

8

Primer Semestre 1989

A E P

Revista de la Asociación Española de Perfusionistas





CARDIOMET 4000[®]

Analizador continuo de gases en línea

Cormédica SA

Grupo Palex

Avda. Diagonal, 618, 3.^a planta
Apartado 1892
08021 Barcelona



SUMARIO

DIRECTORA

Neus Junquera
Hospital Ntra. Sra. del Mar

SUBDIRECTORA

Rosa Molera
Hospital Santa Creu i Sant Pau

COMITÉ DE REDACCIÓN

Ciudad Sanitaria de Bellvitge
Elisenda Bruguera
Esther Colillas
Margarita Olivares
Hospital General de Catalunya
Marta Sánchez
Hospital Santa Creu i Sant Pau
Rosa Garin
Rosa Molera
Ana Segovia
Hospital Clinic i Provincial
Carme Ayats
Ana González
Aurora Vidal
Hospital Ntra. Sra. del Mar
Neus Junquera
Centro Quirúrgico Sant Jordi
Pepita Artigas

SEDE DE LA REVISTA Y SECRETARIA NACIONAL

Rosa Molera
Ana Segovia
Rosa Garin
Servicio de Cardiología
Hospital Santa Creu i Sant Pau
c/ Sant Antoni M.^a Claret, 167
Tel. (93) 347 31 33 ext. 181
08025 Barcelona

SECRETARIA EXTRANJERO

Margarita Olivares
Departamento de Cirugía Cardíaca
Residencia Sanitaria Príncipes de España
c/ Freixa Llarga s/n
Tel. (93) 335 70 11 ext. 300
Bellvitge. Barcelona

Imprime Gráficas Vilamayor,
Rocafort 161. Barcelona
Fotocomposición y Fotomecánica:
Tecfa, S.A.
D.L. B-3875-88

Revista de la Asociación Española de Perfusionistas.
N.º 8 - Primer Semestre de 1989

1 Sumario

3 Editorial

5 Originales

Auto transfusión durante el by-pass izquierdo

Rosa García Calvo, Inmaculada Mejuto Arroyo, Enrique Oliva, Ignacio García Andrade, Juan José Rupilanchas Sánchez.

8 Protocolo de evaluación clínica de los oxigenadores de membrana

Juan Gómez Pavón.

11 Monitorización continua de gases en línea arterial durante la CEC

Paula Barreda, M.^a Sol Blanco, F. de la Fuente, Begoña Gil.

17 Re-infusión del drenado mediastínico

Inmaculada Mejuto Arroyo, Rosa García Calvo, Ignacio García Andrade, Juan José Rupilanchas Sánchez.

21 Reperfundición miocárdica con sangre oxigenada caliente en la cirugía coronaria, vía injertos venosos: técnica y bases de aplicación

F.G. Alvarez-Cienfuegos, G. Collantes Martínez.

24 Nuevos Productos

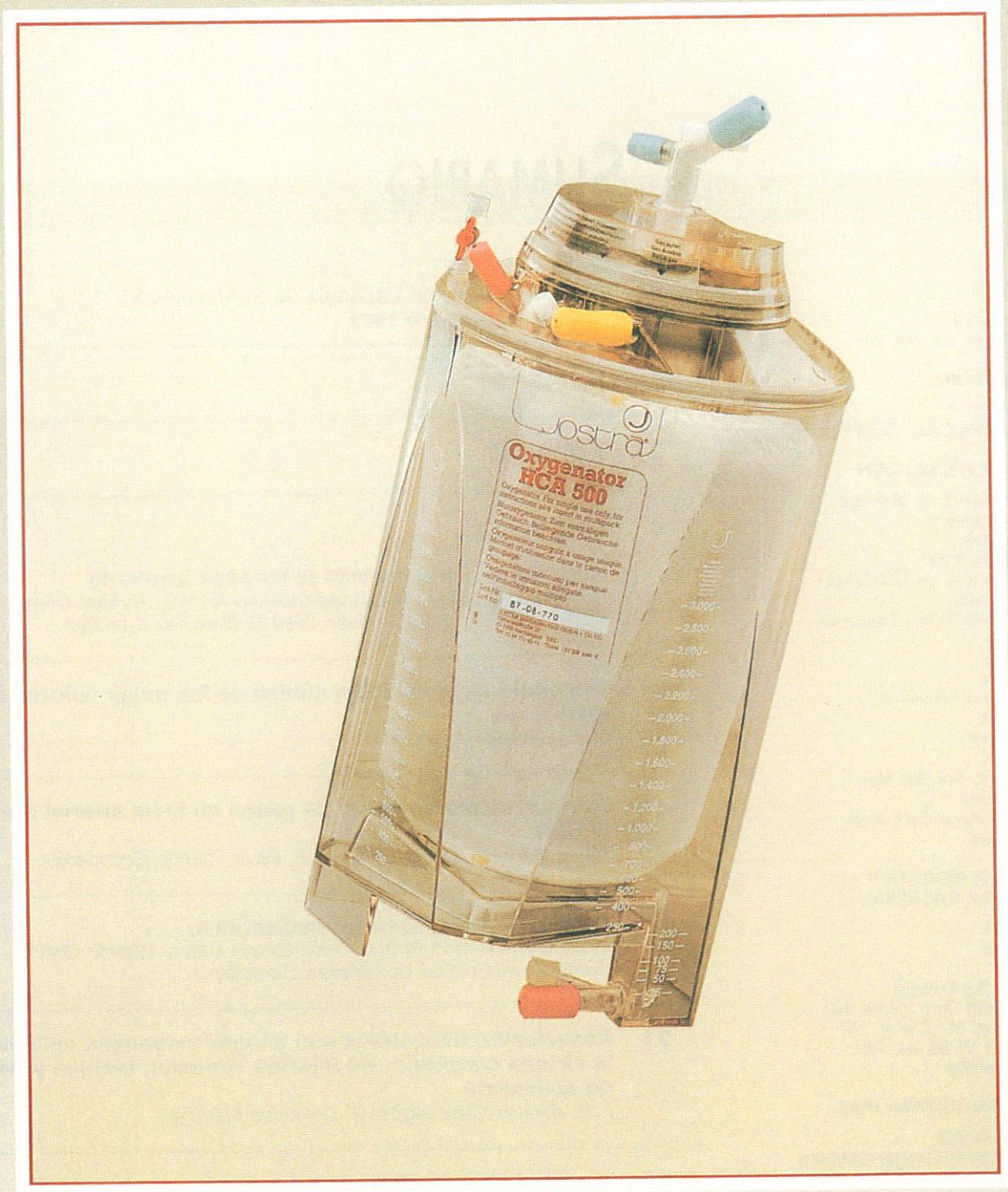
25 Cartas al Director

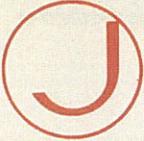
26 Agenda

27 Bibliografía

28 Normas

Jostra Oxygenator HCA 500




Jostra®

DISTRIBUIDOR EXCLUSIVO

 PRIM.s.a

EDITORIAL

Un largo camino

La conmemoración de nuestro **X aniversario** nos sitúa en un lugar desde el que disfrutamos de una perspectiva histórica, donde vale la pena hacer un alto en el camino para echar una mirada hacia atrás, para ver de dónde venimos y hacia dónde queremos dirigirnos en el futuro. Mirar hacia atrás puede ser reprobable si se mira con la nostalgia de que tiempos pasados siempre fueron mejores, pero siempre es positivo si sabemos mirar con la serenidad suficiente que nos permita valorar lo que entre todos hemos hecho, aprender de nuestros errores, analizar los caminos, que otros han recorrido y con ello dirigir nuestros pasos hacia objetivos importantes y por caminos seguros.

La A.E.P. (que somos todos) ha conseguido unir a unos profesionales, ha estimulado nuestras inquietudes científicas, ha puesto a nuestra disposición los foros necesarios para que pudiéramos confrontar y discutir nuestras experiencias, y con ello, que en nuestro país se adquirieran unos estándares profesionales homogéneos y aceptables. Nos ha permitido conocer a otros perfusionistas con los que hemos podido realizar intercambios hospitalarios, nos ha brindado a través de nuestra revista formación y comunicación, nos ha presentado en la sociedad profesional española e internacional, nos ha hecho sentir la necesidad urgente de formación y regulación legal de nuestra situación profesional, nos ha hecho sentirnos perfusionistas y nos ha dado un «montón» de amigos.

Hemos trabajado muy duro y con mucha ilusión, hemos cometido muchos errores, hemos dado muchos pasos en falso, hemos sentido desaliento, pero también hemos sentido alegría incluso emoción cuando en el momento más duro, un colega, un amigo, te agradece quizás con una carta escueta pero entrañable, el sacrificio que otros han hecho por él, aunque haya servido para poco, y te anima a seguir.

Vale la pena seguir. Somos conscientes de la responsabilidad que tenemos en nuestras manos y que de nuestra formación y profesionalidad tal vez dependa la vida de una persona.

La A.E.P., se ha marcado unos objetivos prioritarios para abrir esta década que empezamos. Es necesario reformar nuestros estatutos obsoletos y poco operativos para que nos permitan trabajar y luchar por nuestra entidad profesional como perfusionistas. Es urgente crear un plan de estudios y una vía académica adecuada que asegure la formación de los nuevos perfusionistas y facilite la formación continuada de los que

ya lo son. **Es necesario profesionalizar la Perfusión.** Estos proyectos en los que ya llevamos tiempo trabajando y que poco a poco van siendo una realidad, son los que en un día no muy lejano, van a permitir que el perfusionista sea realmente un PROFESIONAL, que se regule la práctica de la perfusión para que sólo puedan ejercerla aquellas personas (perfusionistas) con la formación y práctica suficiente para poder ofrecer una asistencia segura y de calidad.

Conocemos personas inconscientes que aún piensan que la aplicación de la circulación extracorpórea puede ser una actividad que se puede realizar de manera coyuntural, compaginable, y por personas con una «formación» adquirida en alguna visita «turístico-científica» realizada a algún hospital donde se realiza cirugía cardíaca. Ojalá estas personas nunca se tengan que ver en la situación de ser perfundidos por un «perfusionista» de los que ahora desde una postura cómoda y segura (quizás desde algún despacho) proyectan en su pobre imaginación.

Nos queda mucho camino para recorrer, muchas veces será duro y desalentador, pero no debemos perder nunca el horizonte y ser conscientes de que todo lo que queremos conseguir, lo alcanzaremos solo con nuestro propio esfuerzo, dedicación y unidad. La A.E.P. nos va a representar y va a trabajar sin fatiga, pero somos nosotros individualmente los que podemos allanar el camino, día a día, con nuestra competencia y profesionalidad, haciéndonos acreedores del respeto que nuestra profesión merece.

Quiero aprovechar esta oportunidad para agradecer la labor que han realizado muchas personas a lo largo de estos años, unas desde puestos directivos, otras desde la base, incluso desde el anonimato y muchas desde sus puestos en las empresas que siempre nos brindan su apoyo. Sin trabajo nada sería posible.

Desde aquí, quiero dar la bienvenida a nuestro X aniversario y alentar para que todos y cada uno de nosotros sigamos trabajando solidariamente en este proyecto común del que algún día no muy lejano nos sentiremos orgullosos.

Hoy es un día que cierra la década que nos ha permitido ser lo que somos y estar hoy aquí. Hoy es un día que abre una época de cambios y de esperanza. Por todo ello, A.E.P., muchas FELICIDADES.

José L. Molés
Presidente



dideco s.p.a. 41037 MIRANDOLA (ITALY)
 to Perfusion Dpt
 your hospital
 CONTENTS #1 EACH
 New D700.5
 Improved modular bubble oxygenator

COMISA
 Lussó, 5
 Tels: 339 66 58 / 339 54 54
 Telex: 98047 CISA-E
 08028 BARCELONA

MIRANDOLA (MO)
 1-8-85
 ITALY

HI-FLEX D700.5

ORIGINALES

Auto-transfusión durante el by-pass izquierdo

Rosa García Calvo⁽¹⁾; Inmaculada Mejuto Arroyo⁽¹⁾; Enrique Oliva⁽²⁾; Ignacio García Andrade⁽²⁾; Juan José Rupilanchas Sánchez⁽³⁾

⁽¹⁾A.T.S. Perfusionista. ⁽²⁾Médico Adjunto. ⁽³⁾Jefe de Servicio.
Hospital «Ramón y Cajal». Carretera de Colmenar, km. 9,100. 28034 Madrid

Resumen

Presentamos nuestra experiencia sobre una modificación técnica desarrollada, para la auto-transfusión durante la cirugía de los pacientes con aneurisma de la aorta torácica tipo B, en los que se establece además de un by-pass izquierdo: aurícula izquierda-arteria femoral con la bomba de Vortex, un sistema de aspiración y reinfusión con una bomba de rodillo.

El sistema permite mediante la instalación de dos

cabezas de bomba, aspirar la sangre del campo colectorla en un reservorio de cardiectomía previamente heparinizado e incorporarla al torrente circulatorio del paciente a través de la línea arterial en función de las necesidades de volemia durante la intervención, permitiendo un importante ahorro de sangre.

Describimos el montaje del circuito, su manejo y nuestra experiencia a propósito de tres casos.

Summary

We present our experience about a technical modification in order to do a self-blood transfusion during the surgery of the patients who have aneurysm of the thorax aorta type B, moreover a left by-pass in fixed up: left auricle-femoral artery with the Vortex pump an aspiration and reinfusion system with a roller pump.

This system enables the instalation of two pump

ends, to suck out the blood, collect it in a cardiectomic reservoir previously heparinized, incorporating it into the bloodstream of the patient throught the arterial line in function of the necessities of volume during the operation, so that there's a very important blood saving.

