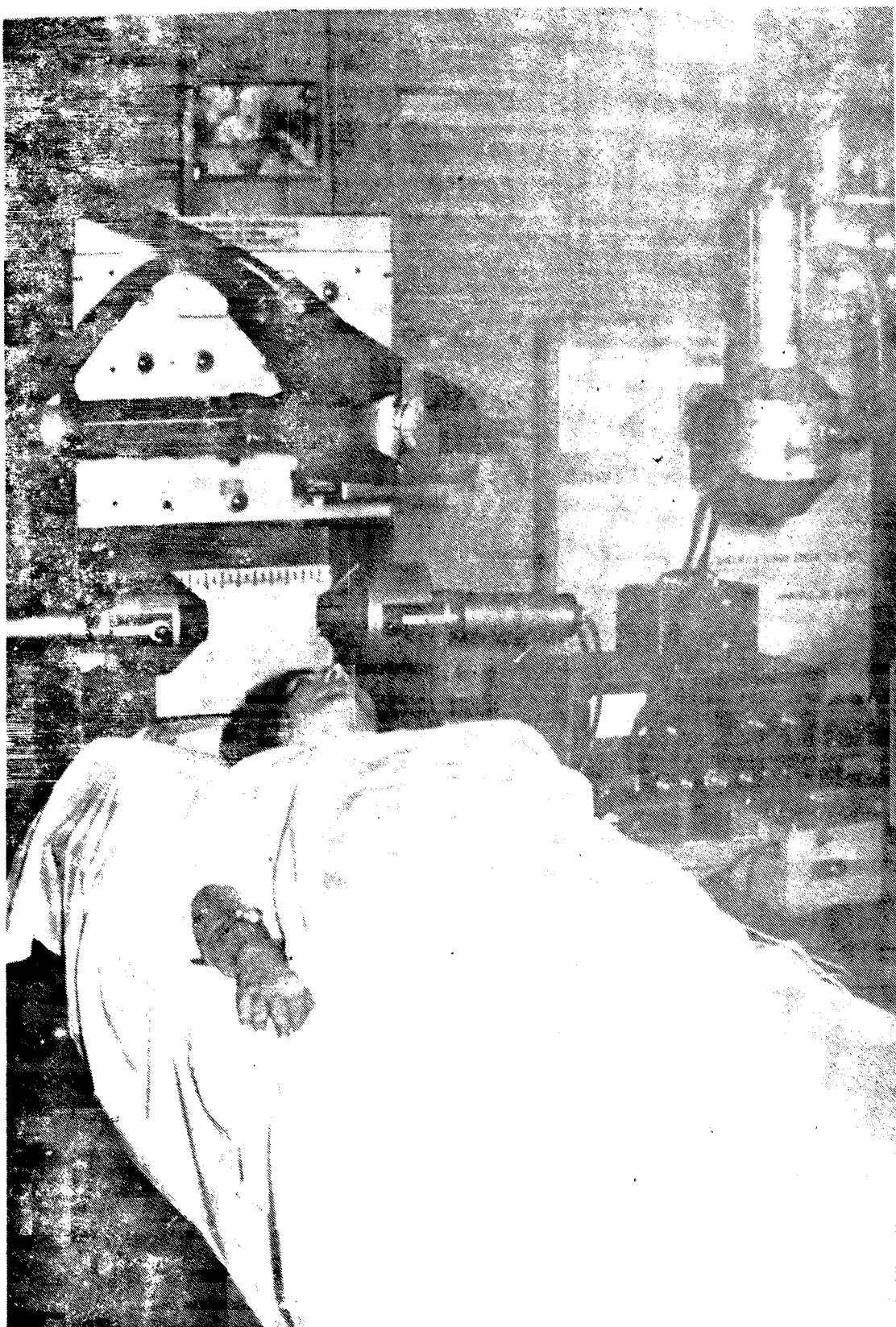
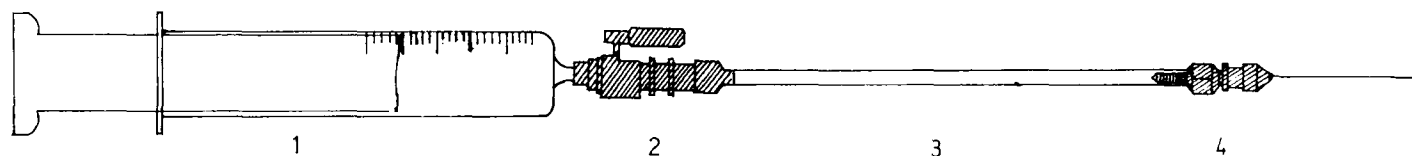


FIGURA Nº 4

Vista general del paciente y dispositivos de
detección.



- 1-JERINGA CONTENIENDO 20 C³m DE SUERO FISIOLÓGICO
2-LLAVE DE PASO
3-TUBO DE LÁTEX
4-AGUJA HIPODÉRMICA

FIGURA Nº 5

DISPOSITIVO EMPLEADO COMO IMPULSOR DEL BOLO
RADIATIVO.

