

TRABAJOS ORIGINALES

DESCRIPCION DE UN CORAZON ARTIFICIAL PARA PERFUSION SANGUINEA DE DISTINTOS ORGANOS *

por los doctores

R. CALVO, J. C. FASCIOLO, J. I. CHIONETTI, J. R. SUAREZ y la colaboración técnica del Sr. H. GRANIZZO

INTRODUCCIÓN

El estudio de la acción de distintas sustancias sobre el aparato cardiovascular, no resulta fácil debido a los diversos factores en juego que dificultan la interpretación de los resultados. En efecto, clasificar una droga como vasoconstrictora o dilatadora, de acuerdo a su acción sobre la presión arterial, puede inducir a error ya que el efecto tensional podría ser resultado de una acción sobre el corazón, y no sobre los vasos. Para que las variaciones de la presión arterial reflejen exclusivamente la acción vascular es necesario mantener constante el volumen-minuto cardíaco, lo cual puede obtenerse mediante el uso del corazón artificial.

De los iniciadores de la perfusión sanguínea de órganos cabe señalar a Dale y Schuster¹, quienes en 1928 dieron a conocer una doble bomba perfusora, del tipo aspirante-impelente; en este aparato, de corriente pulsátil, pueden regularse el caudal y la frecuencia y su uso se ha prolongado hasta la actualidad. También Gibbs² realizó interesantes experiencias con un sistema propio, en el que un dispositivo electromagnético permitía que el aporte de sangre al "corazón artificial" regulase automáticamente el caudal de salida del mismo. Sin embargo, debe reconocerse que el "corazón artificial" se ha perfeccionado mucho gracias a su aplicación en la cirugía cardíaca, estudios que en nuestro país, fueron iniciados y difundidos por Perianes^{3, 4} y ampliados por uno de nosotros en el trabajo de Tesis⁵.

En la actualidad, los distintos tipos de bomba perfusora pueden clasificarse esquemáticamente así:

* Instituto de Cardiología del Departamento de Fisiología de la Universidad de Cuyo.

1) CON PRESIÓN PULSÁTIL Y VÁLVULAS DE ENTRADA Y SALIDA. Casi todos estos tipos se basan en el modelo primitivo de Dale-Schuster; en esta bomba el "ventrículo" que moviliza la sangre es un dedal elástico que se distiende y colapsa alternadamente, por la acción de una bomba de diafragma llena de agua (u otro líquido).

Los aparatos de Gibbs y Dennis⁶ están basados en un sistema similar con modificaciones propias. En otros casos la bomba comprime un cierto volumen de gas, y ésta trasmite sus variaciones de presión al "ventrículo mecánico", representado por el dedal elástico; así sucede en los aparatos de Jongbloed⁷, Dodrill⁸, Björk-Crafoord⁹, Sirak¹⁰, Clowes¹¹, Sewell¹².

También existen modelos con "pistón" común, rígido, que funciona en forma parecida a la de una jeringa de inyecciones. Por último debemos señalar el "pistón" de gas de Clark¹³; aquí la sangre es comprimida directamente por oxígeno a presión y aspirada por vacío; el movimiento alternado de presión y succión está gobernado por válvulas electrónicas que permiten que la alimentación de sangre al "corazón artificial" regule automáticamente el volumen minuto del mismo (a mayor aporte, mayor caudal de salida y viceversa).

2) CON PRESIÓN CONTINUA Y SIN VÁLVULAS. El modelo original parece pertenecer a Van Allen¹⁴, la sangre es movilizada por rodillos giratorios que van exprimiendo el tubo elástico que la contiene. Gibbon¹⁵, perfeccionó ese sistema con dispositivos que controlaban el grado de compresión de la tubuladura y evitaban un excesivo traumatismo globular. Por su parte, Lillehei¹⁶ empleó un aparato en el que la movilización de la sangre se realiza por una especie de "ordeñamiento" que varios dedos mecánicos efectúan sobre un tubo flexible. La bomba de corriente continua, también es utilizada por Kantrowitz¹⁷ y Potts¹⁸.

Este sistema en general, sería de mayor simplicidad que el de presión pulsátil, por la ausencia de válvulas; en cambio, los riesgos de hemólisis son parecidos. Con respecto a la importancia de corriente sanguínea pulsátil, hay distintas experiencias tales como las de Wesolowski¹⁹, quien demuestra su condición de imprescindible, en el mantenimiento del tono vasomotor durante perfusiones prolongadas de la circulación sistemática.

No obstante las amplias posibilidades exhibidas por los circui-

CORAZÓN ARTIFICIAL

tos circulatorios extracorporales, su uso no se ha sistematizado en razón, seguramente de las dificultades técnico-económicas de su aplicación. El aparato que nosotros hemos empleado, es similar al de Dale-Schuster, con algunas modificaciones propias que permiten su construcción a bajo costo.

DESCRIPCIÓN DEL CORAZÓN ARTIFICIAL

Todo el sistema "sistema circulatorio extracorporal" consta de las siguientes partes (Fig. 1): a) Bomba de diafragma; b) Cámaras "ventriculares" de bombeo de la sangre; c) Reservorio "auricular" de sangre; d) Otras partes del circuito; y eventualmente, e) Oxigenador con pulmones homólogos aislados.

