

El empleo de las membranas pulmón en el tratamiento de la insuficiencia respiratoria aguda

DR. ALFREDO BALVANERA *
DR. RAMÓN ESCAJADILLO **
DR. JAVIER ZETINA ***

LOS oxigenadores de membrana mediante la circulación extracorpórea pueden emplearse en la actualidad, con todo éxito, gracias al diseño de las mismas (teflón o elastómetros de silicones) que aseguran un buen transporte de oxígeno² con mínimos efectos de hemólisis^{1,2,3}. Estos avances se deben fundamentalmente a la ingeniería biomédica que ha hecho posible un nuevo tratamiento de la insuficiencia respiratoria aguda.

El primero que empleó la oxigenación extracorpórea en el tratamiento de la insuficiencia respiratoria aguda, fue Helmworth en 1952⁴. Desde entonces el interés de este método, aunado a la terapéutica común, ocupa en la actualidad un lugar preponderante en el tratamiento de la misma⁵.

Con el advenimiento de la cirugía intracardiaca, se empezaron a emplear las membranas de burbuja, durante la circulación extracorpórea. Reportes tempranos aparecieron en la literatura médica, haciendo

mención del efecto hemolítico importante que producían dichas membranas, por lo que fueron sustituidas por otras de menor agresión a los glóbulos rojos^{6,7} (figuras 1 A y 1 B).

Hoy en día, gracias a los diligentes esfuerzos de Galletti Landé y Hill^{8,9,10}, se ha hecho posible el diseño de nuevas membranas pulmón, con las siguientes características:

- Permeabilidad al O_2 y CO_2 que aseguran óptima oxigenación tisular sin retención de CO_2 .
- Evitan al mínimo el grado de hemólisis.
- Son desechables.

Estas cualidades han hecho factible su uso con buen margen de seguridad en el paciente con insuficiencia respiratoria aguda refractaria a otra terapéutica, pudiendo emplearse en perfusiones que van desde varias horas hasta 16 días.¹¹

* Cardiólogo del Hospital Santa Fe, México, D. F.

** Médico Interno del Hospital Santa Fe, México, D. F.

*** Jefe de Residentes del Hospital Santa Fe, México, D. F.

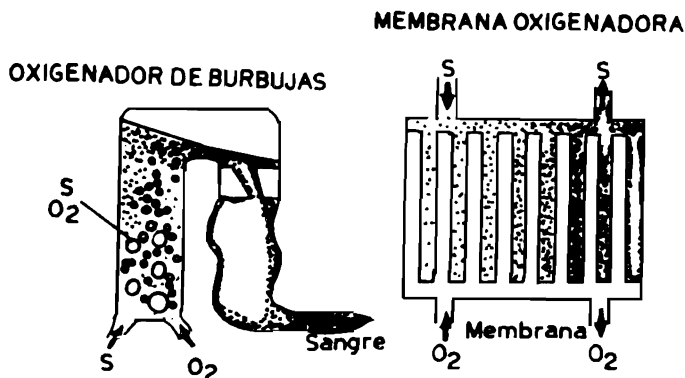


FIG. 1 A (izquierda). La sangre (S) entra al igual que el oxígeno (O_2) al interior de la membrana en donde se mezclan. Las burbujas simbolizan el efecto de destrucción de los glóbulos rojos. Figura 1 B (derecha). El intercambio de gases ocurre por difusión dentro de la membrana oxigenadora. La hemólisis que se produce es mínima y la oxigenación extracorpórea tisular es óptima.

La capacidad de transporte del O_2 a los tejidos, varía entre 31 y 46 ml./min./m² empleando membranas hasta de 9 m². Sin embargo, estas cifras no son absolutas, ya que dicho transporte puede ser incrementado por un flujo sanguíneo mayor. Lipton¹² ha usado cámaras hiperbáricas para aumentar el transporte de O_2 a través de las membranas, pero debido a los efectos tóxicos de la hiperoxia sobre el eritrocito, así como el elevado costo de esta técnica, la han hecho poco atractiva. La experiencia de Bartlett¹³ con el empleo de bombas peristálticas u oxigenadores oscilatorios, ha demostrado que el flujo sanguíneo a través de las membranas pulmón, pueden aumentar hasta 200 ml./min./m², cifra muy superior a las reportadas previamente.

Este tipo de membranas aunado a la oxigenación extracorpórea, aseguran como ya se dijo, un excelente transporte de O_2 tisular. Por lo que respecta al CO_2 , este gas no representa problema alguno, ya que por su mismo gradiente de difusión, rara vez se

acumula en la sangre, y en el caso de suceder, bastará aumentar la ventilación alveolar¹⁴.

