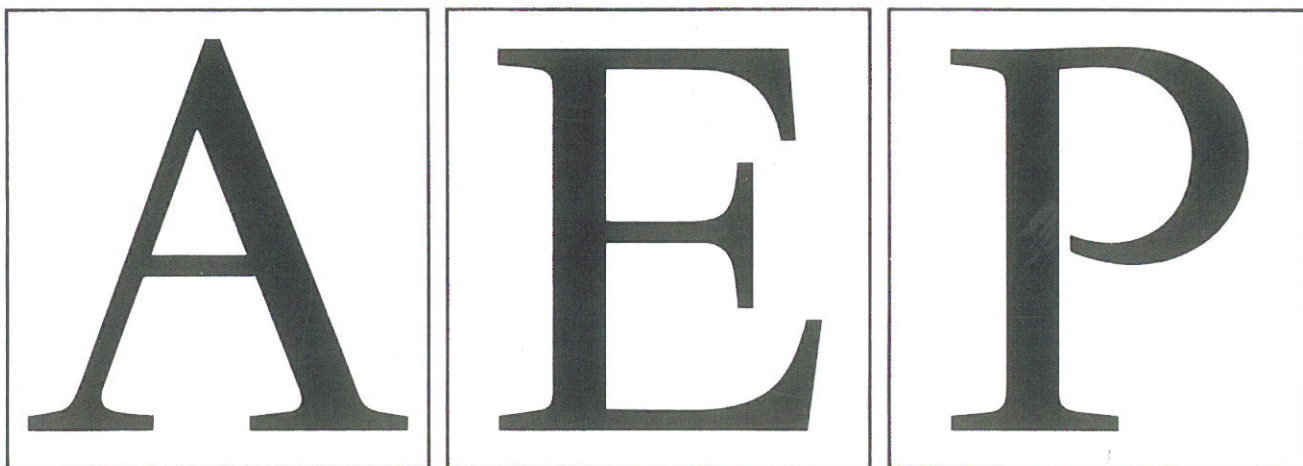

15

Segundo Semestre 1992



Revista de la Asociación Española de Perfusionistas



Nueva línea de oxigenación

dideo

Cormédica SA
Grupo Palex

Avda. Diagonal, 514, 4ª planta
08006 Barcelona
Teléfono (93) 415 18 18
Telefax (93) 416 12 47



SUMARIO

DIRECTORA

Anna González
Hospital Clínic i Provincial

SUBDIRECTORA

Rosa Molera
Hospital Santa Creu i Sant Pau

COMITE DE REDACCION

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 Clínic i Provincial
Carme Ayats
Ana González
Aurora Vidal
Maite Mata
Centro Quirúrgico Sant Jordi
Pepita Artigues
Ma. Angeles Siesto

SEDE DE LA REVISTA Y SECRETARIA NACIONAL

Rosa Molera
Ana Segovia
Rosa Garin
Secretaría de Cirugía Cardíaca
Hospital Santa Creu i Sant Pau
c/ Sant Antoni Ma. Claret, 167
Tel. (93) 347 31 33 ext. 388
08025 Barcelona

SECRETARIA EXTRANJERO

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

PUBLICIDAD

Elisenda Bruguera

Impresión:

PT • Graf

Fotocomposición y Fotomecánica:

Tecfa, S.A.

Depósito legal: B-25.383-90

ISSN 0211-2167

Revista de la Asociación Española de Perfusionistas.
N.º 15 - Segundo Semestre de 1992

1 Sumario

3 Editorial

5 Originales

Estudio evolutivo de pacientes perfundidos en condiciones de hemodilución extrema durante la cirugía cardíaca con derivación cardiopulmonar.

Lic. José R. Llanes Echevarría, Dr. Gustavo Molina Rodríguez, Dr. Milvio Ramírez López, Dr. Víctor M. Boffill Díaz, Dra. Aida Crespo Guerra, Dr. Agustín Canello Daniele, Dr. Omar González Greck.

10 Monográfico

Evaluación de una amplia gama de filtros: parte I.

T. Gourlay, M. Gibbons, J. Fleming, KM. Taylor

14 Evaluación de una amplia gama de filtros arteriales: parte II.

T. Gourlay, M. Gibbons and KM. Taylor

18 Formación continuada

Protección miocárdica.

Dr. Clemente Barriuso Vargas

22 Nuevos productos

24 Cartas al Director

26 Bibliografía

27 Agenda

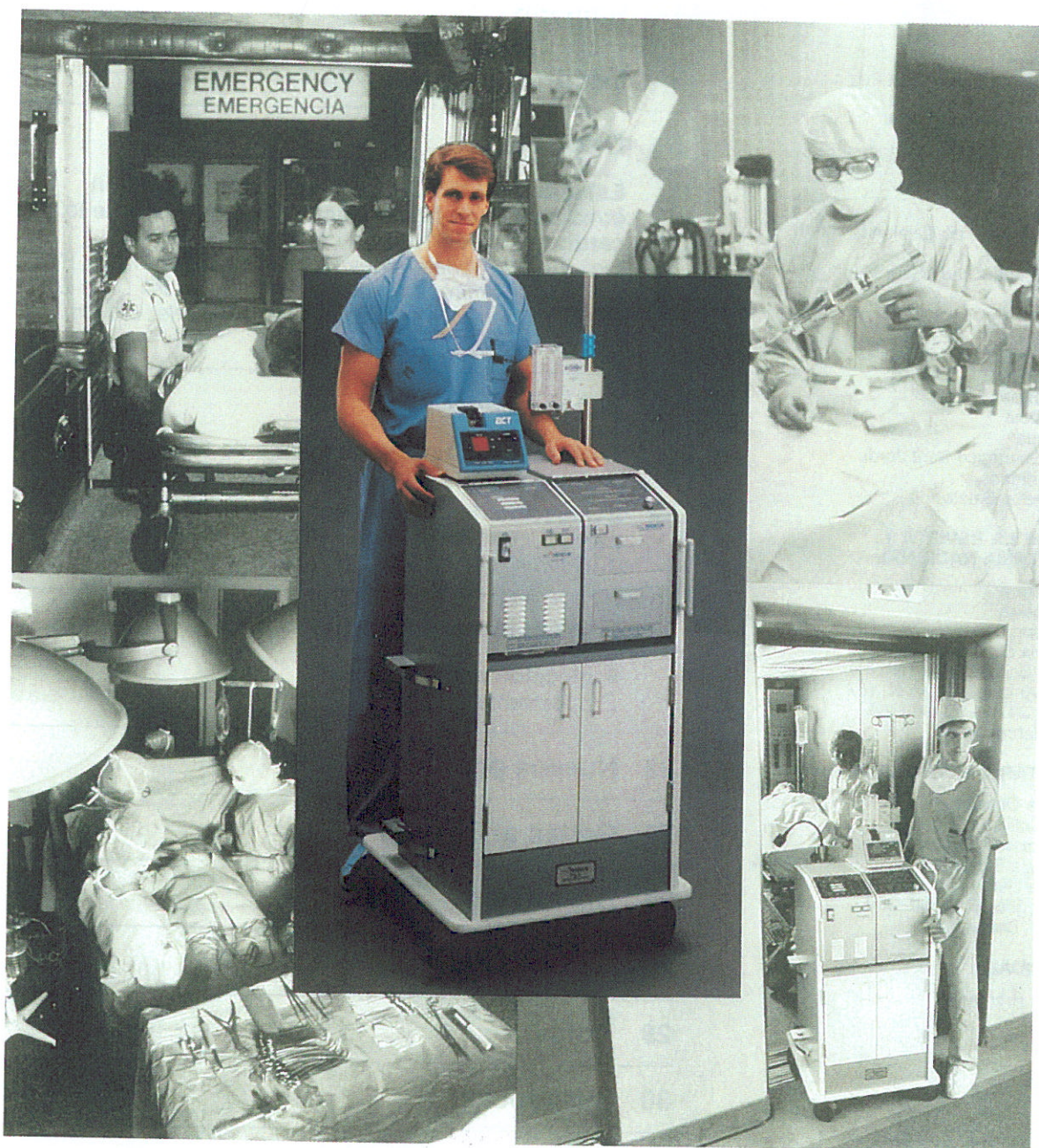
29 Notas

30 Suscripción

32 Normas

El PBS™ Bio-Medicus®

La flexibilidad
que usted desea
en un Sistema de
Bypass Cardiopulmonar...



Medtronic 

EDITORIAL

Entiendo, como ya he expresado en otras ocasiones que el realizar un trabajo de investigación y el plasmarlo en un papel para su posterior publicación es una labor ardua francamente no valorada, pero también creo, que si una Asociación tiene una revista es para que ésta sirva para comunicarnos y una forma de hacerlo es a través de la publicación de trabajos.

Este pequeño preámbulo es para comunicar que dos de los artículos publicados en este número son traducciones de sendos trabajos publicados en la revista inglesa **Perfusion**.

La elección de estos dos artículos se hizo en base a su temática, como prolongación del monográfico que recientemente se ha distribuido.

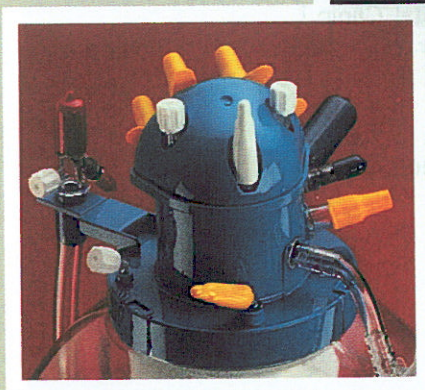
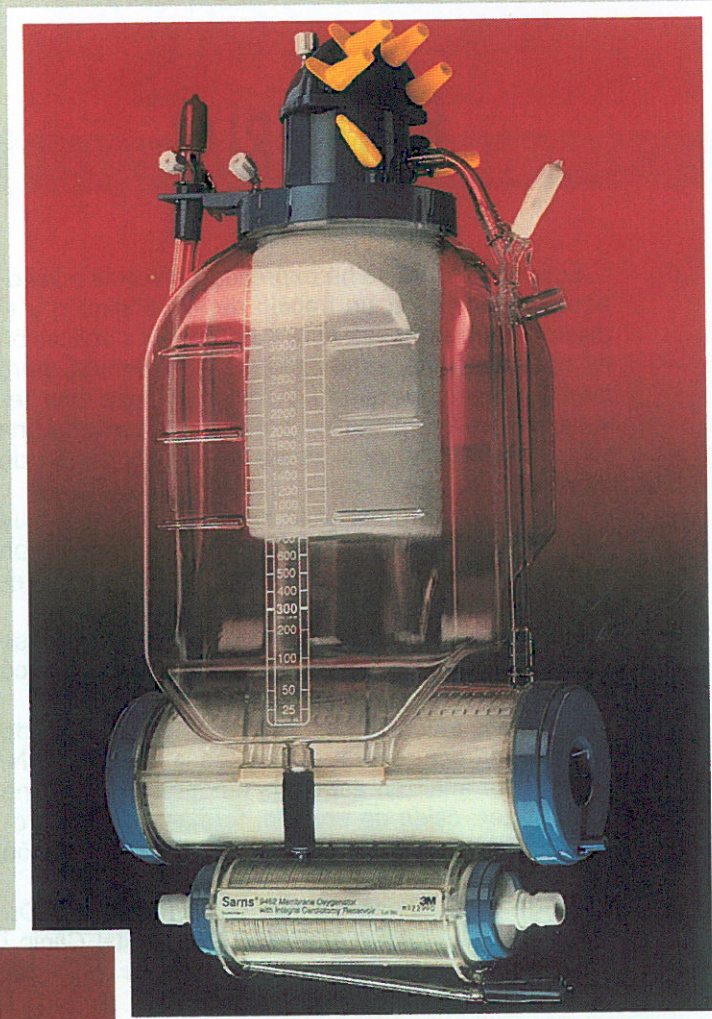
Estos dos artículos nos amplían la panorámica de un tema tan controvertido como es la FILTRACION. En ellos se analizan aspectos fundamentales como pueden ser: caída de presión, formación de hemoglobina libre plasmática y valoración de la deplección plaquetaria entre otros.

Desde estas líneas quisiéramos agradecer al Dr. C.A. Mestres, médico Adjunto del Hospital Clínic i Provincial de Barcelona, su colaboración en la traducción de ambos trabajos.

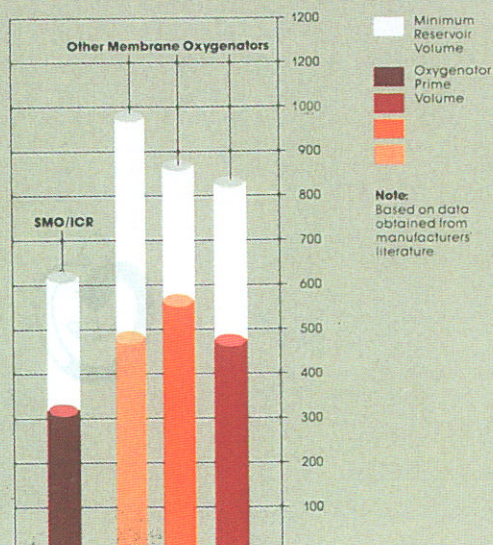
Anna González
Directora AEP



Oxigenador de Membrana con Reservorio de Cardiotoromía Integrado. SMO/ICR



Prime volume (ml)



Innovamos pensando en usted.