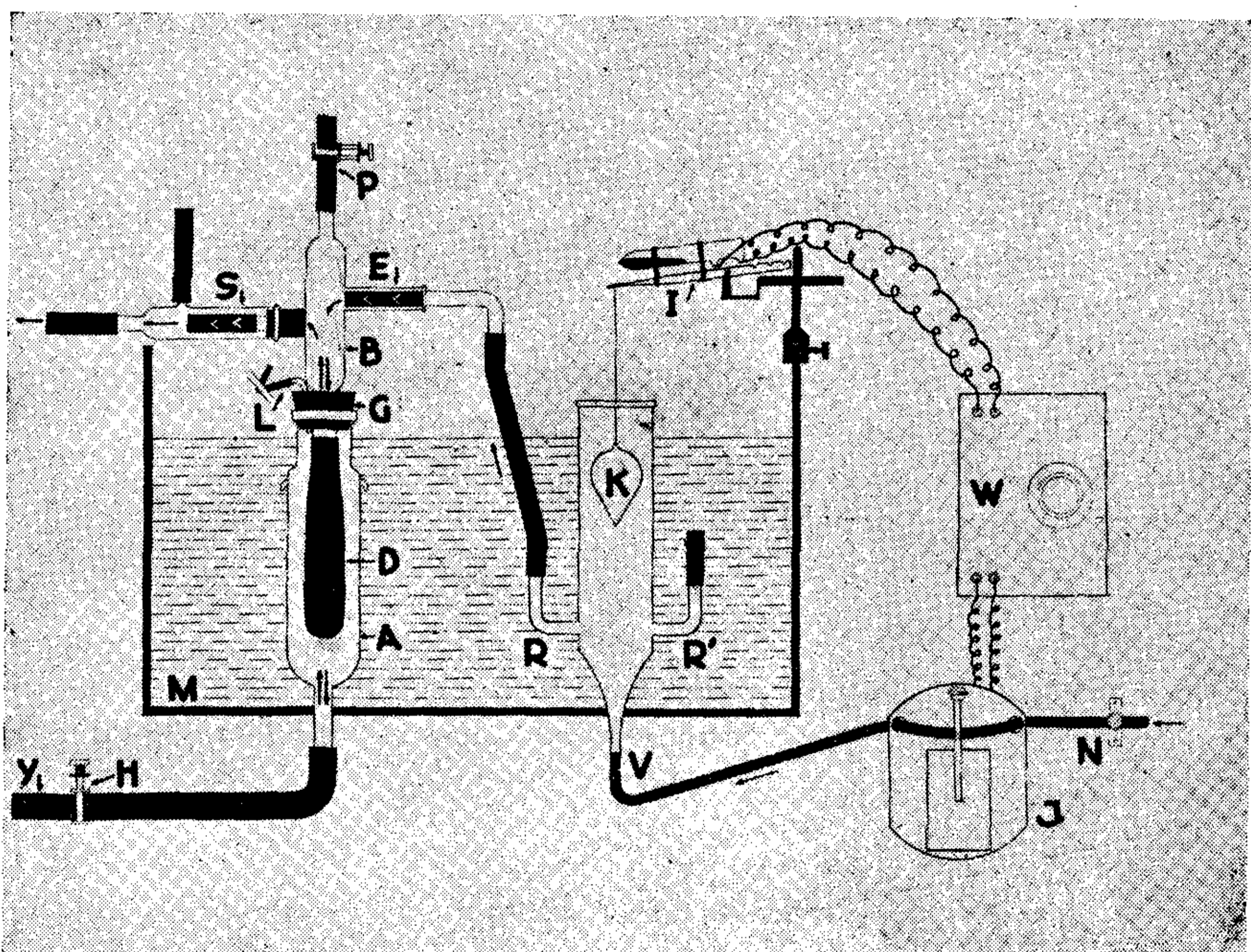


FIG. 1. — ESQUEMA DEL CORAZÓN ARTIFICIAL: (V) reservorio "auricular" con (K) flotante (I, W, J) dispositivo electromagnético interruptor del aflujo (N); (A) cámara con agua conectada a la bomba de diafragma con (H) regulador de caudal; (D) cámara "ventricular" de goma en conexión con la cámara (B) de circulación; (E, S) válvulas de entrada y salida de la sangre; (P) trampa de aire y amortiguación; (M) baño-termostato.

a) LA BOMBA DE DIAFRAGMA es del tipo aspirante-impelente. Un motor de $\frac{1}{8}$ HP cuya velocidad es reducida por un sistema de poleas en "V" moviliza al diafragma de goma de la cámara de compresión mediante una transmisión con biela. Dicho diafragma, que hace las veces de pistón, ejerce presión sobre el agua contenida en la cámara, que es de unos 50 ml. de capacidad. La cámara de agua está conectada con el resto del sistema mediante una fuerte tubula-

CORAZÓN ARTIFICIAL

dura de goma (Fig. 1). A cada excursión del diafragma se moviliza una cantidad de líquido que puede variarse a voluntad, modificando la posición del excéntrico de la biela por medio de un tornillo especial. Este sistema de regulación tiene el inconveniente de que no puede ajustarse durante el funcionamiento de la bomba. Dentro de márgenes más reducidos la regulación del caudal de agua que llega a las cámaras "ventriculares" se puede obtener mediante una pinza de Hoffmann (Fig. 1, H) que comprime el tubo elástico (Y). Este tubo es lo suficientemente distensible como para absorber el aumento de presión que se origina por detrás de la pinza de Hoffmann ajustada. De esa manera, el tornillo actúa como regulador macrométrico del caudal y la pinza (H) como regulador micrométrico, permitiendo que el volumen minuto de sangre que expulsa la bomba pueda adaptarse así a las necesidades de perfusión. Además, mediante un juego de poleas pueden obtenerse tres frecuencias distintas: 80, 100 y 120 revoluciones por minuto.

