DEL INSTITUTO DE FISIOLOGIA
de la
Universidad de Concepción
Director: Prof. Dr. B. Günther

Modelos para el estudio del automatismo cardíaco y los trastornos del ritmo

(con 9 figuras)

por

Bruno Günther

(Recibido por la Redacción el 17 - VIII - 48)

La comprensión del automatismo del corazón se facilita con el estudio en modelos; éstos reproducen en forma esquemática algunos de los fenómenos característicos. Cuando se desea profundizar lo concerniente a las arritmias la necesidad de modelos adecuados es aún mayor. Por estos motivos hemos creído de interés dar a conocer algunos modelos de los fenómenos automáticos, en especial aquellos que se refieren al corazón de mamífero.

La representación gráfica del automatismo del corazón se puede deducir del análisis cronológico de la actividad de las distintas partes que intervienen: nódulo sinusal - aurícula - nódulo aurículo ventricular - haz de His y sus ramas - ventrículos. Con este fin es muy conveniente utilizar los potenciales de acción que se producen durante la actividad del músculo cardíaco. Éstos se pueden registrar en función del tiempo, constituyendo el electrocardiograma (ECG); en éste aparece la suma algebraica de los potenciales producidos durante la actividad auricular (onda P) y ventricular (complejo QRST). Si se proyectan los accidentes representativos de la actividad auricular y ventricular en la forma indicada en la Fig. 1 se facilita el análisis del ECG; especialmente cuando se trata de las arritmias.

La activación del centro primario del automatismo cardíaco (nódulo sinusal) no se manifiesta en el ECG; sin embargo, es necesario incluirlo en algunos casos a la representación gráfica, para poder comprender ciertos trastornos del ritmo del co-

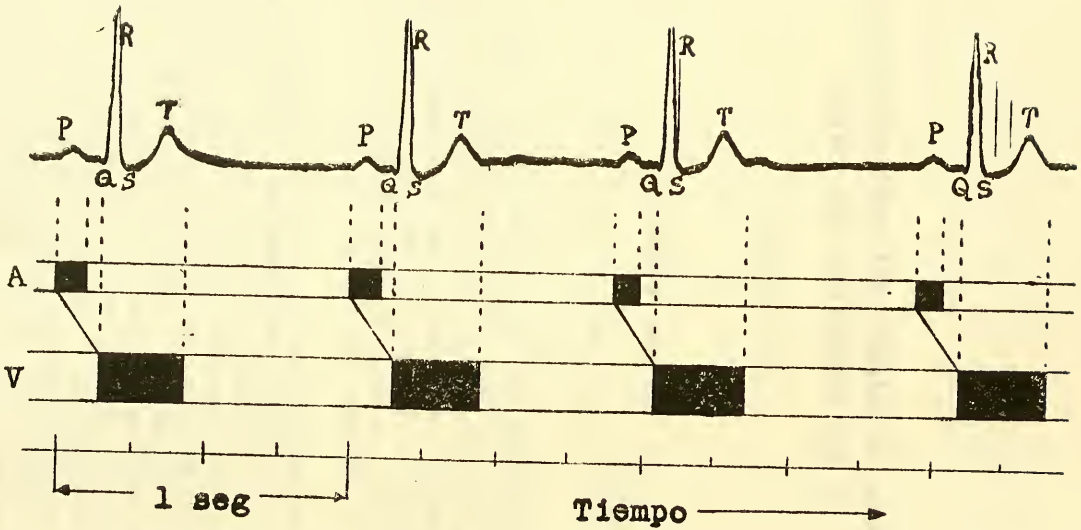

FIG. N.º 1.—Electrocardiograma normal. Representación gráfica de los accidentes auriculares (A) y ventriculares (V), en función del tiempo (segundos).

razón que provienen de este centro. Además, tendrá que aparecer la aurícula, la conducción aurículo-ventricular y la activación del ventrículo. No sólo es importante representar estos fenómenos en su estricto orden cronológico, sino que también debemos incluir en el análisis la duración de los períodos refractarios respectivos; aquellos períodos en que el corazón no es capaz de responder a extraestímulos fisiológicos.

