

## COMPORTAMIENTO DEL OXIGENADOR TERUMO II 4.3m<sup>2</sup> EN EL PACIENTE CORONARIO

\*FRANCISCO JAVIER MOLINA

\*\*ELIZABETH SALAS

\*\*\*AMALIA REYES

\*\*\*\*PASTOR LUNA

\*MA. DEL CARMEN LESPRÓN

\*JORGE ROMERO

\*OCTAVIO GONZÁLEZ

\*ULISES BELTRÁN

### RESUMEN

Se estudiaron 50 pacientes a los que se les practicó revascularización coronaria, manejados durante la circulación extracorpórea, con un oxigenador de membrana de fibra hueca Terumo II 4.3 m<sup>2</sup>; midiéndose el intercambio gaseoso, hemostasia sanguínea, estabilidad hemodinámica y estado metabólico; se obtuvieron resultados satisfactorios, por lo que se concluye que este oxigenador puede usarse en procedimientos de cirugía cardíaca.

Palabras clave: anestesia cardíaca, circulación extracorpórea, oxigenadores de membrana tipo fibra hueca, revascularización coronaria.

### SUMMARY

We studied 50 patients undergoing coronary artery bypass surgery, using a hollow fiber oxygenator from 4.3 m<sup>2</sup>; during the extracorporeal hemodynamic parameters were measured for estimate. The performance of oxygenator during the surgical procedure, and satisfactory results related to gas exchanges, hemostatic and metabolic function were obtained.

Key words: Cardiac anesthesia, extracorporeal circulation, hollow fiber oxygenator, coronary revascularization.

Aunque la oxigenación artificial fue demostrada por Hooke en 1667, el concepto de oxigenación extracorpórea fue sugerido por Le Gallois en 1812.<sup>1</sup>

El desarrollo de un oxigenador fue lento, siendo Kolff,<sup>2</sup> el diseñador del primero de membrana, de capacidad reducida, usado en 1956 por Effer.<sup>3</sup>

Por su parte, Clowes<sup>4</sup> describió en 1956 el uso clínico del oxigenador de membrana tipo "sandwich", empleando por primera vez superficies amplias de polietileno y más tarde membranas de teflón permeables; es entonces cuando se cree firmemente que es menos traumático para la sangre, más seguro y menos costoso. Como

\*Médico Adscrito al Depto. de Anestesiología.

\*\*Enfermera Perfusionista.

\*\*\*Jefe del Servicio de Perfusion.

\*\*\*\*Jefe del Departamento de Anestesiología.

Departamento de Anestesiología. Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez".

Trabajo recibido: 14 de agosto de 1990. Aceptado para publicación: 13 de septiembre de 1990.

Sobretiros: Francisco Javier Molina. Depto. Anestesiología, I.N.C. "Ignacio Chávez". Juan Badiano No. 1, Tlalpan 14000 México, D.F.

lo describe Melrose<sup>5</sup> en 1959 "De los sistemas artificiales, el más atractivo es aquél que imita la anatomía pulmonar natural, o sea una membrana que separa el gas de la sangre".

Hace aproximadamente dos décadas, todas las perfusiones para operaciones de corazón empleaban un oxigenador con interfase sangre-gas (burbuja o disco), ya que los oxigenadores de membrana eran de poca capacidad y raramente usados en la clínica. Al mismo tiempo se presentaban complicaciones mayores, como daño cerebral o muerte, lo cual se asoció a fenómenos embólicos (antiespumante, gas, grasa, etc.) o problemas de sangrado; identificándose gradualmente como resultado del daño a proteínas y células sanguíneas durante la interfase sangre-gas.

Desde luego, excelentes oxigenadores de membrana se han usado para apoyo de perfusión total, siendo al principio, a temperatura corporal normal o con un intercambiador de calor inducido, por ejem. la oxigenación de membrana extracorpórea para apoyo de la vida en presencia de insuficiencia pulmonar, tanto en adultos como en niños, por períodos de días o semanas; algunas veces, no siendo posible esto con un oxigenador de interfase sangre-gas.<sup>6-11</sup>

Existen en la actualidad un sin número de estudios comparativos entre un oxigenador de burbuja (interfase sangre-gas) y un oxigenador de membrana, sin reportarse grandes diferencias en relación a daño celular sanguíneo o pérdida de sangre, ni diferencias en función orgánica en perfusiones cortas. Aunque sí las hay cuando las perfusiones duran más de dos horas; que es donde el oxigenador de membrana puede ser mejor aceptado.<sup>12-20</sup>

El oxigenador de Capilaridad Terumo Capiox usa microporos de polipropilene, desarrollado en Japón,<sup>21, 22</sup> cuyas fibras huecas tienen 20 cm de largo y un diámetro interno de 200 micromicras (Mm), con un grosor de pared de 25 micromicras (Mm), de un tamaño de poro de 0.7 Mm (700 Å).

