

# Protocolo de seguridad en el circuito de CEC

Existen diferentes componentes y accesorios, en el circuito de cec, que aseguran el buen funcionamiento y alertan frente algún riesgo o peligro, que pudiera surgir durante la práctica de la perfusión. Estos elementos son:

- Filtros.
- Monitorización de presiones.
- Monitorización de temperaturas.
- Sensores de detección de aire: sensor de nivel, detector de burbujas.
- Válvulas unidireccionales.
- Bridas en conexiones.
- Oclusividad.
- Lista de chequeo pre bypass.



**Benjamín Vázquez Alarcón**  
Perfusionista  
IDC Salud Hospital Albacete



**Mario García Nicolás**  
Perfusionista  
IDC Salud Hospital Albacete

## FILTROS

### FILTRO ARTERIAL

El filtro arterial protege del paso de partículas (sólidas y gaseosas) al torrente circulatorio. Contiene una línea de recirculación, que se conecta al reservorio venoso, por la que se eliminan las burbujas de aire; deberá permanecer abierta durante toda la cec. Cuando la bomba arterial esté apagada, la línea de recirculación deberá estar cerrada, para evitar la exanguinación del paciente. Dicha línea contiene una válvula unidireccional que previene el flujo retrógrado en caso de sobrepresión del reservorio o detección del flujo. También dispone de un by pass, que permite anular el filtro en caso de obstrucción o ruptura; si la diferencia de presión del filtro, con el by pass abierto versus by pass cerrado, es mas de 100mmHg, se debe anular el filtro y profundir por la línea de by pass.

Disponemos de dos tipos de filtros arteriales:

- Quart (Maquet®) de 40u, con un volumen de cebado de 180cc, una superficie de 570 cm<sup>2</sup>, el flujo máximo es de 7 l/min y la presión máxima de 750 mmHg. La línea de by pass está incluida en el filtro y se maneja a través de una llave incorporada en el filtro.
- Sentry (Sorin-Cobe®) de 43u, con un volumen de cebado de 178cc, el flujo máximo es de 6 l/min y la presión máxima de 520 mmHg. La línea de by pass es de 3/8, que permanecerá clamplada, mientras no anulemos el filtro. La orientación del filtro debe ser la adecuada, para que se produzca correctamente la eliminación de burbujas, el filtro Sentry debe estar colocado a 45°.

Correspondencia:  
Servicio de Cirugía Cardíaca. Perfusión  
IDC Salud Hospital Albacete  
Plaza del Madroño nº 11  
02006 Albacete  
garcianicolas1@hotmail.com  
benjaminvazquez@ono.com

Recibido: enero de 2015  
Aceptado: septiembre de 2015

## *FILTRO EN LA LÍNEA DE GASES*

Este filtro se coloca entre el vaporizador de sevofluorano y el oxigenador, para eliminar y atrapar restos de partículas y bacterias que pudiera contener la mezcla de gases (pues el aire medicinal no se produce ni se envasa en condiciones de esterilidad). El tamaño de poro es de 0,2µ y puede soportar un flujo de hasta 40 l/min.

## *FILTRO EN LA LÍNEA DE CARDIOPLEJIA*

El intercambiador de cardioplejia lleva incorporado un filtro y un atrapaburbujas del que sale una línea de recirculación, con válvula unidireccional, conectada al reservorio venoso. Con el fin de eliminar partículas sólidas o gaseosas. El diámetro de poro del sistema Plegiox® es de 150µ.

## *FILTRO DEL RESERVORIO VENOSO DE CARDIOTOMÍA*

La sangre de la línea venosa no pasa por el filtro de cardiotoromía, llega al reservorio directamente a través de la unidad venosa antiespumante. La sangre procedente de las líneas de aspiración, pasa a través del filtro de cardiotoromía y de la unidad antiespumante, mezclándose con la sangre venosa en el reservorio. El filtro de cardiotoromía del reservorio VHK 2000 (Maquet®) es de 40µm y del reservorio VVR 4000i (Sorin-Cobe®) es de 30µm.