Los numerosos gráficos, que habitualmente se encuentran en los trabajos que se ocupan del tema de las arritmias, pueden reproducirse en un solo modelo, que tiene la particularidad de poder adaptarse a cada caso particular. Es un tablero (Fig. 2)

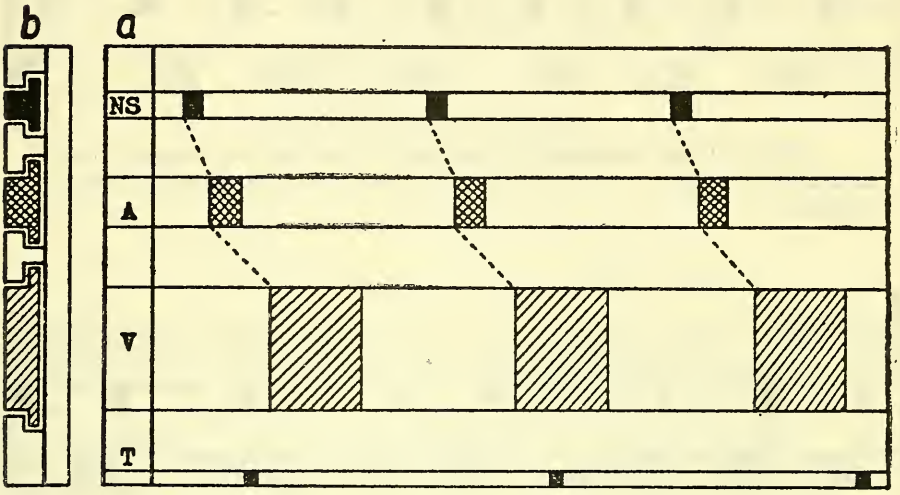

FIG. N.º 2.—Tablero para representación de los ritmos normales y anormales del corazón. a) Vista frontal. b) Vista lateral. NS = Nódulo sinusal. A = aurícula. V = Ventrículo. T = Tiempo, en segundos.

que tiene tres hileras de piezas movibles; una correspondiente al automatismo del nódulo sinusal (NS), otra a la aurícula (A) y la última al ventrículo (V). En la parte inferior aparecen las marcas del tiempo, en segundos. Desplazando las diferentes piezas se puede reconstruir — en orden cronológico — el automatismo de las diferentes partes del corazón. Con tiza se marcan — sobre el fondo negro del tablero — los tiempos de conducción sino-auricular y aurículo-ventricular. Es conveniente construir el tablero representado en la Fig. 2 en forma tal, que permita la cabida de aproximadamente 10 complejos normales para poder analizar todas las consecuencias que se observan en cada caso particular. En las Figs. 3 y 4 se han representado algunos ejemplos típicos, como ser una arritmia sinusal, con bloqueo sino-auricular (Fig. 3-a); un bloqueo parcial, con períodos de Wenckebach (Fig. 3-b); extrasístoles auriculares (Fig. 4-a) y extrasístoles ventriculares (4-b).

