

Radiografía del corazón en sístole y diástole

I. - Dispositivo que permite su obtención en relación con los tonos cardíacos

POR EL DOCTOR

L. A. RIVOLTA

La clínica cardiológica ha venido sumando en su haber numerosos métodos y procedimientos de exploración de efectivo valor científico. Es así como el progreso de la electro-cardiografía desentraña, para el estudio moderno de las cardiopatías, el mecanismo esencial eléctrico del músculo, constituyendo un procedimiento de examen directo que permite precisar en muchos casos el conocimiento de los desórdenes íntimos del órgano.

También la radiología, que tanto ha contribuido al desarrollo de nuevos métodos, ha permitido profundizar nuestras concepciones sobre las enfermedades del corazón, exteriorizando al órgano en su complejo dinamismo mecánico, para el análisis de sus dimensiones y forma.

Es sobre este sentido de exploración cardio-radiológica que llevaré la atención de mis colegas, para describir una nueva técnica personal, útil para el estudio de las cardiopatías.

Se sabe que entre los nuevos métodos radiológicos puestos al servicio de la Cardiología, pueden citarse la Cinematorradiografía, la Roentgenkimografía y la Radiografía en sístole y en diástole. El film de la silueta cardíaca ha sido desde hace mucho tiempo el problema pendiente a solucionar, pero sus resultados hasta la hora actual no son del todo convincentes.

La Kimografía, difundida por Stumpf, permite el estudio de

las sinuosidades del contorno del corazón; sus resultados son de positivo valor científico. No es el caso de comentar sobre el tema y particularidades de tan interesante procedimiento difundido en Europa y conocido en todas partes, razón por la cual no entro en mayores detalles.

La Radiografía en sistole y en diástole es la tercera técnica dentro de los modernos procedimientos radiográficos y su empleo sirve para sorprender al órgano en los momentos sistólico y diastólico. Excepción hecha de Groedel, que emplea el electrocardiograma, todos los dispositivos actuales creados para este fin son similares en su principio, por cuanto aprovechan los impulsos de la arteria humeral como signo de referencia de la actividad cardíaca. El selector cardio-respiratorio de Cottenot ha sido uno de los primeros aparatos ideados para este fin, fundado sobre las propiedades que tiene el selenio de hacer pasar la corriente eléctrica cuando ha sufrido algún cambio de luz. Consta de una parte óptica y otra eléctrica. El sistema óptico está provisto de un brazal tipo Pachón Gallavardín que se ajusta al brazo del paciente y el que a su vez está en relación con un oscilador provisto de un espejito que recibe un haz luminoso de un proyector. Este rayo luminoso se refleja sobre la célula de selenio que pertenece al sistema eléctrico. Esta segunda parte lleva, además de la célula y de un retardador de tiempo, un relay que tiene por función, al ser puesto en trabajo, cerrar el circuito del aparato de Rayos X.

En los comienzos del año 1933 iniciamos los primeros trabajos al respecto, en la Cátedra de Clínica Médica del Prof. Rafael A. Bullrich, y presentamos una comunicación a la "Conferencia de Médicos de la Cátedra" donde mostrábamos el dispositivo y las radiografías obtenidas en ambos tiempos de la revolución cardíaca. En ese entonces usamos un dispositivo oscilo-eléctrico que consistía en un manguito tipo Pachón Gallavardín que, ajustado al brazo del paciente, trasmitía los impulsos a una cápsula de Pachón provista de un vástago metálico, el que marcaba sincrónicamente los latidos de la arteria humeral. Un circuito eléctrico de un juego de electroimanes permitía la descarga del aparato de Rayos X en el momento oportuno.

El estudio sucesivo, realizado con los más modernos procedimientos técnicos, bien pronto nos ha permitido una severa auto-crítica del aparato y de sus resultados, por la cual constatamos que

el lejano punto de referencia que se toma de la actividad cardíaca, pulso periférico arterial, no es práctica ni científicamente lo ideal para la exactitud que requiere el caso; razón por la cual nos vimos obligados a idear un nuevo dispositivo que, tomando como punto de reparo los tonos del corazón, expresión constante, fiel y precisa, nos permitiera obtener radiografías inobjetables del corazón en cualquier momento de su actividad.

NUESTRO DISPOSITIVO

Es así como llegamos a obtener el nuevo dispositivo, "El Fonocardioradiógrafo", que tiene por principio la amplificación de los tonos cardíacos transformados en impulsos eléctricos suficientemente capaces de poder accionar un juego de relays sensibles que permiten cerrar el circuito secundario de los Rayos X. Los tonos del corazón o los movimientos respiratorios son transmitidos a un amplificador por una cápsula microfónica que va ajustada a la pared torácica del paciente.

El aparato consta de dos partes fundamentales: la primera constituida por el amplificador de alto voltaje, y la segunda, mecánica, que tiene por objeto discriminar los impulsos del corazón mediante un equipo de relay.

EQUIPO DE AMPLIFICACIÓN MICROFÓNICA

El amplificador de audio-frecuencia que empleamos en este caso sirve para amplificar los tonos del corazón. A su entrada lleva un cápsula microfónica encerrada en un embudo de ebonita y caucho (que tiene las particularidades de darnos una curva de reproducción de frecuencia casi uniforme entre 70 y 5.000 ciclos), encargada de recibir los ruidos a la altura de la región precordial. A continuación van 3 etapas de amplificación (Fig. 1), a transformador, con las características de que la última válvula trabaja en clase B. Esto tiene por objeto que cada tono cardíaco se convierta en un impulso unilateral que permite hacer operar un relay sensible conectado directamente a la salida de dicho amplificador. En estas condiciones el amplificador deja pasar una corriente muy pequeña igual a 0.2 ma. y en sus impulsos máximos esta corriente se eleva a 2. ma. Es indudable que para obtener un buen rendimiento, útil para las necesidades de nuestro objeto, tiene fundamental importancia el circuito que se construye, usando válvulas apropiadas que nos den una salida de elevado factor de amplificación y mucha pureza de los impulsos eléctricos transmitidos.

EQUIPO DE RELAYS PROVISTO DE UN DISPOSITIVO ESPECIAL PARA DEMORA DE TIEMPO

Este equipo, que tiene por función fundamental poder seleccionar los impulsos que salen del amplificador, consta de un primer relay sensible que cierra

sistole y diástole respectivamente. Dos llaves a botón correspondientes a cada lámpara, permiten elegir el impulso que se desea, preparando el circuito del último relay, el cual permite a su vez la descarga de los Rayos X.

