

Diseño de sistema de Asistencia Circulatoria Intracorpórea

Autor: Roberto Beraja*

Coordinador: Dr. Alvaro Suárez M. **

RESUMEN

Se diseña un mecanismo de bombeo para asistir al corazón insuficiente no descrito anteriormente en la literatura revisada. Se basa en electroimanes y se interpone entre el ventrículo izquierdo y la arteria Aorta descendiente mediante orificios hechos en estas estructuras para este fin y está sincronizado al ritmo del corazón. La fase experimental aún está sujeta a los cálculos matemáticos que garantizarán su normal funcionamiento.

Diseño de Asistencia Circulatoria Intracorpórea

Al hablar de corazones artificiales se hace necesario distinguir entre los componentes principales de estos: a) sistema de bombeo, b) mecanismo de control y c) fuente energética. En este trabajo se expone un nuevo diseño de bombeo ya que los mecanismos de control que hay en plaza son eficientes y las fuentes energéticas siempre cambiantes ofrecen cada día mayor potencia ocupando un menor volumen (1-10, 12 y 13).

Este diseño tiene como objeto poder disminuir el trabajo de un corazón ineficiente para su función, mediante el uso de un ventrículo accesorio totalmente eléctrico desprovisto de partes que se contacten. Se disminuye de esta manera la fricción y el ruido. Se ha revisado la literatura y se han encontrado diversos modelos empleando líquido

(12), aire (9), sistemas de vapor de agua (6), motores eléctricos (3), (10), pero no se ha encontrado literatura sobre el presente trabajo.

El modelo es cilíndrico y consta de tres capas, una externa, una media y una interna con una válvula de salida y otra de entrada. El ventrículo accesorio debe implantarse entre el ventrículo izquierdo y la aorta descendente mediante agujeros hechos en estas estructuras. Se acopla al ventrículo izquierdo mediante un mecanismo de control (6) de modo que el ventrículo izquierdo al hacer su sístole la sangre pase directamente al ventrículo accesorio a una presión de 30-60 mm Hg. A esta presión la válvula aórtica permanece siempre cerrada. Durante la diástole del ventrículo izquierdo el accesorio hace su eyección a la presión que se estipule (alrededor de 120-150 mm Hg) hacia la aorta. No hay paso de sangre hacia atrás, al ventrículo izquierdo, ya que hay una válvula entre ambos que lo impide. Se obtiene la ventaja de que el riesgo coronario ocurre tanto en diástole como en sístole ya que la válvula aórtica no es abierta.

El mecanismo se basa en el principio de que los electroimanes tienen dos polos, norte y sur, dependiendo cual es cada uno, del modo que se disponga la polaridad de la corriente. Al estar en proximidad dos electroimanes con polos norte o polos sur, éstos se repelen, y al oponerse polos disímiles se atraen. Se sigue el principio de que polos iguales se repelen y los opuestos se atraen.

El ventrículo accesorio consta, como se había mencionado, de tres capas, una exter-

*Interno Universitario. Residente en Ginecología, Instituto Materno Infantil Carit.

**Jefe Cátedra Fisiopatología (U. de C.R.). Hosp. San Juan de Dios, Jefe Servicio Neumología.

na, una media y una interna. La capa externa es rígida y sólo sirve de sostén. La capa media está formada por dos cilindros de un material resistente y dúctil que contiene cada uno dos juegos de electroimanes en su interior dispuestos longitudinalmente. Arbitrariamente llamaremos a uno de los juegos grupo B y al otro grupo C.

Se introducen en la capa externa cilíndrica ambos cilindros medios. Los grupos B de cada uno de ellos es fijado mediante tornillos a la parte interna de este cilindro. Quedan entonces los grupos C fijados solamente a la capa media por tornillos también. Se evita así un desprendimiento de éstos una vez funcionando. Fig. 1.

Entre ambos cilindros se introduce la capa interna hecha de un material no trombogénico. Actualmente se usan poliurétanos (11, 13), pero éstos están variando constantemente a medida que se descubren nuevas sustancias. Fig. 2.

Entre todas las capas descritas se hace un vacío con lo que se logra adhesión de las paredes dejando un sistema como el que se muestra en la Fig. 3-6.