Actualmente existen oxigenadores de fibra hueca con intercambiador de calor integrado de .8, 1.6, 3.3, 4.3 y 5.4 m<sup>2</sup> de superficie activa (alrededor de 1.1 × 10<sup>4</sup> capilares por m<sup>2</sup>). El intercambio de oxígeno y bióxido de carbono es bien balanceado con una velocidad de flujo sanguíneo de aproximadamente 1.4 lts/min<sup>-1</sup>/m<sup>2</sup>.<sup>23</sup>

Recientemente un nuevo oxigenador de membrana, el Terumo Capiox de 4.3 m<sup>2</sup>, ha sido introducido al mercado. Este trabajo describe su uso clínico durante la cirugía de las arterias coronarias, tomando en consideración el propósito circulatorio, respiratorio y metabólico.

## MATERIAL Y METODOS

Se estudiaron retrospectivamente 50 pacientes con insuficiencia coronaria, intervenidos quirúrgicamente

con revascularización de las arterias coronarias; 39 masculinos (78%) y 11 femeninos (22%), con edad promedio de 66.5 ± 3.2 años; peso de 75 ± 3 kg y talla de 1.73 ± .03 m.

El 56% (28 pacientes) tenía antecedentes de infarto previo, todos recibían betabloqueadores, bloqueadores de calcio y nitritos que se continuaron hasta el día de la cirugía; además, 16 (el 32%) tomaban hipoglucemiantes orales, suspendiéndose hasta el día del acto anestésico quirúrgico, cuando se sustituyeron por insulina cristalina rápida a razón de 5 U × hora con control de glicemias horarias a mantenerse por abajo de 250 mg/dl; con fracción de eyección de 43 ± 2%.

Todos los pacientes se canularon con técnica habitual para revascularización coronaria, conectándose a oxigenador de fibra hueca Terumo II 4.3 m<sup>2</sup>, (se midieron los siguientes parámetros: concentración de hidrogeniones (pH), presión arterial de oxígeno (PO<sub>2</sub>), plaquetas, hematocritos (HtO<sub>2</sub>), tiempo de coagulación en sangre activada (T.C.S.A.) y tiempo de protomina (T.P.), efectuándose todas pre-trans y post-circulación extracorpórea); previa administración de 3 mg/kg de peso de heparina y la administración subsecuente de la misma de 1810 ± 220 unidades durante la perfusión en 16 (32%) pacientes; cebando el Circuito de Oxigenación con 1795 ± 204 ml de solución Hartman y manteniendo un flujo de 4.2 ± 7.8 lt/min. Con fracción inspirada de oxígeno (FiO<sub>2</sub>) de 88 ± 2%; lográndose una presión arterial media de perfusión (PAMP) de 64.2 ± 1.78 mm Hg. Todos recibieron un promedio de 2.8 ± 3 puentes c/u. Al 34% (17 pac.) se les colocó arteria mamaria izquierda y sólo el 8% (4 pac.) recibió además arteria mamaria derecha. Los puentes aorto-coronarios restantes fueron de vena safena; con un pinzamiento aórtico de 66.86 ± 9.2 minutos y perfusión total de 134 ± 10 minutos; al término de ésta se administró sulfato de protamina a dosis de 256 ± 3 mg, siendo necesaria una dosis posterior de 18 ± 3 mg en 4 pacientes (8%).

La monitorización fue con Electrocardiograma continuo (Osciloscopio) en DII-V<sub>5</sub>. Se colocó línea arterial, presión venosa central (PVC) y catéter de flotación en la arteria pulmonar (Swan-Ganz). Se midieron los parámetros derivados del gasto cardíaco (GC), observándose también diuresis y temperatura.

Los resultados se analizaron con el método de Wilcoxon con reporte de media y desviación estándar significativo si la P < 0.05.