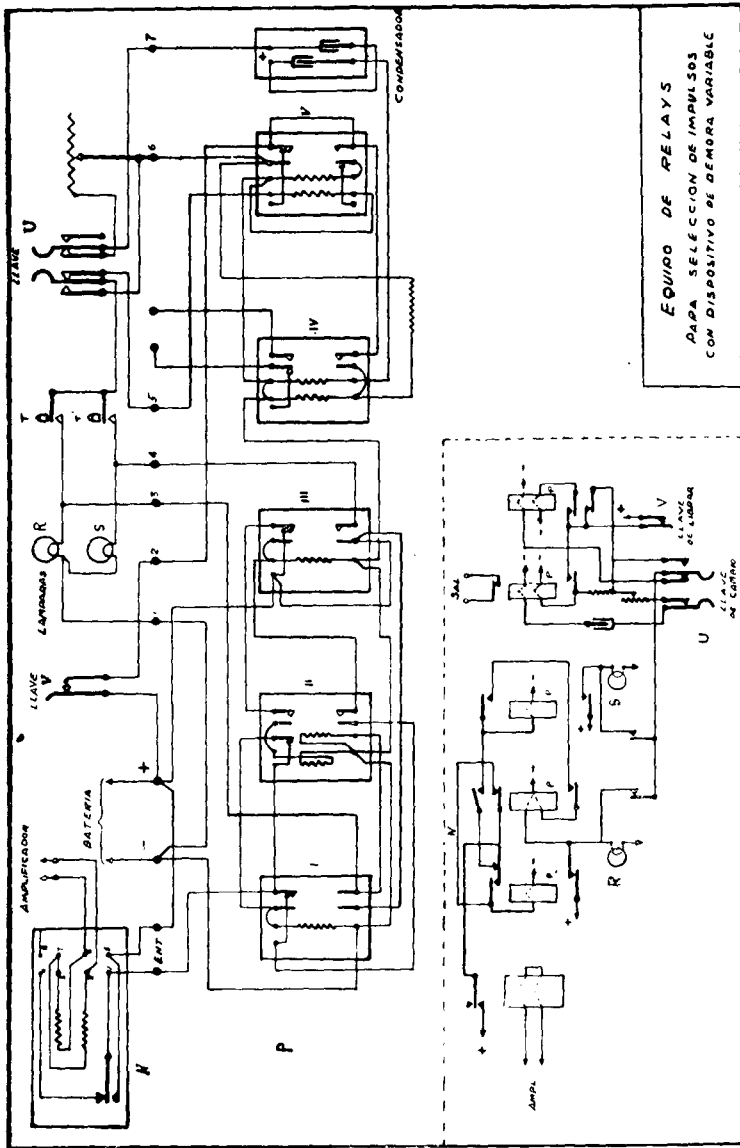


FIGURA 2

Finalmente, lleva acoplado un dispositivo que tiene por objeto introducir una demora de tiempo en la operación del último relay. Dicha demora puede ser regulada por medio de un reóstato variable. Una llave de cambio permite conectar este dispositivo cuando se desea (Fig. 3).

TONOS DEL CORAZÓN

Se impone la necesidad de estudiar los tonos del corazón porque tienen una gran importancia como punto de referencia para obtener las radiografías en sístole y en diástole.

Los fenómenos sonoros del corazón, llamados tonos, son expresiones de la actividad cardíaca en sus fases de sístole y diástole, y para el caso de la fono-cardiorradiografía constituyen puntos de referencia exactos e imprescindibles.