La sangre contacta sólo la capa interna. Las válvulas que están a cada lado regulan la dirección del flujo. Para efectuar una eyección ambos grupos B y C deben repelerse, lo que

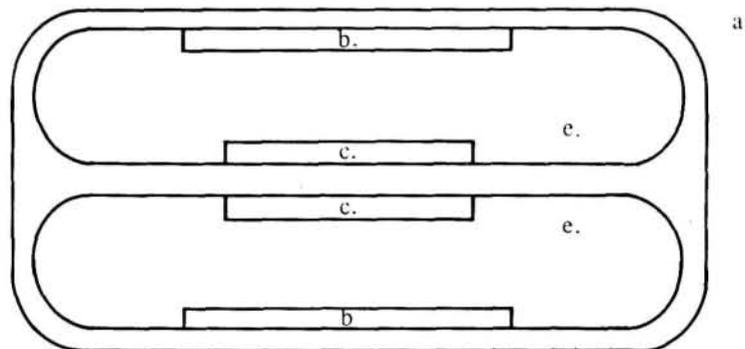
se obtiene acoplando la corriente eléctrica de modo que queden polos iguales cara a cara con lo que se disminuye el espacio entre ambos grupos C. A su vez los grupos C tienen polos opuestos para atraerse, evitando así pérdida de energía. En diástole del ventrículo accesorio el proceso se invierte o se desconecta, lográndose aumento del volumen entre ambos grupos C por medios eléctricos o por efecto del propio ventrículo izquierdo respectivamente. Es importante hacer notar que los grupos B y C jamás se contactan, con lo que se evita desgaste y ruido. Fig. 7-8.

La forma del ventrículo accesorio está sujeta en última instancia a los cambios que se deban hacer una vez realizados los cálculos del gasto de energía necesario para el trabajo que hará este. El modelo se ha representado como un cilindro por lo didáctico que resulta para su presentación.

Quiero agradecer al Dr. Alvaro Suárez Mejido, Cardiólogo, Jefe de la Cátedra de Fisiopatología y Director del Servicio de Neumología del Hospital San Juan de Dios, San José, Costa Rica, por el apoyo que en todo momento me dió, estimulando mi espíritu de investigación para realizar este trabajo.

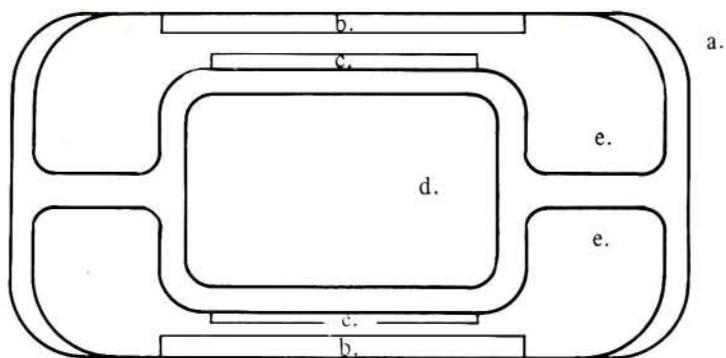
Roberto Beraja Fintz.

Fig. 1; Corte transversal del ventrículo accesorio mostrando solamente los cilindros externos e internos



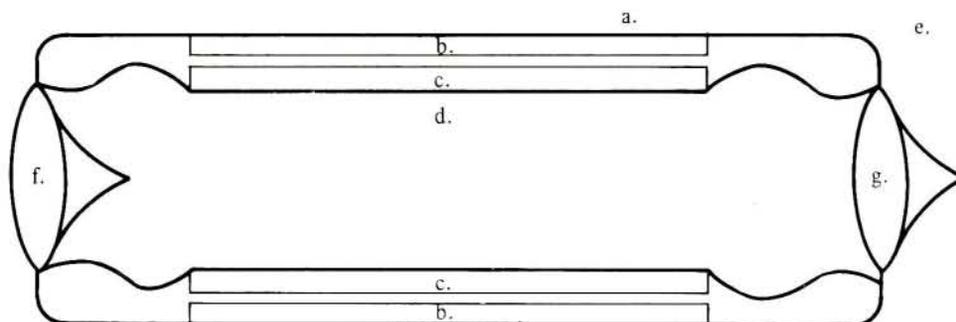
- a. capa externa
- b. electroimanes de capa externa
- c. electroimanes de capa interna
- d. capa interna interna
- e. capa media

Fig. 2; Corte transversal de ventrículo
 accesorio mostrando todos los cilin-
 dros incorporados