b) EL SECTOR DE BOMBEO DE LA SANGRE (Fig. 1), que llamaremos cámaras ventriculares, puede ir o no sumergido en un baño termostático, de acuerdo con las condiciones térmicas con que se desee trabajar. Consta de dos partes: la cámara inferior (A) y la superior (B). La cámara (A) que contiene agua, se comunica con la bomba de diafragma por medio del tubo (Y). Además lleva en su interior un dedal elástico o "ventrículo de goma" (D) que está en comunicación con la cámara (B) a través del tapón de goma (G). La cámara (B) y el "ventrículo" (D) están llenos con sangre. El funcionamiento se realiza de la siguiente manera: Cuando la bomba de diafragma introduce agua en la cámara (A), el ventrículo de goma (D) es comprimido, la válvula de entrada (E) se cierra e impide el reflujo de sangre a través de ella, mientras que la válvula de salida (S) se abre y la sangre escapa (sístole). Cuando la bomba de diafragma aspira el agua de la cámara (A), el ventrículo elástico (D) se distiende, la válvula (S) se cierra mientras (E) se abre, de manera que la sangre se precipita a través de ella en el ventrículo de goma (D) (lleno diastólico). Las válvulas, del tipo sopapa, resultan de construcción sencilla. En un trozo de tubo de goma de cierta rigidez, uno de cuyos extremos está obturado, se practican dos a cuatro cortes en "pico de flauta", de modo que la lengüeta triangular resultante oriente su vértice en el mismo sentido de la corriente deseada. En cuanto al extremo libre de la válvula, deberá ser ajustado al tubo conductor aferente o eferente, según se trate respectivamente de la entrada o de la salida. Las válvulas señaladas tienen un funcionamiento ágil, con un reflujo despreciable y no parecen ser excesivamente hemolizantes.

El extremo superior (P) de la cámara (B) sirve como trampa de burbujas de aire y eventualmente como amortiguador de la pulsatibilidad "intra-ventricular" si se deja una capa de aire suficiente. A su vez la llave (L) sirve para introducir o evacuar aire de la cámara (A), con fines de amortiguación, y al mismo tiempo, para variar el caudal de salida. La capacidad de las cámaras ventriculares, incluyendo el ventrículo de goma, puede variarse en relación con el caudal deseado. En general, nosotros hemos usado la (A) de 50 ml, la (B) de 20 ml y el ventrículo (D) de 10 ml, medidas que permiten rendimientos variables.

La sangre que afluye a la cámara (B) no viene directamente de los vasos del animal sino que pasa por un reservorio intercalado que pasaremos a describir.

c) EL RESERVORIO AURICULAR DE SANGRE (Fig. 1) constituye un sistema abierto al aire exterior. Consta de un recipiente de "pyrex" de forma cónica con dos entradas laterales, una para sangre de reserva (R') y otra (R) que queda conectada a la cámara ventricular (B); por el extremo inferior (V) del "reservorio" penetra la sangre proveniente del animal (N). La regulación de la presión auricular, es decir, del nivel de sangre en el reservorio, es automática, lo que se consigue mediante un "relay" electrónico accionado por un interruptor de mercurio.

Por la parte superior del reservorio penetra un flotante (K) que desplazado verticalmente por el nivel de la sangre, hace oscilar la palanca y el interruptor de mercurio (I); este último, a su vez mediante el relay electrónico (W) deja pasar o interrumpe la corriente a un electroimán (J). Cuando el electroimán es activado, atrae el vástago metálico que obtura el tubo de goma e impide el acceso de sangre al reservorio auricular. En cambio, cuando el nivel de la sangre de aquel desciende, el relay corta la corriente del electroimán, el vástago interruptor se eleva, y la sangre puede fluir libremente hacia el reservorio. De esta manera, el funcionamiento del circuito es automático y no reclama atención alguna, siempre, naturalmente, que la oferta de sangre iguale o supere a la demanda. Si accidentalmente el aporte de sangre no resulta suficiente, puede recurrirse a la reserva a través del tubo (R'). La intercalación del reservorio auricular entre la fuente de aspiración (cámaras ventriculares) y los vasos del animal, impide el colapso de estos últimos, hecho que dañaría el endotelio; además, hace las veces de trampa de aire. Dada la pequeña superficie que representa el nivel superior de la sangre en el reservorio, puede considerarse que el intercambio de gases es despreciable.

d) EL RESTO DEL CIRCUITO CIRCULATORIO EXTRACORPORAL, comprende las tubuladuras de conducción (con preferencia de polietileno) con ramas laterales para la evacuación de burbujas, para tomas de muestras de sangre, medición de temperatura y dispositivo de inyección. Este último está construido de un delgado tubo de polietileno (1 mm.), que es introducido en la luz del tubo que conecta los vasos del animal con la bomba. Las cámaras de bombeo (A y B) y el "reservorio" auricular van sumergidos en un baño termostato (M).

e) EL PREPARADO DE PULMONES, aislados especialmente de otro perro, se intercala en el circuito toda vez que se requiere una oxigenación de la sangre extracorporal. El animal dador es heparinizado (2 mg/kg de peso) y luego sangrado (la sangre se recoge con heparina: 100 mg por litro). Luego se evisceran en bloque los pulmones, tráquea, corazón y grandes vasos; se liga la raíz de la aorta y se canula la arteria pulmonar, a través del tracto de salida del ventrículo derecho, y la aurícula izq., penetrando por su orejuela. Los órganos se rodean con compresas empapadas en solución fisiológica. La oxigenación extracorporal requiere el uso de dos corazones mecánicos, uno derecho y otro izq., los que quedan conectados al preparado pulmonar de la siguiente manera: la salida del corazón derecho con la cánula de la arteria pulmonar, y la entrada del

izq. con la cánula de la aurícula homónima. La ventilación pulmonar se efectúa con un aparato fuelle de circuito abierto al aire atmosférico. Nuestra bomba de diafragma es capaz de mantener el funcionamiento de los dos corazones mecánicos, con presiones y caudales independientes.