We describe the assembling of the system, its management and our experience.

Introducción

Los aneurismas de aorta tipo B, como ya sabéis, son aneurismas de aorta descendente cuyo abordaje quirúrgico se hace por medio de toracotomía lateral izquierda. Para su corrección, se clampa la aorta por encima y por debajo del aneurisma, quedando sin riego durante la corrección la parte inferior del cuerpo.

Para evitar la problemática que esto conlleva (isquemia medular, fracaso renal...) establecemos un by-pass desde aurícula izquierda a arteria femoral.

Material y método

Nosotros realizamos este by-pass por medio de la bomba de Vortex. Canulamos la aurícula izquierda con una cánula Uschi de 28 o 30 french y por medio de un tubo de 3/8 × 3/32, se conecta a la cabeza

de la «BIO-PUMP». Este tubo lleva intercalado un intercambiador de calor pediátrico, para mantener la temperatura del enfermo (36 grados). De la «BIO-PUMP» sale otro tubo del mismo calibre que se conecta a la cánula de arteria femoral Uschi de 18 o 20 french.

Una de las ventajas de la utilización de esta bomba, es que no es necesaria la heparinización, ni del enfermo ni del circuito de extracorpórea, por lo que hace idónea su utilización durante este tipo de cirugía. Aunque nosotros, a pesar de todo, en el momento de la canulación ponemos 1 mg de heparina por kg de peso.

Para los casos en que se prevee una importante pérdida hemática, bien porque el aneurisma esté roto o por otra circunstancia, hemos incorporado un sistema de auto-transfusión al circuito utilizado. (Fig. 1)

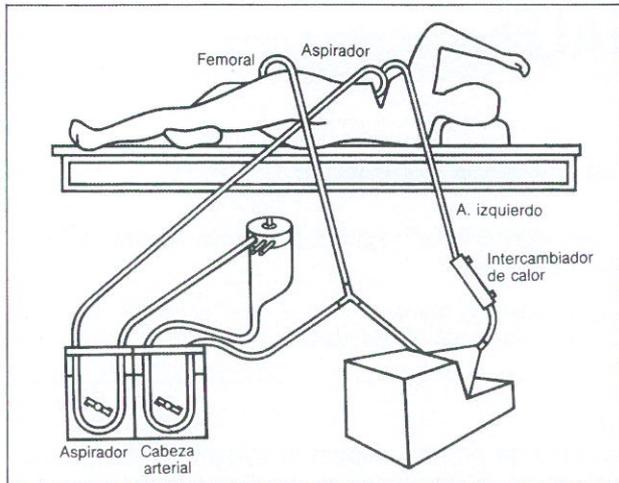


Fig. 1. Esquema del montaje del sistema de autotransfusión durante el by-pass izquierdo con bomba de Vortex.

Se montan dos aspiradores en un rodillo de la bomba normalmente utilizado por nosotros (SARNS 5000), conectados a un reservorio de cardiotorax. En uno de los casos en que se ha utilizado, las pérdidas hemáticas fueron tan abundantes que se tuvo que montar un segundo reservorio en paralelo con el primero como véis en la fig. 2.

Esto ocurrió en un accidente de tráfico en que el aneurisma estaba roto.

La salida de 3/8 del reservorio se conecta a un tubo de 3/8 x 3/32 que pasa por la cabeza arterial de la SARNS, posteriormente se incorpora a la línea arterial de la BIO-PUMP mediante un conector en «Y» de 3/8 x 3/8 x 3/8.

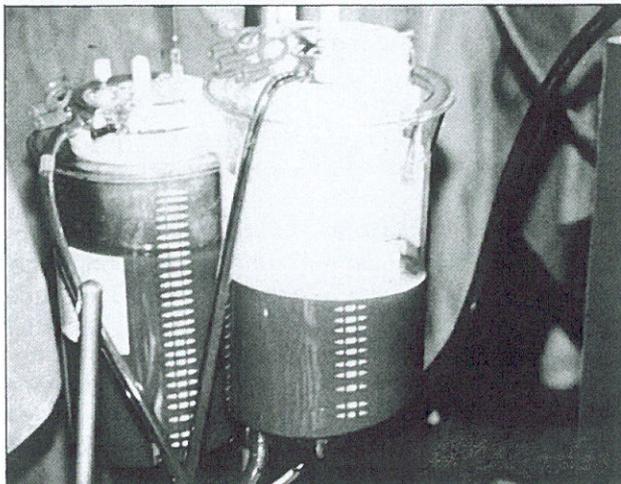


Fig. 2. Imagen del segundo reservorio conectado al primitivo, mostrando la importante pérdida sanguínea.

El reservorio se ceba previamente con 250 cc de dextrosa al 5 %, 750 cc de Ringer Lactado y 20 mg de heparina. Al utilizar este sistema de auto-transfusión se hepariniza el reservorio y se le inyecta al enfermo, en el momento de canular 1,5 mg de heparina por kg de peso.

Una vez cebados ambos circuitos, se claman todos los tubos, quedando preparado para iniciar la C.E.C.

Se canula primeramente la arteria femoral y se conecta al sistema. Mientras se disecciona el aneurisma en su totalidad, y la aurícula izquierda para poder canular, se utilizan los aspiradores de máquina reincorporándole la pérdida de volumen por la arteria femoral, manteniendo clampada la entrada y la salida de la BIO-PUMP.

Una vez canulada la aurícula izquierda, se entra en by-pass clampando la porción de aorta en la que se encuentra el aneurisma.

Dependiendo de la mayor o menor pérdida de volumen aumentaremos o disminuirémos las revoluciones de ambas bombas:

- Si tenemos pérdidas importantes se disminuyen las R.P.M. de la BIO-PUMP, reinfundiéndole por medio de la otra cabeza arterial dichas pérdidas.
- Si no son llamativas éstas, se mantiene el by-pass solamente con la bomba de Vortex.

Es conveniente tener monitorizadas dos presiones arteriales: la radial y la pedía contralateral. Para nosotros es importante esta última, ya que nos refleja la marcha de la perfusión de la parte inferior del cuerpo, manteniéndola entre 60 y 70 mm de Hg mediante el aumento o disminución del flujo de la BIO-PUMP.

Otra forma de llevar el flujo de la bomba BIO-MEDICUS es colocar un catéter de aurícula izquierda por la orejuela izquierda junto con la cánula, o con un SWAN-GANZ previo:

- Si mantenemos demasiado flujo con la bomba, la presión en aurícula izquierda desciende por debajo de 5 ó 8 cm de agua.
- Si damos poco flujo, la presión de aurícula izquierda sube.

En cualquier caso, dado que la bomba BIO-MEDICUS tiene un medidor de flujo, siempre conocemos el volumen infundido por minuto en la mitad inferior del cuerpo y tratamos que sea entre 1 y 1,5 l/min/m².

Resultados

En dos de los tres casos en que hemos utilizado esta modificación, el aneurisma estaba roto y gracias

a este sistema que nos permitía reinfundirle a la misma velocidad que perdía volumen, se pudo llegar al clampaje aórtico con buena presión arterial.

Discusión

Durante la perfusión se nos pueden plantear tres tipos de problemas:

1. Puede ocurrir que la presión de aurícula izquierda sea demasiado elevada, lo que significa, que estamos drenando poco el corazón izquierdo, esto provoca hipertensión en el hemicuerpo superior y bajo volumen de perfusión en el hemicuerpo inferior. (Fig. 3)

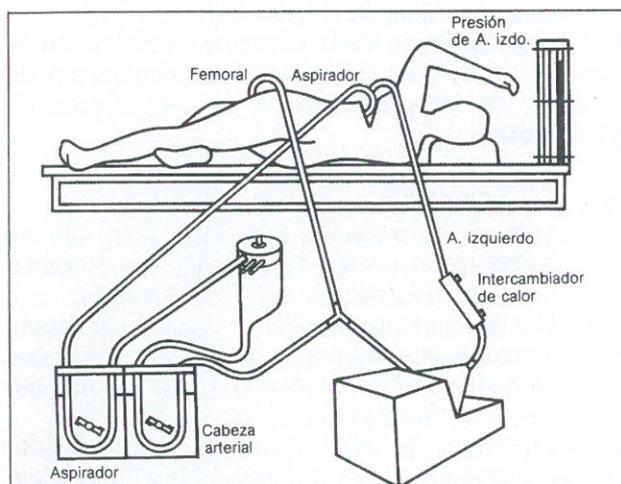


Fig. 3. Corazón izquierdo mal drenado: la presión de aurícula izquierda es elevada.

Esto se combate aumentando el flujo de la BIO-PUMP, con lo que drenamos más el corazón izquierdo, por lo que baja la presión de aurícula izquierda, baja la presión en el hemicuerpo superior y aumenta la perfusión del hemicuerpo inferior.

2. Si la presión de aurícula izquierda es baja, seguramente estamos drenando demasiado el corazón izquierdo, tendremos hipotensión en el hemicuerpo superior y estamos perfundiendo el hemicuerpo inferior sin ninguna utilidad. (Fig. 4)

Esto se soluciona disminuyendo las R.P.M. de la BIO-PUMP.

Puede ocurrir que el enfermo esté hipovolémico y entonces tendremos que transfundirle volumen.

3. Es el caso más complicado y que no está representado en ninguna figura.

Puede suceder que la presión de aurícula izquierda sea baja y a pesar de eso, tengamos hipertensión en el hemicuerpo superior.

Esto se combate con Nitroprusiato, ya que si aumentamos las R.P.M. de la BIO-PUMP vaciaríamos todavía más el corazón izquierdo.

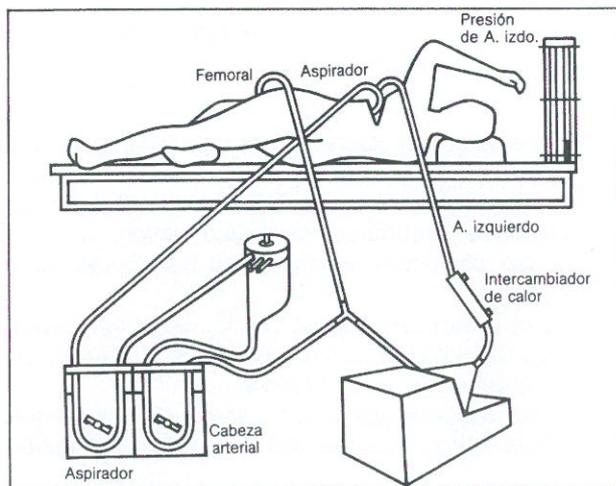


Fig. 4. Corazón izquierdo demasiado drenado: la presión de aurícula izquierda es baja.

Conclusiones

El sistema de autotransfusión, solamente se debe emplear en el primer tiempo de la intervención, ya que por la pequeña heparinización, el margen de coagulación del reservorio es corto: de 15 a 20 minutos.

La importante de esta autotransfusión radica en la velocidad a la que se le puede reinfundir, las pérdidas hemáticas al enfermo sin que lleguen a alterarse sus constantes.

Destacamos también, el ahorro en el consumo de sangre homóloga, que en este tipo de intervenciones era elevado.

Bibliografía

- McFarland, J.; J.T. Willerson, R.E.; Dinsmore, W.G.; Austin, M.J.; Buckley, C.A.; Sanders and R.W. De-Sanctis: The Medical Treatment of Dissecting Aortic Aneurysms. N. Engl. J. Med, 286: 115-119 (1972).
- Wheat M.W. Jr. and R.F. Palmer: Dissecting Aneurysms of the Aorta, «Current Problems in Surgery». Year Book Medical Publishers Inc. Chicago 1971.
- Bloodwell, R.D.; G.L. Hallman; A.G. Beall Jr.; D.A. Cooley and M.E. De Bakey: Aneurysms of the Descending Thoracic Aorta Surgical Considerations. Surg. Clin. North Am. 46: 901-911 (1966).
- Neville, W.E.; W.D. Cox; B. Leninger and R. Pifarre: Resection of the Descending Thoracic Aorta With Femoral Vein to Femoral Artery Oxygenation Perfusion. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 56: 39 (1968).
- Gott, V.L.: Heparinized Shunts for Thoracic Vascular Operations. Ann. Thorac. Surg. 14: 219-220 (1972).
- Kahn, D.R.; S. Vathayanon and H. Sloan: Resection of Descending Thoracic Aneurysms without Left Heart By-pass. Arch. Surg. 97: 336-340 (1968).

Comprende:

- 1.1.1. El tiempo de montaje del sistema.
- 1.1.2. La dificultad de colocar, o la necesidad de líneas accesorias.
- 1.1.3. La dificultad o facilidad de acceso para tomas de agua, muestras y entrada y salida de gases.

1.2. *Volumen de cebado*

- 1.2.1. Fundamental en los cálculos y protocolos para las hemodiluciones teóricas.
- 1.2.2. Volumen de fluidos antes de la recirculación, en función de la utilización o no, de filtros arteriales y/o prebypass.
- 1.2.3. Fundamental en cuanto a características físicas (peso, s.c.; volumen circulante) y hemodinámicas del paciente.

1.3. *Desburbujeo*

- 1.3.1. Dificultad o no, de desburbujeo del circuito.
- 1.3.2. Tiempo empleado en dicho procedimiento.
- 1.3.3. Composición de zonas de adhesión de burbujas o microburbujas (ángulo, borde, esquina, etc.).
- 1.3.4. Necesidad o no de lavado previo con CO₂.

2. Evaluación durante la CEC

Una vez comenzada la CEC, se estudiarán:

- 2.1. Posibilidad de oxigenación.
- 2.2. Retorno venoso.
- 2.3. Facilidad de utilización.
- 2.4. Intercambiador térmico.
- 2.5. Líneas accesorias.
- 2.6. Variables de perfusión.

