

# Revista Mexicana de Enfermería Cardiológica

Volumen 8  
Volume 8

Número 1-4  
Number 1-4

Enero-Diciembre 2000  
January-December 2000

Artículo:

Filtros en línea arterial durante la derivación cardiopulmonar

Derechos reservados, Copyright © 2000:  
Sociedad Mexicana de Cardiología

## Otras secciones de este sitio:

- ☞ Índice de este número
- ☞ Más revistas
- ☞ Búsqueda

## *Others sections in this web site:*

- ☞ *Contents of this number*
- ☞ *More journals*
- ☞ *Search*



**Medigraphic.com**

# Filtros en línea arterial durante la derivación cardiopulmonar

Enf. Perf. Amalia Reyes Guevara\*

\* Servicio de perfusión del Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez"

## RESUMEN

Desde su inicio la derivación cardiopulmonar (DCP), ha sido implicada como una de las causas de las complicaciones posoperatorias del paciente sometido a circulación extracorpórea, las investigaciones realizadas en estudios *post mortem* de pacientes sometidos a DCP muestran evidencia de alteraciones en diferentes órganos debidas a microembolias las cuales pueden ser de origen biológico, gaseoso o de material extraño. Es por ello que el Dr. Swank, sugiere filtrar la sangre de transfusión, del reservorio de cardiotomía y arterial.

Actualmente, la morbitmortalidad en los pacientes sometidos a DCP ha disminuido gracias a la tecnología moderna que incluye filtros para la sangre arterial en el circuito extracorpóreo para cirugía cardiaca abierta.

En este trabajo hablaremos del embolismo como complicación en el uso de la DCP, de los dos tipos de filtros que existen actualmente en el mercado y de sus características.

**Palabras clave:** Derivación cardiopulmonar, micro y macro embolismo, filtración sanguínea, filtro arterial (pantalla y profundidad).

## INTRODUCCIÓN

En 1953 el Dr. Gibbon, realiza la primera derivación cardiopulmonar (DCP), con éxito en Estados Unidos. En México, el Dr. Raúl Baz en 1957 operó el primer pa-

Recibido para publicación: Agosto 2001.  
Aceptado: Octubre 2001.

Dirección para correspondencia:  
Enf. Perf. Amalia Reyes Guevara.  
Servicio de Perfusión del Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez".  
Juan Badiano No.1, Col. Sección XVI, C.P. 14080, Tlalpan, México, D.F.  
Tel: 55732911 Ext. 1274.

## ABSTRACT

*Since its early stage, the cardiopulmonary bypass (CPB) has always been considered one of the causes of postoperative complications of the patient subject to extracorporeal circulation. Research carried out on post mortem studies of patients subject to CPB show evidence of alterations in different organs due to microembolisms which origin can be either biologic, gaseous or of foreign material. Therefore, Dr. Swank suggests to filter the blood for transfusion from the cardiotomy and arterial deposit. Currently, the morbimortality in patients subject to CPB has decreased thanks to modern technology that includes filters for arterial blood in the extracorporeal circuit for open heart surgery. In this work, we will talk about the embolism as a complication in the use of the CPB, of the two types of filters that are currently in the market and their characteristics.*

**Key words:** Cardiopulmonary bypass, micro and macro embolism, blood filtration, arterial filter (screen and depth).

ciente con DCP en el Hospital Central Militar, un mes después, el Dr. Clemente Robles, realizó cirugía de corazón abierto en el Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez", en los dos procedimientos se usó una bomba Sigmamotor y un oxigenador de Dewall.

Hoy en día en los Servicios de Cirugía Cardiovascular se usa equipo totalmente desechable y los Servicios de Perfusión ofrecen a los pacientes, oxigenadores de membrana, en algunos casos hechos de material biocompatible, bombas de tipo centrífugo, filtros arteriales y los anestesiólogos administran fármacos que disminuyen la respuesta inflamatoria, lo que da un amplio margen de seguridad. Sin embargo, aunque en menor

proporción que en su inicio, se sabe que durante la DCP, existe la posibilidad de microembolismo, por partículas de material extraño, biológico o gaseoso; también es factible el macroembolismo accidental.

El tema de filtración sanguínea durante la DCP ha sido motivo de investigación, durante varios años, la mayoría de ellos recomiendan la colocación de un filtro arterial que retenga micropartículas y microburbujas para disminuir el microembolismo.

