

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
FACULTAD DE CIENCIAS MEDICAS  
República de Guatemala, Centroamérica

*Cirugía Intracardiaca Bajo Visión Directa  
por Medio de un Corazón -Pulmón Artificial*

*ESTUDIO EXPERIMENTAL*

T E S I S

PRESENTADA A LA JUNTA DIRECTIVA  
DE LA  
FACULTAD DE CIENCIAS MEDICAS DE LA  
UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA

POR

ALDO CASTAÑEDA H.

Preparador por oposición de Anatomía. Expreparador por oposición de Anatomía Patológica. Exinstructor por oposición del laboratorio de Cirugía Experimental de la Facultad de Medicina. Exinterno de la 1a. Sala de Medicina de Mujeres. Exinterno de la Sala de Oncología «A». Exinterno de la 1a. Sala de Cirugía de Mujeres.

EN EL ACTO DE SU INVESTIDURA DE

MEDICO Y CIRUJANO

Guatemala, Febrero de 1958.

Desde que Rehn (1), en 1894, suturó por primera vez con éxito una herida lacerante del ventrículo derecho, todos los cirujanos dedicados a la cirugía cardiovascular se vieron con el problema de la hemorragia masiva que obstaculizaba cualquier intervención en el corazón. Ha sido el anhelo lograr un campo operatorio seco, que permita no sólo suturar heridas del corazón, sino también operar en el interior del mismo bajo visión directa. En 1907 Sauerbruch (2), Schepelmann (2) y Haecker (2) fueron tal vez los primeros en encaminar sus ensayos en este sentido. Encontraron que se podía ocluir durante un minuto los vasos de la base del corazón y que, ligando además ambas venas cavas, este período podía prolongarse a tres minutos sin producir daños irreversibles. Desde entonces hasta la fecha mucho se ha experimentado y progresado. Posteriormente, por medio de la hipotermia, se ha logrado prolongar el período de interrupción circulatoria. Al enfriar un animal o una persona, previa anestesia, se disminuye marcadamente su requerimiento calórico y consiguientemente disminuye también la exigencia circulatoria. A los 25° centígrados la circulación se puede interrumpir por un tiempo máximo de diez minutos. No es objeto de este trabajo entrar en detalles sobre la hipotermia controlada. Creemos que ha llenado plenamente una etapa en el desarrollo de la cirugía cardio-vascular, que abrió el campo a la cirugía del corazón bajo visión directa, pero que no obstante está cediendo cada día más terreno a la circulación extracorpórea. Señalamos, como dos de sus mayores limitaciones, los escasos diez minutos que permite para efectuar maniobras quirúrgicas dentro del corazón y, además, la

imposibilidad de atacar afecciones que requieren ventriculotomía, porque produce elevada frecuencia de fibrilación ventricular. No quisiéramos cerrar este capítulo sin mencionar los nombres de los pioneros en el campo de la hipotermia controlada como son Bigelow (3), Lewis (4), Bayley (5), Swan (6) y Brock (7).

El otro método para lograr un corazón sin sangre, que es el motivo de este trabajo, consiste en desviar la circulación a un circuito extracorpóreo supliendo el corazón por medio de una bomba y el pulmón con un oxigenador artificial. Se pensaba al principio que era suficiente suplir el corazón con una bomba (8). Si se deseaba, por ejemplo, operar en la aurícula derecha, se tenía que tomar la sangre de las venas cavas y llevarlas por un circuito y su bomba a la arteria pulmonar. Para poder operar en las cámaras izquierdas, se tenía que recibir la sangre ya oxigenada, que regresaba por las venas pulmonares e inyectarla por medio de un circuito y su bomba a la circulación sistemática (9). Wesolowsky (10) y Dodril (11) lograron hacer extravíos totales del corazón utilizando siempre el mismo pulmón del paciente.

Estos trabajos demostraron, sin embargo, que al substituir solamente la acción del corazón por medio de una bomba las intervenciones se hacían sumamente laboriosas, pues requerían múltiples canulaciones y, además, ésta no podía ser utilizada cuando existían comunicaciones septales. Surgió entonces la necesidad de considerar no sólo la exclusión del corazón sino también la exclusión del pulmón supliendo su función por un oxigenador artificial.

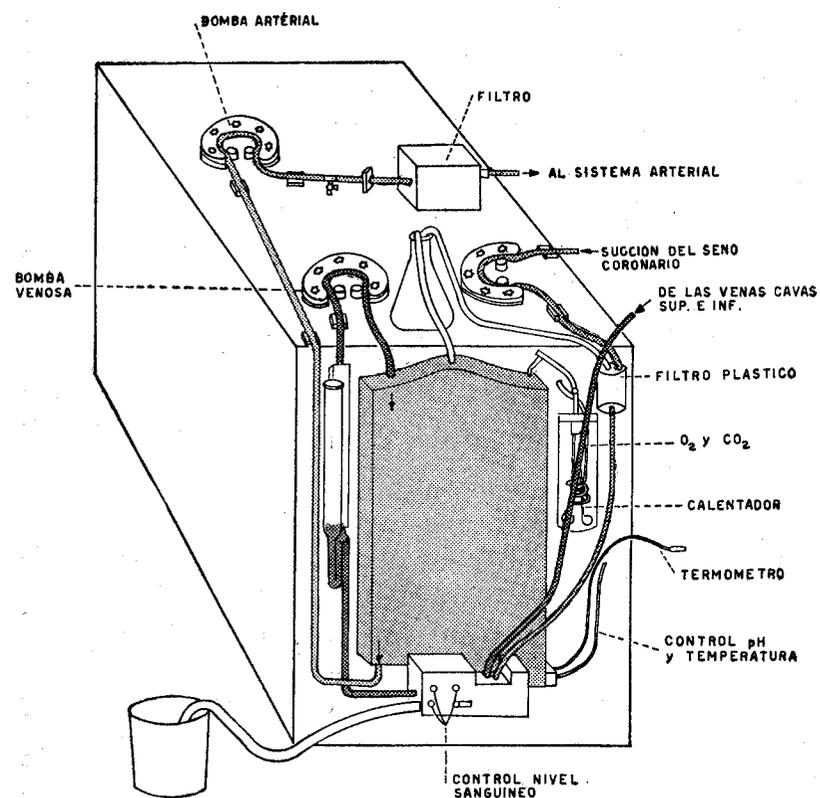
Esta substitución de la función cardio-pulmonar por medios mecánicos, es sin duda uno de los adelantos más notables obtenidos por el esfuerzo humano, en el campo de la Medicina. Muchos investigadores han participado ya sea en forma directa o indirecta, pero especial tributo debe rendirse a Gibbon, quien ya en 1937 (12) y 1939 (13) respectivamente, reportó sus primeras experiencias sobre el manteni-

miento artificial de la circulación después de ligada la arteria pulmonar; y fue el mismo Gibbon, quien en 1953 (14), reportó el primer caso humano de comunicación interauricular operado bajo visión directa, utilizando su equipo cardio-pulmonar artificial. Desde entonces la circulación extracorpórea o "by pass" ha cobrado mucho interés y son múltiples los centros que la emplean en la actualidad. Los oxigenadores artificiales se están modificando y perfeccionando cada día más. En principio se cuenta en la actualidad con dos tipos de oxigenadores,

El primero es el oxigenador ideado por Gibbon (figura No. 1). Su idea fue imitar en lo posible la función natural del pulmón. Para éso creía necesario tener superficies grandes para establecer el contacto oxígeno-sangre. El oxigenador consiste esencialmente de ocho "pantallas" de acero inoxidable, que están colocadas en sentido vertical separadas una de la otra por media pulgada. La sangre venosa del paciente es vertida sobre estas láminas, formándose una delgada película de sangre. Simultáneamente se hace pasar una corriente de oxígeno humedecido y calentado a 37° para que se efectúe la hematosis. La sangre ya oxigenada se colecta en un receptor plástico colocado en el fondo del aparato. Por medio de electrodos protegidos se controla el pH de la sangre. Se trata de mantener un pH constante de 7.4. En caso que la sangre tienda a alcalinizarse, una válvula permite automáticamente la mezcla de Co<sub>2</sub> con el oxígeno. En todo circuito extracorpóreo se pierde calor, no obstante que los tubos plásticos son malos conductores y que se agrega además oxígeno calentado. Gibbon, intercaló por eso un regulador automático que mantiene la temperatura a 37° C.

El flujo por minuto y la oxigenación siempre han sido adecuados con el oxigenador de Gibbon. En la actualidad ellos consideran como flujo satisfactorio de 75 a 100 cc. por minuto y por kilogramo de peso.

La bomba utilizada por Gibbon es la de tipo no oclusiva de De Bakey.