La bomba de diafragma, trabajando libremente, es capaz de desplazar 25 ml por golpe, y como ya hemos señalado, pueden obtenerse tres frecuencias distintas (80, 100 y 120 p. min.). La falta de rigidez del sistema de conexión entre la bomba de diafragma y las cámaras ventriculares por una parte, y la resistencia que por otra se opone al vaciamiento del ventrículo de goma, hace que cierta proporción del caudal expulsado por la bomba se emplee en distender el sistema elástico, restándole al volumen de expulsión un pequeño margen. En otras palabras, el amortiguamiento elástico del sistema disminuye el verdadero rendimiento de la bomba de diafragma, lo cual, sin embargo, no interfiere nuestros habituales caudales de perfusión; ellos alcanzan cifras que oscilan entre 10 y 500 ml. p. min.

EMPLEO DE LA BOMBA

Pasamos a describir brevemente un experimento de perfusión donde pueden apreciarse las características de la bomba en funcionamiento y la demostración de los propósitos ya anunciados.

Perro de 10 kg anestesiado con cloralosa endovenosa (0.10 g/kg de peso, sol. 1%). Se desnerva una de las patas posteriores mediante la sección de ambos vagos, con el propósito de que todas las respuestas presoras dependan de un solo baroreceptor. Se aíslan y reparan los vasos que se emplearán en la perfusión, así como también la porción terminal de la aorta abdominal, que será ocluida al comenzar la perfusión. La hemostasia debe ser sumamente cuidadosa en este tipo de operaciones y es mejor dejar pasar un par de horas antes de heparinizar al animal. Mientras tanto, se llena el sistema perfusor con sangre heparinizada de un perro dador (100 mg por litro) evacuando cuidadosamente las burbujas de aire. La heparinización del perro receptor se efectúa a razón de 5 a 7 mg por kg de peso (Liquemine) dosis que puede repetirse a la hora. Se canula la carótida primitiva que tiene el seno desnervado, que queda así conectada con el reservorio auricular; también se canulan las dos arterias femorales, dejando así las patas normal y desnervada listas para ser perfundidas por unidades de bombeo independientes, aunque accionadas por una misma bomba de diafragma. La circulación se establece de la siguiente forma: la sangre que sale de la carótida llena el recipiente auricular, el cual abastece a ambas "cámaras ventriculares", las que a su vez perfunden a cada una de las patas

por separado. De esta manera, la presión en los circuitos vasculares de las patas sólo dependerá de la resistencia periférica, ya que el volumen minuto es mantenido constante. Para evitar que la circulación colateral participe en forma importante en la irrigación de las patas perfundidas, habitualmente ligamos la aorta abdominal,