## **MONITORIZACIÓN DE PRESIONES**

La monitorización de la presión en línea nos aporta información sobre el funcionamiento de los componentes del circuito. Las presiones del circuito que medimos son: en línea arterial y en línea de cardioplejia. Ambos transductores de presión serán de un solo uso y antes de cada procedimiento, se deberá realizar una calibración con puesta a cero. La bomba deberá avisar con señal audible y visible en el monitor, cuando se sobrepasen los límites marcados y el flujo se detendrá de forma automática en los límites máximos. Es recomendable comprobar que funciona la detección de la bomba por aumento de presión, antes de iniciar la cec.

## *PRESIÓN EN LA LÍNEA ARTERIAL*

La monitorización se realiza en el filtro arterial. El límite máximo de presión sería de 230 mmHg para alarma audible y 250mmHg para la parada del rodillo arterial. Nos puede aumentar de manera anormal la presión en línea arterial por: cánula arterial demasiado pequeña para los flujos requeridos, acodadura de la línea arterial o una mala colocación de la punta de la cánula; normalmente en estos casos la subida de presión es brusca, por lo que avisaremos al ci-

rujano para una revisión de la línea y de la cánula arterial. Oclusión de los poros del filtro debido a una inadecuada anticoagulación; si el gradiente es elevado anularemos el filtro, y en todo caso realizaremos un ACT y administrar heparina necesaria. También nos puede disminuir la presión en la línea arterial por: pérdida de flujo debido a una apertura incorrecta de alguna recirculación; revisar todas las recirculaciones y actuar en consecuencia.

## *PRESIÓN EN LA LÍNEA DE CARDIOPLEJIA*

La monitorización se realiza en la salida del atrapaburbujas del intercambiador de cardioplejia. Ver Protocolo de protección miocárdica.

## **MONITORIZACIÓN DE TEMPERATURAS**

En el circuito de cec existen distintos lugares en los que se monitoriza la temperatura; para llevar a cabo una perfusión segura y conocer el intercambio térmico del paciente en todo momento, así como los gradientes entre las diferentes temperaturas. Colocar de forma correcta cada sensor de temperatura en su lugar correspondiente, para evitar errores en la monitorización.

Las temperaturas que se monitorizan son:

- Sangre arterial, sangre venosa y cardioplejia. Para ello se utilizan unos terminales que se insertan en los conectores que lleva el circuito de cec para la monitorización de dichas temperaturas.
- Temperatura del agua de los intercambiadores, se observa a través de un selector de temperatura que lleva incorporado el intercambiador; en el que aparece la temperatura actual del agua y la temperatura fijada por nosotros, que queremos que alcance. Un módulo para el oxigenador y manta térmica, y otro módulo diferente para la cardioplejia.
- Temperatura del paciente, rectal y nasofaríngea.

La temperatura de la sangre arterial, nos informa de la temperatura a la que entra la sangre en el paciente. Los límites programados en la bomba para alarma son 10°C de mínima y 39°C de máxima. Nos proporciona información del módulo-intercambiador de temperatura y sobre el rendimiento del intercambiador del oxigenador. Teniendo en cuenta la pequeña pérdida de calor, por los tubos. Ante una temperatura alta, disminuir los grados del «set» de temperatura del módulo. Si la temperatura es baja, podremos dejar de enfriar; si estamos en fase de recalentamiento puede que no esté recirculando el agua o puede que exista un problema con el módulo de temperatura.

La temperatura de la sangre venosa, nos informa de la temperatura de la sangre procedente de los tejidos del pa-

ciente. Los límites programados en la bomba para alarma son 15° C de mínima y 39° C de máxima. La diferencia entre la temperatura arterial-venosa y la del paciente, es la temperatura que el paciente absorbe en el proceso de inducción de calor o frío. Si durante el recalentamiento hay mucha diferencia entre la sangre venosa y la temperatura rectal, puede ser indicativo (si el sensado es correcto) de aumento de las resistencias vasculares periféricas.