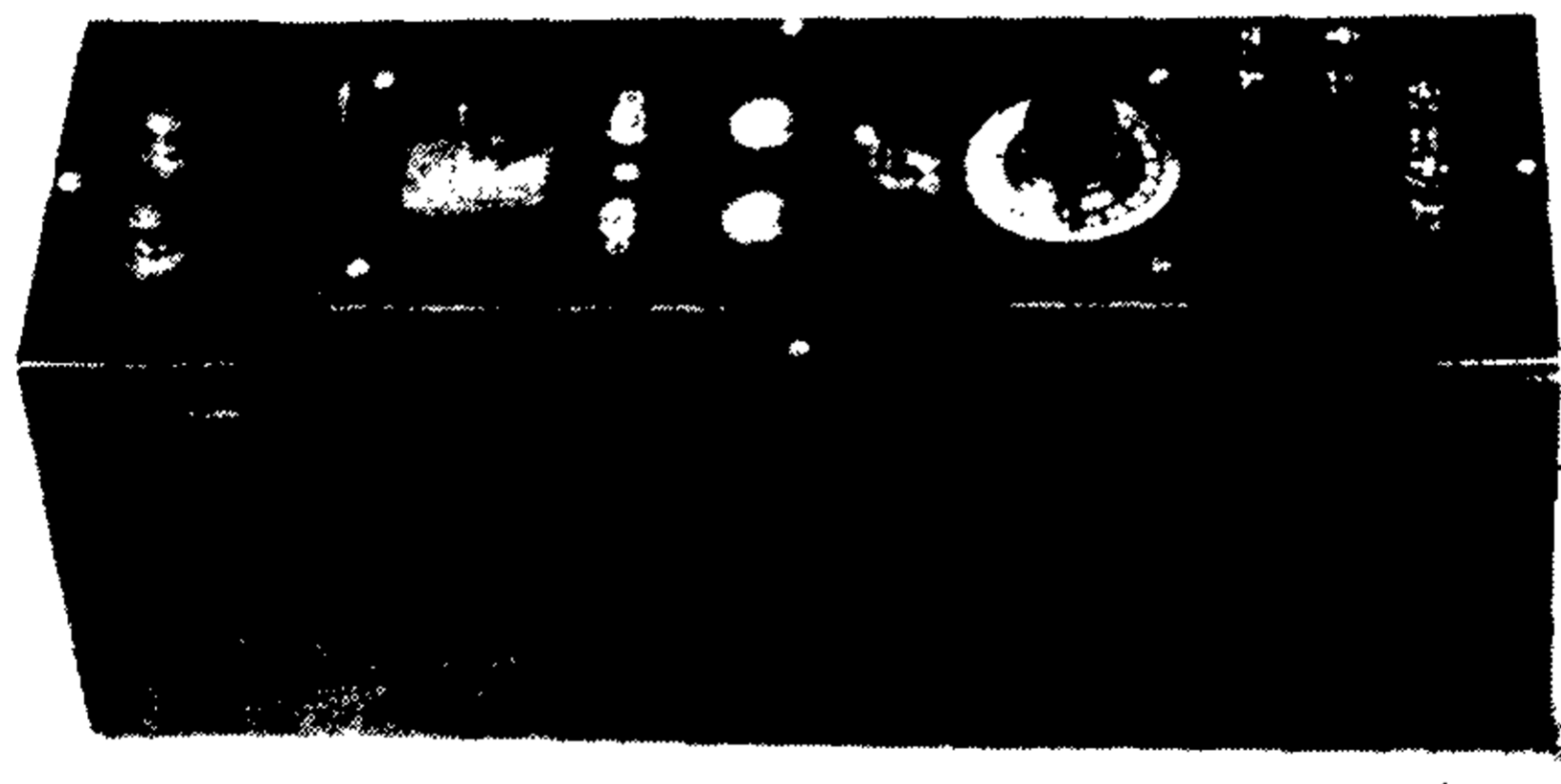


FIGURA 3

Los métodos gráficos permiten, al registrar estos tonos, estudiar sus caracteres y establecer la relación que hay con los accidentes eléctricos (electrocardiograma) y con las curvas gráficas de la presión intracardíaca, el pulso central y venoso. Por estos procedimientos vemos que el primer tono, llamado sistólico, corresponde a la iniciación de esta fase. Tiene una duración de diez a diez y siete centésimos de segundo, con una frecuencia que varía de 25 a 55 por segundo. Su significación es bien conocida, expresa la contracción muscular de ambos ventrículos, el cierre de las válvulas aurículo-ventriculares y el choque de la sangre en las válvulas sigmoideas y paredes de la pulmonar y aorta.

Coincide con el choque de la punta, precede en 0.04 a 0.06 de

segundo al pulso central y al accidente C. del flebograma. Corresponde a toda la fase isométrica sistólica y a la mitad de la fase de evacuación rápida. Este es un punto al cual hay que prestarle una merecida atención cuando abordemos el tema de determinar cuáles son los espacios más indicados en las curvas gráficas que corresponden al volumen sistólico y diastólico respectivamente. En el electrocardiograma corresponde su iniciación al vértice del ángulo R y termina entre el espacio S T. El fonograma nos demuestra tres tipos de vibraciones, las primeras y las últimas que se caracterizan por ser de baja amplitud y largos períodos; las del medio son más amplias o, mejor dicho, tienen dos veces la amplitud de las anteriores, pero son de períodos más cortos. Las primeras tienen una duración variable y corresponden a la fase isométrica sistólica, mientras que las vibraciones del medio se inician al terminar la mencionada fase y se continúan con la de evacuación.

Como vemos, este primer tono comprende toda la fase isométrica, en que el corazón no ha modificado prácticamente su forma y dimensiones, y la primera parte de la fase de expulsión, en la que los ventrículos arrojan la sangre del árbol arterial. En el trazado de la pulsación externa del corazón, el primer tono se superpone a la curva principal, inmediatamente después del accidente A, que como se sabe expresa la contracción auricular. Estudiando las características del segundo tono observaremos que es más corto y bien timbrado; corresponde al cierre de las sigmoideas de la aorta y pulmonar, momento en que no sale ni entra sangre, es decir, estamos en el verdadero volumen sistólico del corazón. Este segundo tono, que es considerado como el comienzo de la fase isométrica diastólica, tiene una duración de 0.06 a 0.10 de segundo y una frecuencia de 72 por segundo. En la curva del volumen ventricular, el segundo tono se marca al fin de la línea descendente de la porción horizontal, que es justamente cuando los ventrículos adquieren su menor volumen. En la curva de la presión aórtica corresponde exactamente al fondo de la incisura aórtica y en el pulso venoso se marca en la línea ascendente de V, un poco antes de la apertura de las válvulas aurículo-ventriculares. En el electrocardiograma corresponde al comienzo de la línea isoeléctrica después de T. Resumiendo, tenemos que el primer tono corresponde a la iniciación de la sístole y que hay de 0.27 a 0.30 de segundo desde la iniciación del primer tono hasta el comienzo de la diástole. Todo este tiempo que corresponde a la sís-

tole es siempre más o menos constante, se modifica muy poco en las frecuencias comprendidas entre 50 y 100 pulsaciones por segundo.

Las relaciones citadas pueden verse en el fono-cardio-grama sacado sincrónicamente con el pulso carótideo, cuyo trazado fué obtenido por el Dr. E. Braun Menéndez en un hombre con 61 pulsaciones por minuto. (Fig. 4). El primer tono corresponde al período isométrico sistólico y el segundo al protodiastólico y a la incisura