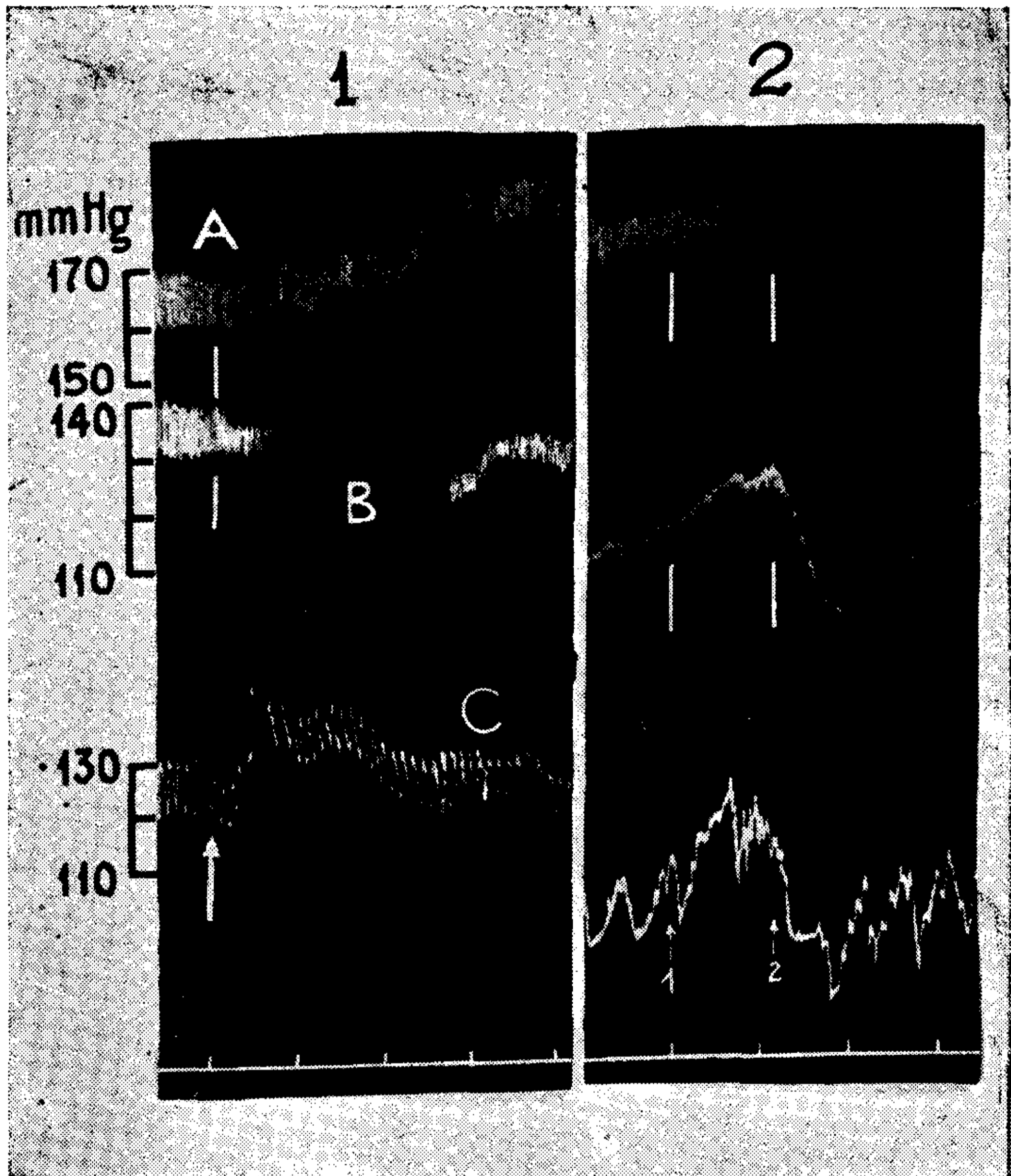


FIG. 2. — PERFUSION POR SEPARADO DE LAS PATAS POSTERIORES DEL PERRO. Registros de presiones arteriales: (A) pata desnervada; (B) pata normal; (C) carótida primitiva o axilar; (t) tiempo 30 seg. Gráfico 1: flecha indicando inyección 10 gamas adrenalina por vía yugular. Gráfico 2: flechas indicando oclusión y liberación carótida prim. inervada.

preparada a tal efecto; esta maniobra tiene mucha importancia ya que la circulación colateral suele determinar por sí sola presiones arteriales de 70 a 80 mm de Hg en el cabo "distal" de la arteria femoral.

CORAZÓN ARTIFICIAL

Con el procedimiento arriba detallado se han obtenido diversos gráficos, como los de la fig. 2 en donde se muestra la respuesta presora general (C). Las reacciones vasculares de la pata normal (B) y de la desnervada (A) perfundidas independientemente.

Puede comprobarse en el gráfico N° 1 de la fig. 2 que la inyección de 10 gammas de adrenalina en la vena yugular (flecha indicadora) provoca hipertensión carotídea (C) y vasodilatación en la pata normal (B), a través del reflejo baropresor del seno intacto, mientras que la pata desnervada (A) prácticamente no sufre modificaciones inmediatas (la pequeña elevación terminal que se registra en A, corresponde al efecto local de la adrenalina, que ha salido de la circulación general del perro hacia el corazón artificial que perfunde la pata desnervada).

El gráfico N° 2 de la fig. 2, corresponde a otro experimento similar en el cual la presión arterial general, se registró en la axilar. Se comprueba que la oclusión de la carótida primitiva con seno intacto (flecha 1) determina una hipertensión general (C) y una vasoconstricción periférica (B) que naturalmente no se observa en la pata desnervada (A); por el contrario, la desoclusión de dicha arteria (flecha 2) provoca caída de la presión general (C) y una vasodilatación periférica, fundamentalmente apreciable en la pata normal (B). Como se desprende pues de estas pruebas, la perfusión artificial de distintos órganos permite estudiar con seguridad la acción vascular de distintas sustancias u otras clases de estímulos, desglosando el efecto directo o local del reflejo.

CARACTERÍSTICAS DINÁMICAS DEL CORAZÓN ARTIFICIAL

Con el fin de conocer las características dinámicas de la bomba hemos efectuado registros gráficos de las presiones con un electromanómetro Strain-Gauge (fig. 3). En una primera serie de pruebas se efectuó la perfusión sanguínea de una de las patas de un perro, y se registraron las presiones correspondientes, colocando el catéter inmediatamente después de la válvula "arterial" del corazón mecánico; tales registros corresponden a los trazados 1, 2, 3, 4, 5 de la figura 3. En los trazados 6 y 7, la pata fué reemplazada por una resistencia artificial, tipo Starling; en ésta la sangre pasa por una tubuladura de goma blanda, encerrada en una cámara rígida, en la que se introduce aire a la presión deseada. La presión a que

está sometido el aire, es la que debe vencer la sangre para circular, es decir que representa la resistencia periférica. Por último, se ha registrado el gráfico N° 8 correspondiente a la presión "intraventricular" de la bomba, ya que refleja los cambios dinámicos que ocurren en el interior del dedal o ventrículo de goma (ver fig. 1). De la observación de tales registros pueden deducirse las siguientes conclusiones:

1) Que al aumentar el volumen minuto aumenta la presión máxima, mientras que la mínima permanece constante (ver trazados 1, 2 y 3).