Desde sus inicios, la DCP está implicada en las complicaciones posoperatorias del paciente. Alteraciones en el corazón, pulmón, cerebro, riñón y aun abdominales, estas lesiones son debidas a embolismo que es un bloqueo imprevisto de una arteria, por un coágulo o material extraño, el cual ha sido conducido y depositado en ese lugar por la corriente sanguínea.<sup>1</sup>

El Dr. Swank diseñó un filtro de lana de dacrón, que se colocaba en la línea del reservorio de cardiotomía con el fin de filtrar los microagregados de la sangre de transfusión.<sup>2</sup>

Los eventos embólicos asociados a la DCP, han sido una preocupación en las diferentes épocas del desarrollo de esta disciplina, el embolismo aéreo fue uno de los primeros riesgos identificados de la cirugía cardiaca abierta.

En 1960 a los émbolos compuestos de derivados de la sangre se les identificó como responsables de complicaciones posoperatorias. En 1970 se mejoraron las técnicas de anticoagulación y su manejo; y se inicia la filtración sanguínea. En 1980 disminuye la mortalidad y morbilidad en pacientes sometidos a DCP, debido a la aplicación de nueva tecnología, del uso de oxigenadores de membrana y al uso de filtros en la línea arterial. La incidencia de eventos microembólicos ha disminuido y la producción de embolias durante la DCP, ya sea por partículas macro o microscópicas se han relacionado a complicaciones perioperatorias o posoperatorias. Se han descrito 3 tipos de embolismos: biológicos, de material extraño y gaseosos.<sup>3</sup> Todos ellos pueden ocluir los microvasos que miden de 3 a 500 micras de diámetro. Por su tamaño tan pequeño se necesitan cientos de millones para causar un daño detectable a un órgano.

El microembolismo asociado a DCP, consiste en primer lugar en productos celulares autólogos o agregados de varios tipos de células, las cuales contienen: los productos celulares como microtrombos, fibrina/fibrinógeno, material lípido, proteínas desnaturalizadas, huesos o fragmentos de músculo, plaquetas, neutrófilos o agregados de varios tipos de células.

Los émbolos de sangre se forman por la transfusión de sangre autóloga, la formación de fibrina se ge-

nera cuando no hay una anticoagulación adecuada. Al entrar en contacto la sangre con superficies extrañas, se activa el factor XII o factor XIIa, iniciándose la cascada de la coagulación. La heparina bloquea la cascada en varios puntos, potenciando a la antitrombina III, la fibrina se deposita en áreas de estancamiento, de cavitación o superficies rugosas como los conectores del oxigenador. La administración de heparina lleva el tiempo de coagulación en sangre activada a >300", previniendo la formación de fibrina.

Los émbolos de grasa se generan por el trauma a las células grasas,<sup>4</sup> en el epicardio, durante la esternotomía o toracotomía, éstos entran al circuito extracorpóreo por la aspiración de la sangre en el campo operatorio. La desnaturalización de las proteínas se produce por el contacto de las proteínas del plasma con las superficies extrañas no endotelizadas del circuito extracorpóreo, dando como resultado alteraciones en las proteínas inmunológicas y del complemento, también se activan las plaquetas y se forman agregados plaquetarios, lo que resulta en trombocitopenia por consumo de plaquetas. Los agregados plaquetarios, tienen potencial embólico. El oxigenador de membrana, produce menos agregados plaquetarios.

La activación de los neutrófilos durante la DCP, se debe a su contacto con material extraño, éstos se agregan y liberan enzimas lisosomales aumentando la permeabilidad endotelial microvascular, las proteínas se agregan especialmente en los pulmones contribuyendo al síndrome pulmonar posperfusión por activación del complemento.

Los émbolos por material extraño consisten en:

- 1) Partículas de polyvinil chloride (PVC), material de la que está hecha la tubería del circuito extracorpóreo, éstas se desprenden por el desgaste de la pared interna del mismo al pasar el rodillo.<sup>5</sup>
- 2) Partículas de silicón antiespumante A, el cual está compuesto de un líquido polímero y partículas de silice, el polímero es el agente antiespumante mientras que la silice favorece su dispersión en la sangre. El embolismo por partículas de silicón, tan frecuentemente observada en los años 60 por el uso del oxigenador de burbujas, ha disminuido con el uso de oxigenados de membrana. Ahora el antiespumante A únicamente se usa en el reservorio de cardiotomía

El oxigenador de burbujas tiene un riesgo mayor de producir microburbujas, porque éstas escapan al antiespumante.

El daño físico al material de la membrana puede permitir la liberación de burbujas de gas en la sangre, otra fuente de producción de microburbujas son los cambios en la solubilidad de los gases.