ORIGINALES

Estudio evolutivo de pacientes perfundidos en condiciones de hemodilución extrema durante la cirugía cardíaca con derivación cardiopulmonar

Lic. José R. Llanes Echevarría*, Dr. Gustavo Molina Rodríguez**, Dr. Milvio Ramírez López***, Dr. Víctor M. Boffill Díaz****, Dra. Aida Crespo Guerra*****, Dr. Agustín Canello Daniele*****, Dr. Omar González Greck*****

*Licenciado en Ciencias Biológicas. Investigador Agregado. Dpto. Cirugía Cardiovascular. **Especialista en fisiología. ***Especialista de 2.º grado en Cirugía Cardiovascular. ****Especialista de 2.º grado en Hematología. *****Especialista de 2.º grado en Laboratorio Clínico. *****Médico General. *****Médico General. Perfusionista.
Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular - Cuba

Resumen

Se estudió en 68 pacientes operados de cirugía cardíaca con derivación cardiopulmonar los efectos de la hemodilución extrema, así como las ventajas y complicaciones sobre diferentes factores, tales como diuresis, sangrado postoperatorio, intercambio gaseoso y otras variables de interés que repercuten durante la fase evolutiva. La circulación extracorpórea se realizó con hipotermia moderada y elevado flujo sanguíneo, con cifras de hematocrito inferiores a 20 Vol %. La saturación de oxígeno y presiones arterial y venosa, así como el equilibrio ácido básico fueron normales. La diuresis resultó abundante durante la derivación cardiopulmonar (670 ± 410 ml) y en el postoperatorio (2020 ± 770 ml), el sangrado se mantuvo en rangos normales ($351 \pm$

137 ml) y las variables del coagulograma recuperaron sus valores normales a las 24 h del postoperatorio inmediato. La evolución de los pacientes fue satisfactoria en el 90,5 % de los casos, con resultados aceptables en cuanto al tiempo en recuperar la conciencia ($2,6 \pm 1,38$ h), extubación endotraqueal (10 ± 5 h) y la estancia en la Unidad de Cuidados Intensivos Quirúrgicos (32 ± 14 h). Las complicaciones observadas fueron de origen multifactorial. También se realizó un estudio del consumo de sangre, glóbulos rojos y plasma homólogo. Se analizó durante 5 años, desde 1985 a 1989, reflejándose un volumen máximo de transfusiones de 3500 u (\$ 169.376) en 1987 y una reducción considerable de 777 u (\$ 36.462) en 1989.

Summary

The effect of extreme hemodilution on different factor which influence the evolution of patient who have undergone cardiac surgery cardiopulmonary bypass were studied, such as diuresis, bleeding, gaseous interchange and other interesting variables, as well as the advantages and complications wich its applications represents. This technique was applied to 68 patients wich moderate hypothermia and elevated blood flow, which hematocrit values inferior to 20 Vol %. The oxygen saturation, arterial and venous pressures showed acceptable result as well as the basic acid equilibrium. Diuresis was abundant during cardiopulmonary bypass (670 ± 410 ml) and in the postoperative period (2020 ± 770 ml), bleeding was maintained at a normal range ($351 \pm$

the variables of coagulation recovered their normal levels immediately during the postoperative period. The evolution of the patients was satisfactory in 90,5 % of the cases, wich acceptable results regarding regaining consciousness ($2,6 \pm 1,38$ h), endotracheal extubation (10 ± 5 h) and length of stay in Surgical Intensive Care Unit (32 ± 14 h). The complications observed were due to multifactorial causes. Five years of work from 1985-1989 were also compared observing an annual decrease in the number of blood transfusion, red blood cells and plasma homologous reaching a maximun consumption of these products of 3.500 units (\$ 169,376) in 1987 and a considerable reduction of 777 units (\$ 36,462) in 1989.

Introducción

Durante muchos años los circuitos de extracorpórea en la cirugía cardíaca, fueron cebados con sangre heparinizada, la cual presenta como inconvenientes una serie de factores como: abastecimiento de grandes volúmenes de sangre por el banco, necesidad de realizar numerosas pruebas de compatibilidad cruzada, riesgos de contraer enfermedades contagiosas como: hepatitis, SIDA, y además crea serios trastornos en la coagulación con sangrado importante. También en algunos pacientes se puede presentar el síndrome de «sangre homóloga» ocasionando trastornos del flujo periférico, atelectasia pulmonar y hemorragias gastrointestinales (1-4).

La técnica de hemodilución se introdujo con el propósito de evitar las complicaciones señaladas anteriormente y numerosos autores han presentado algunas ventajas que propician su aplicación, de entre ellos cabe destacar, una mejor perfusión a nivel renal durante la derivación cardiopulmonar (DC) y en el postoperatorio inmediato, disminución de la viscosidad sanguínea minimizando el número de hemorragias postquirúrgicas y evita la formación de agregados plaquetarios y su embolización (4-5).

El objetivo de este trabajo consiste en valorar la aplicación de la técnica de hemodilución extrema con respecto a diversos factores que repercuten en la evolución de los pacientes sometidos a la cirugía cardíaca con DC tales como: diuresis, sangrado postoperatorio, intercambio gaseoso, metabolismo y otros parámetros de interés, así como las ventajas y las complicaciones derivadas de su aplicación.

Material y método

Se analizó el comportamiento metabólico y hemodinámico de 68 pacientes en ambos sexos que requirieron el uso de la cirugía cardíaca con DC en condiciones de hemodilución extrema. La técnica de perfusión fue aplicada de acuerdo a la patología de cada paciente con hipotermia moderada entre 25 y 28 grados Celsius y un flujo sanguíneo de 2,4 l/min/m². Los oxigenadores de burbujas empleados fueron D-700S y VT-5000, con un volumen de cebado que osciló entre 1000 y 1300 ml. de líquido, como cristaloides se utilizó Dextro Ringer al 5 %, 700 ml; Manitol al 20 % en dosis de 0,5 gr/kg de peso corporal, Bicarbonato de sodio al 7,5 %, 80 ml; Lactato de sodio 20 ml y heparina 50 mg. Evitamos en todos los casos las transfusiones innecesarias de sangre y hemoderivados durante la DC, tratando de finalizar la perfusión con cifras de hemoglobina y hematocrito superiores a los 6 gr y 17 vol %, aplicando

a los pacientes pequeñas dosis de Furosemida y en algunos casos aplicamos la técnica de hemofiltración, para concentrar el hematocrito.

Los parámetros hemodinámicos de presión arterial y venosa se monitorizaron continuamente, al igual que la temperatura rectal y nasofaríngea. También se realizaron las extracciones de muestras de sangre arterial del oxigenador cada 30 minutos, para el análisis del PH, PCO₂, PO₂, CO₃HNa, base standard, potasio, saturación de oxígeno, hemoglobina (Hb), hematocrito (Hto) y posteriormente calcular las medias y desviación standard de estas variables durante la DC.

Similar procesamiento estadístico se realizó con respecto a la diuresis durante la DC y a las 24 h del postoperatorio inmediato, el sangrado postoperatorio (24 h), el tiempo de recuperación de la conciencia (TRC) a partir de su ingreso en la Unidad de Cuidados Intensivos Quirúrgicos (UCIQ), tiempo de extubación endotraqueal (TEE) y el tiempo de estancia en la UCIQ (TUCIQ); posteriormente se analizaron las complicaciones presentadas durante la fase de recuperación.

Se establecieron dos grupos de estudio: el grupo A integrado por 28 pacientes operados en condiciones de hemodilución extrema durante la DC (Hto. < 20 Vol%) y el grupo B con 38 pacientes que presentaron hemodilución moderada (Hto. > 20 vol%). Para precisar sus diferencias en cuanto a las variaciones del coagulograma y del sangrado postoperatorio se compararon la media y la desviación standard de las plaquetas, el fibrinógeno, el tiempo de trombina y el kaolín a las 24 h de estancia en la UCIQ, mediante la aplicación del test estadístico de la «t» de student no pareada.

Resultados

Los pacientes seleccionados presentaron una edad media de 37 ± 12 años, un peso de 54 ± 13 kg y una superficie corporal de 1,56 ± 0,21 m². El tiempo de derivación cardiopulmonar fue de 82 ± 38 min con un tiempo de isquemia de 49 ± 23 min. El

Patologías	N	% de pacientes (N = 68)
Ostium primun	1	1.5
Comunicación auricular	3	4.4
Comunicación interventricular	3	4.4
Estenosis o insuf. mitral	35	51.5
Estenosis o insuf. aórtica	9	13.2
Enfermedad valvular aórtica-mitral	5	7.4
Cardiopatía isquémica	12	17.6

TABLA I: Cardiopatías de los pacientes seleccionados.

Variables	10 minutos			30 minutos			60 minutos			90 minutos		
	x	+/-	S	x	+/-	S	x	+/-	S	x	+/-	S
PAM (mm Hg)	48		15	60		22	71		18	87		18
PVC (mm Hg)	5		3	3		1	6		2	7		4
Hb	5.9		1.7	5.9		1.4	6.1		2.3	6.6		0.9
Hto	18		6	18		4	19		2	20		6
PO ₂	438		135	371		146	410		112	405		119
PCO ₂	29		5	27		4	28		5	32		6
PH	7.45		1.07	7.49		0.09	7.48		0.1	7.46		0.1
Bicarbonato standard	25		2	22		2	23		1.8	25		0.9
K ⁺	4.1		1.2	4.7		1.6	5.0		1.1	4.6		1.1
PAM - Presión Arterial Media												
PVC - Presión Venosa Central												

TABLA II. Valores promedios de diferentes variables en cuatro fases de la perfusión (N = 68).

origen de las cardiopatías estudiadas fue variado, predominando la valvulopatía mitral en el 51,5 % de casos (Tabla 1).

La media y desviación standard de diferentes variables en 4 períodos de perfusión (Tabla 2) reflejó los siguientes resultados: la presión arterial media se mantuvo con cifras aceptables, evitando los picos de hipotensión inferiores a 35 mm Hg con un flujo sanguíneo superior al calculado, mientras que la presión venosa central osciló entre 3 y 7 mm Hg, con retorno venoso adecuado. Como resultado de la hemodilución, las cifras de Hb y Hto disminuyeron bruscamente al inicio de la perfusión ($5,9 \pm 1,7$ g y 18 ± 6 vol%) en relación con los valores preoperatorios ($12,6 \pm 1,5$ g y 40 ± 4 vol%) y posteriormente presentaron una fase de ascenso ($6,6 \pm 0,9$ g y 20 ± 6 vol%) al final de la perfusión. Las tensiones de oxígeno y anhídrido carbónico se mantuvieron con valores promedios aceptables en relación con la temperatura seleccionada, sin observar signos de hipotensión durante la monitorización de los gases, obteniendo una saturación de oxígeno arterial superior a 99 % y de saturación venosa entre 65 y 80 %. Las variaciones del pH y el CO₃HNa oscilaron entre los límites metabólicos permisibles, sin complicaciones de acidosis metabólica o respiratoria. El potasio, a pesar de la diuresis abundante de estos pacientes, se mantuvo oscilando con una media entre 4 y 5 mEq/l.

Variables	x	+/-	S
Diuresis durante D.C. (ml)	670		410
Diuresis en 24 h (ml)	2020		770
Sangrado en 24 h (ml)	351		137
Tiempo en recuperar conciencia (h)	2.6		1.3
Tiempo de extubación (h)	10		5
Evolución en la UCIQ (h)	32		14

TABLA III. Valores de algunas variables que pronostican el desarrollo evolutivo del paciente N = 63.

La diuresis durante DC y a las 24 h del postoperatorio se mantuvo con un gasto urinario promedio de 670 - 2020 ml, sin presencia de hemoglobinuria. El sangrado postquirúrgico se mantuvo en los límites aceptables, mientras que el TRC y el TEE fue minimizado, con una evolución en UCIQ satisfactoria en el 90,5 % de los casos y una estancia promedio de 32 ± 14 h (Tabla 3).

La comparación entre los grupos A y B (Tabla 4) en cuanto al sangrado y las variables registradas en el coagulograma no resultó significativa ($p > 0,05$).

Las complicaciones observadas durante la evolución de estos pacientes fueron: estupor agitado (6 %), daño renal (1 %), sangrado (4 %) y edema pulmonar (1 %) referidos a 9 pacientes, cuyas causas y posterior recuperación se detallan en tabla 5.

El análisis del consumo de sangre, glóbulos y plasma homólogos, así como el costo anual de estas transfusiones se comparó desde 1985 hasta 1989 (Tabla 6). El año 1985 se presentó como el de mayor consumo de sangre homóloga con 1.280 u, a un costo de \$71.680 disminuyendo su uso considerablemente hasta llegar a 45 u por un valor de \$2.520 en 1989. El consumo de glóbulos rojos y plasma homólogo ascendió entre 1986 y 1987 con cifras máximas de 1.808 u de glóbulos rojos y 1.192 de plasma a un costo de \$81.360 y \$57.216 respectivamente, reduciéndose notablemente durante 1988 y 1989, finalizando el período con un consumo de 398 u de glóbulos (\$17.910) y 334 u de plasma (\$16.032). El consumo y costo total anual de sangre, glóbulos y plasma homólogo presentó un aumento de 3.550 u (\$169.376) en 1987 y una reducción a 777 u (\$36.462) en 1989.

Discusión

La hemodilución extrema conjuntamente con la hipotermia moderada y elevado flujo sanguíneo, no conlleva a un estado de hipoxia celular, lo cual quedó demostrado en nuestro estudio, donde se man-

Variables	Grupo A (N = 28)			Grupo B (N = 38)			Comparación estadística
	x	+/-	S	x	+/-	S	
Sangrado (ml)	343		106	379		159	p: NS
Plaquetas (10 × mm)	172		24	165		15	p: NS
Fibrinogeno (mg %)	223		64	240		81	p: NS
Tiempo de Trombina(s)	7		1	7		2	p: NS
Kaolín (s)	43		7	44		5	p: NS

Significación Estadística: p < 0.05

TABLA IV. Estudio comparativo del sangrado, plaquetas, fibrinógeno, tiempo de trombina y kaolín, entre los grupos con hemodilución extrema (A) y moderada (B).

Complicaciones	N.º de pacientes	%	Posibles causas de cada paciente	Satisf.	Desf.
a) Estupor agitado	4	(6)	1a) Trombos en prótesis valvular 2a) Válvula calcificada 3a) Válvula calcificada 4a) Reintervenido por Sangrado. Hto entre 12-15 Vol %. Perfusión continua	x x x x	- - - -
b) Daño renal Hipopotasemia Extrasístole Vent. Pérdida de conciencia	1	(1)	1b) Insuf. renal de base y fibrilante crónica Hipotensión arterial	x -	- x
c) Reintervención por sangrado	3	(4)	1c) Insuf. Hemostasia 2c) Insuf. Hemostasia 3c) Insuf. Hemostasia	x x x	- - -
d) Edema pulmonar	1	(1)	1d) Disfunción valvular por trombos	x	-

TABLA V. Complicaciones observadas durante el período postoperatorio (N = 68).