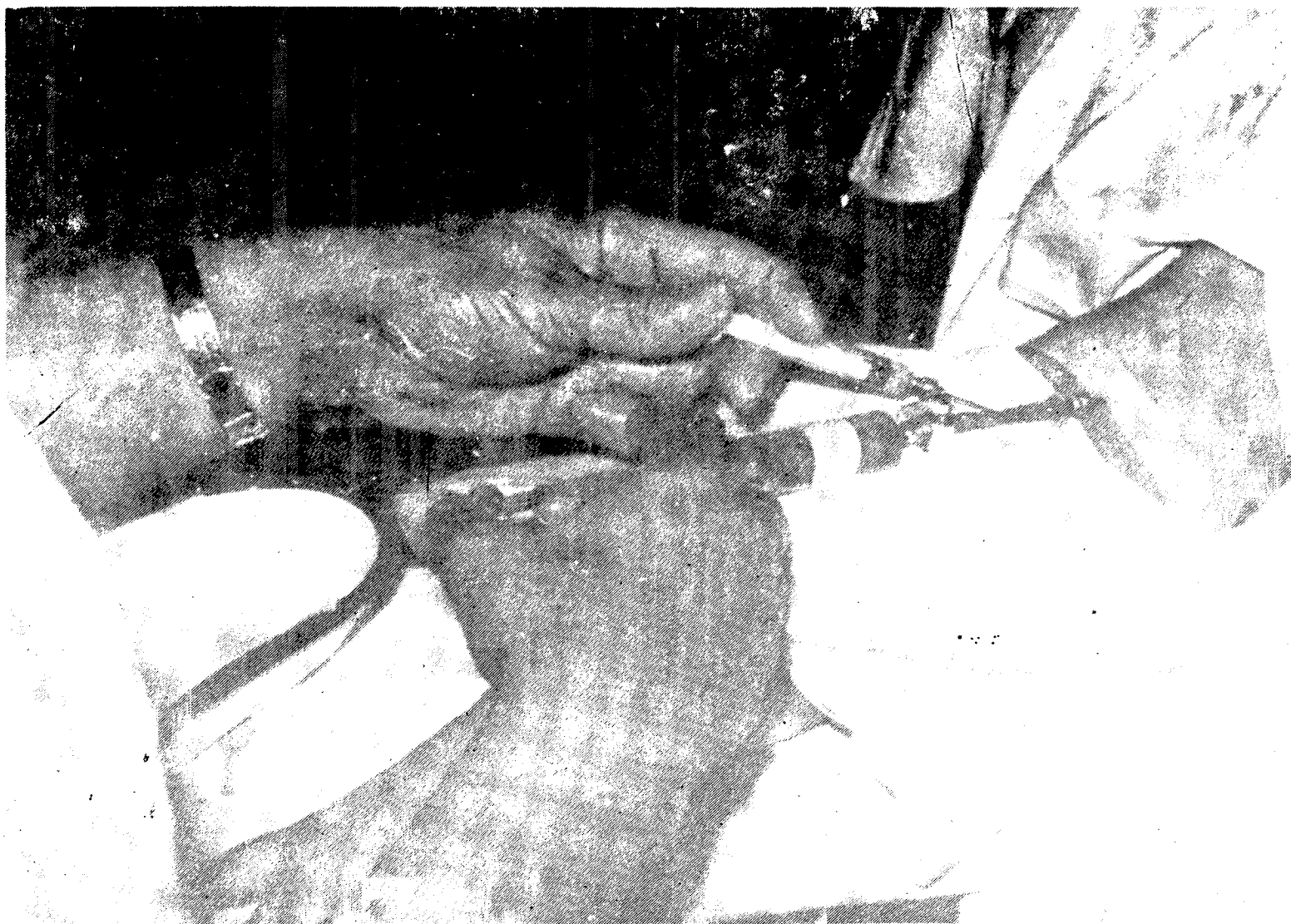


FIGURA Nº 6 Técnica de inyección del bolo radiactivo.