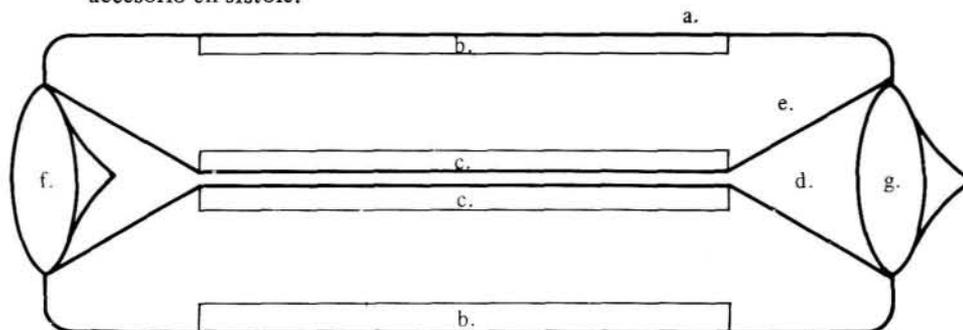
- a. capa externa
- b. electroimanes de capa externa
- c. electroimanes de capa interior
- d. capa interna
- e. capa media

Fig. 3; Corte longitudinal de ventrículo
 accesorio en diástole.



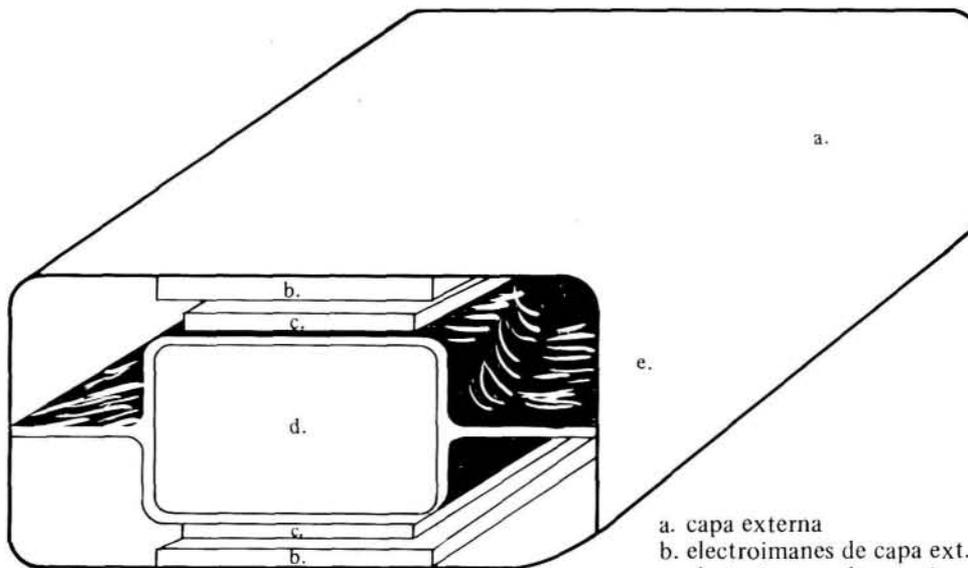
- a. capa externa
- b. electroimanes de capa externa
- c. electroimanes de capa interior
- d. capa interna
- e. capa media
- f. válvula de entrada
- g. válvula de salida

Fig. 4; Corte longitudinal de ventrículo
 accesorio en sístole.



- a. capa externa
- b. electroimanes de capa externa
- c. electroimanes de capa interna
- d. capa interna
- e. capa media
- f. válvula de entrada
- g. válvula de salida

Fig. 5; Corte transversal de ventrículo
 accesorio en diástole



- a. capa externa
- b. electroimanes de capa ext.
- c. electroimanes de capa int.
- d. capa interna
- e. capa media