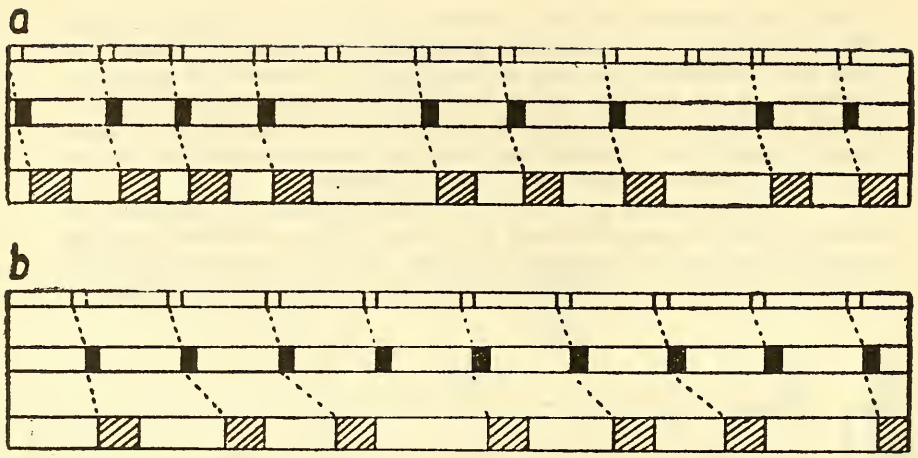

FIG. N.º 3-a.—Esquema de una arritmia sinusal, con bloqueo sino-auricular. b) Trastorno de conducción aurículo-venticular (ritmo de Wenckebach).

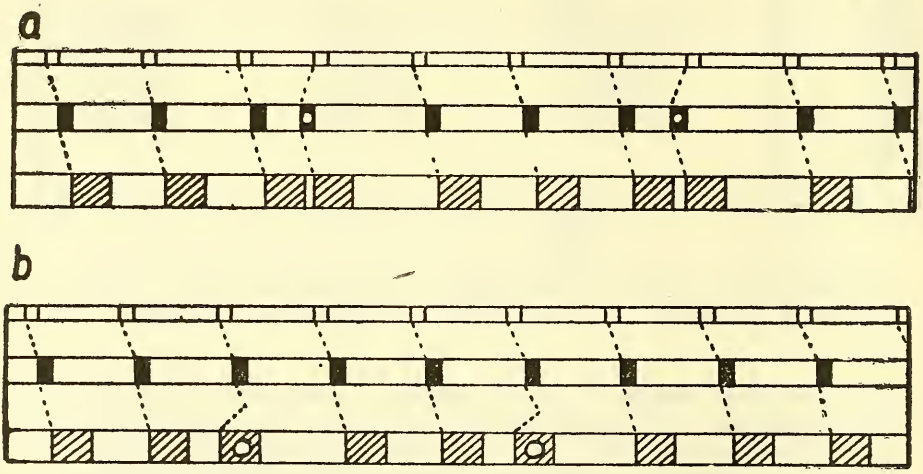

FIG. N.º 4-a.—Extrasístole auricular. b) Extrasístole ventricular.

Para el estudio de los fenómenos rítmicos propiamente tales — más que el análisis estático — se prestan los modelos dinámicos, como los hidráulicos y eléctricos. El modelo hidráulico más simple ha sido descrito por **Gómez** (1) y se basa en el principio del vaso de Tántalo (Fig. 5). Se trata de un recipiente que constantemente recibe agua por medio de una llave. Al llegar el nivel de agua a H se establece un sifón, que vacía rápidamente el contenido del vaso, hasta alcanzar al nivel h; en este momento el sifón se interrumpe y el vaso vuelve a llenarse de nue-

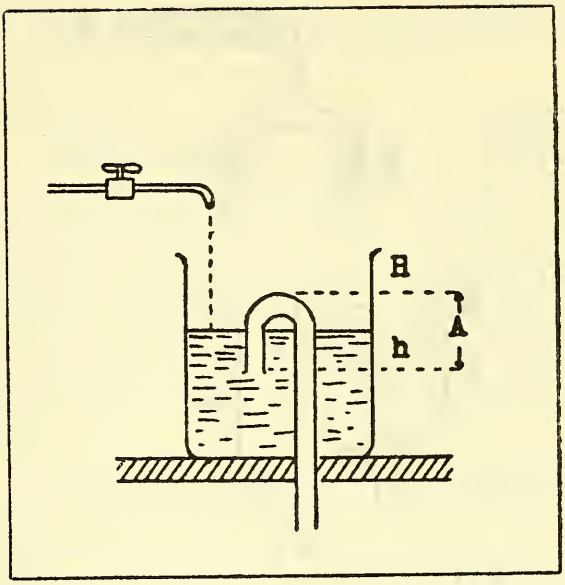

FIG. N.º 5.—Esquema del vaso de Tántalo (según Gómez).