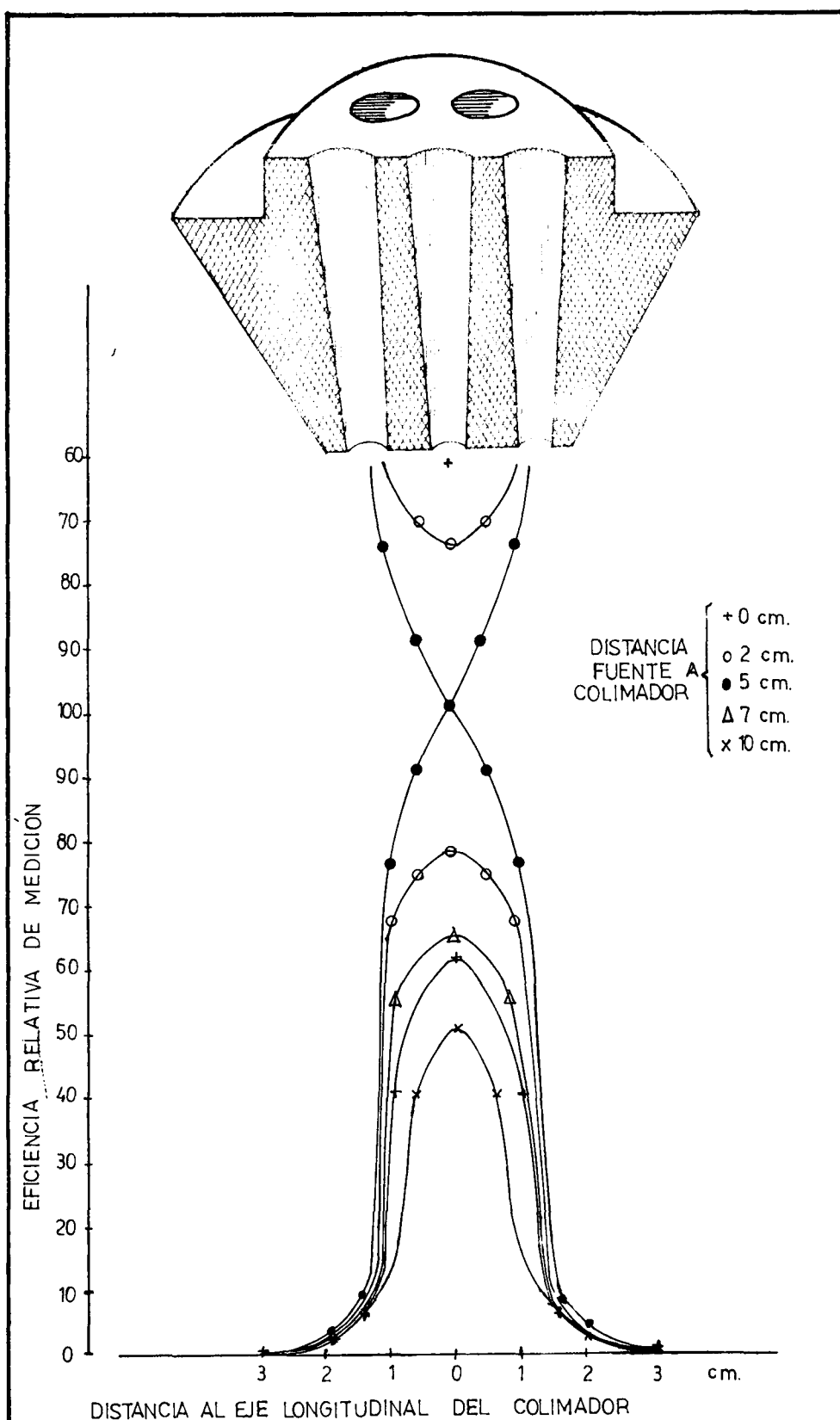


FIGURA N° 7

CARACTERÍSTICAS DE EFICIENCIA DEL SISTEMA DETECTOR-COLIMADOR.