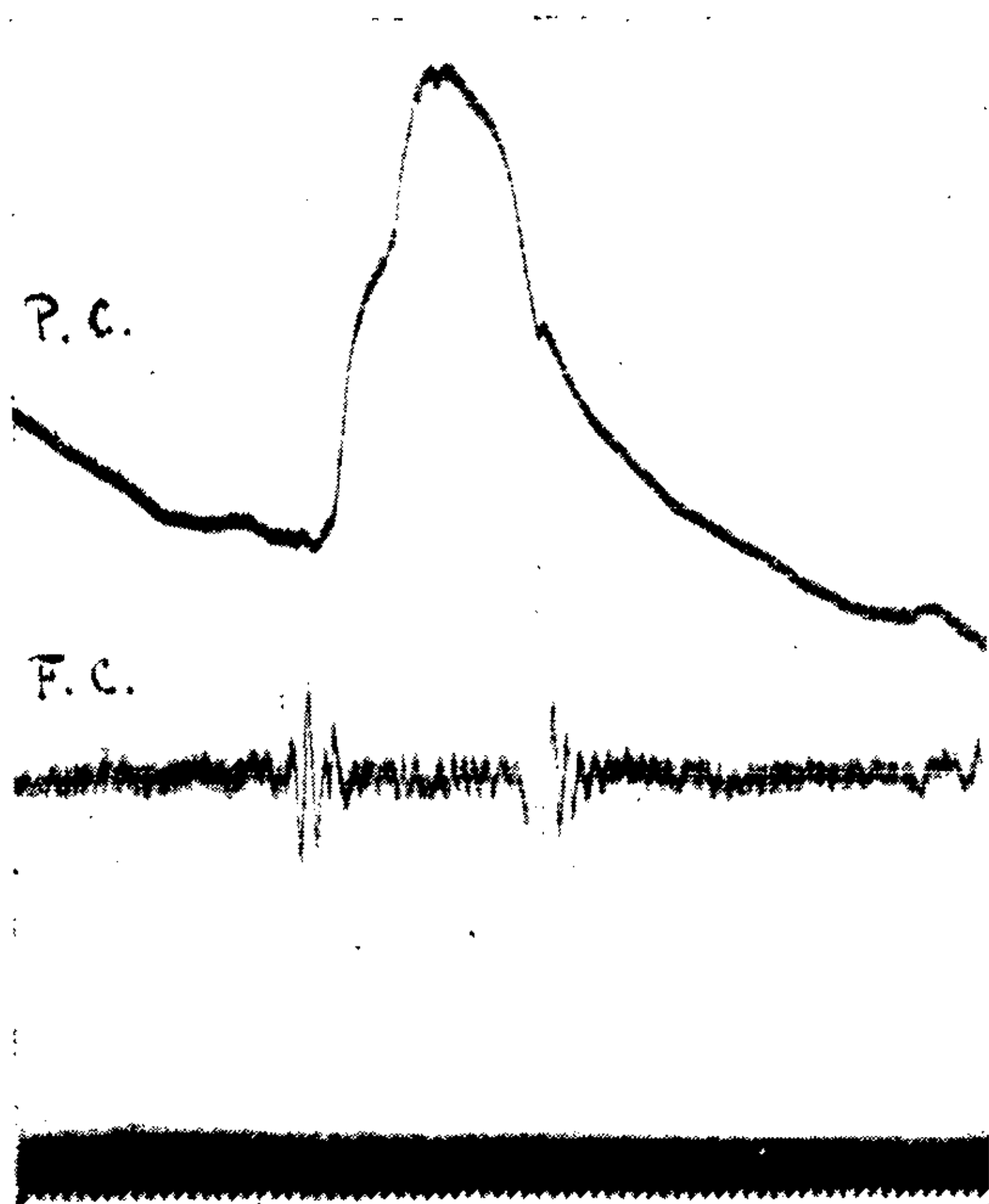


FIGURA 4

aórtica. Hay que recordar que la aparición del tono antes de la incisura es debido a que el pulso arterial tiene un retardo de 0.03 de segundo.

El primer tono nos servirá para sacar radiografías en el volumen sistólico, retardando el tiempo que hay entre la iniciación del primer tono y el fin de la fase de expulsión reducida. Para sacar radiografías en diástole usaremos como punto de referencia el segundo tono, retardando el tiempo que dura la diástole. Para mayor cla-

alidad acompañamos una gráfica de las distintas curvas, del volumen ventricular, de electrocardiograma y de fonocardiograma con los distintos tiempos de cada fase y marcado por 2 espacios negros, los momentos oportunos para obtener las radiografías en sistole y diástole. (Fig. 5).

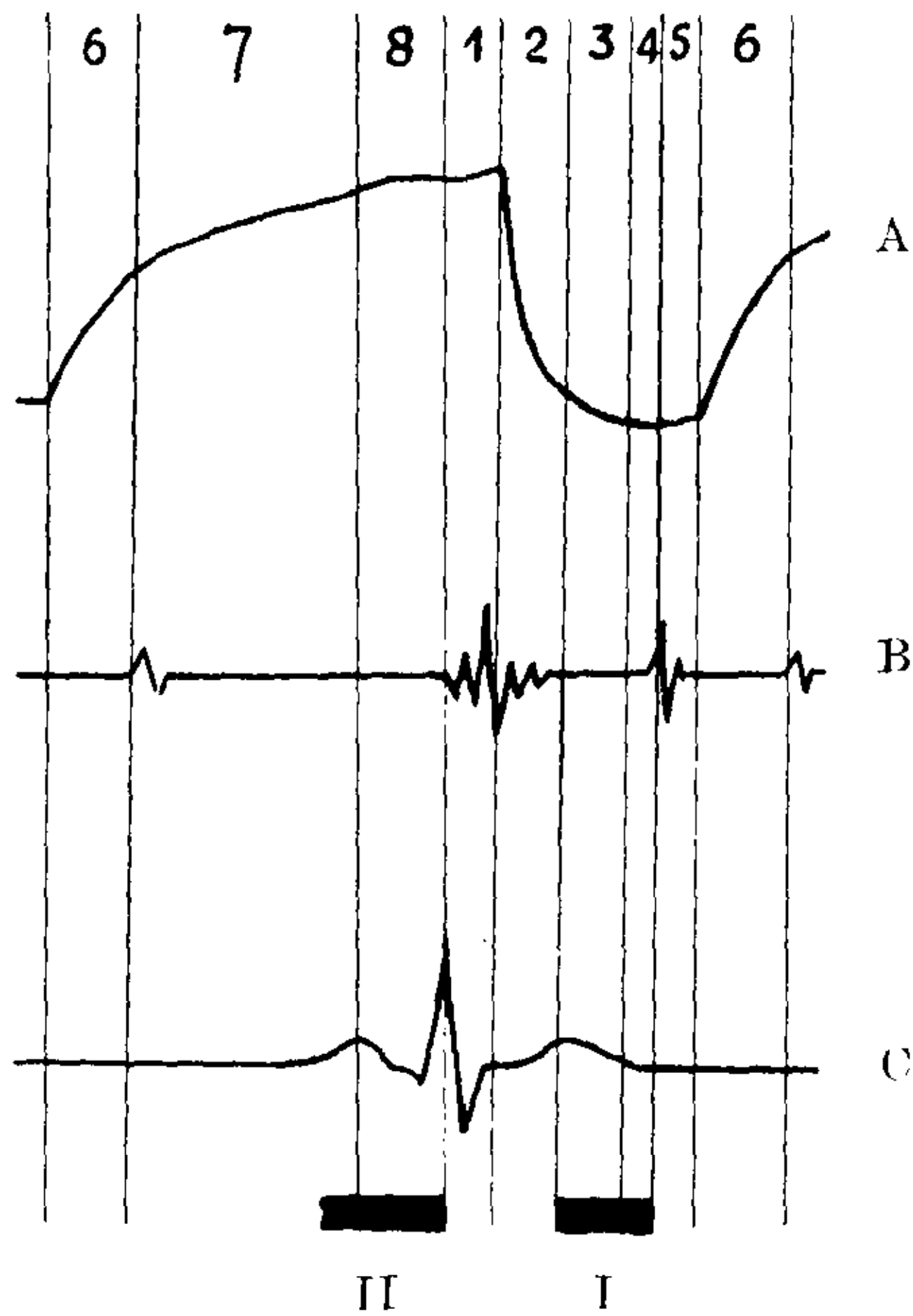


FIGURA 5.

Curvas gráficas demostrativas de la relación cronológica de tres trazados. A, volumen ventricular. — B, fonocardiograma. — C, electrocardiograma. — I, momento oportuno sistólico. — II, momento oportuno diastólico.