vo. Tanto el llene como el vaciamiento se repiten indefinidamente. El ritmo está determinado por la cantidad de líquido que entra en la unidad de tiempo, es decir, del volumen-minuto (Q) y de la capacidad (V) del vaso, correspondiente a la diferencia de niveles A = H = h. Según Gómez (1) el período T. estaría definido en forma aproximada por la siguiente relación: $T = \frac{Q}{V}$

Basándonos en este principio hemos construído un modelo hidráulico que permite reproducir el automatismo de la aurícula y del ventrículo (Fig. 6). El vaso I corresponde a la aurícula y el II al ventrículo. La entrada de líquido (E) es constante (frasco de Mariotte); se regula mediante dos llaves (L y L'). El ritmo que se establecerá en el vaso de Tántalo I dependerá tanto del volumen-minuto de líquido que atraviesa la llave L como de la capacidad de dicho vaso (niveles A y B); mientras que para el vaso II el período dependerá de la llave L' y del volumen limitado por los niveles A' y B'.

En condiciones normales la cantidad de líquido movilizado por el automatismo de I es exactamente la mitad de aquel del vaso II. Si el volumen-minuto del líquido que entra en ambos vasos es el mismo, el vaso I se habrá llenado, alcanzando el nivel B, mientras que en el vaso II el nivel de agua habrá llegado solamente a la mitad de la distancia que separa A' y B'. Al establecerse el sifón en I se agregará al vaso II la cantidad justa para alcanzar el nivel B' y también en II se producirá el vacia-

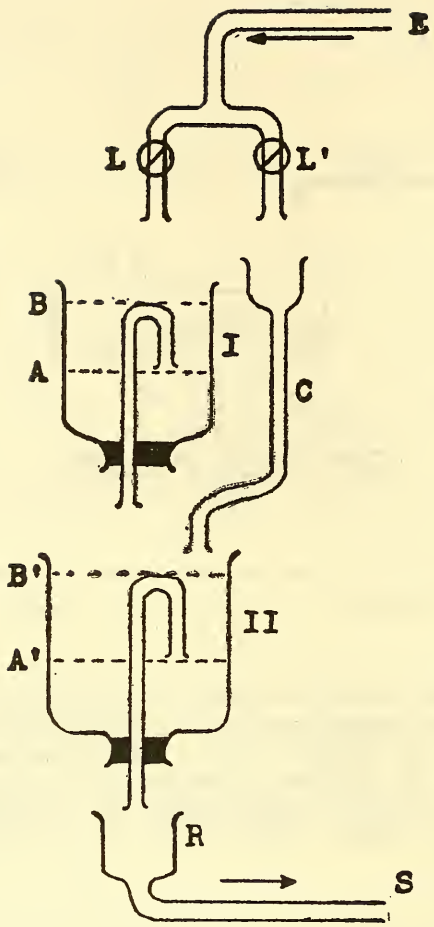

FIG. N.° 6.—Modelo hidráulico de automatismo cardíaco. E = Entrada. L. y L' = Llaves de paso. I = Vaso de Tántalo, que representa a la aurícula. II = Corresponde al ventrículo. C = Tubo conductor. R = Receptáculo. S = Salida. AB y A'B' son los niveles de llene y vaciamiento.

miento. Por lo tanto, el ritmo del vaso II está condicionado por el ritmo en I, que en este caso hace las veces de marcapaso (pacemaker).

Cuando se suprime la llegada de líquido al vaso I, cerrando la llave L, el ritmo en II estará determinado exclusivamente por el llene desde L' a través del conductor C. debido a la doble capacidad (V) del vaso II, el período T se duplica y la frecuencia se reduce a la mitad. En esta forma se obtiene el ritmo idioventricular.