## RESULTADOS

Todos los pacientes se encontraban en normotermia 36.2 ± 0.1°C pre-circulación extracorpórea (Pre-CEC), disminuyendo a 35.9 ± 1.2°C durante el período de transcirculación extracorpórea (trans-CEC) y restaurándose posteriormente (post-CEC). En estos tiempos se efectuaron las mediciones: la diuresis total fue de 642 ± 39 ml; 2 pacientes (4%) fueron reintervenidos qui-

rúrgicamente por sangrado, uno en el posoperatorio inmediato y otro 6 días después por taponamiento cardíaco.

El pH arterial de  $7.49 \pm .62$  pre-CEC, aumentó a  $7.57 \pm .02$  en el trans-CEC  $p < 0.05$ , disminuyendo después a  $7.46 \pm .01$  post-CEC (figura 1).

La presión arterial de bióxido de carbono ( $PCO_2$ ) de  $18 \pm 1$  mm Hg pre-CEC bajó a  $14 \pm 3$  mm Hg en el período trans-CEC con  $p < 0.05$ , elevándose a  $23 \pm 3.2$  mm Hg post-CEC con  $p < 0.05$ . La  $PO_2$  arterial de  $119 \pm 15$  mm Hg pre-CEC se incrementó a  $197 \pm 14$  mm Hg trans-CEC con  $p < 0.05$ , disminuyendo en el post-CEC a  $114 \pm 25$  mm Hg con  $p < 0.05$  (figura 2).

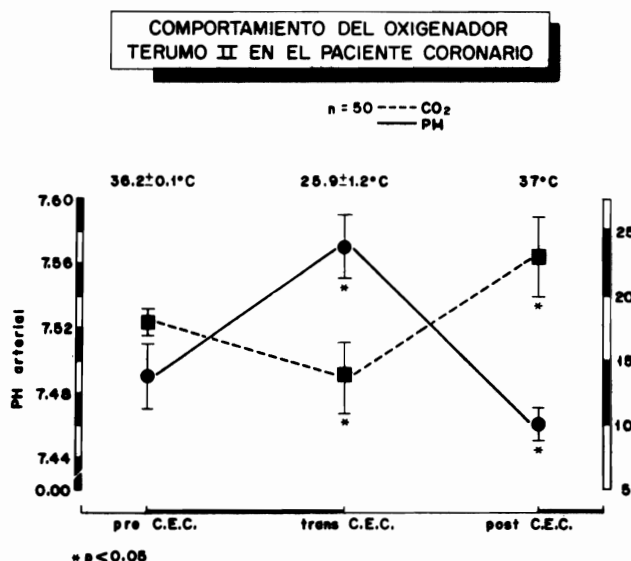


Figura 1.

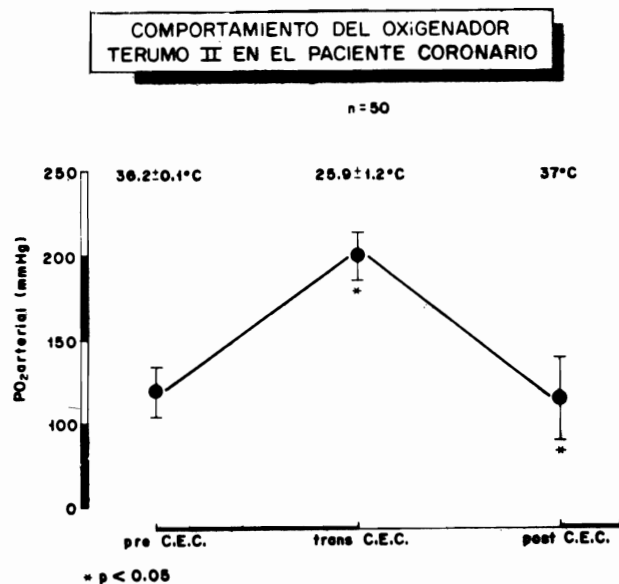


Figura 2.

La cuenta plaquetaria (miles) de  $264.2 \pm 30,200$  pre-CEC bajó a  $130.1 \pm 12,600$  trans-CEC y a  $128 \pm 873$  post-CEC con  $p < 0.05$  (figura 3).

El hematocrito (%) de  $44 \pm 2.2$  pre-CEC disminuyó a  $31.8 \pm 4.02\%$  con  $p < 0.05$  trans-CEC, subiendo a  $39 \pm 2.1\%$  post-CEC (figura 4).

El tiempo de coagulación en sangre activada de  $135 \pm 8.2$  seg. pre-CEC se incrementó hasta  $466 \pm 17$  seg. trans-CEC  $p < 0.05$  para luego bajar a  $125 \pm 11$  seg. post-CEC con  $p < 0.05$  (figura 5).