	AÑOS				
	1985	1986	1987	1988	1989
No. Intervenciones con DC	305	323	402	282	336
Consumo en sangre* (costo en pesos)	1280 (71 680)	794 (44 464)	550 (30 800)	198 (11 088)	45 (2520)
Consumo en glóbulos** (costo en pesos)	924 (41 580)	1702 (76 590)	1808 (81 360)	380 (17 100)	398 (17 910)
Consumo de plasma** (costo en pesos)	684 (32 800)	884 (42 432)	1192 (57 216)	324 (15 552)	334 (16 032)
Consumo total (costo total en pesos)	2888 (146 060)	3380 (163 468)	3550 (169 376)	902 (43 740)	777 (36 462)

* (Unidad × 500 ml)
** (Unidad × 300 ml)

TABLA VI. Total de intervenciones con DC y consumo de sangre, glóbulos y plasma homólogos en cinco años (durante y postquirúrgico).

tuvo una adecuada saturación de la sangre venosa mixta sin signos de acidosis respiratoria o metabólica durante el período de derivación cardiopulmonar y con una evolución satisfactoria en el 90,5 % de los casos estudiados. Diversos autores afirman que cuando disminuye la viscosidad de la sangre, producto de la hemodilución, disminuye la resistencia sistémica, aumenta el retorno venoso, el gasto cardíaco y por tanto la oferta de oxígeno tisular, compensando así la menor cantidad de oxígeno por unidad de sangre; además la hipotermia reduce las ne-

cesidades de oxígeno, anulando una de las desventajas de la hemodilución (6-9). Las variables hemodinámicas como son la presión arterial y venosa, además de la diuresis, presentaron cifras que reflejan una perfusión adecuada.

En nuestro estudio, la hemodilución extrema no contribuyó a incrementar el sangrado y las variables preindicadas en el coagulograma y recuperan su normalidad a las 24 horas del postoperatorio inmediato (UCIQ). La técnica de hemodilución minimiza el trauma impuesto a los factores de la coagulación

y reduce el número de transfusiones de sangre del banco, la cual es deficiente en factores V, VIII y en 2,3 difosfoglicerato (DFG), además de ser acidótica e hipercalémica (10-13).

La recuperación de la conciencia y el tiempo de extubación endotraqueal de los pacientes fue satisfactoria disminuyendo los riesgos de la ventilación mecánica prolongada (14-15) y reduciendo la estancia en la UCIQ.

En un reducido número de pacientes se observaron complicaciones como estupor agitado, sangrado postquirúrgico, daño renal y edema pulmonar, cuya causa original fue de carácter multifactorial tales como: presencia de calcio en las válvulas, trombos alojados en las cavidades o sangrado por hemostasia incompleta y algunos por tener patología de base complicada, que se agudiza después de la cirugía, descartando así a la hemodilución extrema como la causa principal de estas complicaciones. No obstante, excepto un paciente de patología variada, todos se recuperaron satisfactoriamente.

Desde 1985 a 1989 se ha practicado en nuestra institución una política de ahorro exhaustivo, lo cual evita el uso de transfusiones innecesarias, disminuyendo los riesgos de las enfermedades postransfusionales (16) y reduciendo considerablemente el costo de las operaciones sin afectar el éxito de la misma.

Conclusiones

Esta técnica contribuye el ahorro de un número considerable de transfusiones de sangre homóloga y hemoderivados, reduciendo ampliamente el costo anual de las operaciones por transfusiones.

Como desventajas, puede ocurrir deplección del potasio debido a la diuresis abundante y se deben tomar medidas terapéuticas orientadas a evitar posibles edemas por retención de líquido extracelular en casos de insuficiencia renal.

Bibliografía

- Berger S., M R Estroke, L Aledort: Perfusion without donor blood. *J Thorac Cardiovasc Surg* 64: 714, 1972.
- Bogge L et al: Coagulation fibrinolysis and bleeding after open-heart surgery. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg* 20: 151, 1986.
- Moriham M, R Masure, A Hurllet: Haemostasis disorders in open heart surgery with extracorporeal circulation. *Vox Sang* 32: 41, 1977.
- Boffil V M et al: El uso de la sangre homóloga y hemoderivados. Problemática de los métodos transfusionales en la cirugía cardiovascular. *Rev Cubana Cir Cardiovasc* 3: 240, 1989.
- Moore W Y et al: Hemodilution on cardiopulmonary bypass: efficacy of stroma free hemoglobin solution as a hemodilution prime during cardiopulmonary bypass. En: proceedings of the symposium of thirty years of extracorporeal circulation 1953-1983. Munich, april 5-7, 1984, p 183.
- Alonso A et al: Hemodilución en niños en la cirugía correctiva de las cardiopatías congénitas. Estudio prospectivo en niños de peso 12 kg. *Rev Asoc Española de Perfusionistas* 6: 8, 1988.
- Henling C E et al: Cardiac operations for congenital heart disease in children of Jehova's Witnesses. *J Thorac Cardiovasc Surg* 89: 914, 1985.
- Utley J R et al: Effect of hypothermia, hemodilution and pump oxygenation on organ water content, blood flow oxygen delivery and renal function. *Ann Thorac Surg* 31: 121, 1981.
- Kim y D et al: Effects of hypothermia and hemodilution on oxygen metabolism and hemodynamics in patients recovering from coronary artery bypass operations. *J Thorac Cardiovasc Surg* 97: 36, 1989.
- Parris W C W et al: The effect of intentional hemodilution on P50. *J of Cardiovasc Surg* 29: 560, 1988.
- Mollison P L and C P Engelfriet: Transfusion oligoemia. En: *Blood transfusion in clinical medicine*. Sed Chapter 2, Oxford, Blackwell Scientific Publications, 1988 p 41.
- Milan J D et al: Use of sufficient hemodilution to prevent coagulopathies following surgical correction of cyanotic heart disease. *J Thorac Cardiovasc Surg* 89: 623, 1985.
- Ninikoski J et al: Oxygen transport to tissue under normovolemia moderate and extreme hemodilution during coronary bypass operations. *Ann Thorac Surg* 31: 134, 1981.
- Coll S A et al: Beneficial effects of endotracheal extubation in ventricular performance. *J Thorac Cardiovasc Surg* 95: 819, 1988.
- Heard J G et al: Early extubations after surgical repair of congenital heart disease. *Erit Care Med* 13: 830, 1985.
- Mortelmans Y, Van Aken H and Vernant G: Hemodilution and autotransfusion. A blood sparing and safety program. *Acta Orthopaedica* 54: 1, 1988.



MONOGRAFICO

Evaluación de una amplia gama de filtros: parte I

T. Gourlay, M. Gibbons, J. Fleming, KM. Taylor

Hammersmith Hospital, London

Introducción

Los filtros arteriales han sido y siguen siendo un tema de controversia en la práctica de la perfusión moderna. A lo largo de los años se han desarrollado una gran variedad de filtros arteriales, todos ellos para realizar tres funciones principales:

- 1-Eliminar partículas contenidas en el fluido de la línea arterial
- 2-Eliminar microburbujas
- 3-Eliminar aire del circuito

En esta primera parte sobre la evaluación de filtros arteriales, queremos concentrar nuestra atención en dos aspectos de la filtración arterial. Estos aspectos son las características hematológicas y hemodinámicas de los filtros arteriales.

Se ha desarrollado una amplia gama de filtros arteriales, todos ellos diseñados de acuerdo con los criterios generales de selección para filtros de línea arterial. Han existido preocupaciones por parte de los perfusionistas, acerca de la posibilidad de daño a los elementos formes de la sangre debido al complicado camino que debe seguir la sangre en el filtro y también a la potencial resistencia al flujo que pudieran ofrecer estos filtros. Sin embargo, a pesar de estas preocupaciones, la utilización de filtros arteriales en las perfusiones clínicas, incuestionablemente, ha ido en aumento (1). Como resultado de este creciente interés en la filtración arterial, el número de filtros disponibles en el mercado, ha aumentado considerablemente, teniendo los usuarios una amplia gama para elegir. Estos filtros, motivo de nuestro estudio, varían entre sí en cuanto al método de filtración, tamaño del poro y método por el cual consiguen la eliminación del aire. Nuestro estudio se centra en 13 filtros diferentes, disponibles comercialmente, incluyendo uno de profundidad.

Estos son:

- Bentley 1025C
- Bentley 1040C
- Bentley 1025
- Bentley 1040

(Bentley Laboratories, 17502 Armstrong Avenue, Irvine, CA 92714, USA)

Pall EC3840

Pall EC+

(Pall Corporation, 2200 Northern Blvd L 1, New York, NY 11548, USA)

Delta BTF37

(Delta Medical Industries Inc, Costa Mesa, CA, USA)

Shiley 40

Shiley 20

(Shiley Incorporated, 17600 Gillette Avenue, Irvine, Ca 92714-5751, USA)

Gish AFS25

Gish AFS40

(Gish Biomedical, 2350 South Pullman Avenue, Santa Ana, CA 92705, USA)

Bard 33

(Bard Ltd, 102 Rue Gabriel-Peri, 94250 Gentilly, France)

Swank

(Cobe Laboratories Inc. 1185 Oak Street, Lakewood, Colorado 80215, USA)

El tamaño del poro varía de 21 a 40 micras. Varios autores se han referido a la importancia relativa del tamaño del poro (2-4) y en los filtros de pantalla versus a los de profundidad. Sin embargo la primera parte de este trabajo, fue diseñada para evaluar el efecto del tamaño del poro y el método de filtración sobre las propiedades de resistencia al flujo y hemólisis inherentes a los filtros arteriales. Aunque este estudio fue llevado a cabo en el laboratorio para intensificar el control de las variables de los resultados, creemos que es aplicable en la práctica clínica.

Materiales y métodos

Se estudiaron trece filtros arteriales diferentes, disponibles en el mercado. El estudio se realizó en tres fases:

- La primera se diseñó para valorar el grado de resistencia ofrecida por el filtro cuando se incorpora a un circuito abierto.
- La segunda para calcular el grado de hemolisis inherente al filtro.
- La tercera para valorar el grado de deplección de plaquetas asociado a cada filtro individualmente.

Caída de presión

La caída de presión a través del filtro, fue evaluada incrementando paulatinamente el flujo a través de éste en un sistema abierto. (Figura I), incorporando un reservorio abierto, un cabezal de bomba Stöckert-Shiley (Shiley Ltd, Windsor, Berks, UK), el filtro a estudiar y tubo de 3/8" DI de Cloruro de Polivinilo, a lo largo del circuito. Los puntos de toma de presión fueron localizados en el circuito, proximal y distalmente al filtro a examinar, pudiendo así monitorizar la caída de presión a través de éste. Dicha caída fue monitorizada a flujos entre 0.5 y 6 l/min; a flujo continuo simulando la práctica clínica. Se utilizó sangre bovina fresca y heparinizada, con un TCA mantenido por encima de los 400 segundos y un hematocrito del 27 %, para simular una perfusión clínica. La caída de presión fue monitorizada usando un monitor Hellige (Biomedical Systems LTD, Strathclyde, Scotland). Este procedimiento fue realizado en seis filtros de cada tipo.

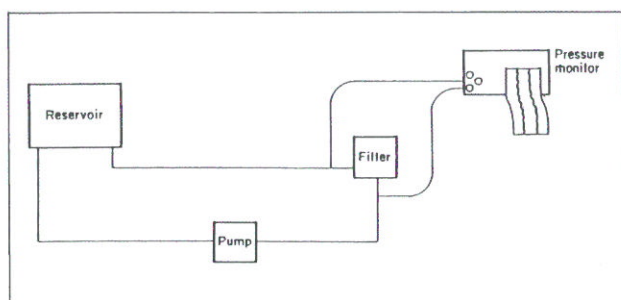


Fig. 1. Circuito utilizado para la evaluación de la caída de presión de los filtros.

Valoración Hemolítica

El efecto hemolizante de los filtros fue evaluado en un sistema cerrado (Figura II) usando sangre bovina fresca y heparinizada como cebado, con un hematocrito del 27 % y un TCA superior a los 400", simulando una perfusión clínica. La temperatura fue mantenida de manera constante a 37 °C +/- 2 °C, mediante la infusión en el circuito de un intercambiador térmico Travenol. La duración de esta prueba fue de una hora, a un flujo constante de 4,5l/min. Se tomaron muestras al inicio y al final del experi-

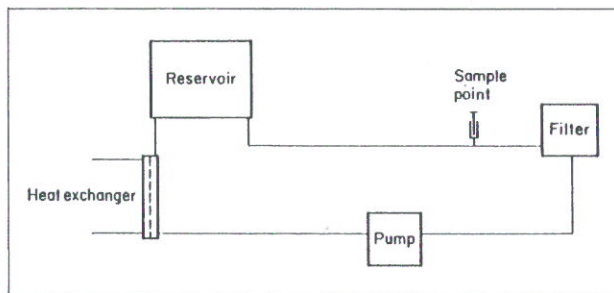


Fig. 2. Circuito utilizado para la evaluación de la hemoglobina libre plasmática generada, utilizándose también en el análisis de la disminución del n.º de plaquetas.

mento para la valoración de la hemoglobina libre plasmática. Se midió la hemoglobina libre plasmática por el método de espectrofotometría. Se empleó un circuito control paralelo también, usando el mismo diseño, pero sin la incorporación del filtro evaluado. Se expresó el efecto hemolítico de los filtros como Hemoglobina Libre Plasmática Generada, método comúnmente utilizado por la AAMI. Este método se describe en la Figura III.

$$HbPG = HbP(\text{test}) - HbP(\text{control})$$

Fig. 3. Método para la evaluación de la Hemoglobina Libre Plasmática Generada durante el procedimiento.

Disminución del número de plaquetas

Utilizando esencialmente el mismo circuito empleado en el experimento anterior, en la generación de hemoglobina plasmática libre, se analizó la disminución del número de plaquetas atribuible a cada filtro. Una vez más el mismo tipo de sangre bovina heparinizada fue recirculada a través de un sistema cerrado, en este caso por un periodo de 90 min, a flujos de 4,5l/min. Las muestras de sangre se tomaron al inicio y al final del experimento para calcular el número de plaquetas libres circulantes. Las plaquetas fueron contadas manualmente por duplicado, usando un hemocitómetro Neubauer y oxalato amónico como diluyente. Un circuito paralelo fue montado como control, con igual diseño, a excepción de la no incorporación del filtro evaluado. La disminución de plaquetas generada, fue calculada de acuerdo a la ecuación detallada en la Figura IV.

$$DPG = DP(\text{test}) - DP(\text{control})$$

Fig. 4. Método para la evaluación del grado de deplección plaquetar.

Resultados

1. Caída de presión

Los resultados obtenidos en esta parte del trabajo se muestran en la Figura V. Los valores obtenidos varían entre 24 y 34 mmHg en condiciones de máximo flujo. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre los distintos filtros estudiados, al aplicar el método de la T de Student a los resultados. No se encontró tampoco relación alguna entre el tamaño del poro o método de filtración (pantalla o profundidad) y la caída de presión, de los filtros sometidos a estudio, todos los filtros tuvieron valores máximos de caída de presión entre 24 y 34 mmHg.