Durante el recalentamiento del paciente hipotérmico, se pueden formar microémbolos gaseosos, si el gradiente entre la temperatura del agua y de la sangre excede el umbral crítico de 0°C, también es factible que se formen microémbolos durante la fase de enfriamiento, cuando la sangre arterial saturada fría sale del intercambiador de temperatura y se calienta al mezclarse con la sangre tibia del paciente, este fenómeno se repite cuando la sangre arterial caliente sale del intercambiador de temperatura y circula en el paciente hipotérmico.

Otra fuente de embolia gaseosa, es causada por cavitación,<sup>6</sup> el cual es un fenómeno hidrodinámico, que consiste en nucleación de burbujas, crecimiento en volumen y, por último, el colapso de la misma. La cavitación se produce en regiones de presión negativa como en la entrada del cabezal de la bomba de rodillo. Los modelos modernos de bomba centrífuga producen menor cantidad de microembolismo gaseoso.

Kuruz y colaboradores, evaluaron los factores involucrados, en la producción de microembolos gaseosos en el circuito extracorpóreo, los cuales son: Sitio de canulación arterial, número de Reynolds, energía cinética, presión hidrostática en línea, temperatura, niveles de PO<sub>2</sub>, tamaño de la cánula arterial y la velocidad de flujo y concluyen que el fenómeno de cavitación, causa trauma a las células rojas y activación plaquetaria.

En los sistemas de perfusión existen diversos métodos para detectar microémbolos que miden < 400 micras de diámetro, como:

- Detección de cambios en la función de los órganos.
- Liberación de sustancias, indicadores de daño a los tejidos.
- Exámenes histológicos.
- Ultrasonidos.
- Filtros.
- Contadores electrónicos de partículas.
- Análisis de sangre.

El cerebro es el órgano más lóbil a la embolia gaseosa. El aire que se introduce en la circulación cerebral causa morbilidad y mortalidad. El daño está determinado por el tamaño de la burbuja, la solubilidad del gas y la alteración en la tensión superficial. El embolismo por CO<sub>2</sub> es más benigno por la solubilidad tan alta del mismo. La oclusión de una arteria por émbolo

gaseoso es seguida por una respuesta neurovascular caracterizada por espasmo e hiperemia.

La interacción con la superficie de la burbuja produce adhesión, consumo de plaquetas y daño al endotelio, la distribución de las microburbujas puede verse afectada por factores como: hipotermia, hematocrito, radio de la burbuja y velocidad de flujo. El curso clínico del embolismo aéreo cerebral es progresivo, en algunas ocasiones no es posible la recuperación completa. La disfunción cerebral la determinan los siguientes factores: hemodinámicos, edad del paciente, duración de la DCP, presión sistémica de perfusión, flujo cerebral durante la DCP y el flujo no pulsátil.

La función cerebral puede ser evaluada con test psicomotores, pre y pos DCP, hemos enumerado las causas del embolismo aéreo y por partículas durante la DCP y sus consecuencias. Lo más importante para el paciente es la prevención del embolismo, por lo que T Gourlay y colaboradores sugieren el uso del filtro arterial en línea en todos los casos.

Existen 2 mecanismos de filtración de partículas suspendidas en un líquido.

1) Filtros de choque directos (adsorción).<sup>7</sup> Son filtros de impacto directo o de profundidad, están compuestos de paquetes de fibras, como lanas o espumas plásticas, porosas y no tienen un tamaño definido de poro.

La Adsorción es un fenómeno físico que consiste en la fijación de un gas por simple contacto sobre una sustancia sólida de superficie relativamente extensa, porosa u otra sustancia.

2) Filtros de intercepción directa o pantalla, están hechos de nylon y poliéster.

Están hechos de polímeros trenzados y tejidos formando una malla con una porosidad determinada, las partículas de tamaño más grande que el tamaño del filtro son físicamente retenidas por la primera superficie del filtro, este fenómeno se llama intercepción directa.

Extrusión: significa que la partícula se estira o cambia de forma debido a la presión ejercida sobre ella. Los filtros además de eliminar microagregados previenen el paso de microburbujas y embolias masivas de aire.

El material filtrante está compuesto de material hidrofílico (humedecible), las sustancias hidrofílicas interactúan fuertemente a nivel molecular con el agua, en otras palabras, estas sustancias se mojan cuando el medio poroso hidrofílico está mojado, las fuerzas de adhesión actúan formando una película de

agua en íntimo contacto con el medio filtrante. Esta combinación de fuerzas de adhesión y de cohesión, resiste el desplazamiento del líquido del poro presionado por los gases cuando se trata de flujo, esta fuerza necesaria para que el líquido sea desplazado por el gas no disuelto está determinado por un límite de presión diferencial.