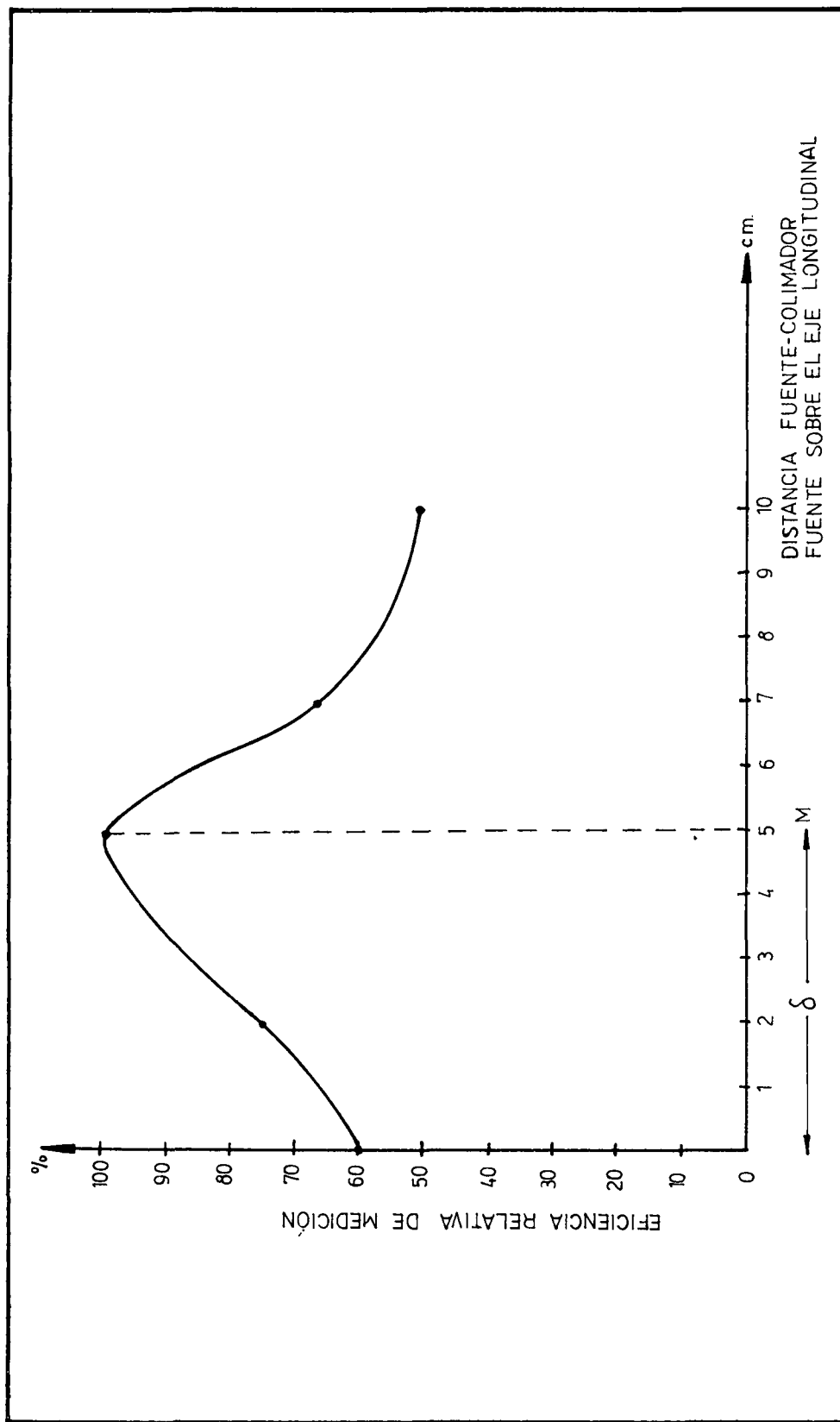


FIGURA Nº 8

EFICIENCIA RELATIVA DE MEDICIÓN DE UNA FUENTE UBICADA
SOBRE EL EJE LONGITUDINAL DEL SISTEMA DETECTOR-COLIMADOR.

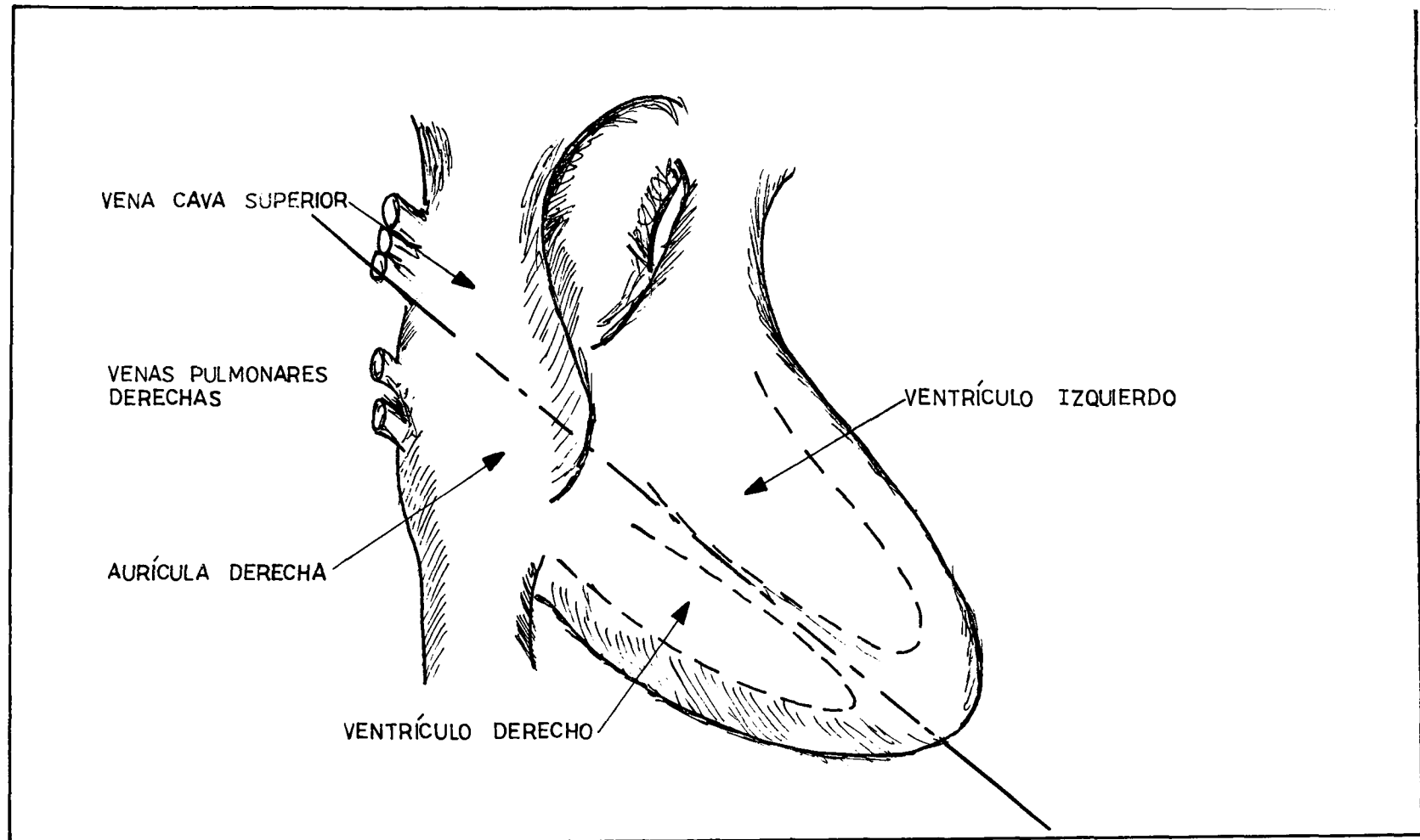


FIGURA Nº 9

Esquema del corazón mostrando la ubicación del eje de referencia.