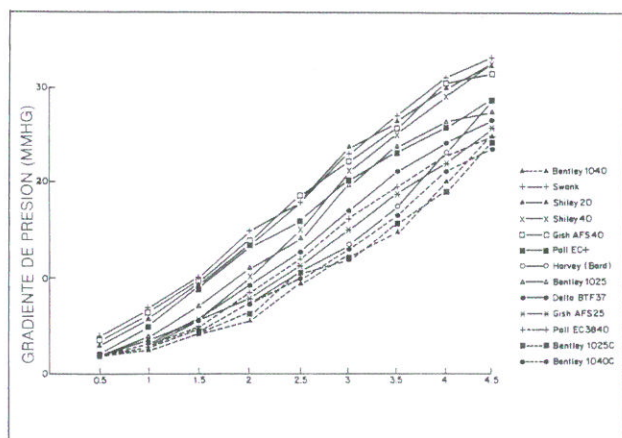


Fig. 5. Resultados de los gradientes de presión de todos los filtros estudiados. Los resultados se expresan en valores medios. No hubo diferencia estadísticamente significativa entre los filtros evaluados.

2. Hemolisis

Los resultados obtenidos en este apartado se muestran en la tabla I. Los valores de la hemoglobina libre generada (HLG) varían entre 1,37 +/- 0,37 mgr % para el filtro Bard de 33 micras y 21,22 +/- 2,1 mgr % para el Delta BTF37. Una vez más hay que decir que, de entre todos los filtros estudiados, no se encontró relación en cuanto al grado de hemólisis y el tamaño del poro. Tampoco se encontró paralelismo entre la hemoglobina libre generada y el método de filtración. Sin embargo, un cuidadoso análisis de los resultados mostraron diferencias entre grupos de productos de diversos fabricantes, por ejemplo, es de destacar que los filtros heparinizados Bentley se asocian a valores más bajos de hemoglobina libre circulante que sus homónimos sin heparinizar. Esta diferencia, sin embargo, no es estadísticamente significativa. En cambio, sí encontramos una significancia estadística dentro del grupo Bentley al comparar el filtro AF1025C y el

AF1040, siendo su significancia de $p < 0,001$ al aplicar la t de Student. Resultados similares se encontraron en otros filtros de un mismo fabricante.

Tipo de filtro	Hemog. Libre Pasmática Generada (mg %)
Bentley 1040	10.40 +/- 4
Bentley 1040C	8.50 +/- 4
Bentley 1025	9.00 +/- 3.5
Bentley 1025C	4.26 +/- 2.5
Pall 3840	2.32 +/- 0.7
Pall EC+	3.13 +/- 1.1
Gish AFS 40	3.30 +/- 1.3
Gish ABF 25	2.80 +/- 1.7
Shiley 20	5.00 +/- 0.7
Shiley 40	1.80 +/- 0.34
Swank	5.80 +/- 0.6
Delta BTF 37	21.22 +/- 2.1
Harvey	1.37 +/- 0.37

TABLA I. Resultados obtenidos en la evaluación de la Hemoglobina Libre Plasmática Generada.

3. Disminución del número de plaquetas

Los resultados obtenidos en la disminución del n.º de plaquetas son mostrados en la Tabla 2. La disminución plaquetaria observada en todos los filtros estudiados, varía entre 0,41 +/- 2.3 % para el filtro Bentley 1025C y de 25,8 +/- 7,6 % para el filtro Delta BTF 37. Esta diferencia entre los distintos filtros, es altamente significativa; con un valor de la p de menos de 0,0001, cuando se aplicó la t de Student. Una vez más, parecía no tener relación con el tamaño del poro ni con el método de filtración.

Tipo de Filtro	Deplección Plaquetar
Bentley 1040	1.95 %
Bentley 1040C	3.23 %
Bentley 1025	4.39 %
Bentley 1025C	0.41 %
Pall 3840	2.72 %
Pall EC+	10.9 %
Gish AFS 40	10.9 %
Gish AFS 25	2.8 %
Shiley 20	18.8 %
Shiley 40	24.6 %
Swank	14.4 %
Delta BTF 37	25.8 %
Harvey	3.12 %

TABLA II. Resultados obtenidos en la evolución de la deplección plaquetaria.

Conclusiones

En conjunto, se evaluaron los 13 filtros desde el punto de vista de tres parámetros básicos hematólogicos y hemodinámicos. Los resultados de este

estudio «in vitro» indican que entre ellos no hay diferencias estadísticas, en términos de niveles de caída de presión. Tampoco se encontró diferencia en cuanto tamaño del poro o método de filtración. Todos los filtros evaluados mostraron una caída de presión entre 24-34 mmHg a flujos máximos. Este nivel de caída de presión está aceptado para un filtro arterial y es substancialmente más bajo que, por ejemplo, la caída de presiones existente en muchos oxigenadores de membrana. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los distintos filtros en cuanto al nivel de hemoglobina libre generada, siendo la diferencia más significativa al comparar el filtro Bard 33 con el filtro Delta BTF37. La generación de hemoglobina libre plasmática (HLP) para el primero de ellos fue de $1,37 \pm 0,37$ mg % y para el segundo fue de $21,22 \pm 21$ mg %. Esta diferencia es altamente significativa ($p < 0,0001$).

En este caso, tampoco se encontró relación entre el grado de hemoglobina libre generada y el tamaño del poro.

El filtro de profundidad Swank se asoció con mayores niveles de HLP que en los de pantalla, a excepción del Delta BTF37, siendo esta diferencia estadística altamente significativa. En definitiva, todos los filtros estudiados estuvieron asociados con aceptables niveles de HLP a excepción del anteriormente citado; Delta BTF37. En cuanto al último parámetro evaluado, la reducción del número de plaquetas, los resultados fueron similares a las pruebas de hemólisis. La deplección plaquetaria varió entre $0,41 \pm 2,3$ % para el filtro Bentley 1025C y $25,8 \pm 7,6$ % para el filtro Delta BTF. De nuevo, en éste

caso, tampoco se encontró relación en cuanto al tamaño del poro y el método de filtración. El filtro de profundidad Swank tuvo un valor muy similar a los filtros de pantalla, en cuanto a deplección plaquetaria se refiere. En resumen, todos los filtros tuvieron unos resultados aceptables a excepción del filtro Delta BTF37, el cual estuvo asociado a una mayor generación de HLP y a una mayor deplección plaquetaria, sin poderse demostrar que estos resultados estuvieran en relación al tamaño del poro o al método de filtración.

Bibliografía

1. Kurusz M. Arterial line filtration during cardiopulmonary bypass: history and controversy. *Proc. Am Acad Cardiovasc Perf* 1983; 4: 76-86.
2. Kurusz M., Schneider B., Conti VR., Williams EH, Scanning electron microscopy of arterial line filters following clinical cardiopulmonary bypass. Presented at the fifth World Congress on Open-Heart Technology, 13-17 July 1981, Brighton, UK.
3. Krebber HJ., Hill JD., Osborn JJ., Iatrides A., Gerbode F. Effects of different filter position and combination in extracorporeal circulation. *Artif Org* 1980; 4: 167-70.
4. Patterson Jr RH., Wasser JS., Porro RS. The effect of various filters on microembolic cerebrovascular blockade following cardiopulmonary bypass. *Ann Thor Surg* 1974; 17: 464-63.
5. Solis RT., Noon GP., Beall AC., DeBakey ME. Particulate microembolism during cardiac operations. *Ann Thor Surg* 1972; 17(4): 332-44.
6. Guidoin R., Taylor K., Bain WH, Blood filter evaluation, *Biomat Med Dev Art Org* 1977; 5(4): 317-36.
7. Dacie JV, ed. *Practical haematology*. Fifth edition. Edinburgh and London: Churchill Livingstone, 1975.
8. Standard for blood/gas exchange devices (oxigenators). Association for the Advancement of Medical Instruments. Draft, February 1982 Revision.
9. Gourlay T., Gibbson M., Adams S., Fleming J., Taylor KM. Evaluation of the Shiley M2000 membrane oxigenator. *Perfusion* 1986; 1:125-34.



Evaluación de una amplia gama de filtros arteriales: parte II

T. Gourlay, M. Gibbons and KM. Taylor

Hammersmith Hospital, London

Introducción

Uno de los principales papeles de los filtros arteriales es su capacidad en la eliminación de embolias gaseosas, en forma de microburbujas o de grandes burbujas de aire existentes en la línea arterial del circuito extracorpóreo. Varios autores han demostrado las distintas fuentes tanto dentro como fuera del circuito, de producción de macroburbujas o de microembolias gaseosas. (1-6). La importancia clínica de estas microburbujas sigue siendo una cuestión de controversia. Sin embargo, varios autores han evidenciado la potencial correlación entre el número de microburbujas y el daño de órganos (7-9). Por consiguiente, la capacidad del filtro arterial en eliminar pequeñas embolias gaseosas (MEG) es de gran importancia mientras el problema permanezca no resuelto. En este breve trabajo, se estudió experimentalmente, la capacidad de trece filtros arteriales existentes actualmente en el mercado en eliminar tanto pequeñas embolias aéreas como grandes cantidades de aire. De los filtros estudiados, 12 fueron de pantalla, de distintos tamaños de poro y 1 fue de profundidad. Estos fueron:

Bentley 1025C. • Bentley 1040C.

Bentley 1025. • Bentley 1040

(Bentley Laboratorios, 17502 Armstrong Avenue, Irvine, CA 92714, USA)

Pall EC3840. • Pall EC+

(Pall Corporation, 2200 North Blvd L1, New York NY 11548, USA)

Delta BTF37

(Delta Medical Industries Inc, Costa Mesa, California USA)

Shiley 40. • Shiley 20

(Shiley Incorporated, 17600 Guillette Avenue, Irvine, CA 92714-5751, USA)

Gish AFS25. • Gish AFS40

(Gish Biomedical, 2350 South Pullman Avenue, Santa Ana, CA 92705, USA)

Bard 33

(Bard Ltd. 102 Rue Gabriel-Peri, 94250 Gentilly, France)

Swank

(Cobe Laboratories Inc. 1185 Oak Street, Lakewood, Colorado 80215, USA)

El tamaño del poro varió de 21 Micras a 40 Micras.

Material y método

Un total de 13 filtros arteriales diferentes, disponibles en el mercado fueron objeto de estudio. El estudio se realizó en dos fases: la primera fue diseñada para evaluar la capacidad de los filtros arteriales en eliminar microburbujas existentes en un circuito diseñado a tal fin. En la segunda fase se estudió la capacidad de los filtros en eliminar grandes cantidades de aire introducidas en la línea arterial del circuito extracorpóreo. Esta segunda fase fue diseñada esencialmente para reproducir, en el laboratorio, un accidente aéreo masivo durante una perfusión.

1. Características de las microburbujas eliminadas.

Todos los filtros analizados fueron montados en un circuito abierto (Figura 1) incorporando un oxigenador de burbuja Shiley S100HED, un cabezal de bomba Shiley Stöckert, con tubo de 1/2 de diámetro interno (D.I.) para el cabezal de bomba y en el resto del circuito, se utilizó tubo de 3/8 de D.I. Para el cebado del sistema se utilizó sangre fresca bovina heparinizada, con unos valores del Tiempo de Coagulación Activado (TCA) por encima de 400 segundos. El hematocrito fue del 27 %, simulando de esta manera un caso clínico. En el circuito, mediante una pinza de oclusión, se mantuvo una presión a 150 mmHg a lo largo de todo el experimento. Se purgaron los filtros de forma pasiva, en todos los casos y el flujo de sangre fue de 4,5l/min. Se incorporó una derivación para el filtro pudiéndose así monitorizar las MEG generadas en el circuito, cuando se circulaba sin pasar por el filtro.

La presencia de microburbujas fue monitorizada usando un ordenador conectando a un detector de microburbujas por ultrasonidos; con un transductor ultrasónico incruento a la salida del filtro arterial. La presencia de microembolias, detectada por ultrasonidos, ha sido empleada a lo largo de los años, tanto en perfusiones clínicas como experimentales. Los resultados obtenidos por este sistema han proporcionado una importante información acerca de las causas y del tamaño de las MEG en los circuitos extracorpóreos (10-16). El sistema para detectar microembolias utilizado en este estudio fue ya utilizado en anteriores trabajos (17), asociándose con datos extremadamente reproducibles; respondiendo de

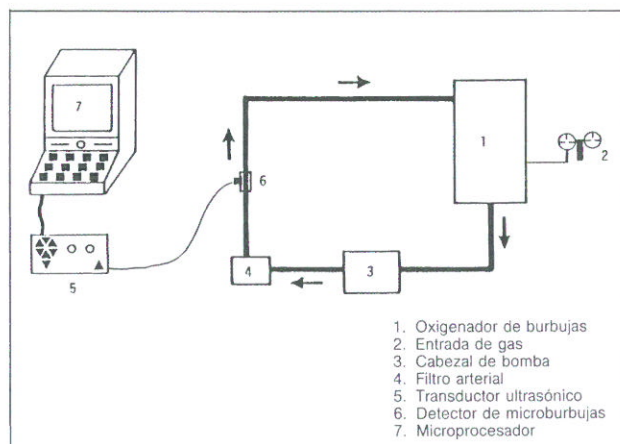


Fig. 1. Circuito utilizado para la evaluación de las características de las microburbujas generadas por el oxigenador. En este caso el gas pasa por el oxigenador en la forma habitual.

forma lineal a incrementos lineales de microembolias. Este aparato monitoriza continuamente la presencia de MEG durante todo el experimento, mostrando en la pantalla el índice de actividad resultante en forma de un gráfico de actividad de MEG en el tiempo. La pantalla es actualizada cada 2 segundos con el recuento total durante el período de tiempo. El oxigenador de burbujas seleccionado para ser incluido en el circuito, según nuestra experiencia, está asociado a valores predecibles de formación de microburbujas, si el nivel del reservorio arterial y los flujos de gas y sangre se mantienen constantes. En este caso, el reservorio arterial se mantuvo a 600 ml y la relación flujo de gas:sangre empleada fue 1:1. El experimento era muy simple y se realizó de la siguiente manera. El circuito fue montado y cebado con sangre bovina fresca, heparinizada, siendo recirculado por un periodo de 15 min., sin que se administrase en este periodo, ningún flujo de gas en el oxigenador o hasta que se consiguió un nivel basal de microburbujas aceptable, sin que se utilizase el filtro. Se colocó, entonces, el filtro en el circuito y se inició el flujo de gas a una relación deseada de 1:1 por un período de 5 min. Cualquier elevación de MEG fue monitorizada a lo largo de este período, después del cual, se cerró el paso de gas a través del oxigenador, monitorizándose el retorno a la actividad basal. Este procedimiento se llevó a cabo en seis filtros de cada tipo.