El tiempo de protombina de  $11.3 \pm 1.1$  pre-CEC aumentó a  $16.4 \pm 2.6$  seg. trans-CEC  $p < 0.05$ , luego fue de  $15.4 \pm 1.6$  seg. post-CEC con  $p < 0.05$  (figura 6), manteniéndose elevado en relación a los valores

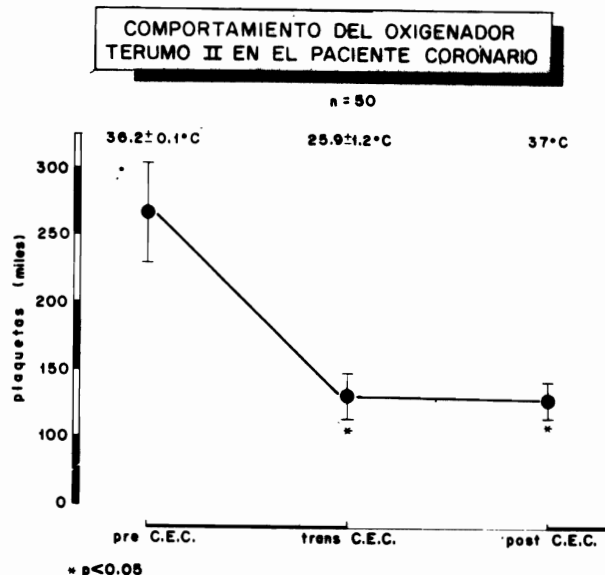


Figura 3.

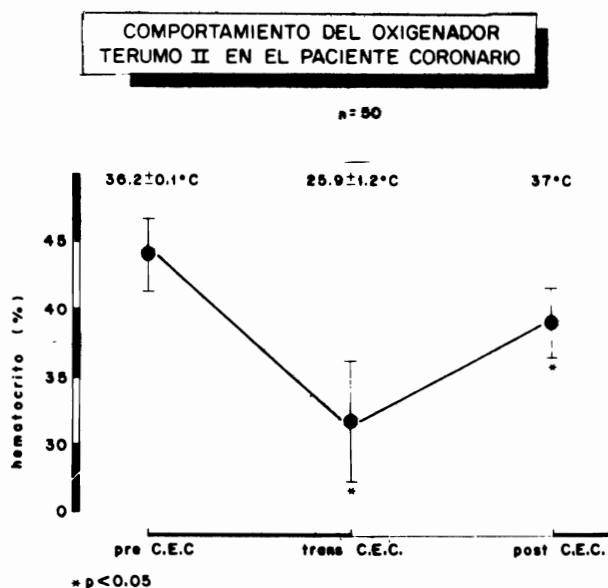


Figura 4.

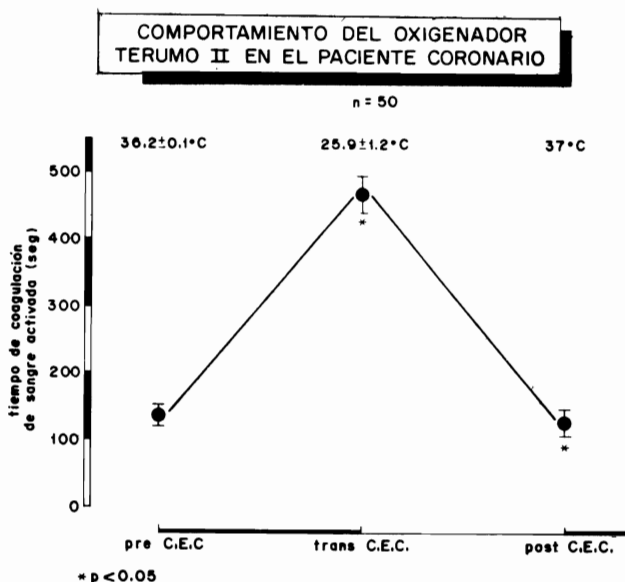


Figura 5.

control pre-circulación extracorpórea.

### DISCUSION

En los últimos 30 años, el desarrollo de un intercambiador de gases ha llevado a una rápida evolución en la investigación de un eficiente, seguro, simple y económico oxigenador que cubra las necesidades de oxigenación extracorpórea durante la cirugía a corazón abierto, encaminando muchos de estos esfuerzos a crear un sistema que prometa seguridad en el apoyo respiratorio prolongado, en casos de insuficiencia respiratoria potencialmente reversible.