Para reproducir el bloqueo completo aurículo-ventricular, basta con desviar hacia el exterior el líquido que se vacía del

vaso I. Tendremos así dos ritmos completamente separados: uno auricular y otro ventricular, siendo éste último de menor frecuencia por la mayor capacidad del vaso II.

Los trastornos de conducción aurículo-ventriculares se obtienen modificando el volumen-minuto que atraviesa la llave L'. Al cerrar ligeramente la llave de paso L' se obtiene una prolongación del tiempo de conducción aurículo-ventricular, es decir, un bloqueo incompleto. Si el llene de los vasos I y II se reduce en cierta proporción, se puede llegar al bloqueo de tipo 2:1. **Koumans** (2) se ha basado en un principio semejante para explicar estas arritmias y otros trastornos de conducción, como los bloqueos parciales de tipo Wenckebach y Mobitz. Una de estas formas de bloqueo parcial, con aumento progresivo de la conducción aurículo-ventricular (ritmo de Wenckebach), es posible reproducirla variando el flujo de líquido que llega a los dos vasos (véase Fig. 3-b).

Los extrasístoles — tanto auriculares como ventriculares — se obtienen agregando a los vasos respectivos del modelo en función una cantidad adicional de líquido, provocando una descarga prematura (véase Fig. 4 a y b).

Finalmente describiremos el equivalente eléctrico del modelo hidráulico antes citado. También en éste se producen descargas periódicas, con las características representadas en la Fig. 7. Del mismo modo como el vaso de Tántalo se llena progresivamente — elevándose el nivel de igua desde h hasta alcanzar el valor más alto H — así también en el sistema eléctrico, estudiado por **van der Pol** y **van der Mark** (3), el voltaje fluctúa periódicamente entre dos límites bien precisos, constituídos por el voltaje de encendido (Ve) y de apagamiento (Va) de una lámpara de neón. Este sistema periódico — generador de "relaxation oscillations" según los autores antes mencionados — se construye según las indicaciones del circuito representado en la Fig 8. Consta de una fuente de corriente continua (E) de 200 V aproximadamente, de un condensador variable (C), de una lámpara de neón (Ne) (*) y de una resistencia variable (R). Cuando el condensador C tiene una capacidad de 1 microfaradio y R una resistencia de 1 megaohmio, la frecuencia con que oscila este sistema es de 1 por segundo. El período T estaría determinado aproximadamente por la siguiente fórmula: $T = C \cdot R$; en que C corresponde a la capacidad del condensador (en Faradios), R a la resistencia (en ohmios) y T al tiempo (en segundos). Para el caso anterior $T = 1 \times 10^{-6} \cdot 1 \times 10^{6} = 1$ seg.

De acuerdo con las Figs. 7 y 8, la carga del condensador C se realiza a través de la resistencia R hasta alcanzar el voltaje de encendido (Ve) de la lámpara de neón (Ne), la que al encenderse descarga parcialmente al condensador (C) y el voltaje desciente hasta llegar al apagamiento de la lámpara (Va); reiniciándose el ciclo a continuación.

(*) Pueden utilizarse también lámparas de argón (General Electric), cuyo voltaje de escendido es de 91 V y de apagamiento 72 V.