2. Capacidad de eliminar grandes cantidades de aire.

Se estudió la capacidad de los filtros de eliminar cantidades grandes de aire en un circuito abierto muy parecido al anteriormente descrito (Figura 2), con la excepción de que se añadió una vía de acceso a 10 cm del filtro arterial, para poder introducir

aire que pasara directamente por el filtro. De nuevo se procedió al cebado pasivo del filtro con una presión por encima de 150 mmHg. El detector de microburbujas se colocó de forma incruenta 20 cm distalmente al filtro. El circuito fue cebado con sangre bovina oxigenada a flujos de 4,5l/min, y luego recirculada hasta conseguir cifras basales aceptables de microburbujas. En ese momento, se introdujo dentro del circuito, gas en forma de aire a un flujo de 0,5L/min durante un período de 5 min, al final de los cuales, se monitorizó el tiempo empleado para volver a las cifras basales del recuento de microburbujas. Una vez más, se monitorizó la existencia de microembolias gaseosas durante el procedimiento. Este proceso se repitió en seis filtros del mismo tipo.

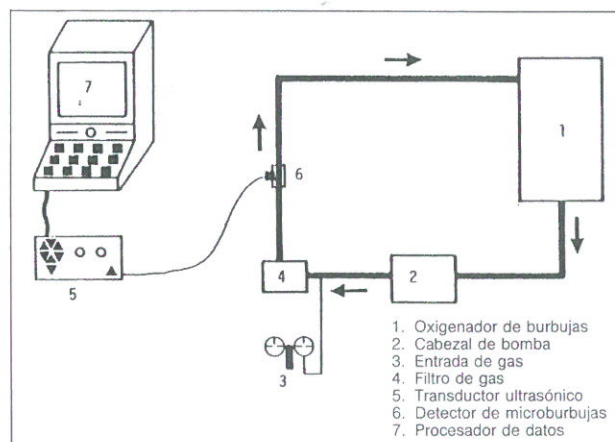


Fig. 2. Circuito utilizado para la evaluación de las características de extracción de macroburbujas. En este caso el gas pasa directamente a la línea arterial, proximal al filtro estudiado.

Resultados

1. Características de las microburbujas.

Los resultados obtenidos en este apartado, por todos los filtros se muestran en la Figura 3 y en la Tabla I. Como puede observarse, hay un amplio rango de resultados en lo que a microburbujas se refiere. Este rango va esencialmente desde casi la inexistencia de microburbujas al utilizar el filtro de profundidad Swank hasta alcanzar valores superiores a las 80 unidades/índice, como es el caso del filtro Shiley 20. La gran mayoría de los filtros cayeron dentro del rango comprendido entre 20-50, y no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los filtros que se encontraban dentro de estos rangos. En donde si se encontraron diferencias significativas fue al comparar el filtro Swank con todos los otros y entre el Shiley 20 y los otros filtros evaluados. No pareció que existiera relación entre tamaño de poro y resultados; no hubo evidencia, por ejem-

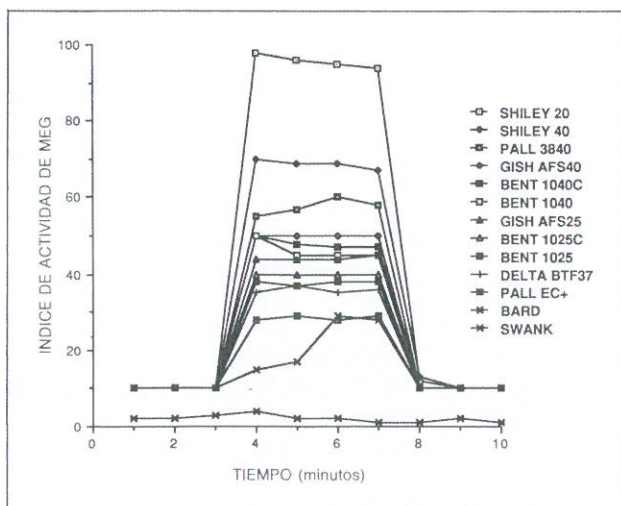


Fig. 3. Resultados obtenidos en el estudio de la capacidad de eliminación de microburbujas. Los resultados son presentados como valores medios. En todos los casos hubo una variación de los valores medios menor al 5 %, lo que indica un alto nivel de reproducibilidad.

Tipo de Filtro	Características de las microburbujas eliminadas
Bentley 1040	49
Bentley 1040C	51
Bentley 1025	44
Bentley 1025C	42
Pall 3840	60.5
Pall EC+	33
Gish AFS 40	54
Gish AFS 25	47.5
Shiley 20	97
Shiley 40	71
Swank	4
Delta BTF 37	40
Harvey	34

TABLA I. Promedio de valores máximos medios obtenidos durante la evaluación de las características de extracción de microburbujas. (Ver texto para detalles de las unidades).

plo, de que los filtros con poro más pequeños fueran más o menos efectivos en atrapar microburbujas, que los de poro más grande.

2. Macroburujas.

Los resultados de esta sección se muestran en la Figura 4 y en la tabla II. Una vez más, los resultados mostraron una amplia variabilidad, en cuanto a la capacidad relativa de los filtros para atrapar grandes cantidades de aire. Como puede observarse, los valores se movieron entre 5 y 200 unidades/índice. Existieron diferencias estadísticas entre todos los filtros, pudiéndolas agrupar en 4 grupos. En el mejor de éstos, sólo podemos colocar al filtro Swank, que

fue claramente superior a todos los filtros de pantalla examinados, en cuanto a la eliminación o atrapamiento de macroburbujas. Los filtros de pantalla cayeron en tres grupos: primero, aquellos que mostraron un índice de actividad MEG entre 50-80 unidades/índice; segundo, aquellos que mostraron un recuento entre 110-160 unidades/índice y por último y tercero, los que mostraron resultados superiores a las 170 unidades/índice. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre estos tres grupos, pero no se encontraron cuando se compararon entre sí los filtros pertenecientes a un mismo grupo. De nuevo comentar que no parece existir relación entre el tamaño del poro y su capacidad frente a grandes cantidades de aire.

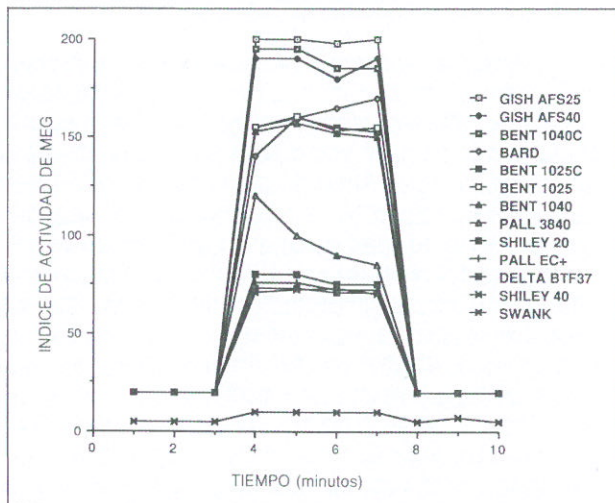


Fig. 4. Resultados obtenidos del estudio de la capacidad de eliminación de grandes burbujas. Los resultados son dados en valores medios.

Conclusiones

Este estudio se concentro en analizar el comportamiento de 13 filtros, frente tanto a micro como macroburbujas. Los resultados de este trabajo experimental, indican que los distintos filtros muestran diferentes comportamientos si se trata de microburbujas o si el problema es una embolia aérea masiva. Lo que no parece existir, es relación entre el tamaño de poro y mayor o menor habilidad en eliminar aire. El único hecho que queda claramente demostrado es que el filtro de profundidad Swank fue el mejor frente a las dos situaciones creadas experimentalmente, micro y macroburbujas. Bajo estas dos circunstancias, pequeñas y grandes burbujas, este filtro en particular mostró un insignificante aumento del recuento de macroburbujas.

Tipo de Filtro	Características de las macroburbujas eliminadas
Bentley 1040	140
Bentley 1040C	184
Bentley 1025	144
Bentley 1025C	142
Pall 3840	110
Pall EC+	62
Gish AFS 40	178
Gish AFS 25	188
Shiley 20	74
Shiley 40	58
Swank	10
Delta BTF 37	63
Harvey	158

TABLA II. Promedio de valores máximos medios obtenidos durante la evaluación de las características de extracción de embolismos aéreos masivos (ver texto para detalles de las unidades).

Los resultados muestran que no debe darse por hecho el que filtros que trabajan o actúan perfectamente frente a microburbujas se comporten igual cuando el problema es la embolia aérea masiva. Un ejemplo de esto podría ser el filtro Shiley de 20 micras, el cual parece ser un buen filtro, en términos de eliminar relativamente bien macroembolias, pero en cambio fue el peor cuando se enfrentaba a microburbujas. En conjunto, este estudio ha demostrado los distintos grados de seguridad de los filtros arteriales actuales en cuanto a la protección del paciente frente al circuito extracorpóreo como generador tanto de micro como de macroembolias. Aunque el mejor filtro evaluado, el filtro de profundidad Swank, ha sido el mejor en su capacidad de eliminar pequeñas y grandes burbujas del circuito, debemos añadir que todos los filtros representan una importante mejora en el sistema frente aquellos que carecen de él. Quisiéramos añadir también que desde el punto de vista del «reto de las microburbujas», por ejemplo, el menos eficiente, se asoció con un recuento de microburbujas de menos de 100 unidades/índice. Debemos mencionar que si en este mismo circuito se eliminase este filtro, el índice se elevaría a 3.500 unidades/índice, por lo que, cualquier diferencia estadísticamente significativa entre esta amplia gama de filtros puede no tener repercusión clínica. La importancia de la presencia de un filtro, en condiciones de presencia masiva de aire es obvia. Debemos recalcar que estos filtros fueron probados durante más de cinco minutos con 2.5 litros de aire. Bajo condiciones de perfusión clínica en ausencia de filtro arterial, debemos asumir que toda o gran parte de este aire pasaría directamente al paciente. Por consiguiente concluimos que la infusión de grandes cantidades de

aire es uno de los mayores problemas en pacientes bajo soporte cardiopulmonar, el filtro arterial, cualquiera que sea, representa una importante mejora en comparación a circuitos sin filtro arterial y que el filtro por si solo, representa una importante mejora en general, en cuanto a la seguridad en perfusión clínica, en base a la protección de un paciente frente a la infusión de aire.

Bibliografía

1. Miller DR, Allbritten FF Jr. «Coronary suction» as a source of air embolism: an experimental study using the Kay-Cross oxygenator. *Ann Surg* 1960; 151: 75-84.
2. Kessler J, Patterson RK Jr. The production of microemboli by various blood oxygenators. *Ann Thorac. Surg* 1970; 9: 221-28.
3. Gallagher EG, Pearson DT. Ultrasonic identification of sources of gaseous microemboli during open-heart surgery. *Thorax* 1973; 28: 295-304.
4. Patterson RH Jr, Kessler J. Microemboli during cardiopulmonary bypass detected by ultrasound. *Surg Gynecol Obstet* 1969; September: 505-10.
5. Stoney WS, Alford WC Jr, Thomas CS Jr. Air embolism and other accidents using pump oxygenators. *Ann Thorac Surg* 1980; 29: 336-40.
6. Loop FD, Szabo J, Rowlinson RD, Urbaneck K. Events related to microembolism during extracorporeal perfusion in man: Effectiveness of in-line filtration recorded by ultrasound. *Ann Thorac Surg* 1976; 21: 412-20.
7. Muraoka R, Yokota M, Aoshima M, Kyoku I et al. Subclinical changes in brain morphology following cardiac operations as reflected by computed tomographic scans of the brain. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1981; 81: 364-69.
8. Spencer FC, Rossi NP, Yu S-C, Koepke JA. The significance of air embolism during cardiopulmonary bypass. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1965; 49:615.
9. Eguchi S, Boshier LH Jr. Myocardial dysfunction resulting from coronary air embolism. *Surgery* 1962; 51: 103.
10. Austen WG, Howry DH. Ultrasound as a method to detect bubbles of particulate matter in the arterial line during cardiopulmonary bypass. *J Surg Res* 1965; 5: 283.
11. Spencer MP, Lawrence GH, Thomas GI, Sauvage LR. The use of ultrasonics in the determination of arterial air embolism during open-heart surgery. *Ann Thorac Surg* 1969; 8: 489.
12. Abts LR, Beyer RT, Galletti PM et al. Computerized discrimination of microemboli in extracorporeal circuits. *Am J Surg* 1978; 135: 535.
13. Hatteland K, Semb BKH. Gas bubble detection in fluid lines by means of pulsed doppler ultrasound. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg* 1985; 19: 119-23.
14. Hatteland K, Pedersen T, Semb BKH. Comparison of bubble release from various types of oxygenators. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg* 1985; 19: 125-30.
15. Pearson DT, Watson BG, Waterhouse PS. An ultrasonic analysis of the comparative efficiency of various cardiotomy reservoirs and micropore blood filters. *Thorax* 1978; 33: 352-58.
16. Furness A, Wright G, Sanderson JM. Detection of bubbles in blood vessels and extracorporeal circuits. (Letter to the editor). *Medical and Biological Engineering and Computing* 1979; 17: 534-35.
17. Gourlay T, Gibbons M, Fleming J, Taylor KM. Performance characteristics of a new arterial line filter. *Perfusion* 1987; 2: 19.

FORMACION CONTINUADA

Protección miocárdica

Dr. Clemente Barriuso Vargas

Cirugía Cardiovascular. Hospital Clínic i Provincial Barcelona

La preocupación cada vez mayor y constante de intentar que el corazón de nuestros pacientes tenga la mejor forma de protección durante el tiempo operatorio de parada cardíaca hace que se estén buscando métodos de protección cada vez más sofisticados. El presente trabajo es un pequeño resumen de los métodos actuales de protección, haciendo hincapié en la fisiología de la célula miocárdica y en las fases de la isquemia para poder comprender después la mejor forma de proteger el corazón frente a la misma.

Fisiología

Dentro de toda célula humana existen ciertos componentes que están íntimamente relacionados con los procesos de energía y de metabolismo celular, como son las mitocondrias y los lisosomas.

Mitocondrias

Las mitocondrias son las responsables en último término de la producción de energía por parte de la célula. Esta energía se obtiene del metabolismo de los principios inmediatos en sustancias de desecho. Esta utilización de los principios inmediatos lleva consigo la producción de moléculas de ATP que van a ser las principales dadoras de energía al pasar a ADP, junto con la molécula de Creatínfosfato (CF).