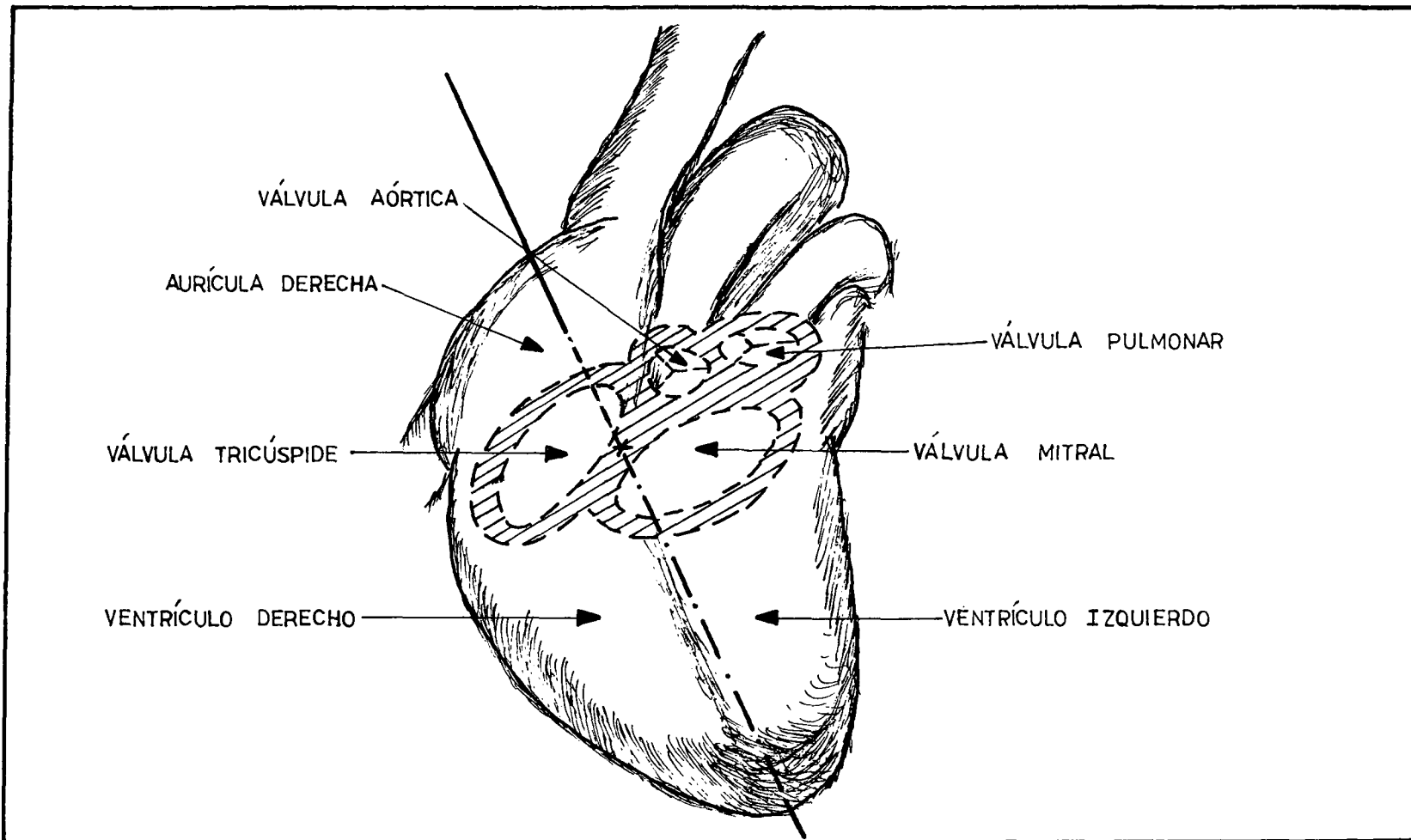


FIGURA Nº 10

Ubicación del eje de referencia con respecto al esqueleto fibroso del corazón.