1.	Contracción isométrica sist.	0.05
2.	Expulsión máxima	0.09
3.	Expulsión reducida igual	0.13
4.	Protodiástole	0.04
5.	Relajamiento isométrico	0.08
6.	lleno ventricular	0.11
7.	lleno lento (diastasis)	0.19
8.	Sistole auricular (presístole)	0.11

Como ilustra la presente gráfica de las curvas, los dos cuadros negros N° 1 y N° 2, corresponden a los espacios que deben emplearse

para obtener las radiografías. El primer cuadro N^o 1 corresponde a la expulsión ventricular reducida y a la protodiástole, siendo su duración media de 0.17 de segundo. El cuadro N^o 2, comprende parte del lleno ventricular lento, y la presístole con una duración término medio de 0.15 de segundo, tiempo máximo que debe durar la exposición radiográfica.

Para sacar radiografías en sístole tenemos que usar como punto de referencia el primer tono del corazón, conocer el tiempo que dura la sístole y hacer sufrir ese retardo en nuestro dispositivo. Así, por ejemplo, si un sujeto tiene 75 pulsaciones por minuto, sabemos que la sístole dura en este caso 0.26 de segundo. Hacemos sufrir ese retardo de 0.26 de segundo en nuestro dispositivo por medio del reostato descontando, desde luego, el tiempo de exposición que exige el aparato de Rayos y así obtendremos la descarga del aparato de Rayos X exactamente en el momento sistólico ¹ que corresponde al cuadro N^o 1. Para sacar radiografías en diástole procedemos en la misma forma: conociendo el tiempo que dura la diástole obtendremos radiografías dentro del cuadrado N^o 3.

Para determinar estos valores de la sístole y diástole en cada sujeto recurrimos a la fórmula de Lombard y Coppe que se expresa así:

$$S = \frac{60}{26 \sqrt{R}}$$

S representa la duración de la sístole, R' la frecuencia del corazón. Esta fórmula vale para los pulsos regulares. Un ejemplo nos servirá de ilustración: sujeto que tiene 75 pulsaciones,

$$S = \frac{60}{26 \sqrt{75}} = 0.26$$

Luego $S = 0.26$, tiempo que dura toda la sístole. Para saber cuánto dura la diástole, una simple operación nos dará su resultado, recordando que un minuto tiene 60 segundos:

Luego todo el ciclo en el sujeto de 75 pulsaciones dura 0.80

¹ Llamamos momento sistólico cuando ambos ventrículos han expulsado toda la sangre, y se encuentran sin cambiar de forma, dimensión y posición, y momento diastólico cuando ha terminado la fase de lleno lento y ambos ventrículos repletos de sangre no han cambiado de forma, dimensiones y posición.

Acompañamos dos radiografías sacadas en los momentos sistólicos y diastólicos respectivamente, con tórax en inspiración forzada.

segundos. Si la sístole es de 0.26 de segundo la diástole será la diferencia de $0.80 - 0.26 = 0.54$.

CONTROL

Es sabido que toda parte mecánica introducida en un sistema eléctrico, por razones de inercia del material, da una pérdida de tiempo. En nuestro dispositivo, debemos conocer esa pérdida de tiempo

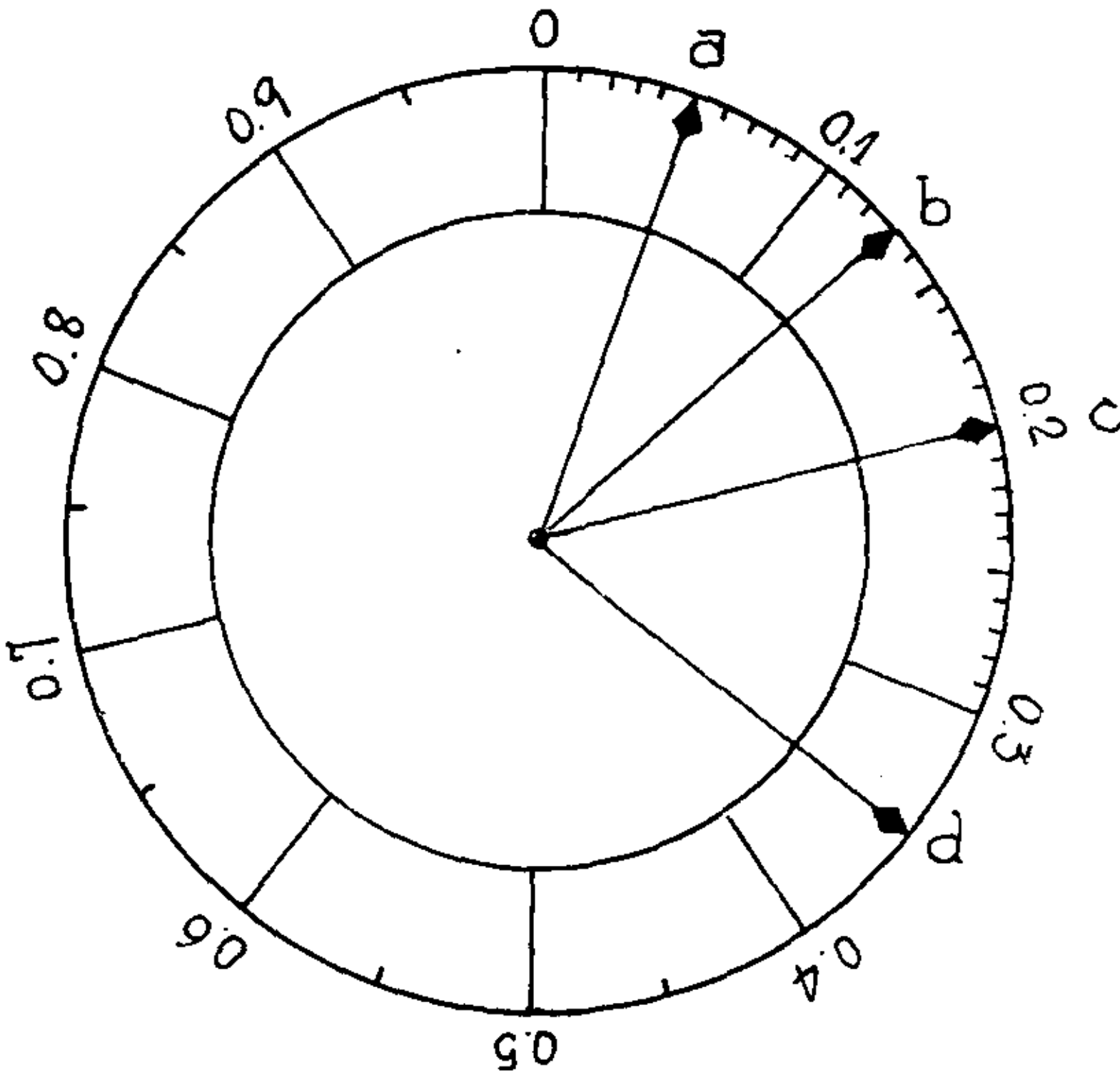


FIGURA 6

po que da el equipo de relays, y determinarlo con toda precisión, para excluir todo factor de error imputable al procedimiento.