Por la vía aeróbica, el metabolismo de la glucosa aporta 38 moles de ATP por cada mol de glucosa procesado. Por la vía anaeróbica, la producción de ATP es de solo dos moles por cada mol de glucosa. Por esta vía además aumenta mucho el lactato como producto final del metabolismo del piruvato.

Lisosomas

Son pequeños organelos existentes en el interior celular cuya función consiste en la degradación de los principios inmediatos que penetran en la célula. Contienen varios tipos de enzimas capaces de actuar sobre todos los principios inmediatos. Existen catepsinas para degradar las proteínas, glucosidasas

para los carbohidratos, lipasas para las grasas, etc.

Cuando la membrana celular se ve afectada hasta tal punto que también sus membranas internas se lesionan, escapan ciertas enzimas de los lisosomas que van a ser los encargados de destruir mediante metabolismo la célula. Cuando estas enzimas se liberan a los capilares y consecuentemente a los vasos sanguíneos, es cuando se pueden reconocer en sangre periférica como aumento significativo tras la muerte celular.

Consumo de oxígeno por el miocardio

El consumo miocárdico de oxígeno viene determinado por:

- * Tensión intramiocárdica, dependiendo de la presión ventricular, el volumen y la masa miocárdica.
- * Frecuencia cardíaca.
- * Estado contractil.
- * Necesidades del metabolismo basal. Cantidad de energía muy pequeña.
- * Necesidad para la activación eléctrica. Cantidad mínima.
- * Acortamiento de fibras.

En el consumo de oxígeno es importante recordar que el corazón extrae la máxima cantidad de oxígeno que le llega, siendo el órgano que más oxígeno extrae, teniendo por tanto la sangre del seno coronario la concentración más baja de oxígeno de la economía. Por ello, la única forma que tiene el músculo cardíaco de extraer más oxígeno de la sangre arterial es aumentando el flujo coronario. Así habría más cantidad de hemoglobina que pasa por unidad de tiempo, más oxígeno y mayor extracción del mismo.

La isquemia miocárdica se puede deber a uno de los tres factores siguientes:

- * aumento de las demandas de energía por mayor necesidad
- * disminución del aporte de oxígeno, bien sea por disminución del flujo coronario o por disminución en la concentración de oxígeno en sangre (hemorra-

gias, anemias, alteraciones de la hemoglobina, etc.)
* dificultad para la eliminación de metabolitos tóxicos.

En la isquemia existen tres fases no siempre bien diferenciadas.

A. Fase reversible. Se caracteriza por una rápida y total restauración de todas las alteraciones producidas, cuando se ha restablecido el flujo sanguíneo. En esta fase inicial de la isquemia existe una reducción del creatínfosfato al 10 % en tres minutos. A los 15 minutos solo queda disponible el 38 % del ATP total, siendo solo del 10 % a los 40 minutos. En este tiempo, el AMP, producto final del metabolismo del ATP está aumentado al 63 %. Si en este tiempo (unos 20 minutos) se restablece el flujo, la célula se recupera por completo.

B. Fase irreversible. Esta fase se caracteriza porque las lesiones que se producen son irreversibles, infringiendo un daño a la célula que no se puede recuperar. A partir de los 20 minutos, existen alteraciones en las membranas capilares y celulares que permiten la permeabilidad a sustancias que antes no podían pasar dichas barreras. Existe un acúmulo de hidrogeniones (H^+), lactato y productos tóxicos, además de un edema celular por la entrada de líquido a la célula y con el tiempo una pérdida de la actividad eléctrica, terminando en una fase de contracción tónica miocárdica. Existen cambios ultraestructurales a nivel mitocondrial, con vesiculación de las mismas, acúmulo de gránulos de calcio, disrupción de la matriz interna y ausencia de los típicos gránulos de glucógeno que se suelen ver en las mitocondrias sanas. Las miofibrillas pierden su armonía.

C. Fase de reperfusión. Si una vez que existe un daño irreparable, se consigue reperfundir ese miocardio isquémico, los daños que se van a producir van a ser aun mayores. Van a aparecer bandas de contracción de miofibrillas, va a aumentar el edema en el sarcolema, el Na^+ y Ca^{++} van a penetrar en la célula, mientras que el K^+ y el Mg^+ tienden a salir. En estos momentos, la reperfusión empeora la situación de estas células y de las que están a su alrededor.

En estos momentos, comienza la eliminación de componentes celulares a la corriente sanguínea, como son los iones, K^+ y Mg^+ , metabolitos de desecho como el ácido láctico o macromoléculas como los enzimas; creatínfosquinasa (CPK), su fragmento (porción MB), lácticodeshidrogenasa (LDH), mioglobina, etc. que ya se pueden reconocer en las muestras de sangre periférica.

MÉTODOS DE PROTECCIÓN MIOCÁRDICA

1. Hipotermia general sin CEC en cierre de C.I.A. (Lewis y Tauffic 1953)
2. Cardioplejia con citrato potásico (Melrose 1956)
3. Parada anóxica normotérmica (Lillehei 1956)
4. Cardioplejia con acetilcolina (Lam 1956)
5. Parada anóxica con hipotermia general
6. Hipotermia cardiaca selectiva (Cross 1957)
7. Hipotermia con doble "by-pass" sin oxigenador (Drew 1959)
8. Parada anóxica con hipotermia local (Shunway-Lower 1959)
9. Parada anóxica con hipotermia local y perfusión de la raíz aórtica con Ringer L. a 2 °C (Urschel - Hufnagel 1960)
10. Perfusión continua con suero frío por seno coronario (Hammond 1967)
11. Hipotermia de superficie con parada circulatoria. (Técnica de Kyoto 1967)
12. Perfusión coronaria continua (Bahnson 1970)
13. Perfusión hipotérmica continua de arterias coronarias
14. Cardioplejia con soluciones cristaloides (Gay, Ebert 1973) (Tyers 1975)
15. Cardioplejia con sangre (Follette 1978)

TABLA I. Diferentes métodos de protección miocárdica.

Métodos de protección miocárdica

En la tabla I se exponen algunos de los más importantes métodos de protección miocárdica realizados hasta la actualidad.

Hablaremos de la hipotermia general y profunda como métodos coadyuvantes a la protección del miocardio. Después se hablará de la protección mediante la perfusión coronaria, de la protección local con hipotermia, de la cardioplejia cristaloides y sanguínea fría por vía anterógrada (raíz aórtica) y retrógrada (seno coronario) y las nuevas formas de cardioplejia sanguínea caliente y cardioplejia continua.

Hipotermia general. Es un método sencillo que creemos es muy útil como sistema de ayuda para evitar un rápido recalentamiento del corazón a través de la sangre que le llega por vía colateral (arterias mediastínicas).

A 30 °C el metabolismo cerebral baja al 20 % y a los 18 °C cesa la actividad neuronal. Esto da una muestra de la ayuda que puede producir en el consumo de oxígeno del corazón al bajar la temperatura central de la sangre. Si se realizan descensos mayores de temperaturas, incluso existen unos tiempos de garantía demostrada en los que se puede realizar parada circulatoria por necesidades técnicas sin secuelas neurológicas. A 30 °C pueden llegar a ser 8 minutos. A 25 °C, 15 minutos y a 18 °C se puede llegar a realizar parada circulatoria durante unos 45 minutos sin afectación neurológica.

El corazón fibrila cuando, con la sangre con hi-

potermia que le llega, se consigue bajar la temperatura del miocardio entre 27 y 29 °C. De todos modos a estos niveles también suben las resistencias vasculares miocárdicas con la consiguiente disminución del flujo coronario. A 29 °C el flujo coronario baja al 60 % y a 25 °C al 40 %.

Hipotermia profunda. Otra de las formas de realizar una protección miocárdica y del organismo entero es realizar una parada circulatoria total disminuyendo la temperatura a 18 °C (hipotermia profunda). Esto se realiza según las técnicas de la Universidad de Kyoto y también de Barrat-Boyes mediante la consecución de hipotermia a 29 °C con descenso de superficie (A base de bolsas de hielo o baño frío) y posterior descenso a 18-20 °C con circulación extracorpórea (CEC). A estas temperaturas la protección es máxima y se pueden retirar las cánulas en parada circulatoria para operar con más facilidad en patologías congénitas complejas que precisan de mejor campo quirúrgico.

Perfusión coronaria. Consiste en la perfusión continua de los ostiums coronarios con sangre arterial derivada del oxigenador (los mismos tienen una salida especial para esta técnica). Presenta graves inconvenientes que han producido su rechazo por la mayor parte de los grupos quirúrgicos de la actualidad. El corazón no está quieto, aunque pueda estar fibrilando, necesitando altas presiones de perfusión. Existe un riesgo potencial de lesionar los ostiums coronarios o de levantar placas de arteriosclerosis, así como pasar inadvertida una división precoz de la arteria circunfleja en el ostium izquierdo que mantenga una falta de perfusión de la misma durante toda la intervención.

Hipotermia local. Método introducido en clínica humana por Shumway y Lower. Consiste en la instilación en el campo quirúrgico de suero Ringer lactato a 4 °C en cantidad de 30 a 50 cc/minuto y aspirando el sobrenadante por rebosamiento. El suero no debe estar a temperaturas menores por el peligro existente de lesionar los nervios frénicos o incluso el epicardio. Con este método se pueden conseguir temperaturas bajas, sobre todo si se realiza una canulación independiente de ambas venas cavas para evitar el recalentamiento del corazón derecho en contacto con la sangre del paciente. A 16 °C de temperatura miocárdica desaparece la actividad electromecánica.

Cardiooplejia. Desde que en 1955 Melrose inyectara en corazones citrato potásico como sustancia car-

diopléjica, han sido muchas las sustancias añadidas para tal fin, así como muchos los investigadores que han apostado por diferentes rutas y formas de protección. En la tabla II se especifican algunos.

SUSTANCIAS CARDIOPLEJICAS		
MELROSE	1953	Citrato potásico
LAM	1956	Acetilcolina
KALMAR	1975	Procaina
HEARSE	1978	Magnesio
ROBB-NICHOLSON	1978	Verapamil
MAGEE	1979	Nifedipina
FERREIRA	1990	Deferoxamina

TABLA II. Diferentes sustancias y autores de determinadas soluciones cardiopléjicas.

Los efectos que produce la solución cardiopléjica son los siguientes:

- * Paro cardiaco inmediato de la actividad eléctrica y mecánica con:
 - relajación cardiaca. Mejor manejo quirúrgico
 - Evita la deplección de los compuestos de alta energía.
- * Hipotermia rápida y uniforme de todo el miocardio
 - reduce al mínimo el metabolismo celular
 - reduce las necesidades energéticas.
- * Contrarresta la acidosis resultante del metabolismo anaeróbico existente
 - por lavado de los metabolitos tóxicos
 - por contener sustancias alcalinas.
- * Puede aportar cierta cantidad de sustrato que permita el mantenimiento del pequeño metabolismo anaeróbico.
- * Puede conseguir un medio hiperosmolar para reducir el edema.
- * Puede llevar sustancias que estabilicen la membrana celular y la de los lisosomas.

En cuanto a los principios en la utilización de la cardiooplejia, deben regir las siguientes consideraciones:

- * debe estar a 4 °C
- * debe producir parada diastólica inmediata, sin fibrilación
- * debe evitarse la penetración de embolismo aéreo
- * debe ser ligeramente alcalina para contrarrestar la acidosis postisquemia
- * la infusión debe repetirse siempre que exista actividad eléctrica o mecánica demostrada

- * debe evitarse la distensión de la aurícula derecha a través del seno coronario
- * el clampaje aórtico debe ser único, no intermitente
- * la infusión debe repetirse en todo caso cada 20-30 minutos, aunque no exista actividad electromecánica.

Podemos considerar que un miocardio está bien protegido cuando se produce una parada diastólica inmediata después del clampaje aórtico, hay una ausencia de actividad electromecánica durante el mismo, no se sobrepasan los 20 °C de temperatura del septo interventricular y se produce una rápida recuperación del ritmo sinusal al desoclir la aorta.

La cardioplejia utilizando sangre como vehículo, tendría hipotéticamente alguna ventaja sobre la solución cristaloides, como son que el vehículo es el ideal además de estar oxigenado, existiendo además una buena visibilidad de las coronarias. Por contra tiene los inconvenientes de poseer una mayor viscosidad y una mayor tendencia al depósito de fibrina y plaquetas en los capilares.

Otra forma de utilizar la cardioplejia es de forma continua pero con sangre caliente. Ello se realiza con bajas concentraciones de K^+ de 20 mEq/l. Esta técnica no se acompaña de suero frío local y se realiza por raíz aórtica.

La misma técnica se puede hacer de una forma retrógrada a través del seno coronario, canulando el mismo, realizando una mezcla de sangre de 4:1 con solución con K^+ a 50 mEq/l inicialmente, pasando luego a 30 mEq/l. La presión de perfusión se mantiene por encima de 40 mm Hg. con un flujo entre 110 y 140 cc/minuto a 37 °C (Salerno 1991).

En estos casos hay que tener en cuenta dos hechos anatómicos del sistema de drenaje cardiaco. El 27 % de la sangre coronaria drena a través de sinusoides arteriolares y venas de Thebesio sin llegar a las arterias coronarias de forma retrógrada. La mayor parte del sistema de drenaje del ventrículo derecho y parte del tabique interventricular posterior desembocan a 5 mm de la entrada del seno coronario en la aurícula derecha. Esto puede motivar que al canular el mismo, esta vena se quede sin recibir solución cardiopléjica.

De todos es conocido el hecho de que la hipotermia produce efectos beneficiosos. El consumo de oxígeno por un miocardio latiendo en plena función a 37 °C es de 8.7 cc/100 gramos tejido/minuto, mientras que si está a 20 °C el consumo es de 0,3 cc/100 grm tejido/minuto. La hipotermia por sí misma puede llegar a abolir la contracción miocárdica, pero si no está ayudada por una parada diastólica

temprana, las reservas energéticas en forma de fosfatos de alta energía se gastan por las pequeñas contracciones que van ocurriendo, incluso a bajas temperaturas. Parece poco probable que la hipotermia local por debajo de 15 °C produzca mejores resultados que cuando se mantiene el corazón alrededor de los 15-20 °C.

Cuando el tiempo de isquemia miocárdica ronda los 90 minutos, con mantener el miocardio a temperaturas alrededor de 20 °C es suficiente. Cuando el clampaje aórtico supera los 120 minutos, la temperatura óptima de preservación miocárdica se acerca más a los 14 °C.