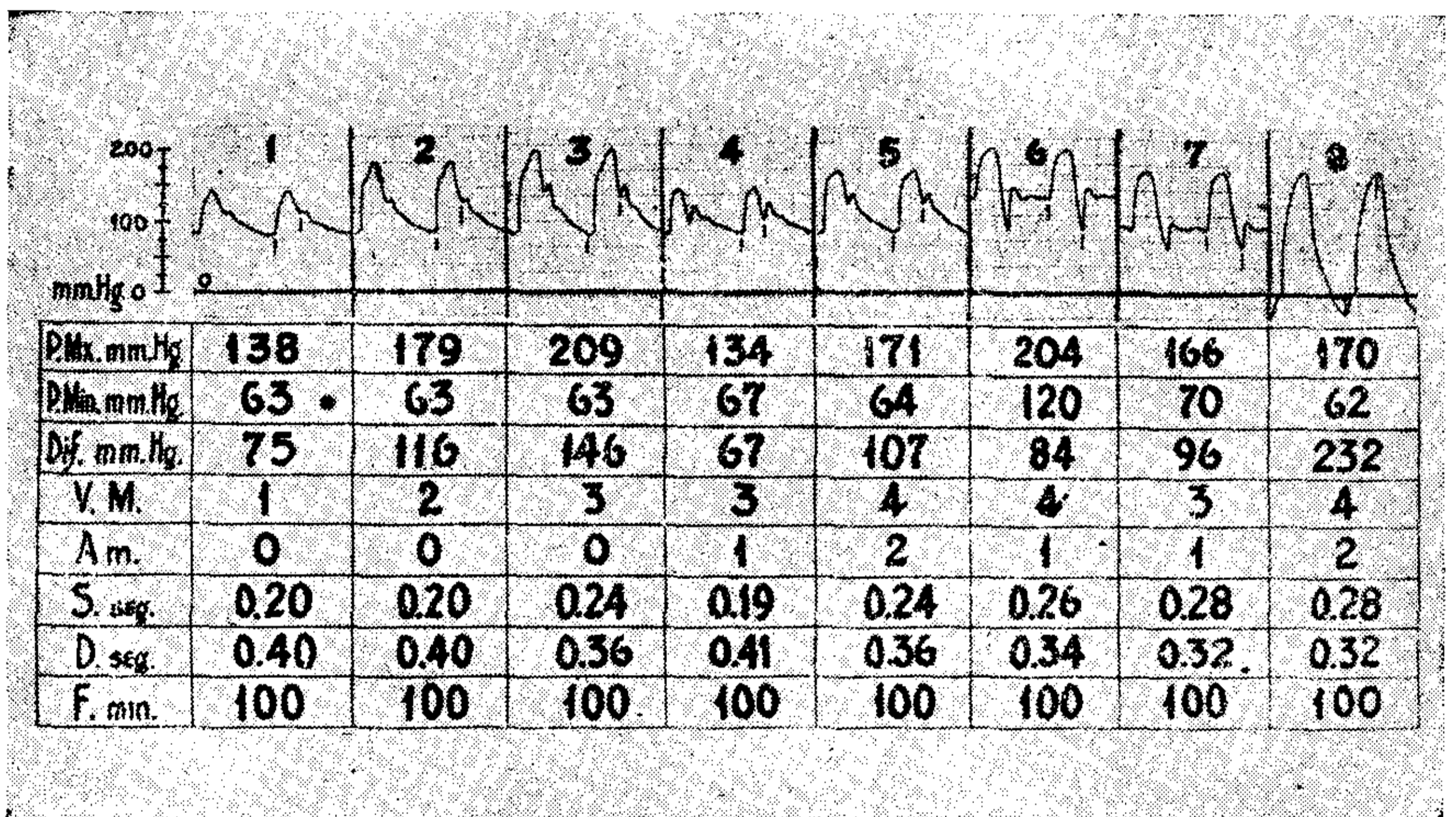


FIG. 3. — CARACTERÍSTICAS DINAMICAS DEL CORAZON ARTIFICIAL: (1, 2, 3, 4 y 5) presión arterial de perfusión de la pata posterior de un perro; (6 y 7) reemplazo de la pata por una resistencia artificial tipo Starling; (8) presión "intraventricular" del corazón artificial. Abajo se señalan los valores de: presión máxima, mínima y diferencial; volumen minuto (V. M.); grado de amortiguación de la pulsatibilidad de la corriente (Am.); tiempo de duración de la sístole (S) y diástole (D) mecánicas en segundos; frecuencia de "latidos" por minuto (F. min.)

2) Que aumentando el volumen minuto se alarga paralelamente la duración de la sístole por la prolongación del período expulsivo (trazados 1, 2 y 3).

3) Que la amortiguación de aire dentro de la cámara "ventricular" A de la bomba disminuye el volumen minuto, como parece indicarlo la caída de la presión máxima y la invariabilidad de la mínima (trazados 4 y 5).

4) Que en los trazados 4 y 5 se observa una incisura más profunda que en los anteriores, efecto atribuible al amortiguamiento que, impidiendo la brusca succión de la bomba, permite que la válvula arterial quede abierta un instante, y dé así origen al descenso tensional del comienzo de la diástole; la onda post-incisural estaría magnificada por las características elásticas de los tubos de goma sometidos a una presión relativamente baja.

5) Que la presión sistólica depende del volumen minuto 1, 2 y 3 y la resistencia periférica, como se puede observar en los gráficos 6 y 7 donde las cifras de la primera son exactamente las empleadas en la propia resistencia artificial. Llama también la atención el hecho que la curva diastólica en vez de ser descendente como en el pulso arterial (trazados 1, 2, 3, 4 y 5) es totalmente horizontal; ello demuestra claramente que durante la diástole, la sangre no ha podido atravesar la resistencia artificial ni tampoco refluir por la válvula "arterial o aórtica" del corazón mecánico.

6) Que en las curvas de presiones ventriculares, la sístole y la diástole prácticamente tienen la misma duración, además una parte de la fase diastólica (final de la misma) es fracamente negativa, hecho producido por la aspiración de la bomba de diafragma (trazado 8).

7) Que la diferencia entre el tiempo de duración de la sístole en el pulso "arterial" (gráfico 3) y el "ventricular" (gráfico 8) corresponde al período isométrico sistólico del corazón artificial (0,04 seg).