2.1. *Posibilidad de oxigenación*

- 2.1.1. Valoración de las relaciones gas/sangre empleadas en función de:
 - 2.1.1.1. Función de perfusión.
 - 2.1.1.2. Temperatura.
 - 2.1.1.3. FIO₂.
 - 2.1.1.4. Volumen de gas (flujo de gas).
 - 2.1.1.5. Cambio en gasometrías, enfriando y recalentando.
- 2.1.2. Retorno venoso:
 - En función del flujo y presión de perfusión
 - 2.1.2.1. Valoración de la resistencia, según la altura, material del reservorio venoso (flexible a rígido, silicona o PVC, etc.) y tomas de cardiotomía cerca de la entrada venosa.
 - 2.1.2.2. Importancia en cuanto a si es un

sistema abierto o cerrado de membrana.

2.3. *Facilidad de utilización*

- 2.3.1. Indicador de nivel.
- 2.3.2. Acceso para manipulaciones en líneas venosas.
- 2.3.3. Toma de muestras.
- 2.3.4. Toma de temperatura venosa y arterial.
- 2.3.5. Luer-Lock suficiente.
- 2.3.6. Cebado rápido.
- 2.3.7. Posibilidad acceso línea de recirculación.
- 2.3.8. Salida para perfusión coronaria, hemoconcentrador o cardioplegia hematíes.

2.4. *Intercambiador térmico*

- 2.4.1. Rendimiento enfriando y calentando, en función del flujo en perfusión, la temperatura y la situación hemodinámica del paciente (vasocontenido, vasorrozado, etc.) c.v. tiempos reales.
- 2.4.2. Volumen de cebado que puede rozar el receptor del sistema donde se encuentra el intercambiador térmico.

2.5. *Líneas accesorias*

Ya comentadas algunas antes:

- 2.5.1. Cebado rápido.
- 2.5.2. Línea de recirculación.
- 2.5.3. Cardioplejía hemática o hemoconcentrador.
- 2.5.4. El sistema cerrado, «vent» para el reservorio venoso.
- 2.5.5. «Vent» de la membrana, interno y externo.

2.6. *Variables de perfusión*

En conjunto con otros parámetros de la situación real de la CEC en cada momento.

- 2.6.1. Analíticas: fundamentalmente
 - H¹⁰, Hb
 - Hb libre y/o haptoglobinas
 - Fórmula y recuento
 - Iones (Na⁺, K⁺, Ca⁺⁺, Cl⁻)
 - Prótesis totales
 - Fibrinógeno
 - Plaquetas
 - Concentración de inmunoglobulinas IgA, IgG G e IgM
 - Fracciones de C^{A3} y C^{A4}
 - Otras analíticas:
 - Creatininas
 - Nitrógeno ureico
 - Fosfatasa alcalina
 - Rehidrogenasa láctica
 - Etc.

- 2.6.2. Hemodinámicas
 - Presiones (sistólica, drástica, media)
 - Flujos de presión
 - Presión capilar pulmonar o p. aurícul. izq.
 - Frecuencia cardíaca
 - Temperaturas (esofágica y/o rectal, línea venosa, línea arterial, otras)
 - Temperatura del circuito del agua durante la perfusión
 - Temperatura rectal en el postoperatorio inmediato
- 2.6.3. Otras variables
 - 2.6.3.1. Diuresis
 - 2.6.3.2. Balance de líquidos - osmolaridades
 - 2.6.3.3. Complicaciones no atribuidas al oxigenador

3. Después de la CEC

- 3.1. Coagulación.
- 3.2. Volumen de sangrado postoperatorio - necesidad de sangre.
- 3.3. Autotransfusión o drenajes torácicos.
- 3.4. Tiempo medio de respiración asistida.
- 3.5. Estancia media en U.C.I.

3.1. Coagulación

- 3.1.1. En intraoperatorio:
 - A.C.T.
 - Heparina - Protomina
- 3.1.2. Post. inmediato:
 - A.C.T.
 - Heparina - Protamina
 - Tiempo tromboplastina
 - Tiempo protomina
 - Estudio de coagulación
- 3.1.3. Post. a las 6 h:
 - Estudio de coagulación

3.2. Volumen de sangrado postoperatorio - Necesidad de sangre

- 3.2.1. Volúmenes de sangrado en mediciones horarias.
- 3.2.2. Necesidad de sangre o derivados (aportes).

— En unión con este punto, el apartado 3.3.; en cuanto a la disposición o no de autotransfusión para drenajes torácicos o algún otro método actual de salvamento de sangre.

3.4. Tiempo medio de respiración asistida

- 3.4.1. Evaluación de las causas, si es superior al habitual establecido por la unidad.

3.5. Estancia media en U.C.I.

- 3.4.1. Evaluación, si es superior a la habitual establecida por la unidad.
- 3.4.2. Evaluación de las complicaciones si las hubiese.
- 3.4.3. Análisis del EXITUS; si éste tuviese lugar.

Conclusión

Como se ve, pensamos que el seguimiento y valoración de un sistema de oxigenación a membrana, nace con el propio producto y termina, cuando el paciente, sometido a CEC, abandona el hospital; lo que nos indica que sería interesante ampliar este seguimiento y valoración por período de tiempo más prolongado, pero nos encontraremos con las dificultades habituales de este tipo de seguimiento.

El análisis, por lo tanto de un sistema de oxigenación a membrana, debe llevar estas tres fases muy bien definidas.

Bibliografía

1. Mockros, L.F.; Leonard, R.: Compact cross-flow tubular oxygenator. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs. Vol. XXXI, 628-632, 1985.
2. Cavarocchi, N.C.; Pluth, J.R.; Scheff, H.V.; Orszulak, T.A.; Homburger, H.A.; Solis, E.; Kaye, M.P.: Complement activation during cardiopulmonary bypass. Comparison of bubble and membrane oxygenators. J. Thorac. Cardiovas. Surg. 91: 252-258, 1986.
3. Dungen, J.; Karliczen, Brenken, Wildevuur: Clinical study of blood trauma during perfusion with membrane & bubble oxygenators. J. Thoracic. Cardiovas. Surg. 83: 108-116, 1982.
4. Nose, Y.: The Oxygenator. St. Louis: CV Mosby Co. 1973.
5. Valdés, F.; Harasaki, H.; Meserko, J.; Kambic, H.; Malchesky, P.; Golding, P.; Nose, L.: Ex vivo evaluation of a new capillary membrane oxygenator. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs. Vol. XXVII, 270-275, 1981.
6. Hill, A.G.; Groom, R.C.; Vinansky, R.P.: Hollow fiber membrane oxygenation and bubble oxygenation: A contrast. Proceeding of the American Academy of Cardiovascular Perfusion. Vol. 6, 51-58, January 1985.



Monitorización continua de gases en línea arterial durante la CEC

Paula Barreda, M.^a Sol Blanco, F. de la Fuente, Begoña Gil

Equipo de Perfusión. Quirófano de Cirugía Cardiovascular. Hospital Nacional Valdecilla - 39008 Santander.

Resumen

Hemos realizado un estudio sobre la aplicación clínica durante la circulación extracorpórea de un sistema de monitorización continua de gases en la línea arterial. Cuarenta y cinco pacientes fueron repartidos aleatoriamente en dos grupos: en 30 casos se aplicó una monitorización continua de gases con el sistema Cardiomet 4000 y en los 15 restantes se tomaron muestras arteriales y venosas de forma periódica, esperando los resultados a través del laboratorio de nuestro Centro. Ambos grupos eran homogéneos en cuanto a edad, tipo de patología, tiempos de CEC y de isquemia y datos de hemoglobina y hematocrito, basales y durante el bypass.

Los resultados obtenidos, que son el motivo del presente trabajo, nos han permitido disminuir la relación flujo gas/flujo débito a 0,5/1 durante la hipotermia moderada y a 0,9/1 en normotermia, con niveles de oxigenación del paciente dentro de los límites fisiológicos. La reducción de la relación flujo gas/flujo débito tiene un valor importante para disminuir la incidencia de formación de microburbujas y consecuentemente microembolismo aéreo en el paciente.

Otra ventaja comprobada consiste en que nos permite una corrección inmediata y precoz de los trastornos de la oxigenación y del equilibrio ácido-base.

Summary

We have conducted a study on clinical application during extracorporeal circulation of an arterial line gas continual monitoring system. Forty-five patients were randomly divided into two groups: in 30 cases, continual monitoring of gases was applied with the Cardiomet 4000 system and in the remaining 15, arterial and vein samples were taken periodically, waiting for the results from our Center's laboratory. Both groups were homogeneous in age, type of pathology, CEC and ischemia, hemoglobin and hematocrit data, basal and bypass times.

The results obtained, which are the motives for this paper, have allowed us to reduce the gas/debit flow ratio to 0.5 l during moderate hypothermia and to 0.9 l in normothermia, with the patient's oxygenation levels within physiological limits. Reduction of the gas/debit flow ratio is important in reducing incidents of microbubble formation and consequent air microembolism in the patient.

Another proven advantage consists in allowing us an immediate and early correction of oxygenation and acid-base balance disorders.

Introducción

En nuestro Centro y coincidiendo con la mayoría de grupos de trabajo, el control de la oxigenación del paciente durante la circulación extracorpórea lo realizamos mediante la extracción de muestras de sangre arterial y venosa cada 15-30 minutos. Este procedimiento está sujeto a una serie de inconvenientes:

1. Disponer de un número máximo de resultados de 2 o 3 para tiempos medios de bypass cardiopulmonar de 60-90 minutos.
2. No poder efectuar las correcciones necesarias en el momento preciso, hasta no disponer de los resultados, por lo que las situaciones de hiperoxigenación, acidosis, alcalosis o perfusiones inadecuadas se pueden mantener durante

tiempos superiores a lo deseable.

La alternativa a la dependencia de un laboratorio fuera del quirófano, con la demora en la obtención de los resultados, puede ser un sistema de monitorización continua de gases (MCG) durante la circulación extracorpórea, tanto en la línea arterial como en la venosa.

En la literatura reciente se incide en que el uso de la MCG hace más correcto y seguro el bypass cardiopulmonar durante la cirugía cardíaca, mejorando la perfusión del paciente (1, 2). Otra ventaja reportada por otros autores, hace referencia a la formación de microburbujas. Utilizando detectores de ultrasonidos en la arteria carótida del paciente, durante la CEC, se detectan microembolismos aéreos debidos a la formación de microburbujas, relacionadas

con el elevado flujo de gas en el oxigenador. Con el empleo de la MCG se consigue disminuir el flujo de gas, manteniendo niveles de PO₂ dentro de límites más fisiológicos, disminuyendo la formación de microburbujas (3-5). Estudios realizados in vitro de los dispositivos existentes en el mercado (Oxy Sat 1, Oxy Sat 2, Gem-6, Gas stat, CDI 300, Orange Medical PO₂, Cardiomet 4000), para la monitorización continua de PO₂, pH, saturación de O₂ y otros parámetros la exactitud y el uso adecuado para el by-pass cardiopulmonar (6-16).

El objetivo del presente estudio es la valoración de aplicación clínica de un sistema de MCG, para suplir los inconvenientes de la extracción, envío de muestra y retraso en la obtención de los resultados de las gasometrías. De los dispositivos de MCG existentes en el mercado nacional hemos elegido para el presente trabajo el sistema CARDIOMET 4000 TM de Biomedical Sensor.

Antes de iniciar dicho estudio, comprobamos la fiabilidad de los sensores y de su lectura, enviando muestras de gases extraídos y transportados al laboratorio de nuestra unidad en condiciones correctas (jeringas de cristal, hielo, etc.).

El montaje del sistema Cardiomet 4000 se lleva a cabo de forma rápida y sencilla. La lectura del oxígeno se realiza mediante una detección electroquímica convencional, tecnología comprobada que proporciona valores muy fiables y estables para la PO₂. El dióxido de carbono y el pH se miden mediante el aprovechamiento de las propiedades de absorvancia óptica de colorantes estables (17).

Material y métodos

Hemos realizado un estudio sobre 45 pacientes, 34 varones y 11 mujeres, con una edad media de 55 años (Tabla I), que fueron intervenidos de cirugía cardíaca con el diagnóstico de patología valvular en 27 casos, cardiopatía isquémica en 15, congénita en 1 y trasplante cardíaco en 2 (Tabla II).

En todos los pacientes se practicó una CEC convencional, con oxigenador de burbuja (Shiley 100A). Se realizó una hipotermia moderada (25-28 °C), hemodilución total con cebados mínimos, para intentar obtener valores de hematocrito superiores a 25 durante la CEC. Se utilizaron unos débitos de 1,7 l/m/m² en hipotermia y 2,2 l/m/m² en normotermia (Tabla III).

Los 45 pacientes estudiados fueron repartidos aleatoriamente en dos grupos: grupo I formado por 30 pacientes en los que se empleó la monitorización continua de gases en la línea arterial durante la circulación extracorpórea, y grupo II o grupo control, con 15 pa-

cientes en los que se realizó extracciones periódicas de sangre arterial y venosa, según el protocolo standard existente en nuestro equipo (Tabla IV).

MONITORIZACIÓN CONTINUA DE GASES			
N	45	VALORES	34
SEXO		HEMBRAS	11
EDAD		55 años (26-77)	
CARDIOMET		4000 T.M.	