Indicaciones de la circulación extracorpórea empleando las membranas pulmón

El empleo de esta técnica está destinado a aquellos pacientes con insuficiencia respiratoria aguda (hipoxemias críticas), o sea presión arterial de oxígeno (PaO_2) de menos de 50 mm.Hg. refractaria al tratamiento habitual. Las entidades patológicas que hasta ahora se han considerado como tributarias de esta técnica son:¹⁵

- Neumonías severas.
- Edema pulmonar irreversible.
- Embolia pulmonar (trombo o grasa).
- Pulmón de choque.
- Síndrome de llenado alveolar.
- Traumatismos pulmonares.

Es importante recordar que en estos casos de PaO_2 de 50 mm.Hg o menos, sola-

mente alrededor de un tercio de flujo sanguíneo pulmonar total perfunde áreas de escasa o nula ventilación; de aquí que, aunque se añadan mezclas de O_2 con el aire inspirado u O_2 al 100 por ciento, la saturación no va a subir, persistiendo la hipoxemia y sus efectos viscerales.

Técnica de canulación

El atractivo fundamental de esta técnica^{16,17} es la de evitar la toracotomía para realizar las canulaciones necesarias y conectarlas a la circulación extracorpórea. Estas son realizadas a través de vasos periféricos (arterias y venas) para crear un circuito de máxima eficiencia y seguridad.

Canulación veno-arterial

La sangre es impulsada por el corazón del paciente, lo que hace innecesario, por lo tanto, el uso de una bomba mecánica adicional que teóricamente simplifica el método. La desventaja de esta técnica es la de desviar un volumen grande de sangre arterial a través del circuito extracorpóreo, que hace disminuir el transporte de O_2 tisular. Existe además, peligro de disección arterial y embolia distal en pacientes con aterosclerosis, así como sobrecarga de volumen en el ventrículo izquierdo (figuras 2 A, 4 A y 4 B).

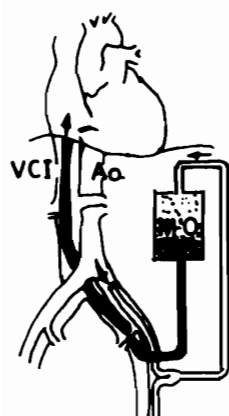
Canulación veno-venosa

Esta técnica consiste en drenar por gravedad la sangre insaturada de la vena cava inferior a la bomba oxigenadora, retornándola a la vena cava superior (figura 2 B). Tiene la gran ventaja de no producir ningún cambio hemodinámico, mejorando de inmediato la vasoconstricción arterial pul-

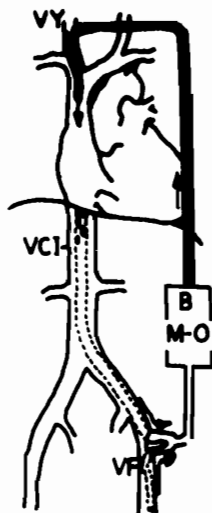
monar, producida por la hipoxia. Es la más empleada y mejor tolerada experimentalmente. En la práctica clínica se ha demostrado que tiene inconvenientes como el de que un volumen variable de sangre de la vena cava superior es robada a través del catéter que está colocado en la vena cava inferior, lo que va a determinar a su vez, ineficacia de la membrana oxigenadora, ya que la sangre regresa a ésta parcialmente oxigenada y determina que el nivel de captación de O_2 sanguíneo disminuya. Dichos inconvenientes pueden eliminarse totalmente si se aplican las modificaciones siguientes, en la canulación venovenosa:

- 1) Empleando una bomba peristáltica que a través de presión, mande la sangre a la vena cava superior, en lugar de hacerlo por gravedad y diferencia de presiones.
- 2) La aplicación de dos catéteres en la vena cava inferior, cuyos extremos estén alejados uno de otro. Al salir éstos, a través de las venas femorales, se conectan entre sí antes de alcanzar el reservorio. Es preciso también, el empleo de la bomba peristáltica que, al imprimirle presión a la sangre, le hará pasar por la membrana pulmón, y de ahí, la enviará a la vena cava inferior, sin que ocurra el robo de sangre como en el circuito anterior (figura 3 A).
- 3) La utilización de balones diseñados que ocluyan los extremos actuando como torniquetes, tanto en la vena cava inferior como en la superior. Esta técnica tiene por objeto que toda la sangre que se drena de la vena cava superior, se oxigene en forma óptima