**OXIGENADOR DE GIBBON**

F 16.1

El aparato de Gibbon utiliza tres bombas. La primera sirve para aspirar el flujo del seno coronario; la segunda para hacer circular la sangre dentro del oxigenador y la tercera manda la sangre oxigenada al circuito sistemático.

En la Universidad de Minnesota, mientras tanto, Lillehei y colaboradores trataron de lograr la circulación extracorpórea utilizando pulmón homólogo, creando lo que se conoce bajo el nombre de circulación cruzada controlada (15). Consiste en desviarle al paciente (*receptor*) su circulación

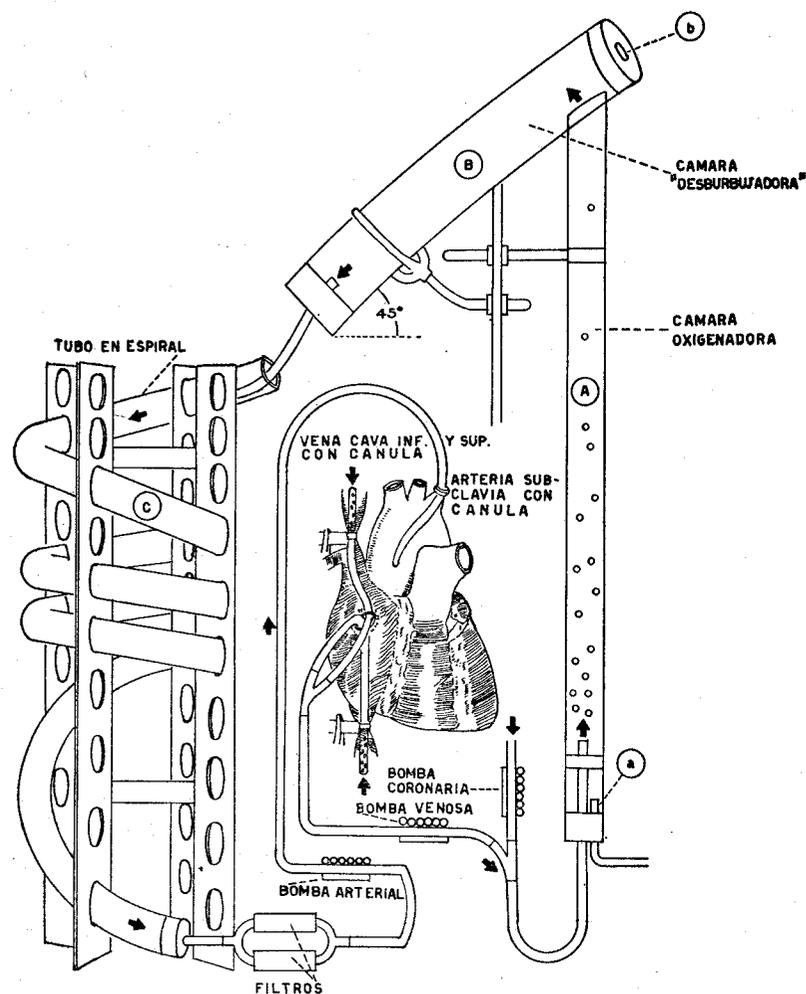
cava por medio de un circuito con una bomba e inyectarla a la vena femoral del donador quien respira oxígeno puro. Gracias a un segundo circuito y a una segunda bomba, se extrae ahora la sangre de la arteria femoral del donador para inyectarla a la arteria subclavia del receptor.

Este procedimiento tan original permitió a estos autores operar 39 casos humanos, pero a su vez se puso en evidencia su gran inconveniente por exponer seriamente la vida del donador. En vista de estos resultados se vieron urgidos a encontrar un sustituto mecánico de la función pulmonar. Ante todo decidieron seguir utilizando el "flujo reducido". Andreason y Watson (16, 17), en Inglaterra observaron que los perros lograban sobrevivir por largo tiempo con las dos cavas ligadas, siempre que se respetara la vena acigos y se permitiera que vertiera su caudal a la aurícula derecha. Lillehei y Cohen (18), midieron luego este flujo acigos y vieron que era de 8 a 14 cc. por kilogramo de peso y por minuto, lo que equivale más o menos al 10% del flujo normal. Además sabían que la sangre puesta en contacto directo con una corriente de oxígeno, dentro de una cámara, se oxigenaba a plena satisfacción, formándose burbujas o espuma.

Después de un período prolongado de experimentación salió de este grupo un oxigenador relativamente seguro (19). Trabaja con flujo reducido y con el principio de burbujas llamado oxigenador de burbujas o tipo DeWall, quien lo ha perfeccionado y generalizado su uso.

Tiene la ventaja de poder ser desarmado con facilidad, limpiado después de cada uso, esterilizado y autoclaveado. No tiene piezas de vidrio por el peligro que se pueden quebrar y además está probado que el vidrio afecta el mecanismo de coagulación de la sangre.

Lo esencial del oxigenador lo forman la cámara oxigenadora, la cámara "desburbujadora" y el tubo en espiral. Todas estas piezas son de material plástico "Tygon" (figura No. 2).



OXIGENADOR DeWALL LILLEHEI

FIG. 2

### A. LA CAMARA OXIGENADORA "A"

Este tubo vertical mide aproximadamente un metro de largo y dos centímetros y medio de ancho. Su extremo inferior está ocluido por un tapón de hule que deja pasar tan-

to al tubo plástico que trae la sangre venosa como la conexión de oxígeno (98% y Co<sub>2</sub> 2%). Esta mezcla de gases pasa por un dispersador para que se formen burbujas con la sangre. (a) Esta es forzada a lo largo del tubo para caer luego en la cámara "desburbujadora".

### B. LA CAMARA "DESBURBUJADORA" "B"

Es un tubo de cm. 45 de longitud y de cm. 5 de ancho comunicado con el tubo de oxigenación en su extremo superior, formando con este último un ángulo de más o menos 45°. El interior de esta cámara está recubierto de "Silicone" con el objeto de disminuir la tensión superficial de las burbujas como también para formar una superficie completamente lisa. En el extremo superior se encuentra una apertura de cm. 1 permitiendo el escape del exceso de O<sub>2</sub> y la eliminación del Co<sub>2</sub>. (b) El extremo inferior se encuentra cerrado por un tapón de hule a través del cual pasa un tubo de cm. 1 que hace conexión abierta con el tubo en espiral.

### C. EL TUBO EN ESPIRAL "C"

Este tubo de cm. 2 de ancho forma un serpentín con tres vueltas completas. El extremo inferior se cierra mediante un tapón de hule perforado para dar paso al tubo de conexión arterial de cm. 1 de diámetro. Las burbujas de aire que pueden haber quedado son eliminadas en las porciones superiores de esta espiral y la sangre ya arterializada, libre de burbujas, desciende por gravedad y pasa al tubo arterial, previo el paso por un filtro.

La temperatura se regula mediante lámparas de calor controladas thermostáticamente.

Para cebar este aparato se requieren más o menos 1,500 cc. de sangre. En un minuto es capaz de oxigenar 3,000 cc. de sangre no saturada.

Como bomba utilizan la "Sigmamotor" (20), (Fig. 3). Esta consiste de una unidad formada por dos cabezales mo-

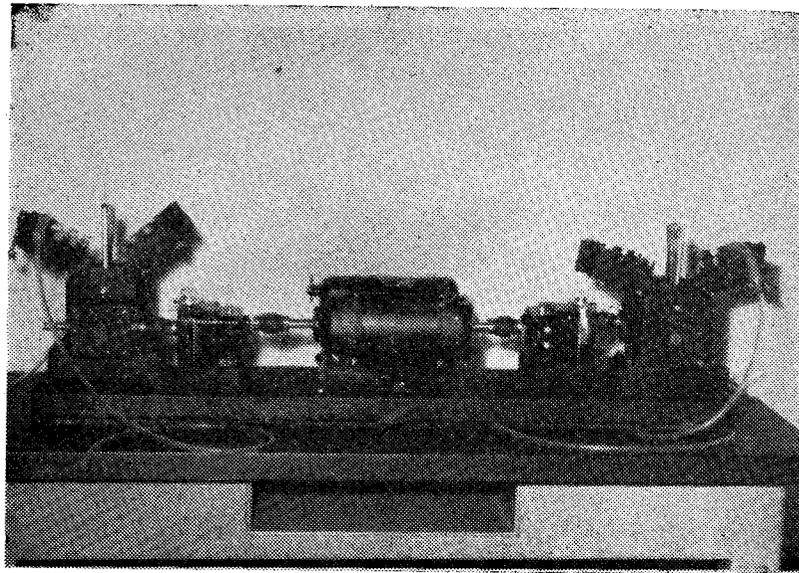


Fig. No. 3. — Bomba Sigmamotor que muestra en la parte central el motor y en los extremos los cabezales abiertos para colocar los tubos.

vidos por un motor central a prueba de explosión de  $\frac{1}{3}$  HP. Los cabezales están colocados en cada extremo conteniendo un grupo de "dedos metálicos", que se mueven progresivamente comprimiendo un tubo elástico sobre una superficie plana y resistente. El débito por minuto puede ser regulado, ya sea variando la velocidad del motor o el diámetro de los tubos plásticos del circuito. El flujo máximo alcanzable con este modelo es de 2,000 cc. por minuto. Trabajando con flujo acigos ésta cantidad resulta más que suficiente.