El consumo de oxígeno del tejido miocárdico a 15 °C es muy bajo, alrededor de 0,3 cc/100 grm/minuto. Las soluciones cardiopléjicas cristaloides no oxigenadas contienen 0,86 cc/100 cc. Con esta cantidad se cubre perfectamente las insignificantes demandas metabólicas de oxígeno del miocardio en dichas condiciones. Debido a estas pequeñas demandas de oxígeno, es muy difícil determinar la superioridad de un método de protección sobre otro respecto al oxígeno que lleva disuelto.

Tampoco las sustancias que lleva disueltas la solución cardiopléjica parecen fundamentales a la hora de la protección. Perfundir en la solución cardiopléjica sustancias quelantes del hierro, como la deferoxamina para contrarrestar los efectos perjudiciales de los radicales libres de oxígeno de la isquemia y el periodo de reperfusión no parecen muy justificadas. Lo mismo se puede decir de otras muchas sustancias que se han añadido a las soluciones cardiopléjicas por diferentes grupos, como pueden ser el Verapamil, la Procainamida, el Manitol, los dextranos, corticoides, etc.

Lo importante es producir una parada diastólica rápida y mantenida con temperaturas de perfusión sanguíneas moderadas alrededor de 30 °C y ayudando a mantener la temperatura del tabique interventricular alrededor de 18-20 °C con abundante suero frío en el pericardio.

Bibliografía

1. Shumway NE, Lower NR; Stofer RC. "Selective hypothermia of the heart in anoxic cardiac arrest Surg. Gynecol. Obstet., 109: 750, 1959.
2. Tyers GFR, Manley NJ, Williams EH et al "Preliminary clinical experience with isotonic hypothermic potassium-induced arrest" J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 74: 674, 1977.
3. Follette DM, Mulder D, Malloney JV, Buckberg GD. "Advantages of blood cardioplegia over continuous coronary perfusion or intermittent ischemia. Experimental and clinical study J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 76: 604, 1978.
4. Salerno TA, Houck JP, Barrozo CAM, et al "Retrograde Continuous warm blood cardioplegia: A new concept in myocardial protection". Ann Thorac. Surg. 51: 245, 1991.

NUEVOS PRODUCTOS

IHT Medical, S.A.

Polystan A/S.

IHT Medical, S.A., se complace en anunciar el acuerdo de Distribución Exclusiva para España con la empresa Polystan A/S de Dinamarca, pionera en Europa en material para la Circulación Extracorpórea, con un catálogo que es una síntesis de su amplia experiencia y de los requerimientos actuales más exigentes.

Por ello enumeramos de forma concisa la Gama de Productos que presentamos:

- Oxigenador de Membrana de fibra hueca SAFE II, con Reservorio y Filtro de Succión incorporado, así como Intercambiador de Calor.
- Reservorio de Cardiotomía de 3400 ml de capacidad, con Filtro de Succión incorporado, con cámara de sello Bajo Agua y Columna de Manómetro para actuar como Drenaje en el Post-operatorio.
- Filtro Arterial EP 4 0 y Filtro de Gas.
- Cánulas y Catéters para el Circuito de Perfundición. Gama: Retornos Venosos Flexibles y Reforzados, Rectos o Curvos y Cavo-Atrial de dos pasos. Cánulas Coronarias con Balón o Cono y Aórticas Flexibles o Reforzadas.
- Conectores de todos los tipos y tamaños en Blíster individual. Estériles.
- Bomba para Circulación Extracorpórea, Modular, con toda la Gama de Accesorios de Control de los Parámetros más habituales (Presión, Temperatura, Nivel...) y especialmente el módulo VERTICLUDE, para la Técnica ECMO en Pediatría.
- Sensor de PO₂ y Temperatura, POLYTRODE, para control continuo y preciso de dichos Parámetros en Monitor.

Para mayor información:

IHT Medical, S.A.
Avda. Catalunya, 4
08185 Llíssa de Vall
Tel.: (93) 843 60 34
Fax (93) 843 61 11

Medtronic

Medtronic ha puesto a disposición de los/las Perfusionistas dos nuevos productos.

Hemotec ACT

Se trata de un medidor de tiempo de coagulación activada y es la última innovación en cuanto a productos médicos computerizados para una superior dirección de la hemostasis.

La tecnología de este sistema ofrece significativas mejoras que dejan a los medidores corrientes como métodos obsoletos.

Adicionalmente al tiempo de coagulación (TAC), el instrumento puede realizar el tiempo de protombina (PT) y el tiempo parcial de tromboplastina activada (TPTA).

Unos cartuchos desechables permiten medir mediante sangre pura o plasma. Los dos canales permiten duplicar la prueba o pueden realizarse separadamente para pruebas únicas. Cada cartucho de dos canales requiere menos de 1 ml de muestra sanguínea.

MX2

Es un medidor de saturación de oxígeno arterial y venoso y hematocrito. Este instrumento permite en tiempo real, conocer por medio de unos sensores colocados en línea, con tecnología de fibra óptica, el porcentaje de saturación venosa y arterial, así como el porcentaje de hematocrito en la misma pantalla.

Se ofrecen también sensores de 1/4 x 1/4, 3/8 x 3/8 y 1/2 x 1/2 para cubrir las diferentes medidas de cualquier circuito.

Cobe Ibérica, S.A.

Cambio de distribuidor

La Compañía COBE se complace comunicarles que desde hace un año viene distribuyendo sus productos directamente en España con el objetivo de aumentar la atención y el servicio a la Sociedad Española de Perfusionistas; COBE IBERICA tiene su sede central en Barcelona, siendo su dirección la siguiente:

Gran Vía de les Corts Catalanes, 259-261
08014 Barcelona
Tel.: (93) 431 50 54
Fax: (93) 296 41 57

Delegación Madrid:

C/ Simancas, 21

28029 Madrid

Tel.: (91) 733 84 99. Fax: (91) 315 08 56

3M España, S.A.

3M España, S.A. se complace en presentar su nuevo sistema de monitorización continua CDI 100

Este nuevo sistema CDI 100 completa la gama de sistemas CDI, facilitando la monitorización continua de hematocrito/hemoglobina y saturación venosa de oxígeno.

El monitor CDI 100 permite fijar alertas, muestra gráficas y puede transmitir todos estos datos a un ordenador.

Si desean mayor información, pueden dirigirse a

3M España, S.A.

Telémaco, 47 - 53

28027 Madrid. Tel.: (91) 321 63 66

Cormédica, S.A.

Cormédica, S.A. se complace en poner a disposición de los equipos de cirugía cardíaca la línea de oxigenación DIDECO.

Los primeros representantes de esta línea son:

Oxigenador compactflo D-703

En él destaca un bajo volumen de cebado (270 ml) con un flujo máximo de 9,5 l/min. El Compactflo incorpora un reservorio venoso/cardiotoraxial de 4.500 ml con válvula autocierre de seguridad. La línea de recirculación incorpora una válvula multiposición que permite su desconexión para separar el reservorio del oxigenador.

Oxigenador Masterflo D-701/D-702

Son las versiones infantil y pediátrico del oxigenador capilar, con un volumen de cebado de 120 ml y 150 ml respectivamente. Ambos incorporan un reservorio colapsable de 215 ml de capacidad.

En breve contaremos con nuevos productos dentro de la línea de oxigenación DIDECO.

Si desean más información pueden dirigirse a:

Cormédica, S.A.

Avda. Diagonal, 514 - 4.ª planta

08006 Barcelona. Tel.: (93) 415 18 18

CARTAS AL DIRECTOR

Informe de la Junta Europea de Perfusión Cardiovascular

Reunión celebrada el 25 de septiembre de 1992, en el Hotel Ariel Posthouse, en Heathrow, Londres, donde estuvieron presentes Mark V. Braimbridge, Red Hobbs y los representantes de las Compañías de la Industria Médica.

1. El problema de la formación del perfusionista en Europa

Cuando preguntaron a Mark Braimbridge de por qué era necesaria la formación del perfusionista, éste contestó aludiendo a un ejemplo basado en un caso con implicaciones legales, en el que había habido una transferencia de aire al paciente accidentalmente, al final de una derivación cardiopulmonar.

Las preguntas que formularon los abogados fueron:

- ¿Qué tipo de formación recibe un perfusionista?
- ¿Quién forma al perfusionista?
- ¿Cuáles son las cualidades de los formadores?
- ¿Cómo están valoradas las cualidades de los perfusionistas y qué seguridad existe de que un perfusionista mantenga su nivel de cualificación?

Las preguntas formuladas a nivel de profesión legal, como: Quién certifica al perfusionista como persona cualificada para llevar a cabo con seguridad una derivación cardiopulmonar, han llegado a ser la clave de la cuestión.

La respuesta a estas preguntas, se basa en que el perfusionista, en muchos países, incluyendo Gran Bretaña, no está recibiendo una formación adecuada a través de programas de formación acreditados, todo lo contrario, aún siguen siendo los jefes de perfusión quienes se están encargando de la formación de los nuevos profesionales, aunque muchos de ellos no han adquirido una formación específica o no obtuvieron una enseñanza cualificada.

Existen pocas escuelas de perfusión en Europa, pero éstas sólo cuentan con los estándares adoptados por ellas mismas. Así mismo, es el cirujano quien aprueba que el perfusionista encargado del equipo de perfusión es competente para manejarlo, aunque sea un hecho establecido que, por ejemplo virtualmente en Gran Bretaña, todas las unidades de perfusión, en la práctica fallan ante la eventualidad

de un cambio de oxigenador, aunque existen protocolos escritos para cada situación, no se encuentran cuando son necesarios.

A excepción del Curso de Postgrado en Perfusión de Gran Bretaña, aún parece una práctica común por los perfusionistas el graduarse a través de «programas de formación», sin tener que demostrar sus cualidades en la resolución de situaciones de emergencia.

Además, ningún país fuera de Estados Unidos, tiene un programa para re-certificar perfusionistas, llegando esta cuestión a ser importante.

Este problema se llevó a la Junta de Perfusión de Gran Bretaña, quienes invitaron a la reunión a la Unión de Defensa Médica, donde se discutió la «vulnerabilidad del perfusionista».

Los perfusionistas operantes sin protocolos para situaciones de emergencia y sin ser entrenados regularmente en simulaciones para tales emergencias, el no practicar los procedimientos adecuados a la situación y el no adiestrar al equipo a relacionarse con ellos como por ejemplo en un caso de un incendio sin equipo antiincendios; estos hechos dejarían al perfusionista, cirujano y hospital vulnerables frente a un litigio legal, siendo ésta una situación que no debería permitirse que continuara.

Tubo especial relevancia la importancia de tener unos estándares comunes para todos los perfusionistas, con una institución que certifique sus cualidades para realizar una derivación cardiopulmonar con seguridad.

2. Paralelismo con los Cirujanos Cardiotorácicos Europeos

También los cirujanos Cardiotorácicos están estableciendo sus bases para la certificación y recertificación en Europa. Hasta hace poco, no tenían programas que los diferenciaran de los Cirujanos Generales, una situación que existe en muchos países Europeos. Para organizar y dirigir este problema se ha creado el Comité de Unión (Liaison Committee) entre la Sociedad Europea de Cirugía Cardiovascular y la Asociación Europea de Cirugía Cardio-Torácica.

3. La Junta Europea de Perfusión Cardiovascular

Mark Braimbridge explicó como un pequeño gru-

po de perfusionistas europeos, encontrándose en el IV Congreso Europeo de Tecnología Extracorporea, en Noordwij, Holanda, en junio de 1991, se reunieron para organizar la Junta Europea de Perfusion Cardiovascular, con la finalidad de dirigir todos estos problemas. Tras tres asambleas realizadas en Bruselas, la Junta había sido constituida por representantes de todas las sociedades de perfusión de los países de la CEE y de los países miembros del EFTA, miembros del Comité de Unión de los cirujanos europeos y miembros de la Asociación Europea de Anestesiólogos Cardiotorácicos.

4. Co-operación con Compañías de la Industria Médica Europea

Se preguntó a los representantes si sus compañías podrían ayudar a la Junta en sus esfuerzos, tanto con apoyo económico como con sus expertos en adiestrar perfusionistas en el uso de sus equipos.

a) Apoyo económico

Los representantes dejaron bien claro que había un marcado incremento en el número de grupos interesados en las reuniones europeas de perfusión, al mismo tiempo que los precios por sus productos estaban siendo recortados. Entregaron a la Junta un documento en el que expresaban su preocupación y sus nuevas políticas en lo que se refiere al apoyo económico para las reuniones de perfusión. Se alegraron de la noticia de que pronto sería realidad la nueva Sociedad Europea de Perfusion, la cual trabajaría con la Junta en materias concernientes a la educación y adiestramiento de perfusionistas.

Se pidió a la Junta que elaborase una estimación de sus gastos para los próximos tres años y se enviase a las compañías, para ayudarles a decidir el nivel de apoyo económico.

b) Adiestramiento

Los representantes de las compañías necesitaban conocer como enfocar la experiencia que podrían aportar en el adiestramiento de perfusionistas. Esto sería discutido por ellos y posteriormente se informaría a la Junta.

Por ejemplo, una determinada compañía, junto con Dereck Wheeldon y un estudiante del Departamento de Ingeniería de la Universidad de Cambridge, ya estaba desarrollando una simulación de un programa de adiestramiento para perfusionistas.

Otras compañías ya tenían programas y equipo que podrían ser usados para ayudar en los programas de formación de la Junta Acreditadora y en la Certificación de los exámenes para los perfusionistas.

c) Representación de las Compañías de la Industria Médica en la Junta Europea de Perfusion

Los representantes de las Compañías expresaron sus deseos de tener representación en la Junta Europea. El Presidente de la Junta invitó a una o dos personas escogidas por los representantes a unirse a la próxima Junta que tendría lugar en Bruselas, el 25 de Octubre de 1992.

Margarita Olivares
Vicepresidenta A.E.P.



BIBLIOGRAFIA

Próximamente aparecerá en el mercado el libro: «Cardiopulmonary Bypass in Neonates, Infants and Small Children»; de los autores Martin J. Elliot, cirujano cardiotorácico del Sick Children de Londres, y del también cirujano cardíaco Richard A. Jones del Children's Hospital de Boston.