CANULACIONES ARTERIO-VENOSAS

ARTERIO
VENOSA

2 A

VENO
VENOSA

2 B

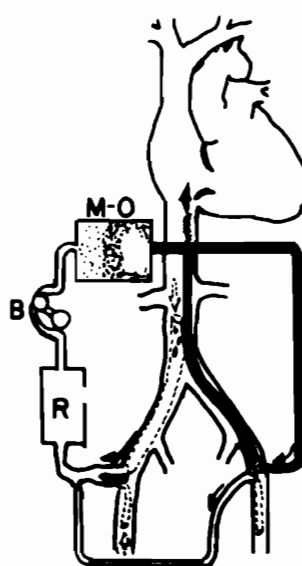
FIG. 2 A (izquierda): La sangre arterial es bombeada por el corazón del paciente a través de la aorta (Ao); catéter colocado en la arteria femoral y de aquí a la membrana oxigenadora (M). La sangre, una vez oxigenada, regresa por la vena cava inferior (VCI) al corazón derecho.

FIG. 2 B (derecha). La sangre es drenada a través de la vena cava inferior (VCI) y vena femoral a la membrana oxigenadora (MO). Esta retorna a la vena cava superior, vía vena yugular.

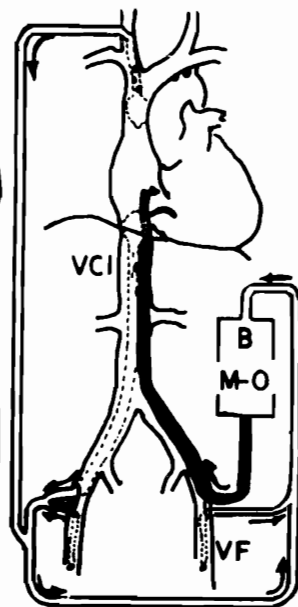
SISTEMA VENOVENOSO

FIG. 3 A (izquierda): Canulación veno-venosa. La sangre es drenada a través de un catéter colocado en la vena cava inferior, pasa a un reservorio (R), a la bomba oscilante (B), a la membrana oxigenadora (MO). La sangre, una vez oxigenada, es regresada mediante otro catéter colocado también en la vena cava inferior, lo que evita "robo de sangre" oxigenada.

FIG. 3 B (derecha): Obsérvense los balones que se encuentran en las porciones distales de ambas cavas. Estos actúan a manera de "torniquetes" permitiendo que la sangre sea drenada en su totalidad a la membrana oxigenadora. Esto asegura una óptima oxigenación extracorpórea. Los balones evitan la contaminación de la sangre en la vena cava.



3 A



3 B

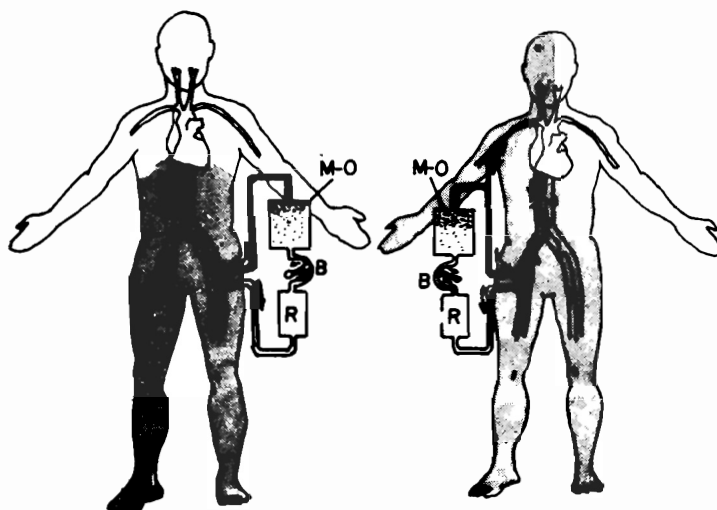


FIG. 4 A (izquierda). Canulación veno-arterial. La sangre es drenada por gravedad y bombeada retrógradamente hacia el árbol arterial. El área sombreada corresponde a la zona de mayor oxigenación. FIG. 4 B (derecha). Cánula adicional colocada en la arteria axilar que tiene por objeto mejorar la oxigenación central, en especial cuando se usa la técnica veno-arterial.

en la membrana pulmón y siga su destino a las cavidades derechas del corazón, sin que se mezcle con sangre no oxigenada y sin que ocurra robo de la misma (figura 3 B).