La sangre que se utiliza para cebar el oxigenador y los tubos, así como la sangre del paciente o perro que van a ser sometidos a la operación, se debe hacer incoagulable. Para ésto se utiliza universalmente la Heparina. Este anticoagulante activo, aislado del hígado por McLean, en 1916 (21), parece que actúa, puesto en combinación con el suero o plasma, como anti-trombínico, aunque no está del todo descarta-

do que ejerza su acción primordial, previniendo la formación de Protrombina (22). Las dosis utilizadas varían según los autores, entre 0.8 mg. hasta 5 mg. por kilogramo de peso (23, 24, 25). Una vez concluido el extravío y después de haber retirado las cánulas vasculares, se debe contrarrestar esta acción anticoagulante (de la Heparina) por medio del Sulfato de Protamina. Se obtiene una neutralización satisfactoria utilizando dosis equivalentes, aunque Thierkelsen (26), recomienda que se use una vez y media la dosis. Kolff y Co. (27), observaron lo que ellos llaman "la acción de rebote de la Heparina". Al neutralizar la Heparina con el Sulfato de Protamina, el tiempo de coagulación se normaliza a los pocos minutos. Parece sin embargo, que éste último es eliminado antes que la Heparina del torrente circulatorio —dejando así actuar de nuevo a la Heparina. En vista de lo mencionado, dichos investigadores aconsejan hacer una segunda administración de igual cantidad de Sulfato de Protamina diluida, ésta vez, en solución endovenosa. Dicha administración deberá hacerse gota a gota durante varias horas.

¿Qué sucede con la sangre —ya sean sus elementos figurados ó sus constituyentes iónicos y catiónicos— después de haber circulado dentro de una unidad cardio-pulmonar artificial?

Al extraer la sangre del organismo —y especialmente si se le somete a una oxigenación mecánica— parece que el proceso de coagulación se daña en cierto grado, traduciéndose ésto en problemas de hemorragias post-operatorias. Múltiples han sido las causas aducidas. Unos culpaban a la Heparina, otros a la contaminación bacteriana, pero parece ser que la causa se debe más directamente al daño específico ocasionado al eritrocito en el circuito extracorpóreo. Gerboide y colaboradores (24), probaron en un interesante y bien ideado experimento, que son la excesiva turbulencia, el aplastamiento mecánico, la formación de torbellinos y la exposición de la sangre a superficies insuficientemente pulidas y limpias los factores responsables de estos fenómenos hemorrágicos, por lo menos en la gran mayoría de los casos. Con-

cluyen estos autores, que las hemorragias post-operatorias que siguen a una circulación extracorpórea, están en relación directa con el daño que puede sufrir la sangre dentro del circuito. Que la turbulencia sola puede causar severos daños y que la formación de burbujas y de espuma es capaz de aumentar este daño, fué probado por Ambrus y Colaboradores (28).

Otro hallazgo de importancia se hizo en un grupo de animales, los cuales inmediatamente después del extravío mostraron un recuento globular normal. Desde el primer día post-operatorio, sin embargo, demostraron anemia severa.

Sealy y Co. (29), "marcaron" la sangre con cromo radioactivo Cr.51 y luego la hicieron pasar por una bomba y un oxigenador artificial. A continuación, esta sangre fué inyectada a un perro control, previas pruebas de compatibilidad. En toda esta serie de investigaciones en animales, se logró demostrar la presencia de una pérdida prematura de los eritrocitos transfundidos. El significado de este fenómeno no está aún del todo claro. Unos creen que las células dañadas se vuelven antigénicas y que después de un período variable los anticuerpos así estimulados, alcanzan niveles suficientemente altos que les permiten eliminar a los eritrocitos. Otros piensan que el trauma causa lesión a la superficie celular, alterando así un sistema enzimático de manera que un metabolito esencial para la vida del eritrocito ya no logra formarse, disminuyendo a niveles críticos. Se descartó la posibilidad de que el propio cromo 51 pudiera haber causado el daño, usando en otra serie de experimentos, hierro radioactivo Fe 59. Se obtuvieron exactamente los mismos resultados (30).

La hemólisis varía según los oxigenadores utilizados. Encontramos las cifras más elevadas de hemoglobina sérica en el estudio de Gott (31), utilizando un oxigenador de burbujas. La elevación fué de 77 mg.% después de 60 minutos de circulación extra-corpórea. Esta cifra es considerada aceptable, tomando en cuenta además que los eritrocitos caninos son de por sí más frágiles que los humanos.

Los leucocitos caen inmediatamente después de la intervención para sufrir luego aumento que puede llegar hasta 30,000 en el primer día post-operatorio y normalizarse a los 3 o 4 días. Esta reacción se debe esperar, según Spring, en todos los casos de perfusión artificial.

También las plaquetas sufren un descenso transitorio, pero después de una hora regresan a niveles normales. La excelente retracción del coágulo después de la administración de Sulfato de Protamina atestigua esta afirmación.

El fibrinógeno se comporta de la misma manera. Sin embargo, aquí hay que hacer notar que es de suma importancia evitar irregularidades en el circuito, como por ejemplo conexiones mal ajustadas, pues estas asperezas pueden servir como depósito de la Fibrina, organizándose ésta en trombo y, en el peor de los casos, transformarse en émbolo.

El mantenimiento del equilibrio ácido-básico fue al principio de la era de los oxigenadores artificiales una de las preocupaciones mayores. Gibbon, intercaló en su oxigenador un dispositivo automático para mantener un pH constante. Con el tiempo, sin embargo, se ha probado que todos los oxigenadores resultan sumamente efectivos para eliminar el Anhidrido Carbónico. Gott, probó que después de 60 minutos de extravío cardio-pulmonar total el pH sanguíneo se mantenía constante alrededor de 7.48. Para evaluar aún más exactamente el equilibrio ácido-básico se determinó el Bicarbonato Plasmático, o sea la reserva alcalina, y se demostró que el déficit del  $\text{HCO}_3$  fué de 8.20 milimoles por litro. Se trató de explicar esta insignificante y tolerable baja de la reserva alcalina por la elevación del Acido Láctico. DeWall y Lillehei, probaron además que mientras más baja es la velocidad de perfusión, más marcada es la depresión del Bicarbonato Plasmático. La misma relación directa existe entre el tamaño del animal y el Bicarbonato Plasmático. En los últimos tiempos más bien se administra al oxigenador no sólo oxígeno sino también Anhidrido Carbónico. De este último de 2% a 5% según las escuelas para evitar la depresión total del  $\text{Co}_2$ .

La práctica de Kolff (32), de administrar 4.5 mg. de Bicarbonato de Sodio por kilogramo de peso peroperatoriamente encuentra cada vez menos adeptos.

La Glucosa, el Nitrógeno no protéico, el Calcio y el Fósforo sérico permanecen inalterados.

Existe equilibrio fisiológico entre el Sodio y el Potasio. En términos generales el Sodio aumenta 0.9 mg. por litro y el Potasio sufre un descenso equivalente .

William y Scott (25), afirman que el Ion Cloro se eleva 8.1 mEq. por litro promedio.

Las proteínas séricas bajan 1.4 por ciento. Esta baja se efectúa a expensas de la fracción albúmina. Después de una semana éstas cifras se normalizan, siempre que no concurre un proceso infeccioso.