Fig. 6; Corte transversal de ventrículo
 accesorio en sístole

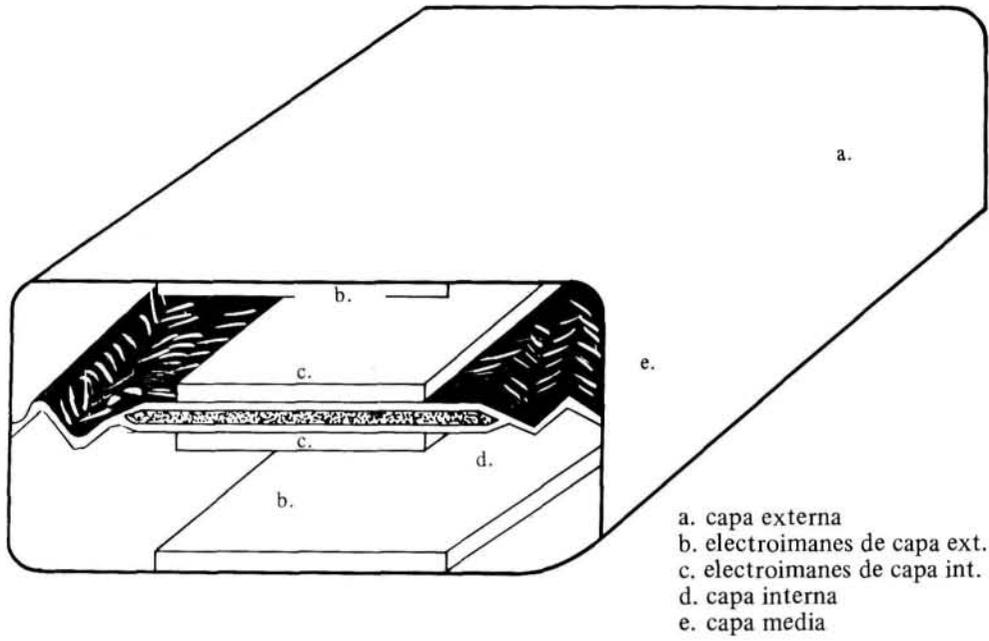


Fig. 7; Corte transversal de ventrículo
 accesorio mostrando polaridad de los
 electroimanes durante la diástole

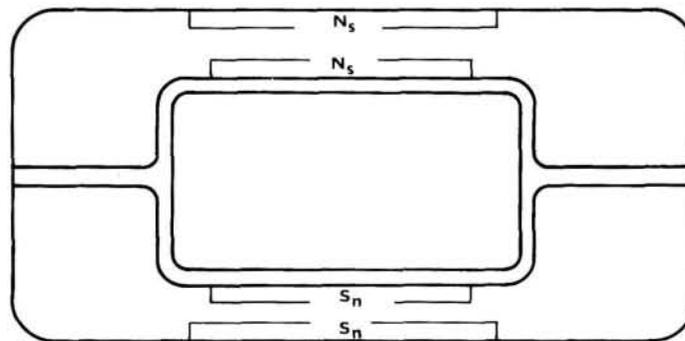
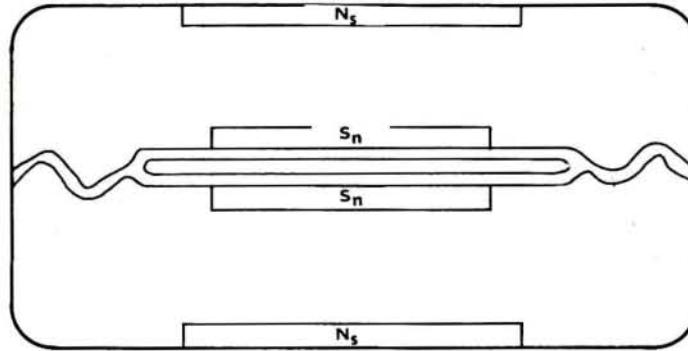


Fig. 8; Corte transversal de ventrículo accesorio mostrando polaridad de los electroimanes durante la sístole



BIBLIOGRAFIA

- 1.- KAZUHIKO ATSUMI, et al. Artificial Heart Research in Japan. *Biomat. Med. Dev., Art. Org.*, 3(3), 277, 1975.
- 2.- KAZUHIKO ATSUMI. Research on Heart Substitution (Artificial Heart) Transplantation Proceedings, Vol. 8, No. 1 March. pp.57-62, 1976.
- 3.- S. BEVILACQUA. The Nuclear Artificial Heart. Transplantation Proceedings, Vol. 8, No. 1 March 1976. pp.63-67.
- 4.- E.S. BÜCHERL. ARGE-Germany's Heart Program. *Biomat., Med. Dev., Art. Org.* 3(2), 193-204-1975.
- 5.- F.M. DONOVAN Jr. Design of a Hydraulic Analog of the Circulatory Systems for Evaluating Artificial Hearts. *Biomat., Med. Dev., Art. Org.* 3(4), 439-449 - 1975.
- 6.- FRED N. HUFFMAN, et. al. An Implantable Nuclear-fueled Circulatory Support System V: Acute Physiological Analyses. *J. Cardiovasc. Surg (Torino) Special No.* pp 698-705 - 1976.
- 7.- F. KLIMES, et. al., Analysis and Model of Controlling System to Control Heart Rate and Stroke Volumes of and Artificial Heart. *Medical and Biological Engineering Set.* p. 662, 1975.
- 8.- WILLIAM E. MOTT. Nuclear Power for the Artificial Heart. *Biomat., Med. Dev., Art. Org.* 3(2), 181-191 - 1975.
- 9.- U. NEMSMANN. Driving Systems for Artificial Blood Pumps *Trans. Amer. Soc. Int. Organs*, Vol. 22, p. 128-34 - 1976.
- 10.- BERNHARD N. OSTBERG, et. al., A Rotary Implantable Pum. *Medical Biological Engineering* Nov. p.768 - 1974.
- 11.- WILLIAM S. PIERCE. *Polymers in Biomedical Devices: Materials for Artificial Heart and Circulatory Assist Devices*, pp. 263-286.
- 12.- MARKO TURINA, et. al. Evaluation of a Fluid-controlled Artificial Heart Transplant Proceedings, Vol. 8 No. 1 March, pp.53-56 - 1976.
- 13.- ROBERT K. JARVIK, et. al. Recent Advances with the Total Artificial Heart. *New England Journal of Medicine* 298-404, 1978.