TABLA I

MONITORIZACIÓN CONTINUA DE GASES	
N	45
VALVULOPATÍAS	27
CORONARIOS	15
CONGÉNITOS	1
TRASPLANTES	2

TABLA II

MONITORIZACIÓN CONTINUA DE GASES	
•	C.E.C. CONVENCIONAL
•	OXIGENADOR DE BURBUJA
•	CEBADO STANDAR (1000 ml)
•	HIPOTERMIA MODERADA (25°-27 °C)
•	DÉBITO SANGUÍNEO (1,7-2,2 l/m ²)
•	HEMATOCRITO EN C.E.C. (25 %)

TABLA III

MONITORIZACIÓN CONTINUA DE GASES		
ESTUDIO COMPARATIVO		
GRUPO I	CON CARDIOMET	30 PTES.
GRUPO II	SIN CARDIOMET (Grupo Control)	15 PTES.
TOTAL		45 PTES.

TABLA IV

Sistema Cardiomet 4000

El sistema Cardiomet 4000 se compone de un monitor (fig. 1), sensores de oxígeno, dióxido de carbono y del pH, conectores arteriales o venosos y soluciones para la conservación y calibración (Tabla V).

El sistema permite medir de forma continua la PO₂, PCO₂, el pH y la temperatura, de la línea arterial y/o venosa, y calcula los niveles de bicarbonato standard y del exceso de base.

El monitor consta de dos componentes básicos: un módulo sensor con memoria y un ordenador que procesa, almacena y muestra la información procedente de cada sensor.

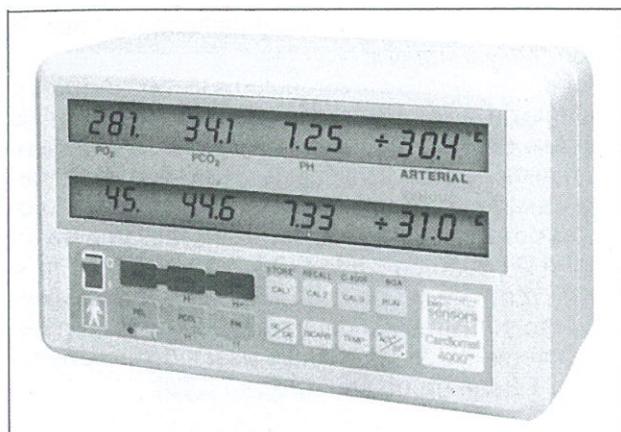


Fig. 1. Monitor del Cardiomat 4000.

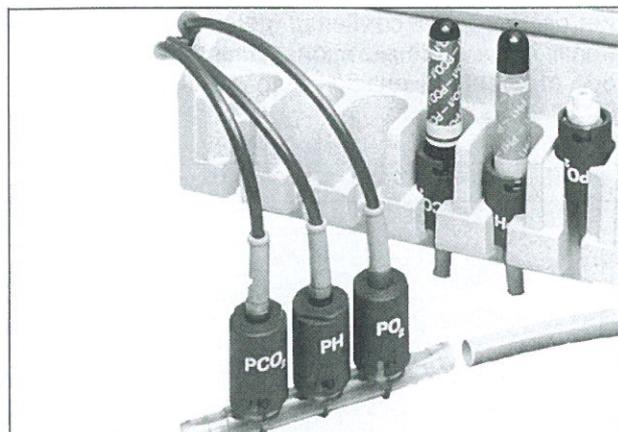


Fig. 2. Sensores en la línea arterial.

MONITORIZACIÓN CONTINUA DE GASES	
Componentes del CARDIOMET	
• Monitor	
• Sensores	PO ₂ PCO ₂ PH
• Conectores arteriales/venosos	
• Soluciones de conservación/calibración	

TABLA V

Los tres sensores (fig. 2), se insertan de forma separable en el circuito de bypass dentro de un conector triple. El sensor de PO₂ funciona en base a un principio electroquímico (célula polarográfica de Clark). Los sensores de PCO₂ y del pH realizan las mediciones aprovechando las propiedades de absorvancia óptica de los colorantes químicos utilizando fibras ópticas de alta tecnología.

Nosotros sólo hemos utilizado sensores en la línea arterial, que se disponen mediante un conector de 3/8 y 110 mm de longitud. Está hecho con polisulfona médica y la ventanilla de contacto con la sangre es de silicona médica sobre soporte metálico. El sensor de PCO₂ está protegido por un «calpod» que a su vez sirve para la calibración. El sensor de pH también va protegido por un «calpod» (pH 1) que contiene la primera solución tampón. El sensor de PO₂ no necesita protección.

El Cardiomat 4000 utiliza un sistema de calibración líquida (fig. 3). Los líquidos se suministran en unos viales desechables. Se debe realizar una calibración diaria, introduciendo los datos de la presión barométrica y la hemoglobina del paciente y una calibración más compleja con una frecuencia semanal.

El tiempo medio de duración del bypass cardio-

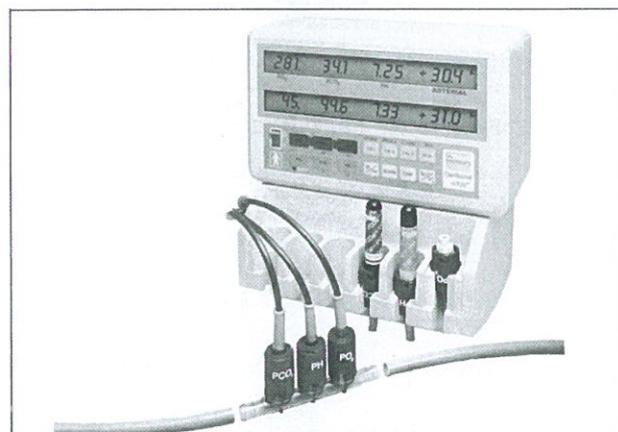


Fig. 3. Monitor y sensores del sistema Cardiomat 4000.

pulmonar fue de 130 min en el grupo I (Cardiomat) y de 107 min en el grupo II (control). La duración media de la isquemia fue de 67 y 63 min respectivamente (Tabla VI). Los valores de hematocrito y de la hemoglobina basales fueron de 41,6 % y 14,0 % gr/l para el grupo I y de 39,0 % y 13,3 % gr/l para el grupo II (Tabla VII). Los valores medios del hematocrito durante el bypass cardiopulmonar fueron de 27,6 % y 26,0 % para el grupo I y II y las medias de hemoglobina fueron 9,3 % gr/l y 8,6 % gr/l respectivamente (Tabla VIII). Los datos antes citados nos muestran que ambos grupos son estadísticamente homogéneos.

Los parámetros medidos en el grupo II y monitorizados en el grupo I, en la línea arterial fueron: PO₂, PCO₂, pH, temperatura, bicarbonato estándar y exceso de base. Además, en todas las mediciones se registró el débito sanguíneo y el flujo de gases (Tabla IX), midiendo las variaciones de estos pará-

metros desde el comienzo del bypass cardiopulmonar hasta su finalización, teniendo en cuenta en todo momento la relación flujo gas/flujo débito que se estaba utilizando.

MONITORIZACIÓN CONTINUA DE GASES		
	GRUPO I (Cardiomet)	GRUPO II (Control)
T.º DE BY-PASS	$\bar{x} = 130 \text{ m} \pm 69,7$	$\bar{x} = 107 \text{ m} \pm 38,7$ ($p < 0,05$)
T.º DE ISQUEMIA	$\bar{x} = 67,4 \text{ m} \pm 26,7$	$\bar{x} = 63,6 \text{ m} \pm 21,6$ ($p = \text{n.s.}$)

TABLA VI

MONITORIZACIÓN CONTINUA DE GASES		
	GRUPO I (Cardiomet)	GRUPO II (Control)
HEMATOCRITO BASAL	$\bar{x} = 41,6 \% \pm 6,5$	$\bar{x} = 39,4 \% \pm 5,8$ ($p = \text{n.s.}$)
HEMOGLOBINA BASAL	$\bar{x} = 14 \text{ g/l} \pm 2,3$	$\bar{x} = 13,3 \text{ g/l} \pm 2,6$ ($p = \text{n.s.}$)

TABLA VII

MONITORIZACIÓN CONTINUA DE GASES		
	GRUPO I	GRUPO II
HEMATOCRITO EN C.E.C.	$\bar{x} = 27,6 \% \pm 4,8$	26,0 % ($p = \text{n.s.}$)
HEMOGLOBINA EN C.E.C.	$\bar{x} = 9,3 \text{ gr/l} \pm 1,6$	8,6 gr/l

TABLA VIII

MONITORIZACIÓN CONTINUA DE GASES		
PARÁMETROS EVALUADOS		
PO ₂	ARTERIAL	(mmHg)
PCO ₂	ARTERIAL	(mmHg)
PH	ARTERIAL	
BICARBONATO - STANDARD (mEq/l)		
B.E. (mEq/l)		
● Débito sanguíneo		
● Flujo de Gas		
● Temperatura		

TABLA IX

Resultados

La relación flujo gas/flujo débito empleada en ambos grupos al comienzo del bypass fue de 1,5 l de gas/1 de débito. En el grupo control, en el momento de la hipotermia esta relación la disminuimos hasta 0,9 l gas/1 débito y se incrementa hasta 1,2 l

gas/1 débito al iniciar el recalentamiento y hasta el fin de bypass (fig. 4).

En el grupo Cardiomet, debido a la monitorización continua de la PO₂ de la línea arterial, la relación flujo gas/flujo débito la fuimos disminuyendo, manteniendo niveles de PO₂ fisiológicos, hasta llegar a reducirla en el momento de la hipotermia hasta una proporción de 0,5 l gas/1 débito, significativamente inferior a la del grupo control (0,9 l gas/1 débito) ($p < 0,001$). En este grupo y en el período de recalentamiento y hasta el fin del bypass, esta relación debió incrementarse hasta 0,9 l gas/1 débito, menor que el 1,2 del grupo control ($p < 0,05$).

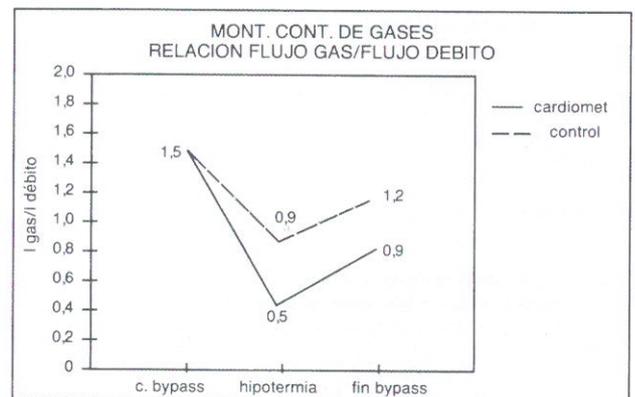


Fig. 4.

Con la relación de flujos antes descrita (fig. 4) hemos obtenido unos niveles de oxigenación en la línea arterial dentro de unos niveles más fisiológicos que en el grupo control: la PO₂ al comienzo del bypass (relación de flujo gas/flujo débito de 1,5/1) ha sido semejante para ambos grupos, con una media de 400 mmHg. Durante la hipotermia la media de PO₂ para el grupo control (relación de flujos 0,9/1) fue de 281 mmHg y para el grupo Cardiomet (relación 0,5/1) fue de 274 mmHg ($p = \text{n.s.}$). En el período de recalentamiento y hasta el fin del bypass cardiopulmonar las medias de PO₂ para el grupo control (relación de flujos 1,2/1) fue de 317 mmHg y en el grupo Cardiomet (relación 0,9/1) fue de 200 mmHg ($p < 0,0001$) (fig. 5).

La relación flujo CO₂/flujo débito empleada al inicio del bypass en ambos grupos fue de 0,18 l CO₂/l débito (fig. 6). En el grupo control, esta relación se mantuvo constante hasta el período de recalentamiento, exactamente hasta una media de tiempo de 55 minutos de iniciada la CEC. En el grupo Cardiomet, debido a la monitorización continua de la PCO₂ de la línea arterial durante el bypass, la relación flujo

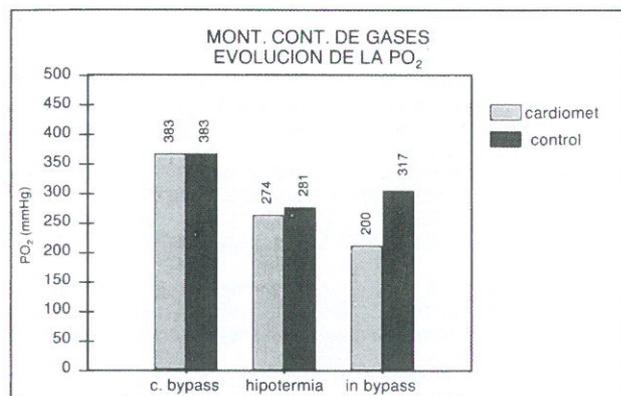


Fig. 5.

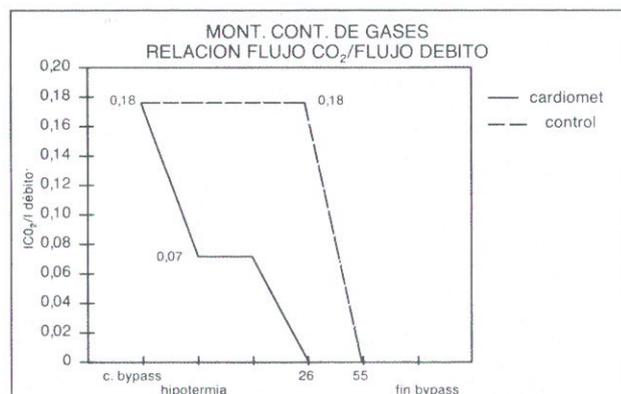


Fig. 6.

CO₂/flujo débito, se fue reduciendo progresivamente hasta un nivel de 0,071 CO₂/l débito en el momento de la hipotermia, suspendiéndose el flujo de CO₂ a los 26 minutos de promedio en toda la serie (26 v.s. 55 min) (p < 0,001).