Ambos autores están trabajando en centros de referencia mundial en cuanto a cirugía cardíaca pediátrica y su contribución en la elaboración de este libro, hace preveer que será uno de los mejores editados hasta el momento. Según la información de que disponemos, el contenido del libro consta de:

1. Evolución de la Fisiología normal con la edad fetal, neonatal y de la infancia.
2. Fisiología de la derivación cardiopulmonar: manejo anestésico, hipotermia, reducción de flujo, hemodilución, eq. ácido-base, coagulación.
3. Canulación para la derivación cardiopulmonar.
4. Equipo y cebado para la derivación cardiopulmonar: bombas, oxigenadores y filtración, ultrafiltración, composición del cebado, volumen de cebado.
5. Patofisiología de la derivación cardiopulmonar y su relación con la anomalía: respuesta metabólica, respuesta inflamatoria/inmunológica, consecuencias de la derivación cardiopulmonar a nivel cardíaco, pulmonar, renal y cerebral.

Para mayor información, se puede escribir a:

Butterworth-Heinemann
Linacre House
Jordan Hill
Oxford OX2 8DP
Tel.: 0865 310366
Fax: 08065 310898



AGENDA

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

Eventos Nacionales 1993

22 mayo XIV ASAMBLEA NACIONAL DE LA ASOCIACION DE PERFUSIONISTAS. MADRID.

20-22 septbre. Congreso de la Sociedad Catalana de Cirugía Catalana. BARCELONA. Asociación Europea de Cirugía Cardio-Torácica. M.D. Secretario General, Mario Turina. Clínica de Cirugía Cardio-vascular. Hospital Universitario CH-8091 Zurich (01) 255 32 98. Ha celebrarse en BARCELONA.

Eventos Internacionales 1993

22-25 enero The American Academy of Cardiovascular Perfusion Marriot River Center San Antonio, Texas (USA) AACP National Office PO Box 100546 Birmingham, AL 35210 USA (205) 338 6355

25-27 enero 29th Annual Meeting of the Society of Thoracic Surgeons Convention Center San Antonio, Texas (USA) Society of Thoracic Surgeons 401 North Michigan Avenue Chicago, IL 60611 USA (312) 6446610 Fax: (312) 5276635

25-28 enero Fourth International Symposium on Vascular Diagnosis & Intervention Fontainebleau Hilton

Florida (USA)
Miami Vascular Institute
Education Department
Baptist Hospital of Miami
8900 North Kendall Drive
Miami, Florida 33176
USA
(305) 5985992
Fax: (305) 2703600

11-14 febrero Pathophysiology and Techniques of Cardiovascular Bypass Marriott Hotel and Marina San Diego (USA) Cardiothoracic Foundation PO Box 23220 San Diego, CA 92123 USA (691) 5411444 Fax: (691) 5411447

12-15 febrero Cardiac, Thoracic and Vascular Update and Review Marriott Marco Island Resort, Florida (USA) CT-ANAS Anita Guffin MMS PO Box 287 Port Chester, NY 10573 USA

26 feb.-1 mar. American Society of Extracorporeal Technology Loews Anatole Hotel Dallas (USA) AmSECT National Office 11480 Sunset Hills Road Suite 100E Reston, VA 22090 USA (703) 4358556

24-26 marzo Mechanical Circulatory Support 1993 Queens College London (UK) Anne Summer Medical Research Services 60 Oxford Street

AGENDA

- | | | | |
|-------------|--|--|--|
| | Southampton S01 1DL
UK
(0703) 231068 | 29-30 ab.-1 ma.39th Annual Meeting of the
American Society for Artificial Internal
Organs
Hilton Riverside and Towers
New Orleans, Louisiana (USA)
ASAIO National Office
PO Box C
Boca Raton, FL 33249-0468
USA
(407) 3918588
Fax: (407) 3689153 | |
| 13-16 abril | Eighth Annual Meeting of European
Association of Cardiothoracic
Anesthesiologist and World
Association of Cardiac. Thoracic &
Vascular Anesthesia Zurich (Suiza)
Dr E Smith
University of Zurich
Ramistrasse 100
CH 8091
Zurich
Suiza | 20-23 mayo | Mechanisms of Perfusion
Marriott's Orlando World Center
Florida (USA)
Perfusion Resource Assn
13701 N Mcintosh Road
Thonbotosassa, Florida 33592
(USA)
(813) 9864075 |
| 25-28 abril | 15th Annual Meeting and
Workshops Society of
Cardiovascular
Anesghesiologist
Sheraton Harbor Island Hotel
San Diego, California (USA)
John A Hinckley
1910 Byrd Avenue
Suite 100
PO Box 11086
Richmond, VA 2320-1086
USA
(804) 2820084 | 4-5 junio | Fifth European Congress on Extra-
Corporeal Circulation (CECEC)
Hotel Pullman
Paris (Francia)
Laboratoire d'Hematologie
Faculte de Pharmacie
3 Place de la Victore
33076 Bordeaux
Francia |
| 25-28 abril | 73rd Annual Meeting of the
American Association for Thoracic
Surgery
Hyatt Regency Hotel
Chicago (USA)
American Association for Thoracic
Surgery
13 Elm Street
Manchester, MA
USA
(508) 5268330
Fax: (508) 5264018 | 9-12 junio | Fifth European Congress on Extra-
Corporeal Circulation Technology
Arles (Francia)
Foundation European Congress on
ECT (FECECT)
Mobo Promotions BV
Catharijnesingel 105
3511 GV Utrecht
Holanda
(30) 310751
Fax: (31) 1198 |



NOTAS

Junta directiva Sevilla 5-6-92.

- Presidente...
Francisco Mena.
- Vicepresidente...
Margarita Olivares.
- Secretaría general...
Rosa M.^a Gómez.
- Secretaría Internacional...
María Eugenia Rivera.
- Secretaría de actas...
Rosa Cuenca.
- Tesorería...
Inmaculada Mejuto.
- Vocalía Cataluña...
Elisenda Bruguera.
- Vocalía Centro...
Natividad Vicario.
- Vocalía Levante...
Emilio Sánchez.
- Vocalía Norte...
Florencia de la Fuente.
- Vocalía Sur...
José Luis Medina.
- Representante oficial en la Junta Europea de Per-
fusión Cardio-Pulmonar...
M.^a Eugenia Rivera.
- Representante oficial en el subcomité de certifica-
ción perteneciente al comité académico de la Junta
Europea de Perfusión Cardio-Pulmonar...
M.^a Rosa Gómez.
- Coordinadora del programa de formación de la
AEP...
Margarita Olivares.



SUSCRIPCION

Remitir a
A.E.P. Revista de la Asociación Española de Perfusionistas
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau
Secretaría de Cirugía Cardíaca
Sant Antoni Maria Claret, 167
08025 Barcelona (España)

Suscripción a la revista A.E.P.

Nombre _____

Dirección _____ Núm. _____

Localidad _____ D.P. _____

País _____

Tel. _____

Centro de trabajo _____

Localidad _____ D.P. _____

País _____

Categoría profesional _____

Suscripción anual para España: 1.500 ptas.

Forma de pago:

Transferencia bancaria a la Revista de la Asociación Española de Perfusionistas.

Cta. Cte. núm. 4856-34 de la Caixa de Pensions per a la Vellesa i d'Estalvis de Catalunya i Balears.

Agencia Sant Antoni Maria Claret, 330 - 08026 Barcelona.

Suscripción anual otros países: 20 \$.

Forma de pago:

Cheque nominativo a nombre de la **Asociación Española de Perfusionistas.**

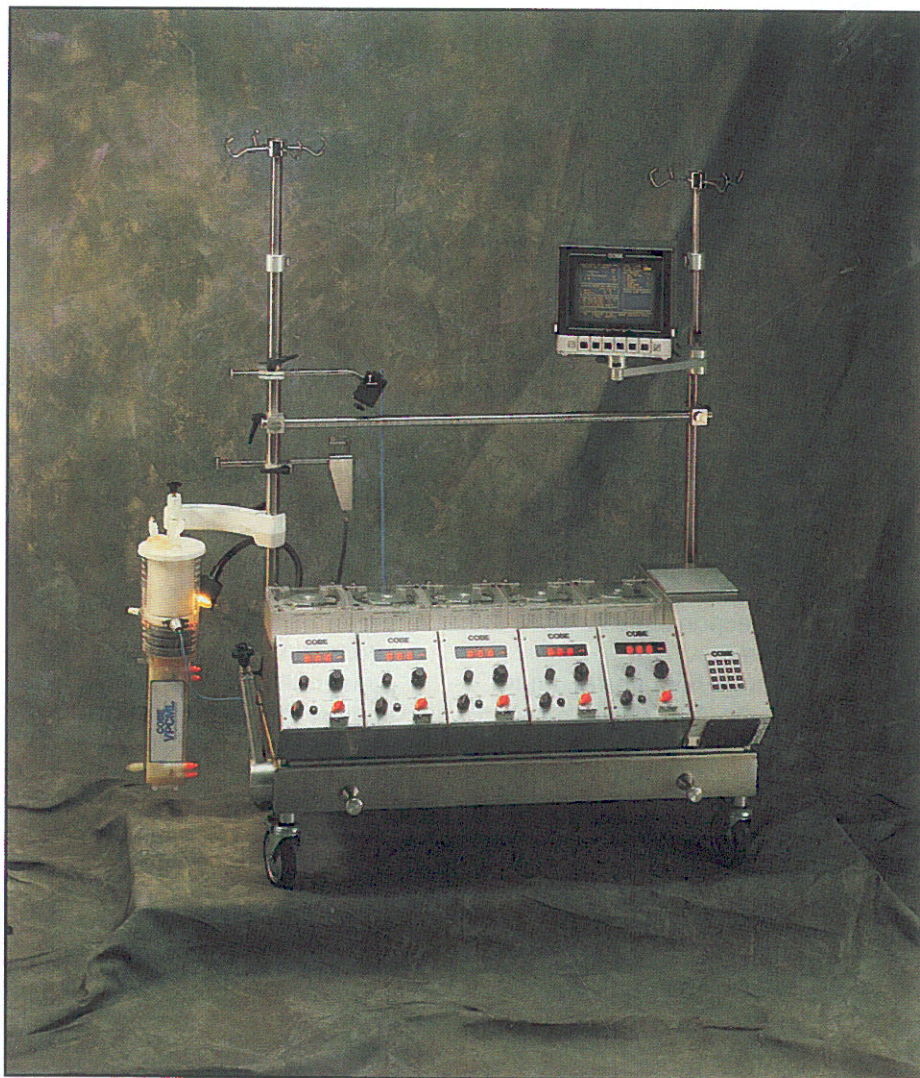
Remitido a Sra. Rosa Garín Soler.

Pasaje García Cambra, 10 - 08041 Barcelona.



COBE

INNOVANDO EN LA PERFUSIÓN



COBE

COBE IBÉRICA, S.A.
Gran Vía, 259-261
Tel. (93) 431 50 54
Fax (93) 296 41 57
08014 BARCELONA

COBE IBÉRICA, S.A.
Simancas, 21
Tel. (91) 733 84 99
Fax (91) 315 08 56
28029 MADRID

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, abstrac 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.

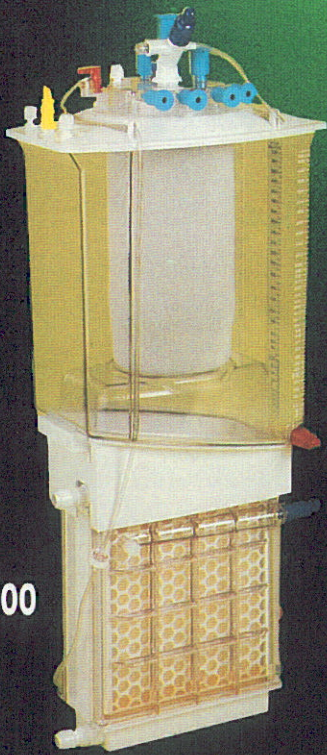
3. El Comité de Redacción se reserva el derecho de no aceptar trabajos que no se ajusten a las presentes instrucciones, así como, previamente a su aceptación sugerir las modificaciones que considere necesarias.

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

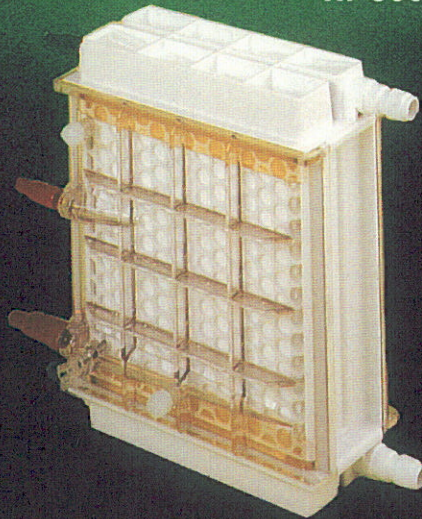


OXIGENADORES CAPILARES

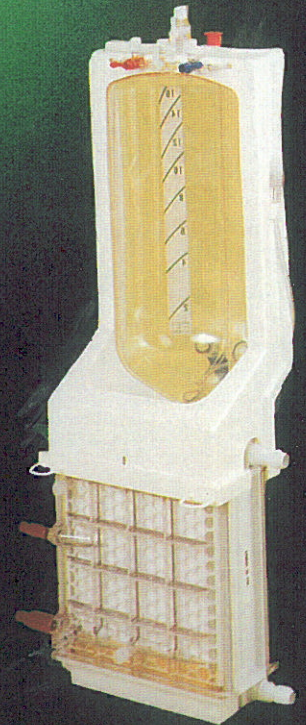
Serie HF-5000



HF-5700



HF-5000



HF-5400

**MAXIMO RENDIMIENTO
VERSATILIDAD FUNCIONAL**



H-4700 VR

H-2000 VR



BARD

BARD DE ESPAÑA, S.A.

OFICINAS

Poligono Industrial Rosanes - Luxemburgo, s/n
08769 CASTELLVI DE ROSANES (Barcelona)
Teléfono: (93) 774 10 18 - Telefax: (93) 774 16 20

Ricardo San Juan, 26 - 28043 MADRID
Teléfono: (91) 388 66 56 - Telefax: (91) 388 68 99

ENTER THE MONOLYTH CLUB



- MONOLYTH introduces a new concept to the operating room.
 - MONOLYTH represents a significant step forward in many areas of concern to the cardiovascular team today.
- Discover the unique features and characteristics of this new high technology oxygenation device.



SORIN ESPAÑA, S.A.

Central: Barcelona
Ctra. Cerdanyola, 69-71
Tel. (93) 674 30 50
Telex 93889 SRIN E
Fax 675 22 52
08190 Sant Cugat del Vallès

Dr. Esquerdo, 70
Tel (91) 409 64 31
409 66 55

Fax 409 77 63
28007 Madrid

**Representantes
en toda España**

SORIN
BIOMEDICA