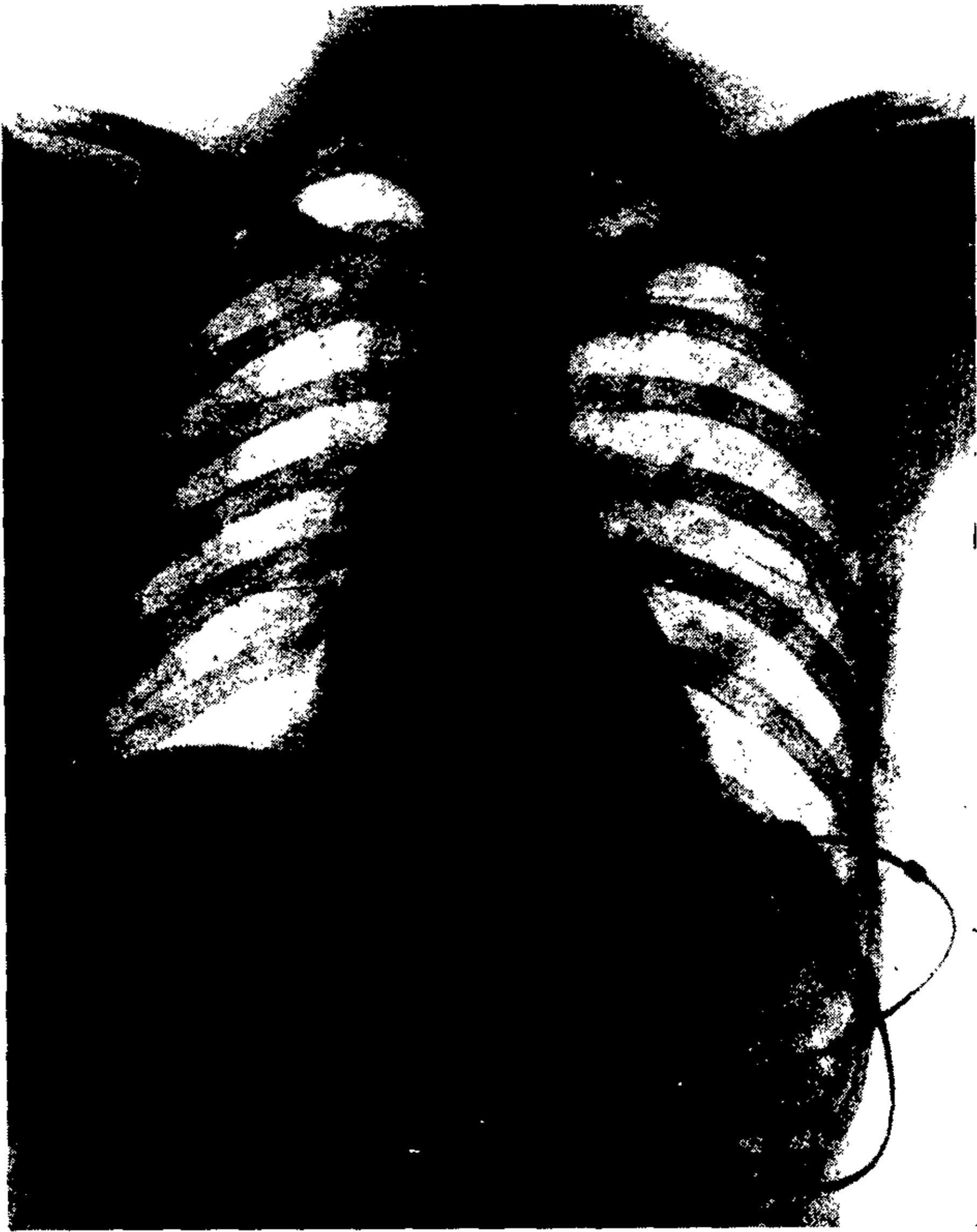
Para ser más preciso, hemos controlado todo el sistema electro-mecánico desde la entrada del tono del corazón por el micrófono hasta el momento mismo de la impresión fotográfica. Para esto usamos un reloj de tiempo al segundo, es decir, que cada vez que la aguja da una vuelta entera, emplea un tiempo igual a un segundo.

Una película sensible convenientemente protegida es colocada entre el cuadrante del reloj y la aguja, de tal manera que ésta pueda girar libremente y ser radiografiada en cualquier punto de su recorrido.

Puesto el reloj en movimiento, la aguja, al llegar a O, cierra el

circuito eléctrico de un resonador que da un sonido equivalente al tono del corazón. El micrófono capta ese sonido al igual que el tono en la región precordial y la pasa al dispositivo, el que a su vez permite la descarga del aparato de rayos X.

El reloj ya preparado con la película es puesto frente al tubo de rayos, se lo pone en trabajo y al cerrarse el circuito se obtendrá la