Las ventajas de un corazón sin sangre e inmóvil durante procedimientos intracardíacos son evidentes. Durante la circulación extra-corpórea con el corazón-pulmón artificial, además de contraerse, el corazón sigue recibiendo en su aurícula derecha la sangre del seno coronario y las venas de Tebesio. Esta sangre debe ser aspirada continuamente y, si el extravío es prolongado, la misma es por lo general reincorporada al circuito por una bomba. Debido a esta manipulación se produce indiscutiblemente cierto grado adicional de hemólisis. Estando el corazón abierto y al contraerse constantemente existe el peligro de aero-embolismo hacia arterias del circuito sistémico. Además, es innegable, que por lo menos algunos de los procedimientos intracardíacos podrían ser más efectivos, si fueran ejecutados en un corazón completamente seco e inmóvil. En 1955, Melrose y colaboradores, de Londres (33), fueron los primeros en lograr experimentalmente este propósito, inyectando Citrato de Potasio en la raíz de la aorta ascendente, ocluyéndola previamente con una pinza distal. El Ion Potasio para el corazón en diástole y el Citrato potencializa este efecto, reduciendo la cantidad de Calcio ionizado en la sangre. Durante el paro cardíaco inducido a voluntad, el corazón tiene una exigencia ca-

lórica reducida. La oclusión de la arteria aorta como también el cese del flujo coronario son mejor tolerados. Concluidas las maniobras en el corazón, sólo se retira la pinza colocada sobre la aorta, permitiendo así que la circulación del sistema coronario arrastre el Ion Potasio de la fibra cardíaca. Por lo regular el corazón comienza a latir a los 15 segundos. Actualmente se usan 2cc. de una solución de Citrato de Potasio al 25%, diluidos en 18 cc. de sangre heparinizada (32). Otros han usado el Cloruro de Potasio (34), la combinación de Sulfato de Magnesia con Citrato de Potasio (35), y últimamente Lam, preconiza (36, 37, 38), la Acetilcolina en la cantidad de 10 mlg. por kilogramo de peso diluida en 10 o 20 cc. de solución salina. En 78 casos humanos de reparación de defectos interventriculares operados por este autor, utilizando la Acetilcolina para parar el corazón, no hubo ni un solo caso de paro irreversible (39). La cardioplegia inducida ya ha sido incorporada universalmente como indispensable en la cirugía del corazón abierto.

Múltiples han sido las modificaciones y los intentos para perfeccionar los equipos cardio-pulmonares, ya sea el de placas — o Gibbon — o el de burbujas — llamado también DeWall-Lillehei. Ha encontrado más aceptación en los EE. UU. de Norte América (40, 41), Latino América (42, 43, 44) y Europa (45, 46) la escuela de Minnesota con su oxigenador de burbujas. Nos parece que esto se debe esencialmente a su fácil manejo y al bajo costo. Las modificaciones hechas a este tipo de oxigenador son secundarias, ya que el principio de la formación de burbujas se ha mantenido en todos (47, 48, 49).

Kirklin, de la Clínica Mayo, fué el primero en modificar un oxigenador tipo Gibbon (50). Este aparato resultó ser sumamente eficaz y seguro, pero su compleja estructura elevó demasiado su costo inicial así como su mantenimiento. Requiere además un gran equipo humano para su manejo, el cual resulta ser complicado y fuera del control directo del cirujano. Sin embargo, en los últimos años surgieron otras modificaciones, simplificando mucho los oxigenadores de

placas —ó láminas— reduciendo los costos a precios más razonables (51, 52). De estas unidades cardio-pulmonares nos parece de más futuro el modelo de Kay-Cross (x). Actualmente es utilizado por Gross (53), en el Hospital de Niños de Boston, quien se manifiesta satisfecho con este modelo. El principio de este oxigenador consiste en la exposición de una película de sangre a un ambiente de oxígeno sobre una serie de discos en rotación que ocupa un cilindro de Pyrex. Con este sistema no se producen burbujas ni espuma. Los discos, de acero inoxidable, son montados sobre un eje horizontal y separados uno del otro por una distancia convencional. El eje con los discos es movido por un motor. La sangre se mantiene a un nivel suficiente dentro del mismo oxigenador, que actúa como depósito, consiguiendo variaciones en el volumen del paciente y reponiendo las pérdidas extrínsecas de sangre.

La mezcla de oxígeno y anhídrido carbónico es llevada al oxigenador por un tubo de acero inoxidable, que recorre toda la longitud del oxigenador y se encuentra perforado para suplir la mezcla de gases a nivel de cada uno de los discos. Una caja de controles contiene el motor, el conmutador, el reóstato, un teletermómetro con sus controles respectivos y los enchufes para hacer la conexión con la bomba. Esta caja se mantiene aproximadamente a un metro y medio sobre el nivel del piso para disminuir en lo posible accidentes de explosión. Existen tres modelos de 13", 17" y 21" que pueden suplir un flujo máximo de cc. 1,000, 2,500 y 4,500 por minuto respectivamente. Según el tipo se pueden operar personas de Kg. 25, 45 y hasta 80. Este oxigenador proporciona una oxigenación satisfactoria en todos los casos. Después de más de dos horas de circulación extracorpórea, los hallazgos de laboratorio mostraron cambios sanguíneos dentro de límites aceptables. La superficie del Pyrex y de los discos de acero se recubren cada vez con Silicone para que no se humedezcan y para evitar la defibrinación de la sangre. Esta

(x) Pemco Inc., Cleveland, Ohio.

unidad es fácilmente desarmable para su limpieza y, armada, puede ser esterilizada bajo vapor. Hemos hecho especial mención de este oxigenador por tener algunas características que nos parecen importantes en un pulmón artificial.

## MATERIAL Y METODO

En el Laboratorio de Cirugía Experimental de la Facultad de Ciencias Médicas de Guatemala, se llevaron a cabo en perros diez experimentos de circulación extracorpórea total con ventriculotomía. Como bomba se utilizó, en todos los casos la SIGMAMOTOR T-63 (x); como oxigenador, en dos perros, el tipo clásico de DeWall y en los restantes ocho casos una modificación del oxigenador de burbujas (54) que consiste esencialmente en una bolsa plástica de Polyvinyl (xx), que contiene en su interior los tres elementos básicos de un pulmón artificial a burbujas, o sea: 1) la cámara oxigenadora, 2) la cámara desburbujadora y 3) el tubo en serpentín. Esta unidad bidimensional cuenta con un dispersador de oxígeno colocado en la parte inferior de la cámara oxigenadora y un filtro de malla por el cual debe pasar toda la sangre arterializada antes de ser inyectada al perro. Para evitar el enfriamiento de la sangre, colocamos una lámpara de calor dirigida hacia el depósito arterial. Este oxigenador se adquiere en condiciones estériles para un solo uso. Nosotros, por razones económicas, utilizamos dos bolsas para ocho experimentos.

La sangre necesaria para llenar el circuito (aproximadamente 1000 cc.) se extrae de perros donadores, haciendo una canulación de la arteria femoral o de una de las arterias carótidas. Esta sangre se hace incoagulable por medio de la Heparina a razón de 18 mlg. por cada 500 cc. de sangre extraída y se colecta en un recipiente de Polietileno.

Los perros sometidos al experimento fueron de diferente raza y sexo, oscilando su peso entre 8 y 20 kilogramos.

(x) Sigmamotor Model T-63, 3 North Main Middleport, New York.

(xx) The Baxter Lab. — Travenol Division, Illinois, Ill.

Una vez conocido el peso del animal, se procede a calcular el flujo minuto necesario y la dosificación de Heparina y de Sulfato de Protamina. Utilizamos, en todos los experimentos, flujo reducido, calculando entre 40 y 45 cc. por kilogramo de peso y por minuto. La Heparina (x) fué dosificada a razón de 1-½ mg. por kilogramo de peso, contrarrestando su acción con la misma dosis de Sulfato de Protamina.

La anestesia se indujo con Nembutal Sódico (xx) por vía endovenosa, 32 mg. por kilogramo de peso. Una vez dormidos, se les colocó un tubo endotraqueal, dando oxígeno puro por método cerrado. Por venoclisis se administraron 500 cc. de una solución dextrosada al 5%.

El perro fué colocado en decúbito lateral izquierdo, exponiendo el hemitórax derecho.

A todos se les practicó una toracotomía derecha a través del IV espacio intercostal. Después de haber colocado el separador, se reclinó el pulmón derecho caudalmente para exponer la vena acigos que debe ser ligada. Luego se colocaron cintas umbilicales alrededor de las cavas por fuera del pericardio; los extremos de estas cintas se introdujeron en tubos de hule. Enseguida se abrió el pericardio por una incisión longitudinal amplia poniendo varios puntos tractores en cada labio para obtener una buena exposición del corazón. Antes de proseguir con las canulaciones de las venas cavas se administró, por vía endovenosa, la Heparina a la dosis convenida. La vena cava superior se canalizó en todos los casos a través de la vena acigos, lo que resultó relativamente fácil en el perro. Para canular la vena cava inferior utilizamos en todos la vía transauricular. Se coloca una pinza de Satinsky en la base de la orejuela derecha pasando enseguida una ligadura gruesa proximal a la pinza. Se abre con tijera un ojal en el vértice de la orejuela para

(x) Liquemine. Gentileza de la Casa F. Hoffmann. — La Roche y Co. Ltda.