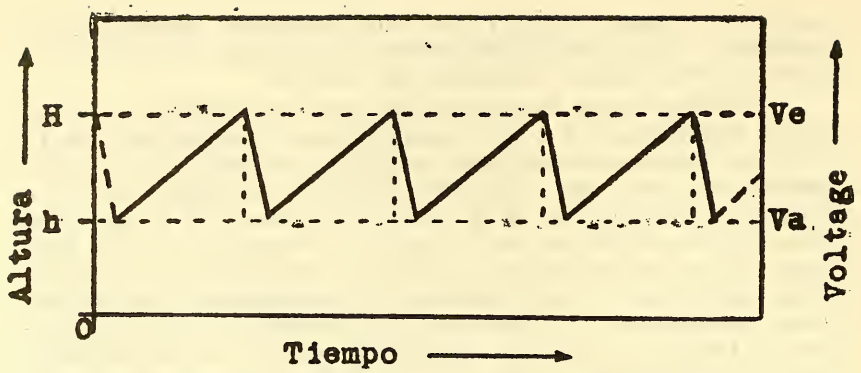

FIG. N.º 7.—Gráfico que muestra las oscilaciones producidas en los modelos hidráulicos y eléctricos en función del tiempo. H y h, diferentes alturas del modelo hidráulico; Ve corresponde al voltaje de encendido y Va al voltaje de apagamiento del modelo eléctrico.

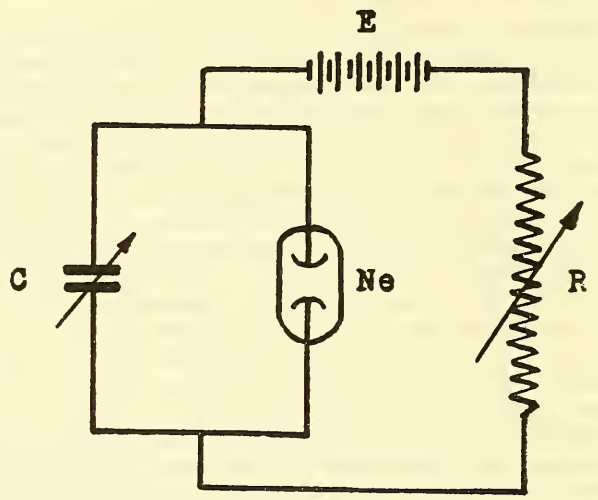

FIG. N.º 8.—Circuito fundamental del modelo eléctrico, descrito por van der Pol y van der Mark. E = Batería o generador de corriente continua. R = Resistencia variable en serie. C = Capacidad variable en paralelo con la lámpara de neón (Ne).

El circuito antes mencionado ha sido utilizado por van der Pol y van der Mark (3) para construir un modelo del automatismo cardíaco que consta (Fig. 9) de tres partes: una corresponde al nódulo sinusal (S), otra a la aurícula (A) y la última al ventrículo (V). Las tres están acopladas por válvulas termoiónicas, que confieren el carácter unidireccional a la propagación de la onda de excitación. El retardo de la conducción au-