SÍSTOLE

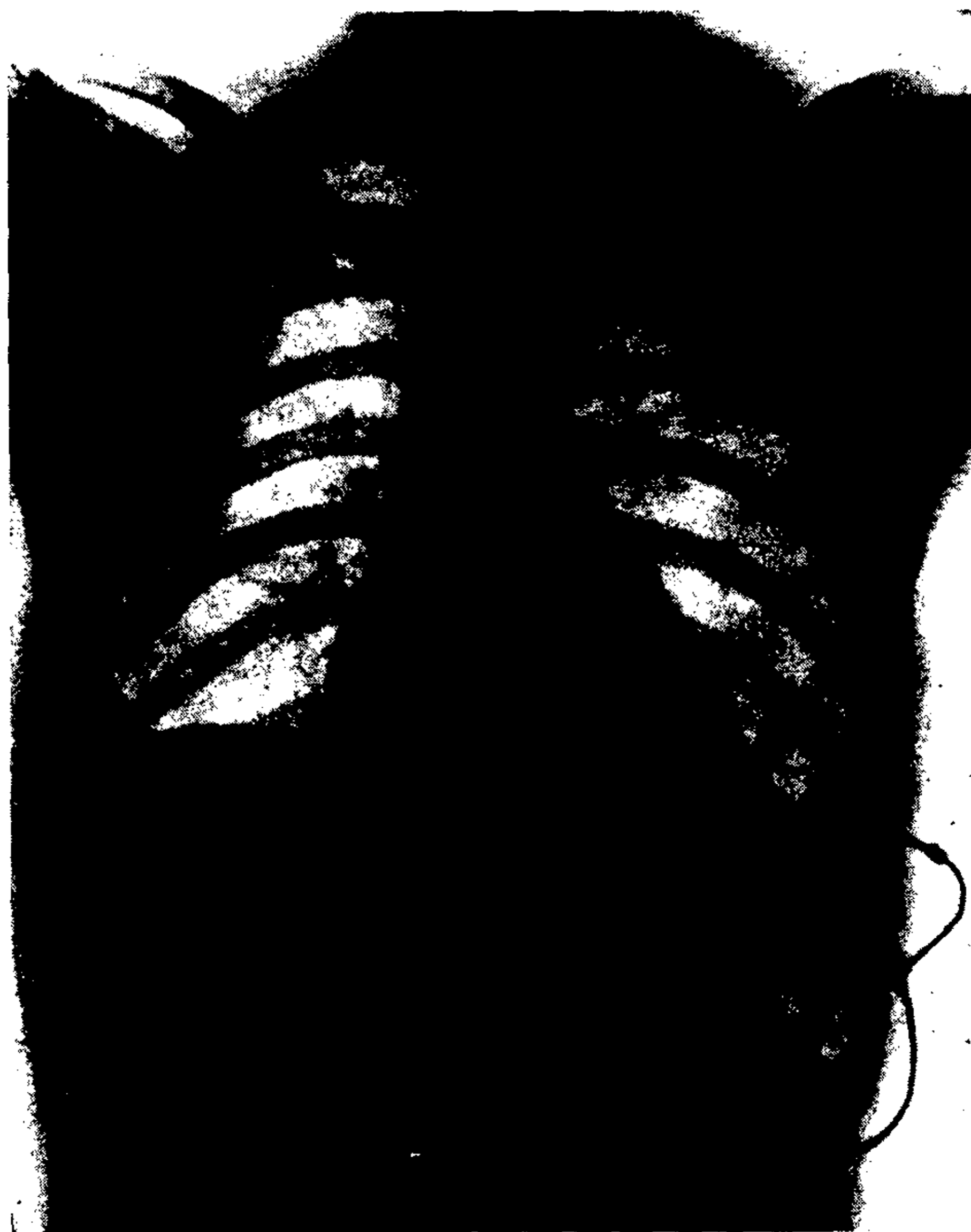
radiografía de la aguja, pudiendo medirse el tiempo de demora que hubo en todo el sistema electromecánico.

Así es cómo determinamos que ese tiempo mínimo es igual a 0.05 de segundo.

Acompañamos una gráfica (Fig. 6) de la medida del tiempo en los diversos momentos en que ha sido sorprendida la aguja, o - a

córresponde al retardo mínimo, o *b*, o *c* y o *d*, a tiempos distintos obtenidos con el dispositivo de demora de tiempo.

Conociendo que 0.05 de segundo es el retardo que tiene de por sí todo el sistema, fácil es ahora sacar con exactitud las radiografías en los momentos oportunos de sístole y diástole, restándole esa cantidad a los tiempos sistólicos y diastólicos previamente calculados.



DIÁSTOLE

Así, por ejemplo, en el caso del sujeto de 75 pulsaciones por minuto, sabemos que la sístole dura 0.26 de segundo y la diástole 0.54 de segundo. A estos valores le restaremos 0.05 de segundo, por la inercia del sistema, más 0''05 a 0''10 que dura el tiempo de exposición, según el aparato de Rayos X.

Acompañamos dos radiografías sacadas en los momentos sistólicos y diastólicos, respectivamente, con tórax en inspiración forzada.

FUNCIONAMIENTO

Los tonos o fenómenos sonoros del corazón son tomados entonces por la cápsula microfónica *M* adherida a la pared torácica del paciente en la zona de matitez absoluta y transmitidos a un amplificador (Lámina N° 1), cuyas características ya hemos explicado.

Dichos tonos así amplificados y transformados en impulsos, son recibidos según la Lámina II por su primer relay sensible *N*, que cierra el circuito al juego de cinco relays *P* encargados de discriminar los impulsos equivalentes a los tonos recibidos por la cápsula *M*.

Por medio de dichos impulsos se encienden, en consecuencia, alternativamente las lámpara *R* y *S*, de acuerdo a las transmisiones de sístole o diástole a que equivalen los impulsos. Según el momento en que se desee radiografiar el movimiento del corazón se apretará el botón *T* o *T'*, graduando previamente por medio de las llaves *U* el equipo retardador a reostato, en un tiempo previamente calculado con arreglo al número de pulsaciones del paciente por minuto.

Una vez obtenida la radiografía, para librar los relays, basta accionar la llave *V*, pudiendo luego, sin mover al paciente, sacar la otra radiografía.

Como se ve, con el dispositivo de referencia, pueden obtenerse radiografías que, sin pecar de exagerados, podemos llamar exactas, ya que los tonos del corazón son transmitidos en la misma intensidad con que se van produciendo porque son tomados, precisamente, en la misma caja torácica del paciente, procedimiento éste sustancialmente distinto del empleado hasta hoy, en que los movimientos de sístole y diástole eran tomados desde el brazo con la evidente pérdida de tiempo y la lejana relación entre los movimientos del corazón y las curvas del pulso periférico, cuyas rápidas variantes frente a los diversos factores son de todos conocidos.

No queremos, por último, terminar este trabajo sin dejar de recordar que en casos patológicos excepcionales, la variedad e intensidad de los ruidos sobreagregados podrían ser un obstáculo para el buen funcionamiento del dispositivo.

Este inconveniente se subsana fácilmente, utilizando como punto de reparo el pulso carotídeo, cuya íntima relación y fijeza con las diversas fases de la actividad cardíaca, así como el escaso retardo de tiempo que las separa, nos permite obtener documentos radiográficos

cos de igual exactitud, siempre que calculemos previamente los tiempos respectivos.