(xx) Abbott.

poder introducir la cánula. Al retirar la pinza de Satinsky se debe introducir rápidamente la cánula y apretar suavemente la ligadura sobre ella para que se pueda deslizar. Una vez en el interior de la aurícula derecha, se busca la desembocadura de la cava inferior y se introduce la cánula lo suficiente para que su extremo penetre a la luz de la cava. Luego se anuda definitivamente la orejuela sobre la cánula fijándola con cuidado. Las cánulas usadas fueron de material plástico "Polyvinylita" cuyos extremos distales se unieron en uno solo por una conexión en T de acero inoxidable que se continúa con un tubo de Tygon de ¼" de diámetro que lleva la sangre hacia el oxigenador, impulsado por un cabezal de la "Sigmamotor". Para reinyectar la sangre arterializada se utilizó, en nueve casos, la arteria femoral y, en un caso (perro No. 6) la arteria carótida derecha. Previa preparación y asepsia de la región, se disecciona la arteria femoral a nivel de la base del triángulo de Scarpa. Se coloca un "Bulldog" proximalmente ligando la arteria en su extremo distal. Con bisturí o tijera se hace una incisión transversal en la pared vascular introduciendo un cateter plástico "Polyvinylita" lo más grueso posible, tratando de penetrar hasta la luz de la arteria aorta. Esta cánula debe ser fijada también con cuidado y con varias ligaduras. Teniendo las dos venas cavas y la arteria femoral sus respectivas cánulas, se hacen las conexiones con la unidad cardio-pulmonar. Es indispensable llenar todo el sistema de cánulas con sangre para evitar que queden burbujas de aire en su interior. Para unir los diferentes tubos utilizamos conexiones de acero inoxidable.

Una vez cerrado el circuito, se puede iniciar la circulación extracorpórea parcial, poniendo en marcha el motor de la bomba, quitando previamente las pinzas colocadas sobre las cánulas y evitando apretar las ligaduras sobre las venas cavas. Esto hace que la sangre aún logre llegar hacia la aurícula derecha. Después de algunos minutos y, después de comprobar que todo marcha satisfactoriamente, se aprietan las cintas de Castilla colocadas alrededor de las cavas, obli-

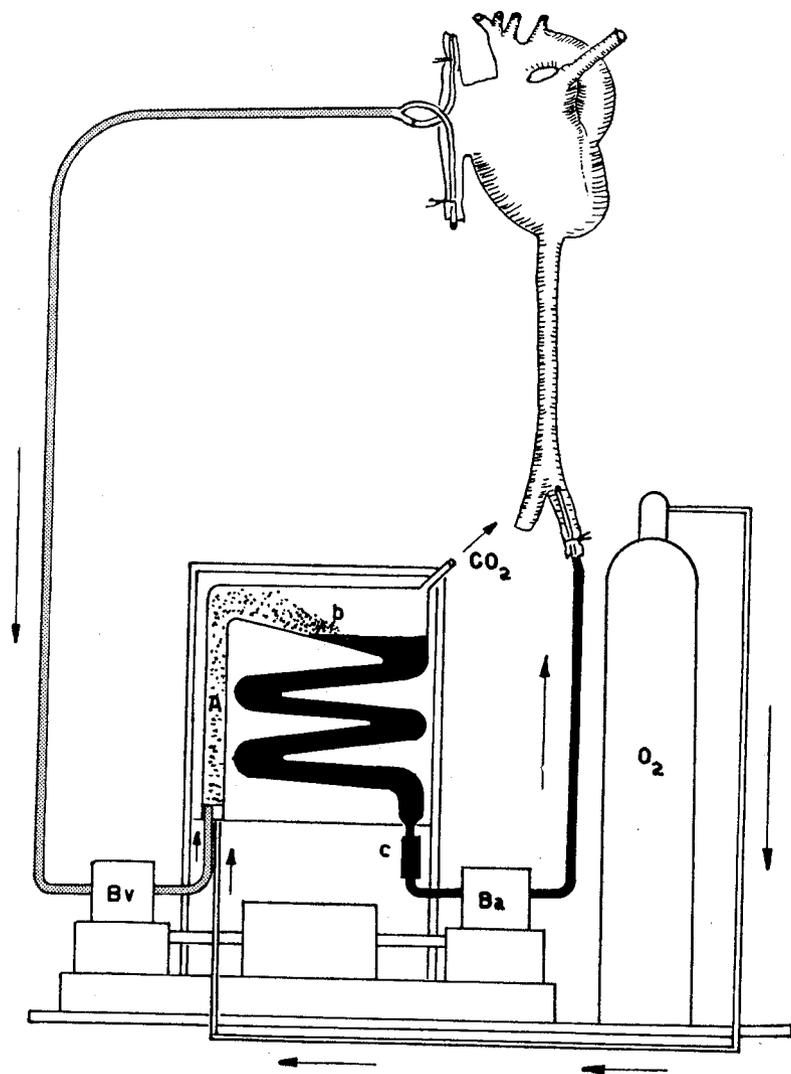


FIG. 4

gando así a toda la circulación de retorno a pasar al circuito extracorpóreo (Fig. 4). La bomba (Bv) extrae pues la sangre de las venas cavas y las lleva al oxigenador (A) en el cual se mezcla con  $O_2$  y anhídrido carbónico. La sangre asciende en este tubo en forma de espuma y llega al depósito (B) cuya superficie interior está recubierta de Silicone. En esta cámara se rompen las burbujas; el  $CO_2$  y el exceso de  $O_2$  salen por un tubo de escape. La sangre pierde así su espuma y desciende lentamente en forma líquida por el serpentín también siliconado, en el cual termina de despojarse de las más finas burbujas, quedando arterializada y lista para ser reinyectada al circuito sistémico, previo paso por un filtro (C) y la bomba (B. A.).

Mientras tanto el corazón está en condiciones de ser abierto. En los diez perros se practicó una ventriculotomía derecha. Comprobamos en todos los casos que la irrigación del miocardio era sumamente satisfactorio, lo que nos hizo insistir en colocar la cánula arterial en la arteria femoral. Esto resulta más rápido y técnicamente más sencillo que a través de la arteria subclavia. La sangre que drena la aurícula derecha proveniente del seno coronario como de las venas de Tebesio se aspiró sin incorporarla de nuevo al circuito. La visibilidad del ventrículo fué adecuada (Fig. 5). En el perro No. 3 se indujo paro cardíaco con Citrato de Potasio durante 10 minutos, logrando restablecer luego ritmo y frecuencia cardíaca normales. El tiempo máximo de circulación extracorpórea total fué de 22 minutos (perro No. 3).

Antes de retirar las cánulas se vuelve a efectuar primero el desvío parcial por unos minutos; luego se colocan unas pinzas sobre las cánulas y así se concluye el extravío cardio-pulmonar. Una vez retiradas las cánulas, inyectamos por vía endovenosa el Sulfato de Protamina.

El pericardio se cierra parcialmente, dejando una brecha para permitir el escape de sangre, evitando así taponamiento cardíaco. La vena acigos queda definitivamente ligada. Se coloca un drenaje conectado con un sello de agua

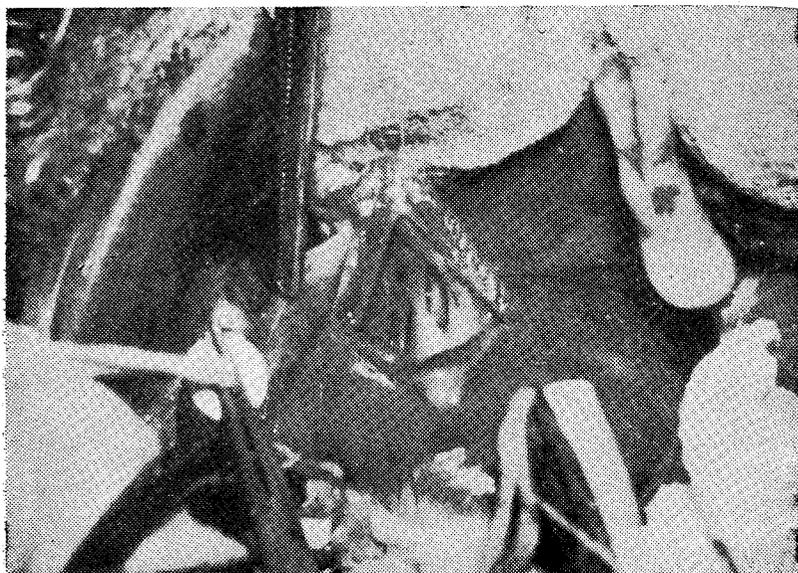


Fig. No. 5. — Obsérvese el ventrículo derecho abierto y en el fondo los pilares del mismo. Los tubos de hule y las cintas aprietan las cavas sobre sus cánulas.

mientras se cierra por planos el tórax. La arteria femoral no se reconstruyó. Todos los perros recibieron 800,000 unidades de Penicilina G. Potásica con  $\frac{1}{2}$  gramo de Estreptomina intramuscular en el post-operatorio inmediato.