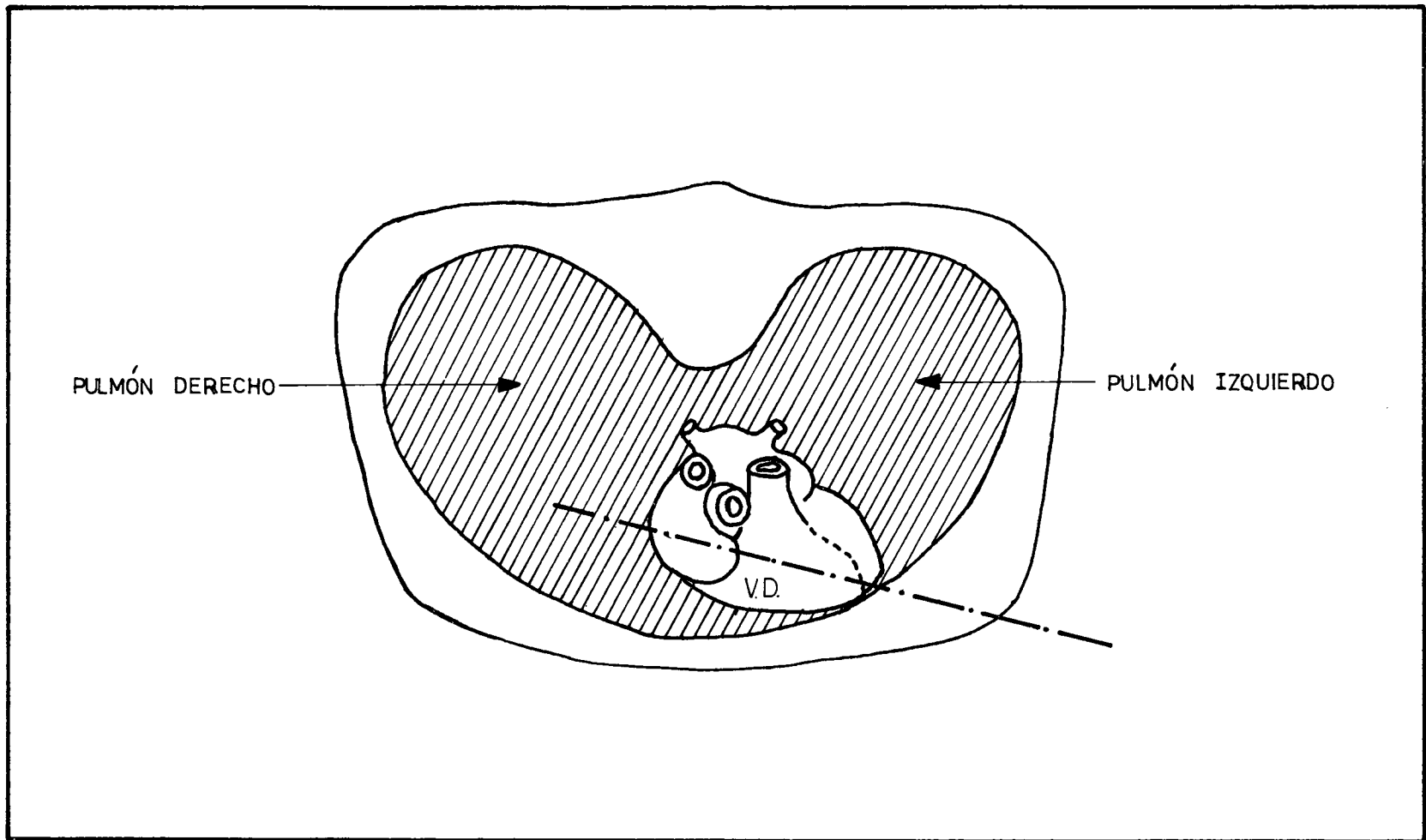


FIGURA N° 11

Corte transversal del tórax, visto desde arriba, mostrando la posición del corazón y del eje de referencia.

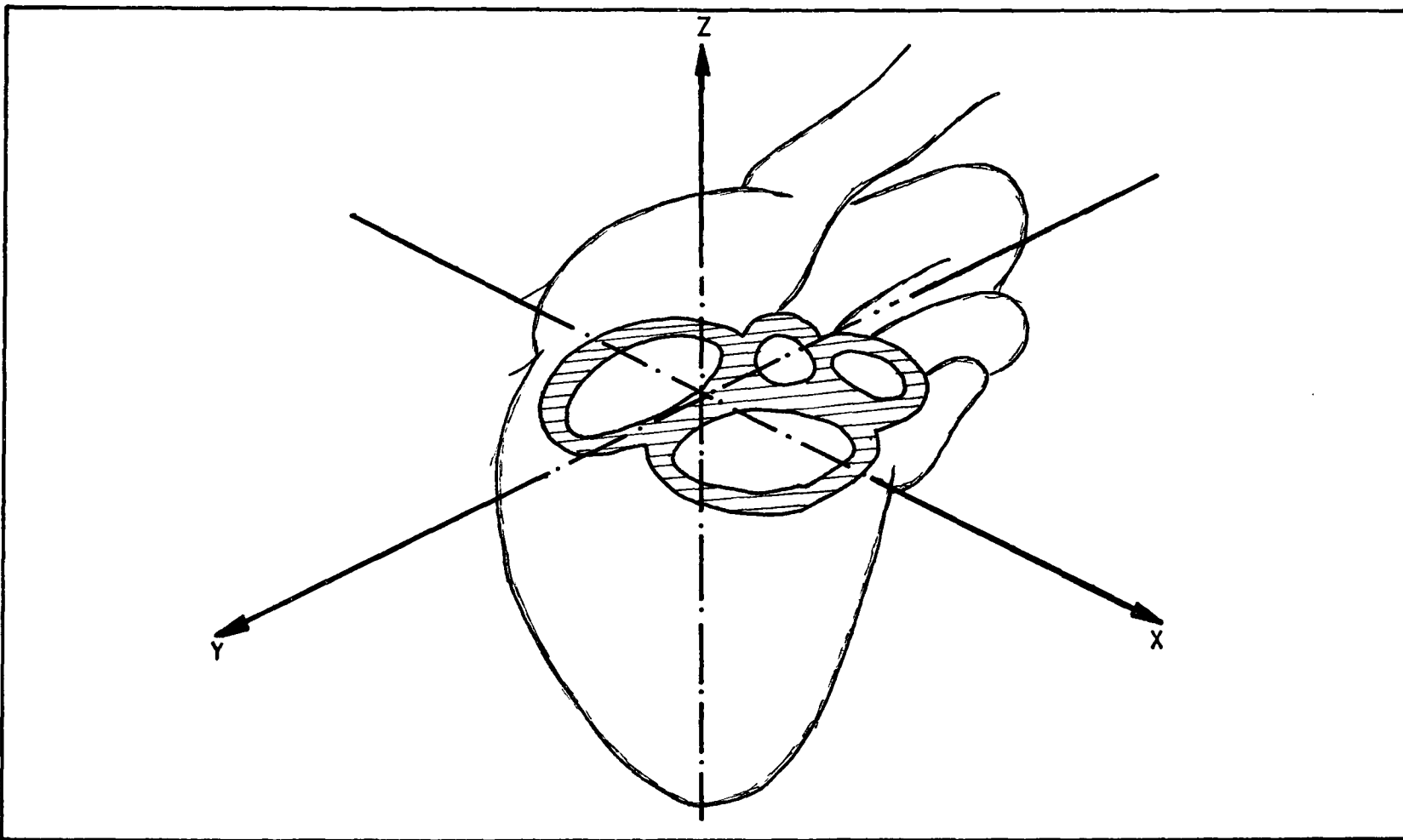


FIGURA N° 12

Ubicación del corazón en el sistema de coordenadas de referencia.