La cantidad de presión diferencial requerida para forzar el paso de un gas a través del poro circular es el denominado punto de presión de burbuja o punto crítico de presión de burbuja (PCPB) se representa por la siguiente ecuación.<sup>8</sup>

$$PCPB = \frac{4Y \cos \theta}{D}$$

D = diámetro del poro

Y = tensión superficial del líquido, medida de cohesión

θ = Ángulo de interacción líquido/sólido, medida de adhesión

Para filtros de pantalla de poliéster con un tamaño de poro de 40 micras y con plasma como agente humedecible, el PCPB es de 30 mmHg, los filtros en línea arterial al prevenir el paso del aire protegen al paciente no sólo de microburbujas y micropartículas sino también de la entrada masiva de aire al circuito extracorpóreo, a menos que el incremento de presión a través del medio filtrante supere el PCPB. La entrada accidental de aire al filtro aumenta la caída de presión transpantalla hasta que el PCPB es superado con flujos altos (5 L × min), el filtro proporciona algunos segundos adicionales al tiempo de reacción del perfusionista, este margen de seguridad del filtro se aumenta si se incorpora al mismo una línea de drenaje entre la cámara pre-pantalla y una zona no presurizada como el reservorio de cardiotoracotomía, esto permite un drenaje continuo del filtro hacia el reservorio y evita la presión excesiva de la cámara prepantalla, con lo que se obtiene un alargamiento del PCPB. Se recomienda que esta línea sea lo más corta posible y el filtro debe situarse más bajo que el paciente, para proporcionarle una protección significativa de embolismo aéreo.

La presión de caída a través del filtro es una función de la viscosidad y flujo del fluido, diseño del mismo, por lo que es necesario colocar una línea de derivación por si se necesita excluir al filtro, ocluido del circuito. El mejor filtro arterial es el que elimina las partículas y émbolos, y no daña la función de las células de la sangre dejando intactas las plaquetas, leucocitos, eritrocitos y proteínas.

En los primeros sistemas de perfusión, los filtros atrapaban burbujas en línea arterial, eran de acero inoxidable y tenían un tamaño de poro de 400 micras. Como todo equipo biomédico los filtros arteriales se han modificado a través del tiempo, actualmente están recubiertos con heparina, son biocompatibles, más fáciles de purgar, sus características principales son: Tamaño del poro entre 20 y 40 micras, tamaño del poro entre 20 y 40 micras, área de superficie de la malla 600-890 cm<sup>2</sup>, volumen de cebado 190-215 mL, flujo tolerable 4 a 6 L × min.<sup>9</sup>

## CONCLUSIONES

Al revisar la bibliografía, podemos concluir que continúa la investigación en el área de complicaciones posoperatorias, en los pacientes sometidos a DCP.

Por ahora aún es polémico en algunos centros el uso de filtro arterial, ya que siguen sin respuesta algunas preguntas como: si representa riesgo para el paciente, si disminuye la cuenta plaquetaria o daña las células rojas.

Por otro lado, trabajos serios demuestran que el uso de filtro arterial ha disminuido la morbilidad en los pacientes, y proporciona una protección significativa de la función neurológica en caso de un macroembolismo accidental, en el circuito extracorpóreo, proporciona unos segundos para la reacción del perfusionista y previene la embolia aérea masiva.

Es responsabilidad del perfusionista brindar seguridad a su paciente usando todos los medios a su alcance. El filtro arterial es un elemento que protege al paciente, pero como cualquier equipo biomédico es necesario conocer la técnica del uso del mismo para no agregar riesgos al paciente.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Glenn PG. *Cardiopulmonary bypass*. Ed. Williams & Wilkins 1993: 267-281.
2. Taylor KM. *Cardiopulmonary bypass*. Ed. Williams & Wilkins 1986: 355-371.
3. Glenn PG. *Cardiopulmonary bypass*. Ed. Williams & Wilkins 1993: 267-281.
4. López SS. *Accidentes en CEC: Causas, prevención y tratamiento*. AEP 21-2, 1985: 23-27.
5. Taylor KM. *Cardiopulmonary bypass*. Williams & Wilkins 1986: 355-371.
6. Glenn PG. *Cardiopulmonary bypass*. Williams & Wilkins 1993: 267-281.
7. Villar ASJ. *Filtración de sangre y otros fluidos en CEC*. Rev Asociación Española de Perfusiónistas 1992: 7-53.
8. Christina TM. *Cardiopulmonary bypass*. New York 1995: 233-235.
9. Villar ASJ. *Filtración de la sangre y otros fluidos en CEC*. Rev Asociación Española de Perfusiónistas 1992: 7-53.