Recientemente un nuevo oxigenador de membrana, el Terumo Capiox, de fibra hueca en sus diferentes tamaños, se encuentra disponible.

Nosotros usamos el de 4.3 m<sup>2</sup>, el cual se recomienda para pacientes de entre 60 y 90 kg de peso, ya que el peso de nuestro grupo osciló entre 75 ± 3 kg.

Este oxigenador es cilíndrico y mide 29 cm de longitud y 13 cm de diámetro, requiriendo un volumen de cebamiento de 550 ml para el llenado de la tubería de conexión que es aproximadamente de 700 ml. En nuestro caso se usaron 1795 ± 204 ml de solución cristaloide por seguridad al momento de perfusión. Aunque puede cebarse con 1000 ml de solución.<sup>24</sup> Es compacto y puede instalarse con pequeñas variaciones en cualquier circuito de perfusión; el cebamiento y el retiro de burbujas es relativamente sencillo en ocasiones sin el uso de CO<sub>2</sub>, lo cual es una ventaja si se compara con el oxigenador de

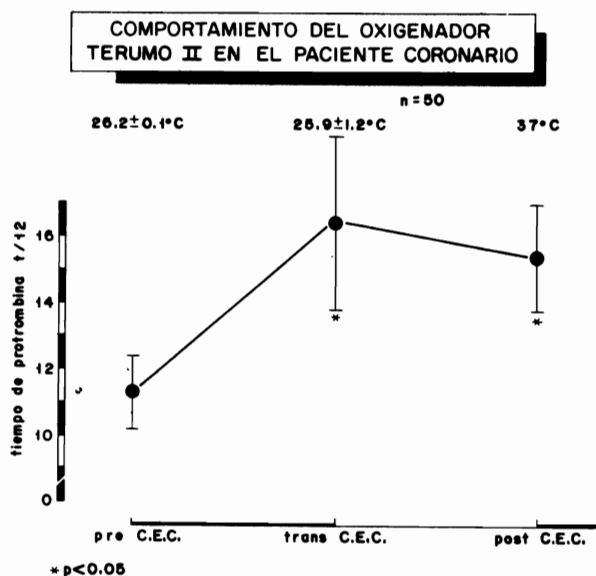


Figura 6.

membrana tipo espiral.

Se coloca en el lado arterial del circuito del bypass, lo que elimina la estasis de los oxigenadores colocados en el lado venoso.

Nuestros resultados lo ubican como eficiente, ya que cubre las necesidades del apoyo en circulación extracorpórea como son: el intercambio gaseoso (objetivo respiratorio) al conservar presiones arteriales de oxígeno y bióxido de carbono aceptables; el objetivo hemostático, al preservar las plaquetas (donde sólo un paciente fue reintervenido en el posoperatorio inmediato), y el objetivo metabólico al mantener concentraciones de hidrogeniones en forma adecuada.

Obtuvimos valores de hematocritos altos post-CEC 39 ± 2.1%, lo cual se deba probablemente a que nuestros pacientes recibieron 2.2 ± .04 unidades de sangre durante la cirugía, por lo que sería conveniente tomar hematocritos seriados para evitar un aumento excesivo de éste, apoyando las comunicaciones donde existe menos pérdida de sangre con el uso de oxigenadores de membrana.<sup>16</sup>

### CONCLUSION

El uso del oxigenador de membrana tipo fibra hueca Terumo II 4.3 m<sup>2</sup> es eficiente en uso clínico, siendo uno de los mejores que hay disponibles actualmente, ya que su costo es accesible y el daño a elementos sanguíneos es mínimo.

### REFERENCIAS

1. DENNIS C, SPING D S, NELSON G E, KARLSON K E, NELSON R M, THOMAS J V, EDER W P, VARCO R L. *Development of pump oxygenator to replace the heart and lungs; an apparatus applicable to human patients and application in one case.* Ann Surg 1951; 134: 709-721.
2. KOLFF W J, BERK J T J. *Artificial kidney: dialyzer with great area.* Acta Med Scand 1944; 117:121-134.
3. EFFLER D B, KOLFF W J, GROVES L K, JONES F N, JR. *Disposable*