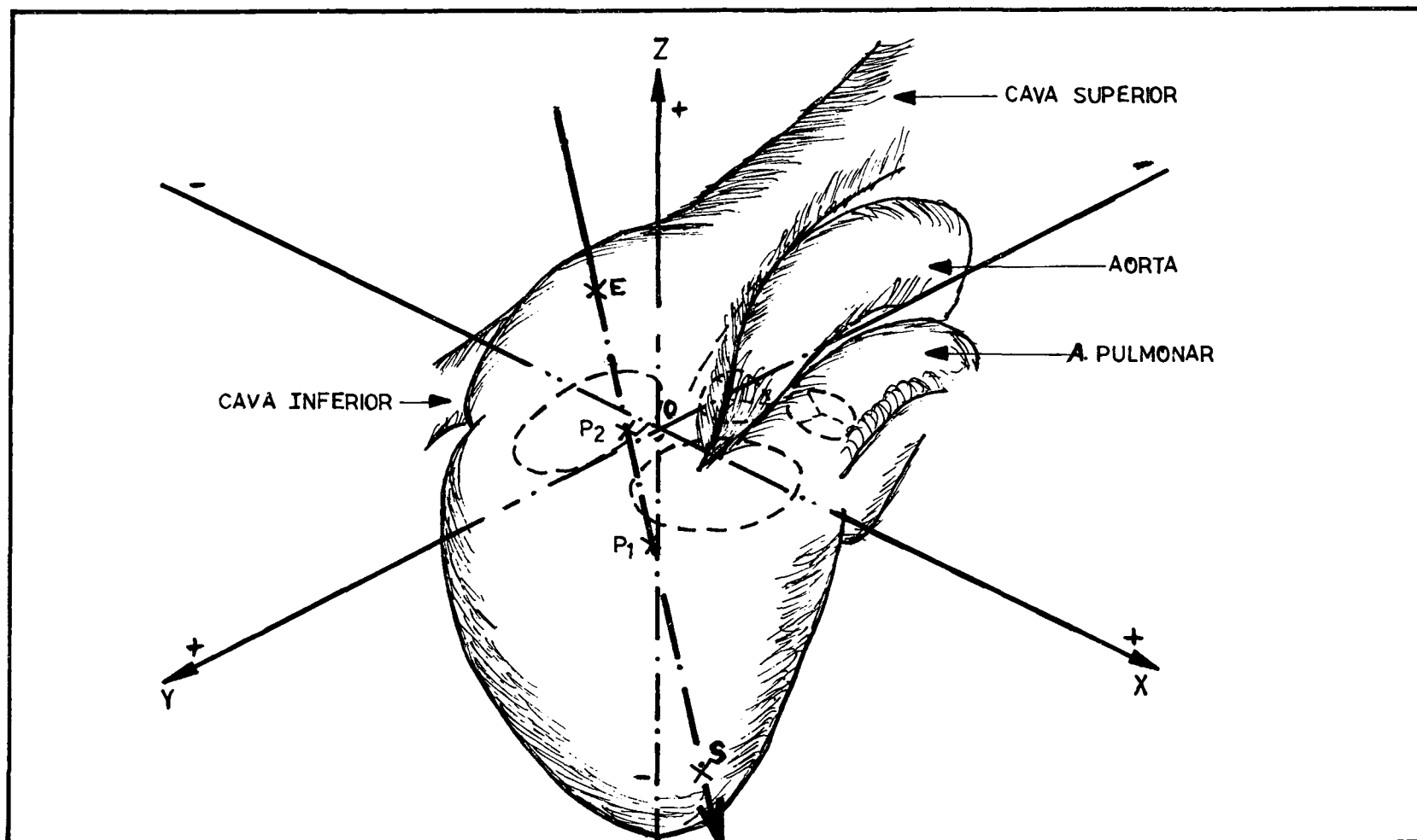


FIGURA N° 13

Posición del corazón y de la recta correspondiente a la ubicación óptima del sistema detector-colimador, en el sistema de coordenadas.

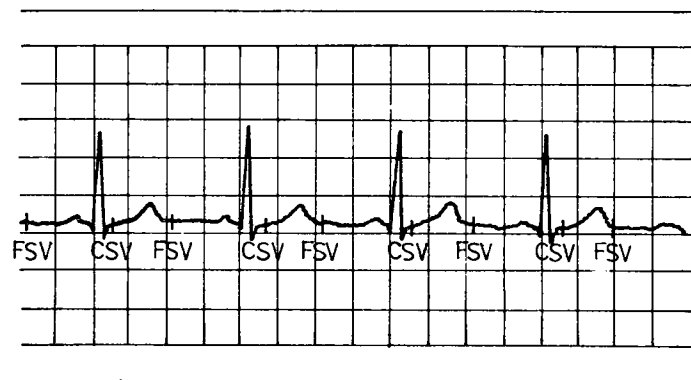


FIGURA Nº 14

Ubicación del "comienzo de sístole ventricular"(CSV) (comienzo de expulsión ventricular) y del "fin de sístole ventricular"(F.S.V.) sobre un trazado electrocardiográfico.