## EXPERIMENTOS

### Perro No. 1.

Sexo: masculino; Color: Café; Peso: 10 Kg.

Heparina: 15 mg.; Sulfato de Protamina: 15 mg.; Flujo minuto: 440 cc.

Circulación extracorpórea parcial: 4 minutos

Circulación Extracorpórea total: 10 minutos

Ventriculotomía: 9 minutos

Sobrevida: 1 hora

Causa de muerte: Hemotórax por hemorragia en capa

### Perro No. 2.

Sexo: masculino; Color: negro; Peso: 12 Kg.

Heparina: 8 mg.; Sulfato de Protamina: 0; Flujo minuto 480 cc.

Circulación extracorpórea parcial: 4 minutos

Circulación extracorpórea total: 2 minutos

Muerte peroperatoria

Nota: En este experimento se cometió un error en la dosificación de la Heparina y se coaguló toda la sangre en el oxigenador después de dos minutos de extravío total.

### Perro No. 3.

Sexo: masculino; Color: blanco y negro; Peso: Kg. 11.2

Heparina:  $16\frac{1}{2}$  mg.; Sulfato de Protamina:  $16\frac{1}{2}$  mg.; Flujo minuto: 440 cc.

Circulación extracorpórea parcial: 3 minutos

Circulación extracorpórea total: 22 minutos

Paro cardíaco inducido: 10 minutos

Ventriculotomía: 10 minutos

Sobrevida: 4 horas

Causa de muerte: Hemotórax por hemorragia en capa

### Perro No. 4.

Sexo: femenino; Color: café; Peso: 8 Kg.

Heparina: 12 mg.; Sulfato de Protamina: 12 mg.; Flujo minuto: 360 cc.

Circulación extracorpórea parcial: 4 minutos

Circulación extracorpórea total: 18 minutos

Ventriculotomía: 10 minutos

Sobrevida: 4 horas

Causa de muerte: Hemotórax por hemorragia en capa.

### Perro No. 5.

Sexo: masculino; Color: negro; Peso: 16 Kg.

Heparina: 24 mg.; Sulfato de Protamina: 24 mg.; Flujo minuto 640 cc.

Circulación extracorpórea parcial: 3 minutos  
Circulación extracorpórea total: 18 minutos  
Ventriculotomía: 10 minutos  
Sobrevida: ½ hora  
Causa de muerte: hemotórax y shock

*Perro No. 6.*

Sexo: femenino; Color: negro; Peso: 8 Kg.  
Heparina: 12 mg.; Sulfato de Protamina: 12 mg.; Flujo  
minuto: 360 cc.  
Circulación extracorpórea parcial: 2 minutos  
Circulación extracorpórea total: 16 minutos  
Ventriculotomía: 7 minutos  
Sobrevida: 5 minutos

*Nota:* A los 5 minutos de haber cerrado la ventriculotomía el corazón entró en fibrilación ventricular irreversible. Pensamos que se debió a mala oxigenación pulmonar por anestesiista inexperto.

*Perro No. 7.*

Sexo: femenino; Color: café; Peso: 14 Kg.  
Heparina: 21 mg.; Sulfato de Protamina: 21 mg.; Flujo  
minuto: 500 cc.  
Circulación extracorpórea parcial: 3 minutos  
Circulación extracorpórea total: 16 minutos  
Ventriculotomía: 10 minutos  
Sobrevida: 6 horas  
Causa de muerte: Hemotórax

*Perro No. 8.*

Sexo: masculino; Color: café; Peso: 20 Kg.  
Heparina: 30 mg.; Sulfato de Protamina: 30 mg.; Flujo  
minuto: 450 cc.  
Circulación extracorpórea parcial: 3 minutos  
Circulación extracorpórea total: 10 minutos  
Ventriculotomía: 8 minutos  
Sobrevida: 12 horas  
Causa de muerte: Hemotórax

*Perro No. 9.*

Sexo: masculino; Color: café; Peso: 16 Kg.  
Heparina: 24 mg.; Sulfato de Protamina: 24 mg.; Flujo  
minuto: 550 cc.  
Circulación extracorpórea parcial: 3 minutos  
Circulación extracorpórea total: 20 minutos  
Ventriculotomía: 6 minutos  
Sobrevida: 6 horas  
Causa de muerte: Hemotórax

*Perro No. 10.*

Sexo: masculino; Color: negro; Peso: 9 Kg.  
Heparina: 13½ mg.; Sulfato de Protamina: 13½ mg.;  
Flujo minuto 450 cc.  
Circulación extracorpórea parcial: 3 minutos  
Circulación extracorpórea total: 16 minutos  
Ventriculotomía: 10 minutos  
Sobrevida: 6 horas  
Causa de muerte: Hemotórax

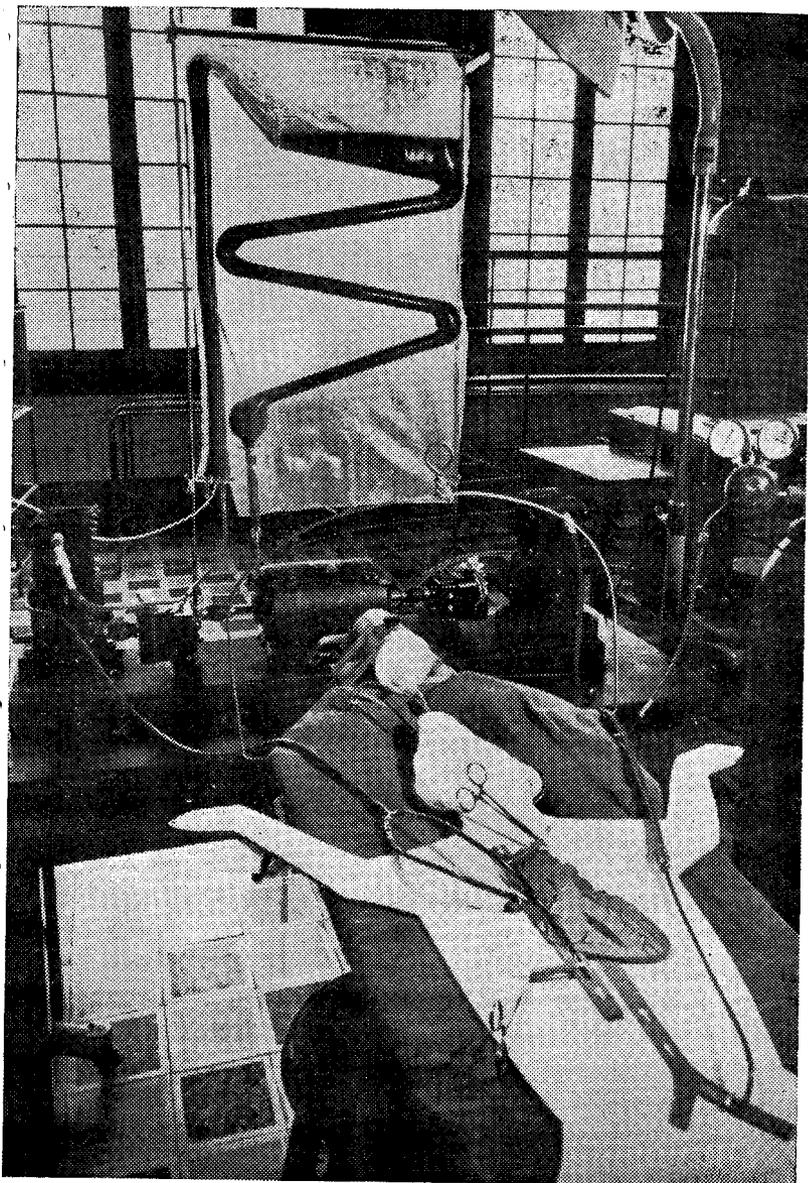


Fig. 6.—La fotografía muestra una Exhibición de un corazón-pulmón artificial presentado en el Laboratorio de Cirugía Experimental de la Facultad de Ciencias Médicas durante el Congreso Nacional de Medicina de 1957.

## COMENTARIOS

Fueron éstos los primeros intentos de circulación extracorpórea con corazón-pulmón artificial en Guatemala y en Centro América.