ADDENDUM

FEB 14, 1979

Este trabajo fue sometido para su estudio y evaluación crítica al Dr. Fred Huffman graduado de la Universidad de Lenoir Rhyne con estudios de postgrado en la Universidad de Vanderbilt, Tennessee, y Johns Hopkins, Maryland, donde obtuvo su Ph.D. en física. Desde 1966 ha estado relacionado con corazones artificiales. Actualmente es Manager del Departamento de Conversión de Energía Eléctrica de la Corporación Thermo-Electron, Massachusetts. Sus conclusiones al respecto se adjuntan con el objeto de completar este trabajo.

“Este trabajo presenta una idea interesante y novedosa. Esencialmente el arreglo electromagnético es equivalente a los solenoides

pulsátiles. Yo he experimentado con este tipo de artefacto como activador para un corazón artificial. Para poder convertir la energía eléctrica en mecánica eficientemente es importante 1) que el tiempo de pulsación sea lo más corto posible (para minimizar pérdidas por calor), 2) que el camino del flujo magnético por el aire sea mínimo (para reducir la entrada de energía requerida para producir el trabajo de eyección) y que 3) el período de eyección sea lo más corto posible. Creo que su diseño adolece de los tres factores. Con respecto al primero, el tiempo de pulso de los solenoides (eg. electroimanes) en su diseño equivale a la sístole mecánica. Reducción de este período en su diseño no es práctico debido a que la velocidad de eyección de la sangre resultaría en; 1) caída excesiva de presión a través de la válvula de salida y 2) una onda de forma no fisiológica (usualmente considerada indeseable).

En los Estados Unidos el problema de acoplar el período corto de los solenoides al período largo de la sístole mecánica se resuelve interponiendo un resorte entre el solenoide y la cámara flexible de bombeo. De este modo la energía mecánica del solenoide rápidamente es pasada al resorte (mejorando la eficiencia de la bomba) y la energía del resorte es transmitida lentamente a

la bomba de sangre.

Yo también tengo ciertas dudas con respecto al vacío. En mi experiencia no es posible mantener un vacío a través de una membrana de silastic o poliuretano, como las usadas en cámaras de bombeo, más que por períodos cortos debido a la difusión de gases.

Otro problema que necesita ser estudiado es el compliance de la cámara. Cuando ocurre la sístole mecánica el volumen de eyección de la bomba debe ser compensado por: 1) conformación del material, 2) compliance de la cámara que se expande para compensar el volumen de sangre expulsada o 3) una ventilación de aire fuera del cuerpo (indeseable por la necesidad de un tubo largo percutáneo, requerido para minimizar la caída de presión). Si esta compensación no se hace, el solenoide debe hacer trabajo adicional (lo que requiere un aumento significativo de energía eléctrica).

Mi opinión personal es que un motor de torque de baja velocidad constituye la más liviana, compacta y eficaz manera de convertir la energía eléctrica en mecánica para corazones artificiales".

Quiero agradecer al Dr. Huffman por su desinteresado análisis de este trabajo, contribuyendo que se publicara de una manera más completa.

COLEGIO DE MEDICOS Y CIRUJANOS
DE COSTA RICA

REVISTA ACTA MEDICA COSTARRICENSE

FE DE ERRATAS

En la página 327 se hace la siguiente
Corrección.

* Interno Universitario
Universidad de Costa Rica.

*** Primer Premio del II Congreso de
Estudiantes de Medicina- Octubre 1970.