La figura 7 muestra la evolución de los niveles de PCO₂ en ambos grupos, durante la CEC. La PCO₂ al inicio de la perfusión, para ambos grupos fue de 18,5 mmHg. Durante la hipotermia, con una relación de flujo de CO₂/flujo débito de 0,18/l para el grupo control, la media de PCO₂ fue de 27,3 mmHg y para el grupo cardiomet, con una relación de 0,07/l fue de 23,3 mmHg, valor significativamente más fisiológico a dicha temperatura (p < 0,05). Los valores que se obtuvieron al finalizar la CEC, cuando se había suspendido el flujo de CO₂ fueron similares para ambos grupos: la PCO₂ del grupo control fue de 34,1 mmHg y la del grupo Cardiomet de 36,2 mmHg (p = n.s.).

Por último la siguiente gráfica (fig. 8), muestra la evolución del valor del pH en ambos grupos. Al inicio del bypass, los valores medios de pH para el

control control y el grupo cardiomet fueron de 7,49. Tanto en la hipotermia (control: 7,48, cardiomet 7,51) como al finalizar la perfusión (control: 7,41, cardiomet 7,45) fueron estadísticamente semejantes, indicando que las modificaciones en la relación flujo gas/flujo débito y flujo CO₂/flujo débito, realizadas en el grupo cardiomet, no ocasionaron ningún trastorno del equilibrio ácido-base.

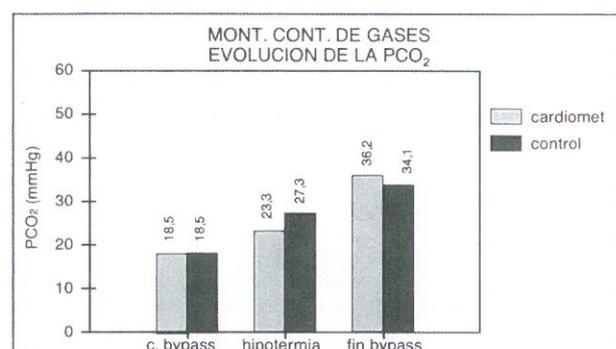


Fig. 7.

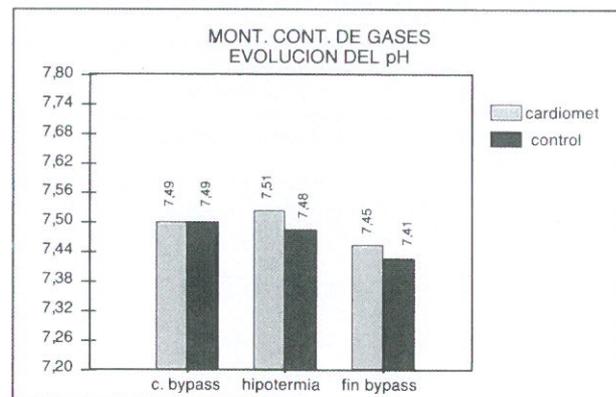


Fig. 8.

Conclusiones

1. La monitorización continua de gases en la línea arterial permite un registro permanente y exacto de los valores de oxigenación arterial del paciente durante el bypass cardiopulmonar.
2. Permite una corrección inmediata de los trastornos de la oxigenación y del equilibrio ácido-base.
3. Al reducir el flujo de gas, reducimos el riesgo de microembolismo aéreo.
4. Se puede reducir la relación flujo gas/flujo débito, de forma significativa, obteniendo valores de PO₂ en límites más fisiológicos.
5. Podemos suspender el flujo de CO₂ a mitad de tiempo que en grupo sin cardiomet (26 v.s. 55 min).

6. El sistema Cardiomet 4000 es de fácil manejo, de calibración sencilla y con una respuesta rápida.

Así pues, como conclusiones finales podemos decir:

Que la monitorización continua de gases en la línea arterial está indicada cuando:

1. Si el tiempo que transcurre entre la extracción de una muestra de sangre arterial y el resultado de la misma en el laboratorio convencional es superior a 15 minutos.
2. En aquellos pacientes, en los que es de prever tiempos largos de circulación extracorpórea.

Bibliografía

1. Claremont, D.S. and Pagdin, T.M.: Evaluation of a new reusable electrode for continuous monitoring of blood PO₂ during open-heart surgery. *J Medical Eng. Tech.* 1985; 9: 174-179.
2. Jamieson, W.R.E.; Turnbull, K.W.; Larrieu, A.S.; Dodds, W.A.; Allison, J.C. and Tyers, G.F.O.: Continuous monitoring of mixed venous saturation in cardiac surgery. *Can. J Surg.* 1982; 25: 538-543.
3. Reed, C.C. and Clark, D.D.: In cardiopulmonary perfusion. Texas Medical Press, Inc. 1975; 168-309.
4. Pearson, D.T.; Holden, M.P.; Waterhouse, P.S.; Clark, J.I.: Gaseous microemboli during open heart surgery: detection and prevention. *Proc Am Acad Cardiovasc Perf.* 1983; 4: 103-109.
5. Lautier, A.; Dehe, T.; Barraud, C. et al.: Comparative study of two on line blood gas devices. *Proc. 26th Am Soc Extra-Corpor Technol Intl Mtg. Anaheim, California.* 1988.
6. Basha, J.: Clinical evaluation of the Cardiomet 4000. *Proc. 26th Am Soc Extra-Corpor Technol Intl Mtg. Anaheim, California.* 1988.
7. Riley, J.B.; Jeffrey, B.; Burgess, J. et al.: In vitro measurement of the accuracy of a new patient side blood gas, pH, hematocrit and electrolyte monitor. *J Extra-Corpor Tech.* 1987; 19: 322-329.
8. Harloff, M. and Palen, S.: Bentley Gas-STAT: Our clinical experience. *J Extra-Corpor Tech.* 1986; 18: 46-48.
9. Clark, C.L.; O'Brien, J.; McCulloch, J. et al.: Early clinical experience with Gas-STAT. *J Extra-Corpor Tech.* 1986; 18: 185-189.
10. Eiseminger, R.R.; Fried, M.; Lindemann, D.; Kovach, S.; Ziga, A.M. and Schmidt, K.: Use on in-line venous oxygen saturation to predict post bypass cardiac output. *J Extra-Corpor Tech.* 1984; 16: 47-50.
11. Page, P.A.; Birenbaum, I.B.; Thomas, L.; Baldwin, R.C., and Benak, A.: Optimising cardiopulmonary bypass utilizing continuous oxygen saturation monitoring. *J. Extra-Corpor Tech.* 1984; 16: 62-67.
12. Hill, A.G.; Vinansky, R.P.; Todd, R.W., Groom, R.C. and Lefrak, E.A.: Continuous measurement of oxygen tension during cardiopulmonary bypass. *Proc Am Acad Cardiovasc Perf.* 1984; 5: 39-43.
13. Riley, J.B.; Young, M.R.; Kauffman, J.N. et al.: In line oxygen saturation monitor. *J Extra-Corpor Tech.* 1983; 15: 54-58.
14. Reeder, G.D. and Hood, A.G.: Accuracy of oxygen partial pressure measurements. An in-vitro study. *J Extra-Corpor Tech.* 1983; 15: 89-95.
15. Pearson, D.T.: Gaseous microemboli during open heart surgery: detection and prevention. Presented at 4th Annual Seminar on Cardiovascular Perfusion. AACP. San Diego, California. 1983.
16. Hill, A.G.; Downing, J.M.; Vinansky, R.P. et al.: Continuous measurement of oxygen saturation and oxygen tension during cardiopulmonary bypass. *Proc Am Acad Cardiovasc Perf.* 1983; 4: 10-16.
17. Manual de funcionamiento del sistema Cardiomet 4000 TM. Biomedical Sensors.



Re-infusión del drenado mediastínico

Inmaculada Mejuto Arroyo⁽¹⁾; Rosa García Calvo⁽¹⁾; Ignacio García Andrade⁽²⁾;
Juan José Rufilanchas Sánchez⁽³⁾

⁽¹⁾A.T.S. Perfusionista. ⁽²⁾Médico Adjunto. ⁽³⁾Jefe de Servicio.
Hospital «Ramón y Cajal». Carretera de Colmenar, km. 9,100. 28034 Madrid

Resumen

Desde marzo de 1986 estamos utilizando de forma rutinaria, un sistema de reinfusión del drenado mediastínico, basado en el aprovechamiento del reservorio de cardiotorax que se ha utilizado durante la circulación extracorpórea del paciente.

Dicho reservorio convenientemente modificado, se transforma en un sistema estanco el cual permite además de la recuperación de todo el contenido residual del circuito de C.E.C., la reinfusión

del drenado mediastínico durante el post-operatorio inmediato en la Unidad de Cuidados Intensivos.

Este sistema es de fácil montaje y manejo además de permitir un importante ahorro en bolsas de vacío, pleurevac y transfusiones de sangre.

Describimos la técnica y presentamos nuestra experiencia sobre más de 1.000 casos realizados discutiendo sus ventajas e inconvenientes.

Summary

Since March 1986, we are using in a routine procedure a reinfusion system of the mediastinum drainage, based on the improvement of the cardiotorax reservoir which has been used during the extracorporeal circulation of the patient.

This reservoir modified conveniently, it's transmuted in a compartment system which enables the whole recovery of the residual content of the E.C.C.

circuit, and the mediastinum drainage during the post-operation in the Intensive Care Unit.

This system has an easy assembling and management, allowing an important saving of vacuum bags too, pleurovac and blood transfusion.

We describe the technical and show our experience in more than 1.000 events, discussing advantages and disadvantages.

Introducción

El aumento del número de intervenciones anuales en nuestro servicio, la escasez de donantes de sangre, así como los nuevos riesgos añadidos a las transfusiones, nos ha llevado a tratar de reducir el consumo de sangre homóloga durante la cirugía y el post-operatorio de los pacientes sometidos a C.E.C.

Entre las diferentes técnicas encaminadas a la reducción de este consumo, tenemos:

- autotransfusión autóloga por donación preoperatoria
- donación intra-operatoria
- reinfusión de la sangre residual tras la C.E.C.
- técnicas de hemoconcentración
- reinfusión del drenado mediastínico

Nosotros hemos elegido aquel método, que pudiera aumentar nuestra capacidad asistencial, sin merma de las existencias del banco de sangre. Método que nos pareció menos complejo desde el punto de vista técnico y que no precisa de un sistema organizativo complicado, con poco personal relacio-

nado y sobre todo, que pueda resultar más económico.

El sistema está basado, en el aprovechamiento del reservorio de cardiotorax utilizado durante la intervención y que convenientemente modificado, se convierte fácilmente en un sistema colector que nos permite:

- a) Recuperar toda la sangre del circuito del C.E.C.
- b) Almacenar las pérdidas sanguíneas del drenaje mediastínico.
- c) Reinfundir estas pérdidas en función de las necesidades de volemia del paciente.
- d) Disminuir drásticamente el consumo de sangre homóloga durante el post-operatorio inmediato.
- e) Ahorrar el pleurevac y bolsas de vacío.

Material y método

Pasamos seguidamente a describir la técnica aplicada:

- 1.º. Recuperación del volumen residual del cir-

cuito de extracorpórea; una vez descanulado el paciente y en situación estable (cerrando esternón) pasamos a:

- a) Recuperación de la línea de cavas.
- b) Clampaje de la salida del reservorio a 20 cm de éste, con doble pinza a 5 cm una de otra (fig. 1).
- c) Se conecta la cánula arterial con uno de los aspiradores de la máquina (fig. 2).



Fig. 1. Clampaje con doble pinza a la salida del reservorio.

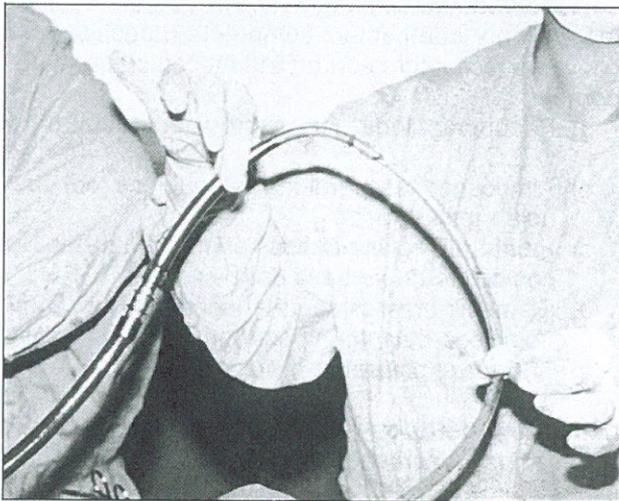


Fig. 2. Conexión de la cánula arterial con uno de los aspiradores de la máquina.

- d) Se pone en funcionamiento la cabeza de bomba del aspirador a 20 vueltas y seguidamente la cabeza arterial a 8 vueltas, con la salida de aire del filtro arterial abierta, aunque el oxigenador se vacíe. Hasta que toda la línea arterial, incluido el filtro no esté vacía, se mantiene en marcha el sistema.

2.º. Montaje del reservorio:

- a) Se corta la salida del reservorio, a nivel de la segunda pinza (fig. 3), desinfectando previamente la zona con arnil no diluido, y se conecta a un sistema de infusión con bomba manual y válvula antirreflujo (fig. 4).