Los resultados, en lo que a sobrevida definitiva se refieren, no fueron del todo satisfactorios, pero gracias a estos ensayos logramos familiarizarnos con el manejo de la bomba y del oxigenador. Aprendimos a colocar las diferentes cánulas y a calcular el flujo reducido. Comprendimos además la necesidad del trabajo en equipo, sin cuya coordinación es imposible lograr una circulación extracorpórea. Debe mencionarse que no pretendíamos más que orientarnos y adquirir experiencia con el método. Aún carecemos de cierto equipo y algunas facilidades para lograr controles sanguíneos indispensables. Todos los experimentos fueron llevados a cabo bajo condiciones de limpieza pero no estériles y cabe también decir que a los perros operados no se les prestó la atención post-operatoria necesaria. Perdimos ocho perros después de varias horas de operados, por hemorragia. Con controles constantes de presión arterial, investigando en forma seriada el tiempo de coagulación y la administración de sangre citratada y de más Sulfato de Protamina, creemos que más de algún perro se hubiera salvado. Como ya fué mencionado, tuvimos que utilizar varias veces la misma bolsa. En el filtro de la bolsa se colecta mucha Fibrina capaz de formar émbolos y además se defibrina cada vez más la sangre. Tampoco contamos con conexiones apropiadas. Las improvisadas por nosotros no coaptaban siempre bien, lo que no nos permitió formar superficies completamente lisas. La aspiración de la sangre de las venas cavas aumentó, a nuestro juicio, la hemólisis. Creemos que en un futuro próximo y con más ayuda económica para la investigación en nuestro medio, estaremos en condiciones de superar estas fallas y que después de un período prudencial se podrán atacar también entre nosotros en Guatemala, en seres humanos, las afecciones que requieren operar en el corazón a cielo abierto.

Reuniendo opiniones de diversos autores y con la corta experiencia nuestra, creemos que una unidad cardio-pulmonar artificial ideal debería reunir las siguientes características: ser de bajo costo, tanto su adquisición como su mantenimiento. El motor debe ser a prueba de explosión, lo más silencioso posible y suficientemente potente para llenar, sin peligro de agotamiento, las exigencias máximas. Es conveniente que contenga un mecanismo para su manejo manual en caso de que falle la corriente eléctrica y, ante todo, debe ser posible graduar con exactitud el volumen minuto. La bomba no debe machacar la sangre para evitar excesiva hemólisis. Creemos que las bombas de tipo no oclusivas cumplen más con estos requisitos.

La función del oxigenador debe ser lo más semejante a la fisiología del pulmón humano. Mientras menos burbujas y torbellinos se formen, menor será la alteración de la compleja estructura de la sangre y el tiempo de la circulación extracorpórea se podrá prolongar aún más. Las piezas deben ser desarmables y hechas de un material que soporte la esterilización en autoclave, o las superficies expuestas al contacto con la sangre deben ser desechables después de su uso. Hay que evitar las conexiones excesivas y lo mejor sería usar un solo tubo que trajera la sangre venosa y que llevara la sangre oxigenada, disminuyendo su calibre en forma gradual para la conexión intravascular únicamente.

Compartimos el criterio de Gross (55) y Palacios Macedo (56), que recomiendan no aspirar la sangre de las cavas por medio de una bomba sino más bien hacer que llegue por gravedad al oxigenador, que en éste caso debe estar colocado a un nivel más bajo que el paciente. Para este sistema de drenaje es importante poner cánulas grandes en las cavas, lo que tiene el inconveniente de dificultar la entrada de sangre hacia la aurícula derecha mientras no se haya establecido el circuito extracorpóreo total. Es decir, que hay que iniciar con más prontitud la circulación extracorpórea para evitar la insuficiencia cardíaca por falta de volumen venoso.

La cirugía del corazón abierto por medio de un corazón-pulmón artificial es una disciplina tan nueva y compleja que no permite, por lo menos en su estado actual, llegar a conclusiones definitivas. Lo que hoy es novedoso, podrá ser descartado mañana. Creemos, con Engell (57) que es necesario mantener un criterio amplio para poder aceptar a diario los cambios en los principios fisiológicos y técnicos de la cirugía extracorpórea. No obstante descansa ya sobre bases bien fundadas, obtenidas éstas gracias a incansables trabajos experimentales en animales de laboratorio y consagradas además en el quirófano con más de mil pacientes operados con éxito en distintas partes del mundo (58, 59, 60, 61). El futuro es imprevisible. Estamos convencidos que la cirugía del corazón no se limitará a la curación o alivio de las cardiopatías congénitas o adquiridas, exclusivamente, sino que en el futuro llegará a ser un procedimiento que complementará la terapéutica del corazón enfermo.

## RESUMEN Y CONCLUSIONES

- I. En este trabajo se presentan algunos datos sobre la evolución de la cirugía del corazón bajo visión directa, especialmente la que se efectúa con corazón-pulmón artificial.
- II. Se hace una descripción de los principales oxigenadores usados en la actualidad, como son los de tipo de burbujas y de pantallas.
- III. Se comenta el concepto de "flujo reducido" y su aplicación en circulación extracorpórea.
- IV. Se analizan los cambios que sufren tanto los elementos figurados como los constituyentes iónicos y catiónicos de la sangre, después de circular en una unidad cardio-pulmonar artificial.
- V. Se menciona la aplicación de anticoagulantes y de coagulantes.
- VI. Se describe la técnica del paro cardíaco inducido y se comenta su aplicación, ya indispensable en muchos procedimientos intracardíacos a cielo abierto.
- VII. Se describen detalladamente diez experimentos de circulación extracorpórea, practicados en perros en el Laboratorio de Cirugía Experimental de la Facultad de Ciencias Médicas, usando una bomba "Sigmamotor" y el oxigenador de tipo burbujas.
- VIII. Se hacen comentarios sobre los resultados obtenidos.
- IX. Se hacen algunas consideraciones sobre lo que, en nuestra opinión, debería reunir una unidad cardio-pulmonar ideal en la actualidad.

- X. Se considera que en un futuro próximo, el corazón-pulmón artificial llegará a ser empleado para complementar la función cardíaca en ciertas condiciones patológicas.
- XI. Se insiste en considerar la importancia que tiene la Cirugía Experimental y la necesidad de inculcar en los futuros Médicos la inclinación hacia ella.

ALDO CASTAÑEDA H.

V° B°  
Dr. Eduardo Lizarralde A.

Imprímase  
Dr. José Fajardo,  
DECANO

## REFERENCIAS

- 1 Citado por Litwak, R. S.; Surgery of the Heart by Charles P. Bailey. Lea & Febiger, Philadelphia. 1955. pp. 12.
- 2 Citado por Litwak, R. S.; Surgery of the Heart by Charles P. Bailey. Lea & Febiger, Philadelphia. 1955. pp. 13.
- 3 Bigelow, W. G. Lindsay, W. K., and Greenwood, W. F.; Hypothermia, its Possible Role in the Cardiac Surgery, Ann. Surg., 132: 849, 1950.
- 4 Lewis F. J. and Taufic, M.: Closure of Atrial Septal Defects with the Aid of Hypothermia. Experimental Accomplishments and the Report of One Successful Case, Surgery, 33: 52, 1953.
- 5 Bailey, C. P., Et Al.: Cardiac Surgery Under Hypothermia, J. Thoracic Surg., 27: 73, 1954.
- 6 Swan, H.: Cardiovascular Surgery, Henry Ford Hospital. W. B. Saunders Co., Philadelphia. London. 1955. pp. 415.
- 7 Brock, R.: Cardiovascular Surgery, Henry Ford Hospital. W. E. Saunders Co., Philadelphia. London. 1955. pp. 409.
- 8 Sewell, Jr., W. H. and Glenn, W. W. L.: Experimental Cardiac Surgery II. Further Observations on the Development of a Perfusion Pump for the Purpose of Stunting the Venous Return Directly into the Pulmonary Artery. Surg. Forum, Philadelphia W. B. Saunders Co., 1950. pp. 265.
- 9 Sirak, H. D., Ellison, E. H. and Zollinger, R. M.: Cardiomy into Empty Left Ventricle, Surgery, 28: 225, 1950.
- 10 Wesolowski, S. A. and Welch, C. S.: Pump Mechanism for Artificial Maintenance of Circulation, Surg. Forum. Philadelphia. W. B. Saunders Co. 1950. pp. 226.
- 11 Dodrill, F. D.: Experience with the Mechanical Heart, J. A. M. A., 154: 299, 1954.