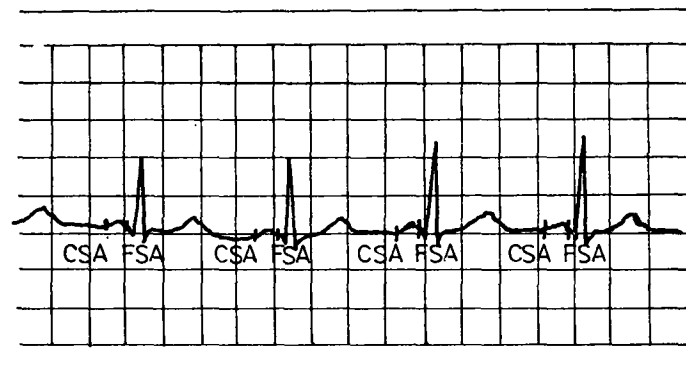


FIGURA N° 15

Ubicación del "comienzo de sístole auricular"(CSA) y del "fin de sístole auricular"(F.S.A.) sobre un trazado electrocardiográfico.

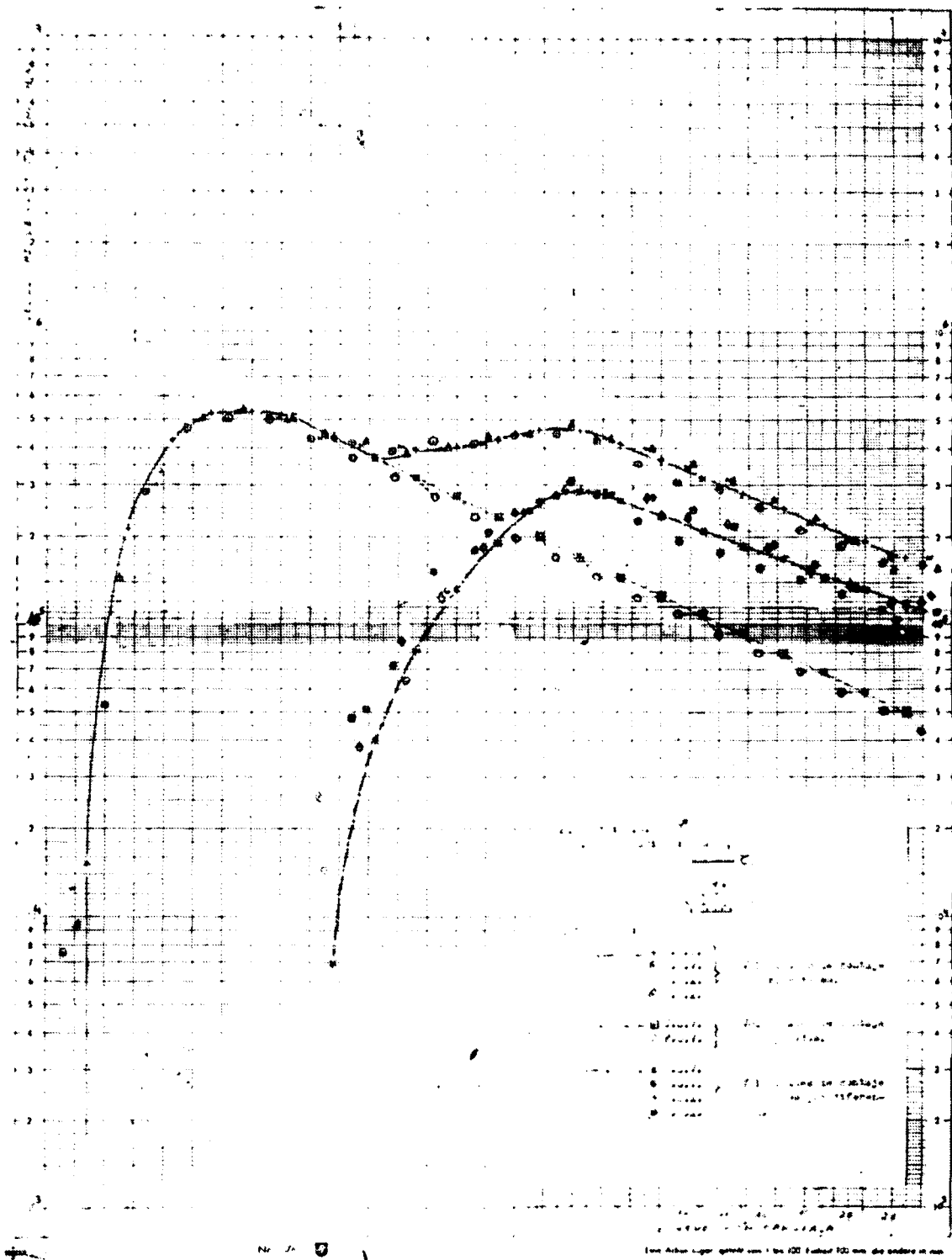


FIGURA Nº 16

Radiocardiograma en escala semilogarítmica ;
velocidades de conteo en los instantes de:
C.S.V, F.S.V, C.S.A y F.S.A.