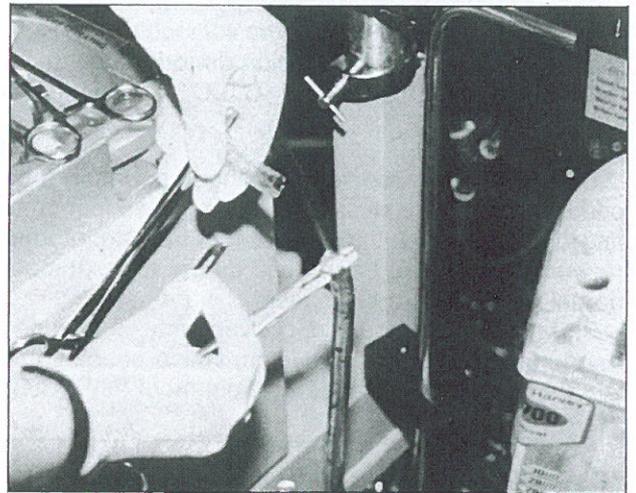


Fig. 3. Corte de la salida del reservorio a nivel de la segunda pinza.

Este sistema de bombeo, nos ahorra una bomba de infusión y un cassette por paciente, que es lo que normalmente se utiliza en USA. Esta bomba cuesta alrededor de 600.000 ptas. y cada cassette 8.000 ptas. y hubiéramos tenido dificultades para su compra, mientras que el Kit con el sistema de bombeo nos cuesta sólo 2.000 ptas.

- b) Las entradas de los aspiradores se conectan entre sí, por medio de tubo de PVC de 1/4, dejando una entrada libre para conectarla al drenaje mediastínico.
- c) Se establece un shunt de seguridad entre la cámara interna y externa del reservorio mediante un segmento de PVC de 1/4 (entrada de cebado rápido y la toma luer más externa), y se cierra mediante abrazadera, todo esto con las máximas medidas de esterilidad (fig. 5).

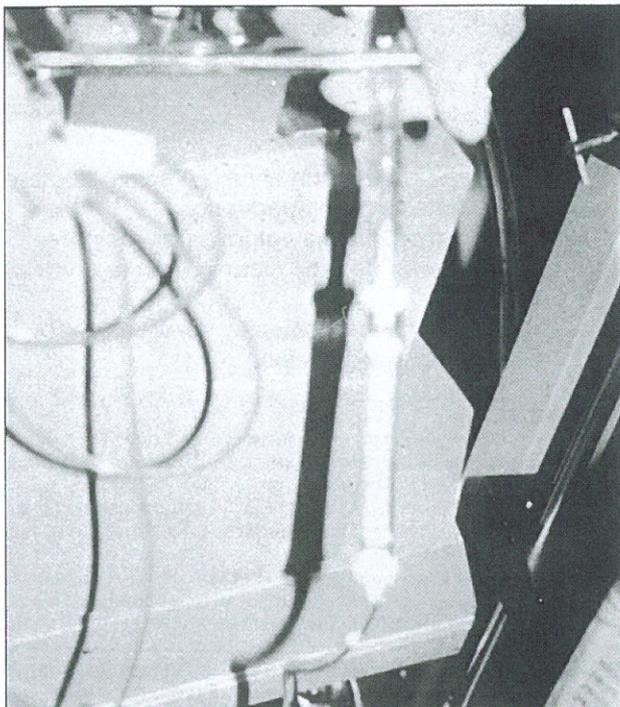


Fig. 4. Sistema de infusión con bomba manual y válvula antirreflujo conectado ya, a la salida del reservorio.

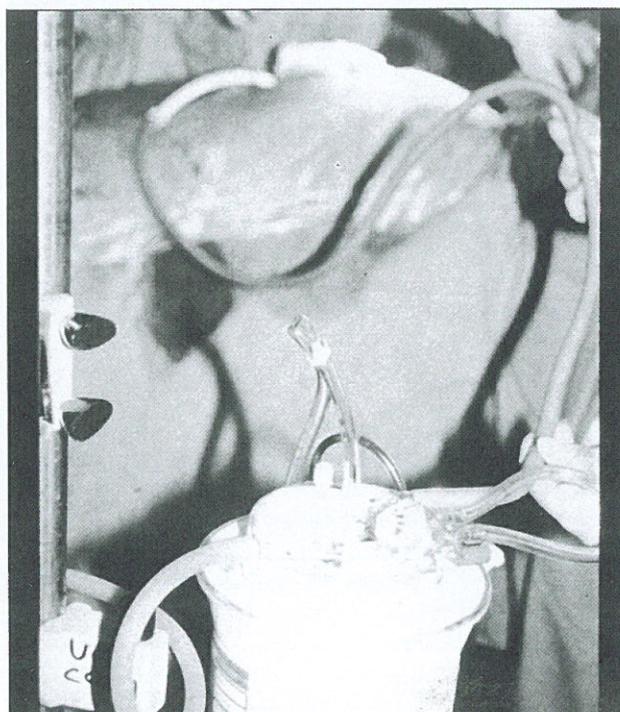


Fig. 5. Sistema de re-infusión del drenado mediastínico terminado de montar y conectado ya al enfermo y a la toma de vacío.

Este shunt se mantiene cerrado normalmente, ya que todo el drenado mediastínico pasa a través de la malla del filtro. Sólo se abre como medida de seguridad, para evitar el taponamiento del paciente cuando el filtro está obstruido por coágulos, momento en que se deja de reinfundir al paciente.

- d) En la salida del aire, se conecta la bomba de aspiración de pared. Se empieza a recuperar el drenado mediastínico en cuanto se cierra esternón, ya que estos primeros momentos son los que más sangra el enfermo, pudiendo reinfundirle por una vía central o periférica a partir de este momento. Una vez en la UVI esta toma de vacío, se conecta a un aspirador de bajo vacío (entre -20 y -30 cc de agua) (fig. 5).

Resultados

Desde marzo de 1986 hasta abril de 1988, se ha instalado el sistema de forma rutinaria, en un total de 1.039 pacientes.

Los volúmenes recuperados del circuito de C.E.C. oscilaron entre 500 y 1.600 cc.

El volumen medio reinfundido por paciente, fue de 575 cc, con el consiguiente ahorro de sangre de banco.

El 38 % de los pacientes a los que se les aplicó el sistema, no precisaron sangre homóloga durante toda su hospitalización.

Discusión

Se estudió la sangre recuperada del circuito, mostrando un Hto. medio del 22 %, unos niveles de plaquetas de alrededor de 90.000 y un contenido de fibrinógeno aproximado de 200 mg.

Igualmente se estudiaron las características del drenado mediastínico, encontrando los siguientes parámetros:

- Hematocrito medio del 19 %.
- Plaquetas alrededor de 70.000.
- Fibrinógeno de 50 mg.

Como vemos, el Hto. del circuito es bajo, pero debemos tener en cuenta que nos sirve sobre todo para mantener la volemia del paciente, además de meterle sus propios hematíes.

El Hto. del drenado mediastínico es más bajo todavía, pero se explica, porque parte de los hematíes quedan atrapados en forma de coágulo dentro de la malla del reservorio. Debemos recordar para nuestra tranquilidad que el poro de la malla del reservorio es de 20 micras y que el hematíe tiene 6-7 micras, por

lo que no pueden pasar coágulos mayores de 2 o 3 hematíes.

Si nos fijamos en las plaquetas, vemos que después de haber pasado el filtro de 20 micras son variables y activas, aunque se ha reducido su número, lo que no ocurre con la sangre transfundida que no tiene plaquetas a partir de las 6 horas de conservación.

En cuanto al fibrinógeno, en el drenado es sólo de 50 mg porque la sangre drenada está desfibrinada, ya que se consume en pericardio lo que explica el buen funcionamiento del sistema: la sangre pocas veces se trombosa en el reservorio.

El volumen acumulado en el reservorio, se puede reinfundir a través de una vía central a medida de las necesidades de volemia del paciente, durante el cierre de la esternotomía y en las primeras 8 horas del post-operatorio, transcurrido este período, el reservorio queda como simple colector de drenaje.

Esta sangre contenida en el reservorio, mantiene unos niveles de heparina que alteran, el T.C.A. del paciente, a medida que se reinfunde, por lo que es necesario contrarrestar su efecto mediante dosis adicionales de protamina, de acuerdo con el tiempo de coagulación activado.

El reservorio de cardiotoromía que hemos utilizado,

es el modelo D-742 de la casa Dideco, y el sistema de reinfusión, nos viene preparado por esta misma casa como Kit de drenaje mediastínico.

Conclusiones

- El sistema permite un ahorro efectivo de sangre durante el post-operatorio.
- Ayuda a mantener la volemia del paciente.
- El sistema es de fácil manejo, montaje y utilización.
- Ahorra un sistema colector de drenaje (Pleurevac) y bolsas de vacío.

Bibliografía

- Thurer, R.L.; Lytle, B.W.; Cosgrove, D.M.; Loop, F.D.: Autotransfusion following cardiac operation a randomized: prospective study. *Ann. Thorac. Surg.* 27: 500 (1979).
- Schaff, H.V.; Harner, J.M.; Bell, W.R.: Autotransfusion of shed mediastinal blood after cardiac surgery. *J. Thorac. Cardiovasc. surg.* 75: 632 (1978).
- Johnson, R.G.; Rosenkrantz, K.R.; Preston, R.A.; Hopkins, C.; Degget, W.M.: The efficacy of post-operative autotransfusion in patients undergoing cardiac operations. *Ann. Thorac. Surg.* 36: 173-9 (1983).
- Schaff, H.V.; Haner, J.; Gardner, I.J.: Routine use of autotransfusion following cardiac surgery: Experience in 700 patients. *Ann. Thorac. Surg.* 27: 493 (1979).
- Delos, M.; Cosgrafe, Daniel M. Amiot and John J. Mesrko, B.S.: An improved technique for autotransfusion of shed mediastinal blood. *Ann. Thorac. Surg.* 40: 519 (1985).



Reperusión miocárdica con sangre oxigenada caliente en la cirugía coronaria, vía injertos venosos: técnica y bases de aplicación

F.G. Alvarez-Cienfuegos, G. Collantes Martínez - Perfusionistas.

S.º Cirugía Cardio-Torácica. Dr. F.A. Linera-Uría. Hospital Gral. de Asturias. Oviedo (Asturias)

Resumen

Se presenta una técnica de utilización de sangre oxigenada procedente del circuito de C.E.C. para la reperusión del miocardio en cirugía de revascularización coronaria, administrada a través de los injertos de vena safena una vez realizadas las anastomosis distales.

Con ello se pretende que la fase de calentamiento sistémico y de reperusión del miocardio se produzca de un modo uniforme y simultáneo en todas las zonas, tanto las pre-estenóticas como las distales post-estenosis, evitando gradientes térmicos y tensionales, así como la prolongación del tiempo de isquemia en el miocardio objeto de revascularización.

La técnica ha sido utilizada en cuarenta pacientes y actualmente su uso es rutinario en todos los pa-

cientes sometidos a cirugía coronaria con vena safena.

Se analizan las características clínicas y hemodinámicas pre-operatorias, intra-operatorias, la mortalidad y complicaciones post-operatorias (dificultad para reestablecer actividad eléctrica, arritmias, alteraciones tensionales, necesidad de agentes inotrópicos, contrapulsación, etc.), llegando a la conclusión de que con este método se disminuye el tiempo de isquemia a miocardio post-estenosis y probablemente se ofrezca una mejor protección miocárdica.

Puesto que se utiliza el circuito habitual de administración de solución cardioplégica, esto no significa complicaciones de montaje, ni asimismo aumento del coste por intervención.

Summary

The technique presented utilizes oxygen-rich blood from the C.E.C. circuit for reperfusion of the myocardium in coronary revascularization surgery, administered by injections to the saphena vein once distal anastomoses have been completed.

This is done so that the systematic heating and myocardium reperfusion phase in uniform and simultaneous in all areas, in pre-stenotic as well as post-stenotic distal areas, avoiding thermal and blood pressure gradients as well as prolonged ischemia time in the myocardium being revascularized.

This technique has been used in forty patients and its use is currently routine in all patients undergoing

coronary surgery with saphena vein.

Clinical, pre-operative, intra-operative and hemodynamic characteristics, mortality and post-operative complications (difficulty in reestablishing electric activity, arrhythmias, alterations in blood pressure, necessity of inotropic agents, counterpulsations, etc.) are analyzed, and the conclusion reached is that with this method, post-stenosis myocardial ischemia time is reduced, probably offering more protection to the myocardium.

Since the normal circuit of administering Cardioplegia solution is used, this does not mean complicated set ups nor any increase in the cost of surgery.

Propósito

Se presenta una técnica de administración al miocardio de sangre oxigenada procedente del segmento arterial del oxigenador, utilizando las porciones de vena safena anastomosadas a las arterias coronarias, durante la fase de recalentamiento del paciente. Con ello se pretende una perfusión uniforme de todo el miocardio, pre y post-estenosis coronaria, con sangre a la misma presión y temperatura y con los mismos aditivos, evitando gradientes térmicos y de oxigenación y con la intención de minimizar los daños propios de la isquemia y de reperusión.

Material y métodos

La técnica ha sido practicada en 30 pacientes y en la actualidad es de utilización rutinaria en todos los pontajes aorto-coronarios en los que se utiliza vena safena. En estos casos se han determinado algunos parámetros clínicos y hemodinámicos peroperatorios así como los tiempos de isquemia. En el post-operatorio se han evaluado las mortalidades y la morbilidad relacionadas con la isquemia (desfibrilación, arritmias, necesidad de agentes inotrópicos, contrapulsación, evidencia de daño miocárdico según E.C.G.) y últimamente gammagrafía cardíaca

con pirofosfatos, así como estado clínico post-operatorio.

Técnica

La circulación extracorpórea se establece con cánula arterial en raíz de aorta y cánula venosa única. La solución cardiopléctica se administra a través de una cánula bifurcada en Y en raíz de aorta, por donde, además, se descomprime el corazón izquierdo. Generalmente el clampaje aórtico se realiza ya en hipotermia moderada pero con el corazón latiendo. Simultáneamente a la solución cardiopléctica (que se administra mediante bomba Roller), se rellena el saco pericárdico con mezcla de hielo picado y suero salino, se intenta así conseguir una parada cardíaca mecánica y eléctrica lo más rápida posible, evitando a la vez la distensión cardíaca con un eficaz retorno venoso (deplección). Cada 20' se administra una nueva dosis de solución cardiopléctica, reservando 100 ó 150 cc para ser introducidos a través de cada puente de safena realizado, a baja presión, lo que asimismo sirve para comprobar ausencia de fugas en las anastomosis.