El problema implícito a este tipo de oxigenación extracorpórea mediante las membranas pulmón, en especial durante tiempo prolongado, es la presencia de trombos, por lo que la aplicación de heparina es necesaria. Hasta ahora las dosis recomendables son relativamente bajas (0.15 a 0.45 mg./Kg./hora). Estas han sido efectivas en la prevención de trombos dentro de la membrana oxigenadora o donde se han puesto

las cánulas. En algunos casos se han observado trombocitopenias marcadas.¹⁸

CONCLUSIONES

Los resultados clínicos que se han obtenido mediante la circulación extracorpórea, empleando membranas oxigenadoras de teflón o silicones, en el tratamiento de la insuficiencia respiratoria aguda (PaA_2 de 50 mm.Hg), refractaria al tratamiento habitual, con relativo éxito y seguridad, han hecho que los clínicos vean con entusiasmo el desarrollo de este tipo de técnicas que, aplicadas con buen juicio y en manos experimentadas, pueden salvar pacientes moribundos.

BIBLIOGRAFIA

1. KOLFF, W. J. y BALZER, R.: *The artificial coil lung*. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 1: 39, 1955.
2. CLOWES, G. H. A.; HOSKINS, A. L., y NEVILLE, W. E.: *An artificial lung dependent upon diffusion of oxygen and carbon dioxide through plastic membranes*. Thorac. Cardio. Surg. 32: 640, 1956.
3. PEIRCE, E.G.L.: *The membrane lung: the influence of membrane characteristics and lung design on gas exchange*. J. Surg. Res. 33: 67, 1963.
4. HELMSWORTH, J. A.,; CLARK, L. C. JR. y KAPLAN, S.: *Clinical use of extracorporeal oxygenator-pump*. J.A.M.A. 150: 451, 1968.
5. LEFRACK, E. A.; STEVENS, P. M.; NOON, J. P. y DEBEKEY, M.: *Current status of prolonged extracorporeal membrane oxygenation for acute respiratory failure*. Chest 63: 773, 1973.
6. ASHMORE, P. H.; SVITCK, V. y AMBROSE, P.: *The incidence and effects of particle aggregation and microembolism in pump oxygenator systems*. J. Thorac. Cardio. Surg. 55: 691, 1968.
7. BURNS, N. y MELROSE, D.: *An improved silicone membrane*. Adv. Cardiol. 6: 58, 1971.
8. GALLETI, P. M.: *Experimental heart-lung by pass and assisted circulation*. Prog. Cardiovasc. Res. 11: 3121, 1969.
9. LANDÉ, A. J.; DOS, S. J. y CARLSON, R. G.: *A new membrane oxygenator dialyzer*. Surg. Clin. North Am. 47: 1461, 1967.
10. HILL, J. D.; DE LEVAL, M. R. y MIELEK, CH. JR.: *Clinical prolonged extracorporeal circulation for respiratory insufficiency: Hematological effects*. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs. 18: 546, 1972.
11. LEFRACK, E. A.; STEVENS, P. M. y NICOTRA, M. B.: *An experimental model for evaluating extracorporeal membrane oxygenators. Support in acute respiratory failure*. An. Surg. En prensa.
12. LIPTON, B.; WEINREICH, A. y BRONDWIN, T.: *Respiratory failure treated in the hyperbaric chamber with the membrane oxygenator*. Anesthesiol. 34: 421, 1971.
13. BARTLET, R. H.; DRINKER, P. A. y BURNS, N.: *A toroidal flow membrane oxygenator design, performance and prolonged by pass testing of a clinical model*. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs. 18: 369, 1972.
14. PONTOPIDDAN, H.; LAVER, M. D. y GEFFIN, B.: *Acute respiratory failure in the surgical patient*. Adv. Surg. 4: 163, 1970.
15. SCHRAMMEL, R.; CHAPMAN, W. y WERFFENBACH, E.: *Treatment of respiratory insufficiency by prolonged extracorporeal circulation*. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 24: 804, 1961.
16. HILL, J. D. y OSBORI, J. J.: *Observation and management during clinical veno-venous bypass for respiratory insufficiency*. Adv. Cardiol. 6: 133, 1971.
17. RICHARDSON, I. H.; STEINFELD, L.; KREEL I., ET AL.: *Studies in prolonged veno-venous perfusion with oxygenation in hypoxia of respiratory origin*. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 43: 135, 1962.
18. KRASNA, I. H.; STEINFELD, L.; KREEL, I. ET AL.: *Studies in prolonged veno-venous perfusion with oxygenation in hypoxia of respiratory origin*. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 43: 135, 1962.