RESUMEN

Se describe un nuevo dispositivo para la obtención de radiografías del corazón en sístole y diástole, caracterizado por una membrana o cápsula microfónica que, adaptándose a la caja torácica del paciente en la región precordial o en cualquier otra parte del cuerpo, es capaz de transmitir los fenómenos sonoros o tonos del corazón a un amplificador de alto voltaje.

Estos fenómenos sonoros, transformados en impulsos, son transmitidos a un relay sensible que cierra el circuito de un juego de cinco relays discriminadores de dichos impulsos, que son reflejados en dos lámparas, que se encienden respectivamente en sístole y diástole.

El dispositivo lleva un retardador de tiempo regulable de acuerdo con los tiempos de duración de ambas fases, previamente determinados, lo que permite obtener las radiografías en los momentos óptimos de sístole y diástole, es decir, cuando el corazón está en su menor volumen para el primero y en su mayor volumen para el segundo.

Cuando en los casos patológicos, el carácter de los tonos o ruidos sobreagregados, impidan el buen funcionamiento del aparato, podrá utilizarse como punto de reparo el pulso carotídeo, constituyendo de cualquier manera un procedimiento fundamentalmente distinto de los hasta hoy empleados, en los que se utiliza como punto de referencia los movimientos de expansión de arterias lejanas del corazón, cuyas múltiples variaciones restan exactitud a los resultados obtenidos.

BIBLIOGRAFIA

- BERNARD L. PELLISIER ET SILBERMAN. — "La Press. Med.", 1933, LXI, 2053.
 COLLENOT B. — "La Press. Med." 1933, LXI, 445 y 842.
 COLLENOT B. — "Bull. et Mem. Soc. Med. des Hôp.", 1933, XLIX, 666.
 DELHERM, THOYER, ROZAT, FISCHGOLD ET COFFET. — "La Press. Med.", 1933, LXI, 845.
 DESARGES H. — "Gran Enciclopedia Práctica de Electricidad", Barcelona, 1932.
 DUCLOU J. A. — "Radiotelefonía", Buenos Aires, 1930.
 LANARI A. — "Física Médica", Buenos Aires, 1914.

- LEVIS TH. — "Electrocardiografía Clínica", Madrid, 1934.
 MURANI D. — "Física", Barcelona, 1914.
 ORIAS O. — "Registro e Intepretación de la Actividad Cardíaca", Buenos Aires, 1933.
 PADILLA T. — "Electrocardiografía", Buenos Aires, 1924.
 RAVINA, COTTENOT Y GOYER. — "La Press. Med.", 1933, LXI, 1114.
 RIVOLTA L. — "Acción Médica", 1934, IV.
 STARLING E. H. — "J. of Physiology", 1914, VLVIII, 465.
 VELASCO LOMBARDINI R. — "Algunos temas de Electrocardiografía", Montevideo, 1933.
 WIGGERS C. J. and KATZ L. N. — "Am. J. of Physiology", 1922, LVIII, 439.

RESUMÉ

On décrit ici un nouvel dispositif pour obtenir des radiographies du cœur, en systole et en diastole. Il se caractérise par une membrane ou capsule microphonique qui, en s'adaptant au thorax du malade, transmet les phénomènes sonores ou bruits du cœur, à un amplificateur de grand voltage.

Ces phénomènes sonores transformés en impulsions sont transmis à une relay sensible qui ferme le circuit d'un jeu de 5 relays discriminateurs des impulsions, qui se reflètent en deux lampes et qui s'allument respectivement en systole et en diastole.

Le dispositif a aussi un retardateur de temps, qui peut se régler, d'accord à la durée de chaque phase, déterminée d'avance, ce qui nous permet d'obtenir les radiographies dans les meilleurs moments de la systole et de la diastole: c'est à dire, quand le cœur est plus petit et quand il atteint son plus grand volume.

Si dans certains cas pathologiques, le caractère des bruits du cœur empêche le fonctionnement normal de l'appareil, on peut utiliser comme point de référence le pouls carotidien, employant un procédé tout à fait différent à ceux qu'on a employés jusqu'aujourd'hui, dans lesquels on prenait comme point de référence les mouvements d'expansion des artères lointaines du cœur, dont les variations multiples, diminuaient l'exactitude des résultats obtenus.

SUMMARY

A devise is here described to obtain radiographs of the heart during either systole or diastole.

The conveniently amplified electrical disturbance caused by the heart sounds in a microphone adapted to the precordial region starts the X rays machine. Mechanisms are provided which allow an accurate adjustment so as to take the radiograph at any desired moment after the beginning of cardiac activity, either during systole or diastole.

When the heart sounds are modified in their number or quality, the central arterial pulse can be substituted to start the X rays machine.

A characteristic feature of this method consists in that the actual mechanism

of starting the X rays is very closely associated with cardiac activity (heart sounds or central pulse) thus avoiding the several causes of error that one could run into by following other procedures so far described.

ZUSAMMENFASSUNG

Es wird eine neue Vorrichtung für radiographische Aufnahmen des Herzens in Systole und in Diastole beschrieben. Diese besteht im Wesentlichen aus einer Schallverstärkungs-Membrane oder Kapsel, welche sich dem Körper des Patienten über dem Thorax auf der Höhe des Herzens, oder über irgend einem anderen Teil des Körpers anpasst, und deren Aufgabe es ist die sonoren Begleiterscheinungen der Herztätigkeit oder Herztöne an einen Hochspannungsverstärker weiterzuleiten.

Diese Geräusche, umgeändert, erregen ein empfindliches Relais, welches seinerseits den Stromkreis eines Satzes von 5 Relais schliesst welche diese Erregungen differenzieren, und sie in 2 Lampen wiedergeben, welche in Systole resp. in Diastole aufleuchten.

Dem Gerät ist eine Verzögerungsvorrichtung beigefügt welche sich je nach der Dauer beider Phasen, die man vorher bestimmt hat, einstellen lässt. Somit ist es möglich, die Aufnahmen im optimalen Moment der Systole oder Diastole zu machen, dass heisst, im Moment in dem das Herz das kleinste resp. das grösste Volumen hat.

In denjenigen pathologischen Fällen, in denen der Charakter der aggregierten Töne oder Geräusche den exakten Betrieb des Apparates beeinträchtigen würde, kann man als Referenzpunkt den karotidischen Puls benützen. In jedem Falle, ist dies neue Verfahren grundsätzlich verschieden von allen bis heute in Anwendung gebrachten, in welchen als Referenzpunkt die Ausdehnung von dem Herzen sehr entfernt liegenden Arterien benützt wird, und deren häufige Abweichungen die Genauigkeit der erhaltenen Resultate beeinträchtigt.