- membrana oxigenator and its use in experimental surgery.* J Thorac Surg 1956; 32:620.
4. CLOWS G H A JR, HOPKINS A L, NOVILLÉ W E. *An artificial lung dependent upon the diffusion of oxygen and carbon dioxide through plastic membrane.* J Thorac Surg 1956; 32:630-37.
  5. MELROSE D S. *Pumping and oxygenating systems.* Br J Anaesth 1959; 31:293-400.
  6. PIERCE E C II. *The role of the artificial lung in the treatment of respiratory insufficiency: a perspective.* Chest 1972 suppl 2-62:107-117.
  7. PIERCE E C II. *Is the blood-gas interface of clinical importance.* Ann Thorac Surg 1974; 17:526-529.
  8. PIERCE E C II. *Extracorporeal membrane oxygenation for acute respiratory insufficiency: current status. In mechanical support for the failing heart and lung.* Ed Bregman-Appleton Century-crofts, New York Chapter 6 pp 144-63.
  9. PIERCE E C II. *Cerebral gas embolism (arterial) with special reference to iatrogenic accidents, Hyperbaric oxygen.* Rev 1980 1, 161-184.
  10. PIERCE E C II. *Is extracorporeal membrane oxygenation a viable technique?* Ann Thorac Surg 1981; 31:102-104.
  11. PIERCE E C II, CORRIGAN J J, KENT B B, CATE C L, JOHNSON R L, RÈVES A E. *Comparative trauma to blood in the disc oxygenator and membrane lung.* Trans Ann Soc Artif Int Organs 1969; 15: 33-39.
  12. RHODES E L, KIRSH M M, HOWATT W O, ROURKE P T, STRAKER J, SLOAN H. *A comparison of pulmonary function in puppies undergoing total cardiopulmonary bypass with bubble or membrane oxygenators.* J Thorac Cardiovasc Surg 1974; 68:658-65.
  13. DUTTON R C, EDMUNDS L H JR, HUTCHINSON J C, ROE B B. *Platelet aggregate embolic produced in patients during cardiopulmonary bypass with membrane and bubble oxygenator and blood filters.* J Thorac Cardiovasc Surg 1974; 67:258-265.
  14. BYRICK R J, NOBLE W H. *Post-perfusion lung syndrome. Comparison of travenol bubble and membrane oxygenators.* J Thorac Cardiovasc Surg 1978; 76:685-693.
  15. BROWN A H. *Membrane and bubble oxygenators compared by preservation of myocardial function.* J Cardiovasc S 1979; 220:233-240.
  16. PARKER J L, HACKETT J E, CLARK D, CRANE T N, REED C C. *Membrane versus bubble oxygenators: a clinical comparison of postoperative blood loss.* Bull Texas Heart Inst 1983; 6:78-84.
  17. PRONGER R L, MOOK P H, ELSTRADT J M, KESSLER M, LUBBERS D M, WILDERVUR C R H. *Improved tissue perfusion in extracorporeal circulation using membrane instead of bubble oxygenators.* J Thorac Cardiovasc Surg 1980; 79:513-522.
  18. DANCY C M, TOWNSEND E R, BOYLLETT A, CHAN S L, ET AL. *Pulmonary dysfunction associated with cardiopulmonary bypass: a comparison of bubble and membrane oxygenator.* Circulation 1981; 64 (2): 54-57.
  19. PETERSON K A, DEWANSEE N K, KAYE M P. *Fate of III indium labelled platelets during cardiopulmonary bypass performed with membrane and bubble oxygenators.* J Thorac Cardiovasc Surg 1982; 84:39-43.
  20. EDMUNDS L H, JR, ELLISON N, COLMAN R W, ET AL. *Platelet function during cardiac operation: comparison of membrane and bubble oxygenators.* J Thorac Cardiovasc Surg 1982; 80:805-812.
  21. TSUDI T, SUMA K, TAKEUCHI Y, ET AL. *Development and clinical evaluation of hollow fiber membrane oxygenator.* Trans Am Soc Artif Intern Organs 1981; 27:280-84.
  22. SUMA K, TSUJI T, TAKEUCHI Y, ET AL. *Clinical performance of mycroporus polypropylene. Hollow fiber oxygenator.* Ann Thorac Surg 1981 32 (6) DEC.
  23. SINKEWICH M, MARKO JOHN. *Early clinical experiences with Terumo's new hollow fiber membrane oxygenator: Capiox II.* The Journal of extra-corporeal technology 1983; vol. 5 NO. 4: 104-108.
  24. DODSON H, NEWLAND P, PASTORIZA J V, ET AL. *A report on use of the new Capiox hollow fiber membrane oxygenator.* Anesth Intensive Care 1984; vol. 12: 155-158.