El recalentamiento sistémico del paciente se inicia al desclampar la aorta, en el momento de finalización de la última anastomosis distal. En este momento, el circuito de administración de solución cardiopléctica se purga de líquido y se rellena con sangre procedente del segmento arterial del oxigenador, retirando la solución refrigerante de la cubeta y sustituyéndola por agua a 38-40 grados centígrados. Esta sangre se administra a través de cánulas conectadas a los extremos de los segmentos venosos anastomosados a presión (medida en circuito) de 120-1250 mmHg, y, dado que el clampaje de aorta ya ha sido retirado, en estas circunstancias todo el miocardio se encuentra perfundido con sangre oxigenada a presión uniforme. Los flujos a través de las anastomosis dependen de la calidad de éstas y de la del lecho distal coronario, así como del hinchado del injerto observado por el cirujano (relación flujo-presión dados). El calentamiento prosigue en estas condiciones hasta la normalización de la temperatura del paciente y se realiza la desfibrilación eléctrica en los casos de no latido espontáneo. El corazón se mantiene con presiones venosas y capilares bajas, regulando el flujo de retorno.

La anastomosis coronaria proximal se realiza con clampaje parcial de aorta, único para dos puentes. Los orificios en pared de aorta se preparan antes de interrumpir el flujo de sangre a través de uno de los puentes y generalmente el período de clampaje parcial aórtico no sobrepasa los 20'.

Comentarios

Uno de los principales problemas planteados a la circulación extracorpórea es la dificultad de conseguir el mantener una adecuada protección miocárdica, minimizando las lesiones que se puedan producir durante la intervención. De los numerosos métodos de protección, tres son los más utilizados en la actualidad: la hipotermia moderada sistémica (25-28 grados centígrados), la hipotermia tópica profunda (frío en la cavidad pericárdica, y la administración de solución cardiopléctica al miocardio. Todos ellos pretenden reducir al mínimo las necesidades metabólicas cardíacas, produciendo una parada eléctrica completa y mecánica en diástole, preservando las reservas energéticas del corazón (fosfatos de alta energía).

Los pacientes con estenosis coronarias presentan para el perfusionista el problema adicional respecto al resto de las intervenciones de que el miocardio irrigado por las arterias post-estenóticas, recibe una cantidad de sangre y de cualquier sustancia administrada a través del árbol coronario precaria y, muchas veces, irregular. Por lo que tanto la hipotermia sistémica como la solución cardiopléctica actúan sobre dichas zonas con muchas más dificultad. Además, durante la cirugía coronaria habitual, una vez realizadas las anastomosis distales, se procede a la retirada del clampaje aórtico y el recalentamiento del paciente y el riego coronario a las zonas post-estenóticas continúa disminuido por lo que se establecen gradientes térmicos y de oxigenación que podrían prolongar el daño isquémico y aumentar el más hipotético producido por la reperfusión.

Desde que Herse y Nayler difundieron el concepto de «daño miocárdico por reperfusión» (2) (3), este fenómeno ha sido sometido a intensa investigación, el objetivo final de la cual es determinar en qué condiciones la reperfusión del miocardio isquémico parece deteriorar músculo potencialmente recuperable (2) para ello sería necesario identificar células que todavía vivas pero dañadas por la isquemia serían adicionalmente lesionadas por la reperfusión, y, ulteriormente cómo modificar ésta para evitar dicha lesión (4).

Aunque el tema está en plena investigación parece claro que la interrupción de la circulación coronaria y del aporte de oxígeno al miocardio desencadena una serie de cambios bioquímicos mecánicos e histológicos sucesivos: cambio a metabolismo anaeróbico, deplección de reservas de ATP y CP, salida celular de potasio, entrada de sodio, contractilidad deprimida. Más adelante aumenta la osmolaridad, aparece edema del sarcoplasma y, eventual-

mente se alcanza un estado de pérdida de permeabilidad selectiva de la membrana celular. En este momento la brusca reintroducción de circulación en la zona sólo conseguiría hacer más aparente, e incluso agravar el daño celular. Parece claro que el llamado «daño de perfusión» depende de la profundidad del daño isquémico previo.

El paciente con estenosis coronaria tiene zonas de miocardio en desventaja sobre las demás. Puede que tengan menores reservas energéticas pre-operatorias, es posible que en ellas la protección miocárdica sea de inferior calidad y al retirar el clampaje aórtico mantienen la condición isquémica más tiempo, rodeadas de zonas más calientes y mejor perfundidas.

Numerosos estudios analizan la acción protectora durante la reperfusión: Manitol (5), Verapamil (6) y varios sustratos (7). En muchos de ellos se indica que la modificación de la reperfusión puede mejorar la recuperación miocárdica, pero para ello es necesario que dichas sustancias alcancen rápidamente y en cantidad suficiente la masa muscular isquémica.

Nuestra técnica, en nuestra opinión, presenta ventajas para la protección miocárdica. Durante el clampaje aórtico permite introducir solución cardiopléctica en la zona post-estenótica a través del puente de safena. Durante la reperfusión permite la llegada de modo uniforme a todo el miocardio de sangre oxigenada con todos aquellos sustratos que el Equipo Quirúrgico considere de utilidad además el recalentamiento miocárdico se produce de modo uniforme, sin gradientes zonales y bajo condiciones controladas de flujo y presión.

Esta presentación es solamente la descripción de una modificación técnica introducida con bases teóricas que nos parecen muy sólidas. La comprobación estricta, implica la realización de un estudio clínico randomizado necesariamente muy extenso dado el alto número de variables o su práctica en un modelo experimental controlado, posibilidad muy interesante en el futuro.

Resumen

El cuadro adjunto resume las características clínicas de los pacientes a estudio. Destaca que 26 de ellos (86,6 %) presentaban infartos previos a cirugía y que el 63 % presentaban angor inestable, siendo la cirugía urgente en 7 de ellos, a pesar de lo cual sólo el 23 % necesitaron de ayuda inotrópica post-operatoria. 4 pacientes necesitaron contrapulsación a la salida de bomba (13 %). Corresponden a cirugías urgentes con fracciones de eyección bajas, en infartos previos extensos. El latido espontáneo se produjo en el 30 % de los pacientes. La mortalidad en esta serie fue de 2 casos, con F.E. previas de 31 y 33 %, saliendo de cirugía en bajo gasto y precisando ambos contrapulsación.

- N.º de vasos afectados: 1 a 4 (media 2,86).
- Infarto previo: 26 (86,6 %).
- F.E.: 31 % a 81 % (media 54,33 %).
- Cirugía: electiva: 23 (77 %), urgente: 7 (23 %).
- Angor: estable: 11 (37 %), inestable: 19 (63 %).
- Tiempo de clampaje: 12' a 124' (media 63,8').
- Contrapulsación: 4 casos (13 %).
- Agentes inotrópicos: 7 casos (23 %).
- Latido espontáneo: 9 casos (30 %).
- Hipertensión post-cirugía: 5 casos (16,6 %).
- Mortalidad: 2 casos (6 %).

Bibliografía

1. Kirklin, J. and Barrat Boyes: Cardiac Surgery Chp 3 and 7. Wiley Med. Publications 1rst. ed. 1986.
2. Hearse, D.J.: Reperfusion of ischaemic myocardium. J. Moll. Cel. Card. 605. 1977.
3. Nayler, W.G.: Protection of myocardium against Postischaemic Reperfusion damage. J. Th. C. S. 84, 847. 1982.
4. Nayler, W.J.; Jennifer, S.: Reperfusion injury: Laboratory artifact or clinical dilemma? Circulation: 74: 215-221. 1986.
5. McGowern, G. Jr.; Bolling, S.E.; Casale, A. et al.: The mechanism of manitol in reducing ischaemic injury: Hyperosmolarity or hydroxyl scavenger? Circulation 70 (Suppl. I). 194. 1984.
6. Lange, R.; Ingwall, J.; Hale, S.H. et al.: Preservation of high energy phosphates by verapamil in reperfused myocardium. Circulation 70: 734-41. 1984.
7. Haas, G.; Lawrence, W. De Boer, et al.: Reduction of postischaemic myocardial dysfunction by substrate repletion during reperfusion. Circulation 70 (Suppl. I). I. 65. 1984.



NUEVOS PRODUCTOS

Bard de España, S.A.

Bard de España, S.A. se complace en anunciar la puesta en el mercado de la nueva línea de oxigenadores de membrana Serie HF-5000 William Harvey.

La Serie HF-5000 está compuesta por cinco nuevos diseños que, combinados entre sí, permiten crear la configuración más adecuada para cada caso y metodología de trabajo.

- Membrana HF-5000 + Reservorio venoso flexible H-2000 VR = Sistema Modular Cerrado.
- Membrana HF-5000 + Reservorio rígido H-4700 VR (cardiótomo + venoso) = Sistema Modular Abierto.
- HF-5400 = Sistema Integrado Cerrado.
- HF-5700 = Sistema Integrado Abierto.

Todos los componentes de la serie HF-5000 proporcionan las ventajas de bajo volumen de cebado, gran capacidad de transferencia de gas e intercambio térmico altamente eficaz y biocompatible. La dinámica de fluidos, dentro de los mismos, proporciona una seguridad y rendimiento excelentes.

Características Técnicas

Débito de sangre	2 a 7 lpm
Volumen de cebado	560 ml
Material de la carcasa	Policarbonato
Oxigenador:	
Material de las fibras	Polipropileno
Diámetro externo	260 μ
Grosor de la pared	27 μ
Superficie	3,7 m ²
Porosidad	0,2 μ
Material aglomerante	Poliuretano
Intercambiador de calor:	
Presión máxima del agua	60 PSI
Material de los tubos	Poliuretano
Diámetro externo	0,033" (0,84 mm)
Grosor de la pared	0,004" (0,10 mm)
Eficacia (flujo de sangre de 6 lpm)	0,55
Material aglomerante	Poliuretano

Con estos nuevos diseños, que aportan «Alto rendimiento y libertad de elección», Bard da una respuesta satisfactoria a los requerimientos de un mercado cada vez más especializado.

Para más información puede dirigirse a su delegado de zona o a nuestras oficinas:

Bard de España, S.A.

Avda. Diagonal, 429, 4.^a planta. 08036 Barcelona

Tel. (93) 201 35 00. Tlx. 97850 UCIS-e

Antonio Toledano, 36. 28028 Madrid

Tel. (91) 409 40 47. Tlx. 47870 UCIS-e

Ciamsa

Módulo Frío-Calor Modelo EXP-92

El módulo frío-calor de fabricación propia, está realizado totalmente en acero inoxidable, con unas medidas de 60 x 40 x 37 cm.

Consta de doble circuito independiente para el agua fría y caliente, lo cual permite calentar o enfriar la sangre a través del oxigenador de forma inmediata.

El agua se enfría en el circuito de frío mediante hielo que se introduce en la cubeta.

El calentamiento del agua en el circuito de calor se realiza mediante una termoresistencia de acero inoxidable, la cual incorpora un termostato de seguridad.

El control de temperatura se realiza mediante un regulador el cual mantiene siempre la temperatura de control elegida accionando los restantes elementos que componen el circuito.

En el diseño de dicho módulo se ha buscado la seguridad, llevando incorporado protecciones con interruptor diferencial y magnetotérmico, y la facilidad de manejo del mismo durante la extracorpórea.

Distribuido en exclusiva para toda España por:

Ciamsa

Llussà, 5 - 08028 Barcelona

Tel. (93) 339 54 54

Tlx. 98047 CISA E - Fax: (93) 491 30 26

Ciamsa

López de Hoyos, 142 - 28002 Madrid

Edificio Royal Ofic. 33

Tel. (91) 416 62 68 - Fax. (91) 519 12 49

Ciamsa Andalucía, S.A.

San Francisco Javier, 9 - 41005 Sevilla

Edificio Sevilla, 2, 6.^o, 15.^a

Tel. (954) 65 83 11 - Fax. (954) 65 73 62

CARTAS AL DIRECTOR

Una profesión fantasma

Desde hace unos meses a esta parte, ha aumentado satisfactoriamente el interés por la perfusión en nuestro país; no sólo por los propios perfusionistas que nos sentimos últimamente muy motivados e inquietos, sino también por otros colectivos que no dejan de colocarnos personal sanitario cerca e incluso encima de nuestras bombas.

De repente todo el mundo debiera saber de perfusión, o ser perfusionista. Pero qué paradoja, la perfusión española está aún, a nivel oficial, por inventar.

Actualmente hay un asombroso desfase entre la oferta y demanda de profesionales de la circulación extracorpórea. En unos centros parece ser que sobramos, mientras que en otros parece ser que aún somos pocos; y como guinda, la cirugía privada, en la que también soplan nuevos vientos. Todo esto no impide que los accesos a la perfusión clínica sean cada vez más sencillos, sin reparar en ningún tipo de consecuencias.

Pero cuando en 1993 se establezca la Ley de Circulación de profesionales entre los países de la Comunidad Europea, algo tendrá que haber experimentado un cambio irremediamente. Es inimaginable que en un país de Europa, industrializado, se posea un personal altamente cualificado que además trabaja en el área de la salud y que aún sea un

fantasma. De cualquier modo el dilema, que ahora se plantea entre la enseñanza fantasma de la perfusión y la formación continua absoluta y real que los profesionales actuales tenemos, no tiene ni por qué preocuparnos.