- 12 Gibbon, J. H., Jr.: Artificial Maintenance of Circulation During Experimental Occlusion of Pulmonary Artery. *Arch Surg.*, 1937, 34: 1105.
- 13 Gibbon, Jr., J. H.: The Maintenance of Life During Experimental Occlusion of the Pulmonary Artery Followed by Survival, *Surg. Gynec. & Obst.* 69: 602, 1939.
- 14 Gibbon, J. H., Jr.: Application of a Mechanical Heart and Lung Apparatus to Cardiac Surgery, *Minnesota Med.*, 37: 171, 1954.
- 15 Lillehei, C. W., Cohen, M., Warden, H. E., and Varco, R. L.: The Direct Vision Intracardiac Correction of Congenital Anomalies by Controlled Cross Circulation, *Surgery*, 38: 11, 1955.
- 16 Andreasen, A. T., and Watson, F.: Experimental Cardiovascular Surgery, *Brit J. Surg.* 39: 548, 1952.
- 17 Andreasen, A. T. and Watson, F.: Experimental Cardio-Vascular Surgery: Discussion of Results So Far Obtained and Report on Experimental Concerning a Donor Circulation, *Brit J. Sur.* 41: 195, 1953.
- 18 Cohen, M., and Lillehei, C. W.: A Quantitative Study of the «Azygos Factor» During Vena Caval Occlusion in the Dog. *Surg. Gynec. & Obst.* 98: 225, 1954.
- 19 De Wall R. A. et Al.: a Simple Expendable Artificial Oxygenator for Open Heart Surgery. *Surg. Clin. North America*, 36: 1025, 1956.
- 20 Lillehei, C. W., et Al.: Direct Vision Intercardiac Surgery. Symposium of Cardio-Vascular Surgery. Henry Ford Hospital, W. B. Saunders Co. Philadelphia. London. 1955. pp. 371.
- 21 Davidson, F. R.: Handbook of Materia Medica Toxicology and Pharmacology, The C. V. Mosby Company, St. Louis. 1949. pp. 632.
- 22 Goodman and Gilman: The Pharmacological Basis of Therapeutics, The MacMillan Company, New York 1944. pp. 1141.
- 23 Pérez Muñoz, R.: Comunicación personal, 1957.
- 24 Gerbode, F. et Al.: Cause and Prevention of Hemorrhage Following Extracorporeal Circulation, *Surg. Forum. Philadelphia*, W. B. Saunders Co., 1956.
- 25 Scott, Jr., W. et Al.: Metabolic Changes Associated with the Use of the Micro-Bubble Type Pump-Oxygenator under Normothermic and Hypothermic Conditions, *Surg. Forum. Philadelphia*, W. B. Saunders Co. 1956. pp. 257.
- 26 Therkelsen, F. et Al.: Experimental Open Heart Surgery Using a Heart-Lung Machine with a Simple Disposable Oxygenator, *Acta Chirurg. Scand.*, 112: 439. 1957.

- 27 Kolff, W. J., Effler, D. B., Groves, L. E., Peereboom, G. and Moraca, P. P.: Disposable Membrane Oxygenator (Heart-Lung Machine) and its Use in Experimental Surgery. *Cleveland Clinic.* 23: 69, 1956.
- 28 Citado por Gerbode, F. et Al.: Cause and Prevention of Hemorrhage Following Extracorporeal Circulation, *Surg. Forum. Philadelphia*, W. B. Saunders Co. 1956.
- 29 Sealy, W. C. et Al.: The Ultimate In vivo Survival of Erythrocytes which Have Circulated Through a Pump-Oxygenator, *Surg. Forum. Philadelphia*, W. B. Saunders Co. 1956. pp. 271.
- 30 Eadie, G. S. et Al.: An Analytical Study of In vivo Survival of Limited Populations of Animal Red Cells Tagged with Radioiron, *J. Gen. Physiol.* 36: 327. 1953.
- 31 Gott, V. et Al.: Disposable Oxygenator for Intracardiac Surgery, *Thorax*, 12: 1. 1957.
- 32 Kolff, W. J. et Al.: Elective Cardiac Arrest by the Melrose Technic, *Cleveland Clinic Quarterly*, 23: 98. 1956.
- 33 Melrose D. B. Dreyer, H. N. et Al.: Elective Cardiac Arrest, 2: 21, 1955.
- 34 Lam, C. R. et Al.: Induced Cardiac Arrest for Induced Surgical Procedures, *J. Thoracic Surg.*, 30: 620. 1955.
- 35 Harris, J. S. et Al.: A method for Controlled Cardiac Arrest as an Adjunct to Open Heart Surgery, *J. Thoracic Surg.*, 32: 604. 1956.
- 36 Sergenat, C. L., Geoghegan, T., and Lam, C. R.: Further Studies of Induced Cardiac Arrest Using the Agent Acetylcholine, *Surg. Forum. Philadelphia*, W. B. Saunders Co., 1956, pp. 254.
- 37 Lam, C. R. et Al.: Experiences in the Use of Cardioplegia in the Repair of Interventricular Septal Defects, *J. Thoracic Surgery*, 34: 509. 1957.
- 38 Lam, C. R. et Al.: Clinical Experiences with Induced Cardiac Arrest During Intracardiac Procedures, *Annals of Surgery*, 146: 3. 1957.
- 39 Lam, C. R.: Comunicación personal.
- 40 Shumway, N. E. Gliedman, M. L., and Lewis, F. J.: a Mechanical Pump-Oxygenator for Successful Cardiopulmonary By-Pass. *Sur.* 40: 831, 1956.
- 41 Schimert, G.: a Simple Bubble Type of Pump-Oxygenator for Intracardiac Surgery. *Surg.* 40: 1018, 1956.
- 42 Pérez Redondo: Comunicación personal, 1957.
- 43 Pérez Muñoz R.: Comunicación personal, 1957.
- 44 Robles, C.: Comunicación personal, 1957.

- 45 Rygg, I. H. and Kyvsgaard, E.: Disposable Polyethylene Oxygenator System Applied in a Heart-Lung Machine, *Acta Chirurg., Scand.*, 112: 443, 1957.
- 46 Melrose, D. G.: Mechanical Heart-Lung for use in man. *Brit. Med. J.* 2: 57, 1956.
- 47 Brown, I. W. et Al.: a Simple, Expendable Blood Oxygen-Gas Exchanger for Use in Open Cardiac Surgery.
- 48 De Wall, R. A., Warden, H. E., Varco, R. L., and Lillehei, C. W.: The Helix Reservoir Pump-Oxygenator. *Surg. Gynec. & Obst.* 104: 699, 1957.
- 49 Helmsworth, J. A., Clark L. C., Jr., Kaplan, S., and Sherman, R. T.: Largen T.: Artificial Oxygenation and Circulation During Complete By-Pass of the Heart, *J. Thoracic Surg.*, 24: 117, 1952.
- 50 Kirklin, J. W. et Al.: Apparatus of the Gibbon Type for Mechanical By-Pass of the Heart and Lungs. Preliminary Report. *Proc. Mayo Clinic*, 30: 105, 1955.
- 51 Kay, J. H., Gaertner, R. A.: A Simplified Pump Oxygenator with Flow Equal to Normal Cardiac Out-Put, *Surg. Forum. Philadelphia*, W. B. Saunders Co., 1956, pp. 267.
- 52 Kay, E. B., Cross F. S.: Description and Evaluation of a Rotating Disc Type Reservoir - Oxygenator, *Surg. Forum. Philadelphia*, W. B. Saunders Co., 1956, pp. 275.
- 53 Gross, R.: Comunicación personal. 1957.
- 54 Gott, V. L., De Wall, R. A., Paneth, M., Zuhdi, M. N., Weirich, W., Varco, R. L., and Lillehei C. W.: a Self-Contained, Disposable Oxygenator of Plastic Sheet for Intracardiac Surgery. *Thorax*, 12: 1, 1957.
- 55 Gross, R.: Comunicación personal, 1957.
- 56 Palacios Macedo: Comunicación personal, 1957.
- 57 Engell, H. C.: Demands Made on a Heart-Lung Machine, *Acta Chirurg. Scand.*, 112: 429, 1957.
- 58 Dogliotti, A. N.: La Chirurgie Cardiaque a Ouvert, *Poumon et Coeur*, 12: 825, 1956.
- 59 Dubost, C., Balsac de, H. et Al.: Chirurgie a Coeur Ouvert Sous Circulation Extra-Corporelle. *Remarques a Propos de 8 Cas*, *Poumon et Coeur*. 12: 827, 1956.
- 60 Craaford, C., Bo, N., Senning, A.: Clinical Studies in Extracorporeal Circulation with a Heart-Lung Machine. *Acta Chirurg. Scand.*, 112: 220, 1957.
- 61 Sakakibara, S.: Comunicación personal.