8) Que existen muchas similitudes entre las condiciones dinámicas de la circulación periférica obtenida con corazón artificial y la fisiológica tales como la forma del pulso "arterial central", la presión máxima dependiendo del volumen sistólico y la mínima de la resistencia periférica, etc.

Por último debemos señalar un hecho importante: resulta muy probable que actuando con dos corazones artificiales dependientes de una misma bomba de diafragma, las variaciones en la resistencia periférica de uno de ellos pueda repercutir en las condiciones dinámicas del otro, situación que a su vez puede provocar una falsa respuesta en el registro tensional. Esta eventual situación de pequeña interdependencia fué confirmada en los casos en que se trabajó con altos caudales y presiones, no ocurriendo lo mismo, en cambio, en aquellos de perfusión moderada, que son los habituales.

HEMÓLISIS. — Para determinar el grado de hemólisis que la acción mecánica causa sobre la sangre circulante, se utilizó un procedimiento fotocolorimétrico destinado a medir la cantidad de hemoglobina libre en plasma*. En primer término fué necesario hacer una curva colorimétrica con pequeños porcentajes de hemoglobina. Para ello se tomó una muestra de sangre de perro, se le determinó la cantidad de hemoglobina por los métodos Wong²⁰ y Van Slyke²¹ y se la hemolizó totalmente en agua destilada (dilución 1/8). A su vez, esta sangre hemolizada fué diluída en distintas cantidades de plasma límpido de manera de formar la siguiente escala de valores testigos: 25, 45, 75, 100, 150, 175 y 200 mgr. % de Hb. libre en plasma. Con estos testigos y una muestra "cero o blanco" del mismo plasma utilizado para las diluciones anteriores, se construyó la curva colorimétrica (fotocolorímetro Klett-Sumerson) necesaria para las determinaciones de la hemólisis durante las experiencias con el corazón artificial. Entonces se tomaron distintas muestras de la sangre circulante por el circuito extracorporal, se centrifugaron y el plasma correspondiente fué medido en forma directa en el fotocolorímetro y referido a la curva de hemólisis descripta. Aquí, el testigo "blanco" también fué establecido con el plasma del animal o animales (casos de perros dador y receptor) antes de iniciar la perfusión artificial.

Los valores de hemólisis que se obtienen son relativos, es decir, corresponden a las diferencias encontradas antes y después de la circulación artificial, aunque los primeros están prácticamente identificados con los fisiológicos. Se ha comprobado que nuestro corazón mecánico produce una hemólisis no riesgosa para la normalidad funcional u orgánica del animal experimentado. Así, después de dos horas de perfundir el territorio arterial infradiafragmático, a través de la aorta torácica inferior, se han verificado cifras oscilantes de 30 a 90 mgr. % de Hb. libre en plasma. Debe de recordarse que la hemoglobinuria y sus riesgos renales, se producen por arriba de los 135 mgr. %.

MEDICIÓN DEL VOLUMEN MINUTO. — El caudal de perfusión de la bomba se mide directamente tomando el tiempo de evacuación de un recipiente graduado conectado al reservorio "auricular". Este procedimiento es sencillo y bastante exacto, pero no permite la

* Con la colaboración de la Dra. J. E. Sottano.

CORAZÓN ARTIFICIAL

valoración permanente del volumen minuto del corazón artificial, que debe de realizarse entonces separadamente durante la experiencia.

RESUMEN

Clasificar a una droga como vaso-constrictora o dilatadora, de acuerdo a su acción sobre la presión arterial, puede inducir a error ya que el efecto tensional podría ser el resultado de una influencia sobre el corazón y no sobre los vasos. Es necesario entonces mantener constante el volumen minuto cardíaco, lo cual puede obtenerse mediante el uso de un corazón artificial: el que aquí se describe está construido según el tipo Dale-Schuster. Es en síntesis una bomba aspirante impelente que actúa sobre un "ventrículo de goma", con válvulas de "sopapa" de entrada y salida, generando una corriente sanguínea pulsátil. Precede a la cámara de bombeo un reservorio "auricular" con regulación electromagnética de la presión "auricular". En los casos en que se efectúa oxigenación extracorporal el circuito se completa con un preparado de pulmones homólogos. Se describe la perfusión por separado de las patas posteriores de un perro (una pata normal y otra desnervada) con la sangre proveniente de una de las carótidas primitivas del mismo perro. Los registros tensionales correspondientes permiten desglosar claramente los efectos vaso-constrictores o dilatadores locales o reflejos, de distintos estímulos y sustancias.

También se estudian las condiciones dinámicas de este tipo de circulación —bastante similares a la fisiológica— y el grado de hemólisis que se produce, que siendo discreta no es peligrosa.

BIBLIOGRAFIA

1. Dale, H. H.; Schuster, E. H.: A Double Perfusion Pump. *J. Physiol.* 1927-28, 64, 356.
2. Gibbs, O. S.: An Artificial Heart for Dogs. — *J. Pharmacol.* 1930, 38, 197.
3. Perianes, I.; Berreta, J. A.; Löefler, A. — Perfusión de las coronarias en Cirugía Cardíaca. - 4º Congreso Interamericano de Cardiología — Bs. As. 1952.
4. Perianes, I.; Berreta, J. A. y Calvo, R. — Mantenimiento artificial de la circulación. - 4º Congreso Interamericano de Cardiología. — Bs. As. 1952.
5. Calvo, R.: Mantenimiento artificial de la circulación. Tesis del Doctorado de Medicina. Facultad de C. Médicas de la Universidad de Buenos Aires. 1955.