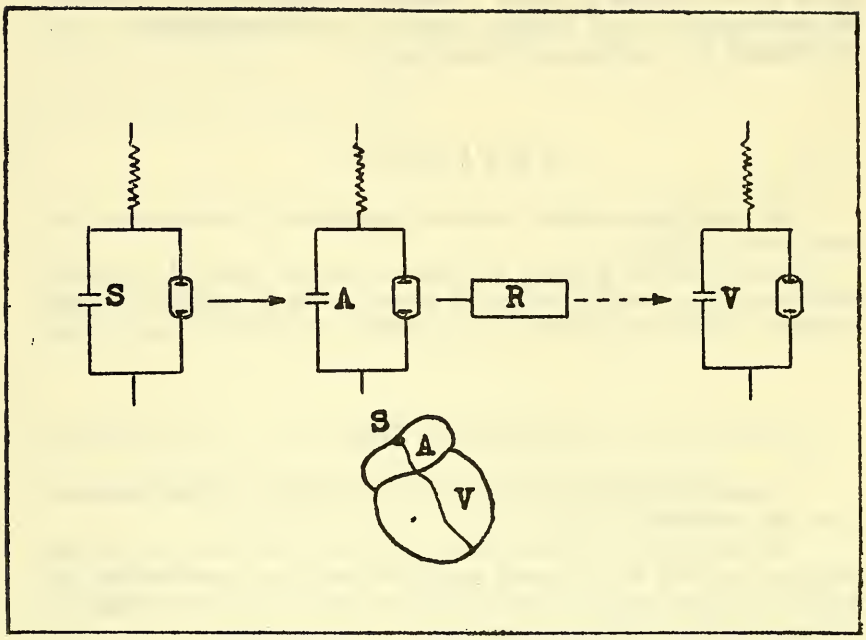

FIG. N.º 9.—Representación esquemática del modelo eléctrico de la actividad cardiaca, según van der Pol y van der Mark. S = Nódulo sinusal. A = Aurícula. R = Retardo aurículo ventricular y V = Ventrículo.

rículo-ventricular se obtiene mediante un circuito adicional, representado por la letra R en la figura aludida. Con este modelo obtuvieron electrocardiogramas artificiales, normales como anormales, y lograron reproducir tanto las arritmias conocidas en la patología humana como algunas formas teóricamente posibles que pueden deducirse matemáticamente.

Posteriormente se ha ocupado **Bethe**[4] del problema del automatismo, utilizando para este estudio un modelo eléctrico que se basa en el circuito antes mencionado. En este modelo le ha sido posible reproducir la excitabilidad, ritmicidad y periodicidad, en analogía con lo que sucede en ciertos tejidos especializados.

Finalmente citaremos algunos modelos químicos, en los cuales es posible observar fenómenos rítmicos. Uno de ellos — el más conocido — es el modelo de nervio de **Lillie**[5], que consta de un alambre de hierro sumergido en ácido nítrico. En determinadas condiciones experimentales este modelo presenta un automatismo propio (**Lillie**)[6].

En el otro caso se trata de un modelo catalítico, descrito por **Bredig** y **Wilke**[7], que se basa en la descomposición del agua oxiginada en presencia del mercurio. En determinadas circunstancias, que dependen del pH, de la presencia de sales y de co-

loides en la solución de agua oxigenada, se observan fenómenos de automatismo, que pueden aparecer espontáneamente o ser provocados por estimulación eléctrica.

RESUMEN

Se describen algunos modelos destinados al estudio del automatismo cardíaco.

Se analiza la génesis del ritmo normal, como de algunas arritmias, cuya reproducción en estos modelos facilita la comprensión de los mecanismos que pueden intervenir en cada caso.

SUMMARY

Several models intended for the study of heart automatism are described.

An analysis is entered upon of the genesis of the normal rhythm as well as of some arrhythmias, the reproduction of which by these models makes for an easier understanding of the mechanisms which may operate in each case.

BIBLIOGRAFIA

1) **Gómez, D. M.:** Hémodinamique et angiocinétique. Etude rationelle des lois régissant les phénomènes cardio-vasculaires. Hermann & Cie., Edit. París, 1941, p. 592.

2) **Koumans, A. K. J.:** Die Entstehung von Vorhofflimmern und Blockzuständen auf Grund neuer Anschauungen über die Reizbildung im Herzmuskel. Arch. f. Kreislaufforschung. 1938, 2, 327.

3) **Pol, B. van der; Mark, J. van der:** The Heartbeat considered as a relaxation-oscillation, and electrical model of the heart. Arch. Néeerl. Physiol. 1929, 14, 418.

4) **Bethe, A.:** Irritabilität, Rhythmik un Periodik. Naturwiss. 1946, 33, 86.

5) **Lillie, R. S.:** The recovery of transmissivity in passive iron wires as a model of recovery processes in irritable living systems. J. gen. Physiol. 1921, 3, 107.

6) **Lillie, R. S.:** Resemblances between the electromotor variations of rhythmically reacting living and non-living systems. J. gen. Physiol. 1930, 13, 1.

7) **Bredig, G., Wilke, E.:** Erregung und Beeinfflussung katalytischer Pulsationen durch elektrische Ströme. Biochem. Z. 1908, 11, 67.