Es sencillo, nosotros seguiremos trabajando, estudiando y luchando para conseguir que en el 93 nadie en Europa pueda mirar a la perfusión española por debajo del hombro. Y qué decir de esa avalancha de ¿nuevos perfusionistas? Pues que aprendan lo mejor que puedan, pero ¡¡por favor!! los que tengamos que enseñar una profesión fantasma, pidamos a las personas responsables, superiores nuestros, que avalen con sus firmas estas enseñanzas, alguien tendrá que comprometerse a decir que D. Fulatino o Dña. Menganita han pasado un período de formación en perfusión durante un tiempo. Eso sí, siempre a costa y gracias a la ciencia y la paciencia de un grupo de profesionales que ya de por sí están lo suficientemente ocupados en trabajar y en acabar de formarse a si mismos dentro de esta apasionante «profesión» continuamente en evolución que es la perfusión.

Juan Gómez-Pavón Arroyo
Perfusionista
Secretario de la A.E.P.



AGENDA

En esta sección intentamos dar la máxima información sobre congresos, jornadas y conferencias que creemos pueden ser de nuestro interés.

Nacional 1989

- 28-31 Mayo V Congreso de la Sociedad Catalana de Cirugía Cardíaca.
Banca Catalana. Barcelona.
- 2-3 Junio **Asamblea Nacional de la A.E.P.
X Aniversario.**
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.
Sant Antoni M.^a Claret, 167.
08025 Barcelona

Otros Países 1989

- 26-27 Mayo XIV Jornadas de estudio sobre circulación extracorpórea C.E.C.E.C.
Hotel Pullman Saint Jacques. París.
Francia.
- 3-8 Septbre. Fifth World Congress on Intensive and Critical Care Medicine. Kyoto, Japan. C/o Japan Convention Services Inc. Nippon Press Centre Building, Tokyo 100, Japan.
- 10-14 Septbre. Congress of the European Society of Cardiology. Nice. France. ESC-POB 23410, 3001 KK Rotterdam, The Netherlands.
- 20-24 Septbre. III Congreso Mundial de Perfusionistas. IV Congreso Nacional de A.N.Pe.C. Florencia. Italia.
- 29-30 Septbre. The Society of Perfusionists of Great Britain and Ireland. Annual General Meeting Penns Hall Hotel. London. England.



BIBLIOGRAFIA

Libros

Cardiopulmonary Bypass
Principles and Managements
Edited by K.M.Taylor
London Chapman and Hall Medical

Revistas

NeSECC-journal

Publicación tri-cuatrimstral
Subscripción Address:
Afdeling
Extra-Corporale Circulatie
Kamer BD 467
Toraxchirurgie
Acad. Ziekenhuis Dijkzigt
Dr. Molewaterplein 40
3015 GD Rotterdam
Nederland

The Journal of Extra-Corporeal Technology

Publicación cuatrimstral
Subscripción rates: \$45.00
AmSECT
1980 Isaac Newton Square South
Restn VA 22090
USA

Perfusión

Publicación cuatrimstral
Subscripción: 65 £
Edward Arnold Ltd.
Journal Department
41 Bedford Square
London WC1B 3 DQ
England

Perfusión Life

Publicación mensual, excepto Abril y Diciembre
Subscripción rates: \$ 25
AmSECT
1980 Isaac Newton Square South
Reston VA 22090
USA

The Perfusionist

Publicación bimensual
Subscripción Address
Mr. G.H. Linley
Cardiothoracic Unit
2nd floor
New Guy's House
Guy's Hospital
London SE1 9RT
England

The Australian Journal of Cardiac-Vascular Perfusión

Subscripción \$AUS30
Australian Journal of Cardio-Vascular
Perfusión
Open Hearrt Surgery Unit
St. Vincent's Public Hospital
Fitzroy 3065
Victoria. Australia

A.N.Pe.C.

Associazione Nazionale in Cardiochirurgia
Secretario: M. Erminia Macera Mascitelli
Firenze
Italian



NORMAS

1. Se publicarán trabajos relacionados con la especialidad y otros afines que se consideren de interés.

2. La extensión del trabajo será libre y se presentará en papel blanco tamaño DIN-A4, mecanografiados por una sola cara y a doble espacio en todos sus apartados, con márgenes no inferiores a 2 cm.

La numeración debe comenzar por la página del título y figurará en el margen superior derecho de manera correlativa y en el siguiente orden:

- a) Una primera página que debe contener:
 - El título. Conciso, pero informativo.
 - Puede existir un subtítulo de no más de 40 espacios.
 - Nombre y dos apellidos de cada uno de los autores con el máximo título académico alcanzado.
 - Nombre del (los) departamento (s) y la (s) institución o instituciones a las que el trabajo debe ser atribuido.
 - Nombre y dirección del responsable de la correspondencia sobre el trabajo.
- b) Una segunda página que contendrá un resumen de una extensión máxima de 150 palabras. En esta segunda página deben formularse los objetivos del estudio, los procedimientos básicos, los hallazgos más importantes y las conclusiones principales. No incluirá datos no citados en el trabajo.
- c) En una tercera página, abstract en inglés.
- d) Texto del trabajo. Deberá contener los siguientes apartados:
 - Introducción
 - Material y método
 - Resultados
 - Discusión
 - Conclusiones

e) Bibliografía. Numerada por orden de aparición en el texto, donde constará la enumeración de la cita.

Serán redactadas según las siguientes normas:

Artículos:

- Apellidos e inicial del autor o autores
- Título del trabajo
- Abreviatura internacional de la revista
- Vol.: páginas, año de publicación

Libros:

- Apellidos e inicial del autor o autores
- Título del libro
- Editorial, páginas, ciudad y año.

Se recomienda incluir los de especial interés y las de reciente revisión, procurando no sobrepasar 25 citas.

f) Tablas, ilustraciones y fotografías:

Cada tabla, esquema o ilustración, debe ser confeccionada en folio aparte. Se recomienda tinta china en la construcción de tablas y esquemas que irán numeradas en la parte inferior según el orden de exposición en el texto y con un título informativo. Las fotografías blanco y negro sobre papel brillo tamaño 10 x 13 llevarán al dorso el nombre del autor y el número de orden. Al pie del folio irá la explicación de las abreviaturas.

En folio aparte, y con el mismo número de orden y título informativo, se mecanografiará a doble espacio la explicación de la tabla, esquema o fotografía, procurando ser breve y concreto.

3. El Comité de Redacción se reserva el derecho de no aceptar trabajos que no se ajusten a las presentes instrucciones, así como, previamente a su aceptación sugerir las modificaciones que considere necesarias.

Comité de selección y redacción
de la revista A.E.P.



LIBERTAD DE ELECCION ALTO RENDIMIENTO



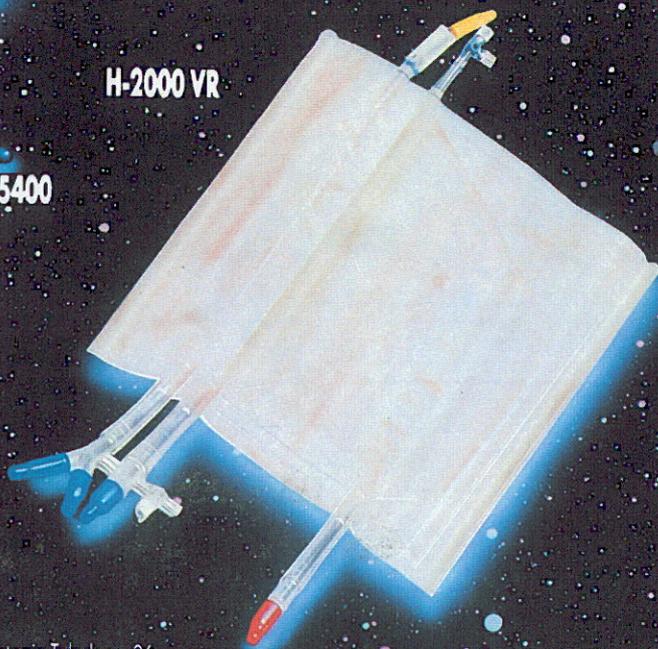
HF-5400

**OXIGENADOR
DE MEMBRANA INTEGRADO**

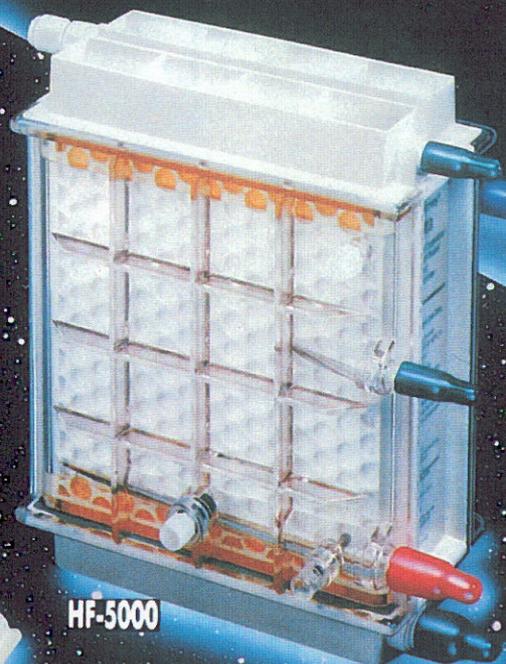


H-4700 VR

RESERVORIOS VENENOSOS



H-2000 VR



HF-5000

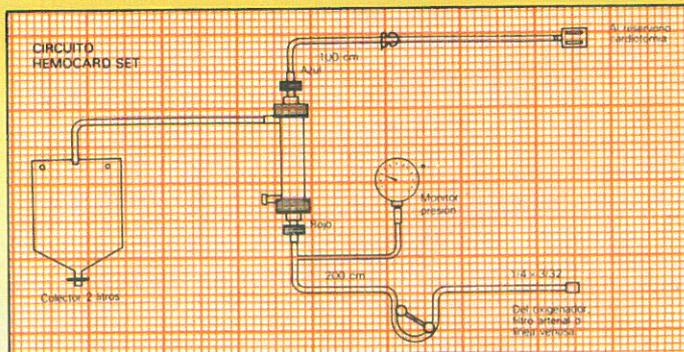
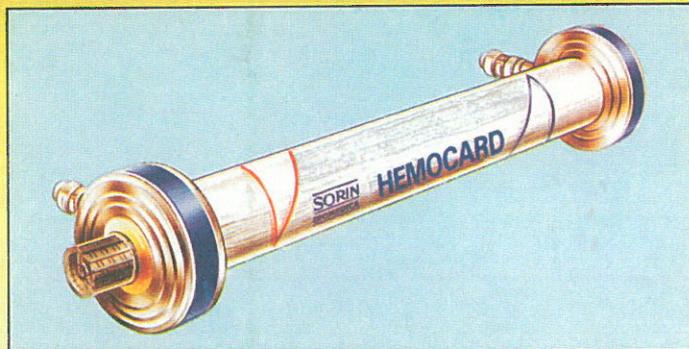
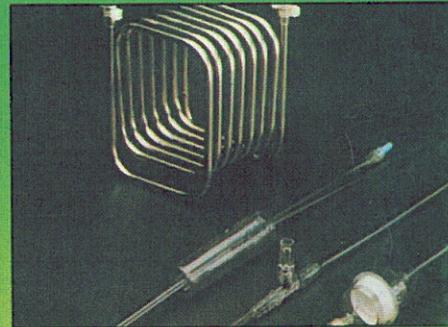
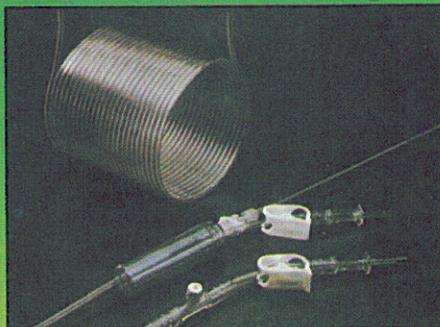
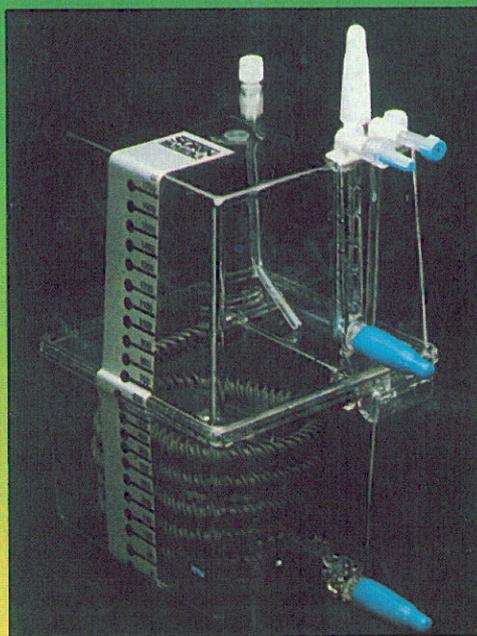
OXIGENADOR DE MEMBRANA

Bard de España, S.A.

Oficinas:
Avda. Diagonal, 429, 4ª planta
08036 Barcelona
Tel. (93) 201 35 00 - Télex: 97850 USCIE

Antonio Toledano, 36
28028 Madrid
Tel. (91) 409 40 47 - Télex: 47870 UCIS-e

IBARD



SORIN
BIOMEDICA

SORIN ESPAÑA SA
Central: Barcelona
Ctra. Cerdanyola, 69 - 71
Tel.: (93) 674 30 50*
Telex: 53336 - SRIN
080190 SANT CUGAT DEL VALLÈS

Dr. Esquerdo, 70
Tel.: (91) 409 65 65
409 66 55
28007 MADRID
Representantes
en toda España

LINEA