6. *Dennis, C.; Spreng, D. S. (Jr.); Nelson, J. E.; Karlson, K. E.; Nelson, R. M.; Thomas, J. V.; Eder, W. P.; Varco, R. L.*: Developement of a pump Oxigenator to Replace the Heart and Lungs. An Apparatus Applicable to Human Patients and application to One Case. *An. Surg.* 1951, *134*, 709.
7. *Jonbloed, J.*: The Mechanical Heart-Lung System. *Surg. Gynec. Obst.* 1949, *89*, 684.
8. *Dodrill, F. H.; Hill, E.; Gerish, R. A.*: Some Physiologic Aspects of the Artificial Heart Problems. *J. Thorac. Surgery* 1952, *24*, 124.
9. *Björk, V. O.*: Brain Perfusion in Dogs With Artificially Oxigenated Blood. *Lancet*, 1948, *2*, 491.
10. *Strak, H. D.; Ellison, E. H.; Zolling, R. M.*: Cardiotomy into an Empty Left Ventricle. *Surgery* 1950, *28*, 225.
11. *Clowes, G. H. A.; Hunter, J.; Robertson, R. W.*: Experimental Exposure for Operation upon the Mitral Valve. *Ann. Surgery* 1951, *134*, 970.
12. *Sewell, W. H.; (Jr.) Glenn, W. L.*: Observation on the pump Designed to Shunt Venous Blood past the Right Heart directly in the Pulmonary Art. *Surgery* 1950, *28*, 474.
13. *Clark, L. C. (Jr.); Hooven, F.; Golland, F.*: A Large Capacity All-Glass Dispersion Oxigenator and Pump. *Rev. scient. Instrum.* 1952, *23*, 748.
14. *Van Allen, C. M.*: A Pump for Clinical and Laboratory Purpose which Employs the Milxing Principle. *J. Amer. med. Ass.* 1932, *98*, 180.
15. *Gibbon, J. H. (Jr.)*: Artificial Maintenance Circulation during Experimental Occlusion of the Pulmonary Art. followed by Survival. *Surg. Gynec. Obst.* 1949, *89*, 684.
16. *Lillehei, C. W.; Cohen, M.; Warden, H. E.; Varco, R. L.*: The Direct Visión Intracardiac Correction of Congenital Anomalies by Controlled Cross Circulation. *Surgery* 1955, *38*, 11.
17. *Kantrowitz, A.; Kantrowitz, A.*: Experimental Left Heart to permit Surgical Exposure of the Mitral Valve in Cats. *Proc. Soc. exper. Biol.* 1950, *74*, 193.
18. *Potts, W. J.; Riker, W. L.; Debrad, R.; Andrews, C. E.*: Maintenance of Life by homologous Lungs and Mechanical Circulation. *Surgery* 1952, *31*, 161.
19. *Wesolowski, S. A.; Welch, C. S.*: Experimental Maintenance of the Circulation by Mechanical Pumps. *Surgery* 1952, *31*, 769.
20. *Van Slyke D. D.*: Methabolic Methods: Conzolazio. Johnson and Marck. Año 1951. The C. V. Mosby Company. St. Louis.
21. *Wong, san Yin*: Colorimetric Determination of iron and Hemoglobin in blood II. - *The J. of. Biol Chem.* 77. 1928.

R E S U M É

On décrit un coeur artificiel a type Dale-Schuster consistant en une bombe aspirante-refoulente qui actue sur un "ventricule en gomme", avec valves a "soupape d'entrée et sortie", générant un courant pulsatif, qui permet de maintenir constant le volume minute cardiaque.

Un réservoir "auriculaire" précède la chambre d'expulsion avec regularisation électromagnétique de la prèssion "auriculaire". Dans les cas ou il se fait une oxigénation extra-corporelle, le circuit se complète avec un préparé

CORAZÓN ARTIFICIAL

de poumons homologues. On décrit quelques expériences de perfusion par séparé, des pattes du chien, qui permettent de distinguer clairement les effets vasoconstricteurs ou vasodilatateurs locaux ou reflets, des différents stimuli ou substances. L'hémolyse produite par l'usage de ce cœur artificiel est discrète et pas dangereuse.

SUMMARY

An artificial heart of the Dale-Schuster type is described. It consists essentially of a double-way pump acting on a rubber "ventricle" provided with inlet and outlet valves; an "auricular" reservoir can be electromagnetically regulated. Oxygenation can be provided by homologous lungs; hemolysis remains at a low level and is considered not dangerous. Experiments studying vasomotor reactions in the leg of dogs are described.

ZUSAMMENFASSUNG

Es wird ein künstliches Herz beschrieben vom Typ Dale-Schuster, bestehend aus einer Saug- und Druckpumpe die auf einen "Gummiventrikel" wirkt, aus Ein- und Austrittsklappen, eine pulsierende Strömung hervorrufend die erlaubt das Herzs-Minutenvolumen konstant zu halten. Der Pumpkammer geht ein "aurikuläres" Reservoir voraus mit elektromagnetischer Regulierung des aurikulären Druckes. In den Fällen wo die Oxygenierung ausserhalb des Körpers vorgenommen wird, wird der Kreislauf vervollständigt mit einem Präparat von homologen Lungen. Es werden einige Experimente von getrennter Perfusion der Hundehins, welche erlauben deutlich zu unterscheiden die vasoconstrictrischen und dilatatorischen lokalen Effekte oder die Reflexe auf verschiedene Stimuli oder Stoffe. Die durch diesen Apparat hervorgerufene Hämolyse ist gering und nicht gefährlich.