La temperatura de la cardioplejia, nos informa de la temperatura de la solución (sangre más cristaloide) que administramos al paciente. La temperatura de cardio fría es de 4° C y de caliente de 37° C. Los límites programados en la bomba para alarma son 3° C de mínima y 38° C de máxima.

La temperatura del agua del módulo intercambiador de calor, nos informa de la temperatura que hemos programado del agua y de la temperatura real, a la que se encuentra el agua en ese momento. Se debe respetar el gradiente de temperatura entre el agua y la temperatura venosa del paciente, no pudiendo superar los 10° C. El recalentamiento debe ser lo mas gradual posible para evitar alteraciones neurológicas, por cambios bruscos o recalentamientos excesivamente rápidos.

Las temperaturas rectal y nasofaríngea, nos informan sobre el adecuado enfriamiento o calentamiento del paciente. La temperatura rectal puede verse afectada por vasoconstricción de la mucosa rectal y un flujo de perfusión reducido; por una limpieza ineficaz del intestino; también por un desplazamiento accidental del termómetro. Los límites programados en la bomba para alarma son 15° C de mínima y 37° C de máxima. La temperatura nasofaríngea y timpánica se utilizan para reflejar la temperatura cerebral. La nasofaríngea puede afectarse por la temperatura de la sangre arterial, por proximidad de la cánula aórtica.

Según el grado de hipotermia alcanzado se considera:

- Hipotermia ligera entre 34-30° C.
- Hipotermia moderada entre 29-21° C.
- Hipotermia profunda por debajo de 20° C.

Es importante que el recalentamiento se mantenga hasta que la temperatura central sea de 36° C, evitando siempre la hipertermia, pues incrementos de 1 a 2° C en la temperatura cerebral pueden producir una lesión isquémica cerebral.

## SENSORES DE DETECCIÓN DE AIRE

### SENSOR DE NIVEL

El sensor se nivel, alerta al perfusionista del escaso nivel existente en el reservorio venoso y detiene el cabezal arterial de bomba, con el fin de evitar la entrada de aire en el circuito de cec. Estos sensores captan el nivel por ultra-

sonidos, son metálicos y se acoplan al reservorio a través de unos adhesivos que los fijan en la superficie del mismo; el otro extremo del cable se conecta a la bomba, de tal forma que si disminuye el nivel prefijado se activará una alarma con señal visual y sonora, y detección de la bomba arterial.

La pegatina del detector de nivel se debe colocar a la altura del volumen mínimo de seguridad del reservorio, este volumen es el que el fabricante recomienda mantener (según la geometría del reservorio) como el mínimo volumen para que no se produzcan microburbujas de aire, que pueden introducirse en el circuito.

Ante la alarma de nivel bajo, el perfusionista comprobará si la falta de volumen del reservorio se debe a un problema mecánico o a un estado de hipovolemia. Si la reducción del volumen ha sido de manera brusca, probablemente se deba a un acodamiento de la línea venosa; una mala luxación cardiaca; una posición incorrecta de la cánula venosa o una succión excesiva del drenaje, que hace que se colapsen los orificios de cánula venosa. Si el descenso de volumen no ha sido de manera brusca y no responde a ninguna causa de las expuestas anteriormente puede ser necesario administrar volumen, para compensar pérdidas (por diuresis, sangrado, pérdidas insensibles) teniendo en cuenta si la falta de volumen se debe a un cierto grado de vasoplejía, en cuyo caso solucionaremos.

### DETECTOR DE BURBUJAS

El detector de burbujas, indica la presencia de aire en el lugar que se sitúa el detector. Consta de un terminal con una célula ultrasónica, a la que se aplica gel conductor entre el sensor y el tubo. La presencia de aire detectada por el sensor, provocará la activación de una alarma visual y sonora, con la detección simultánea del cabezal arterial. El detector de burbujas estará situado en un lugar que permita al perfusionista, evacuar el aire con seguridad y con mínimos efectos para el paciente; posterior al sensor de burbujas deberá existir alguna recirculación o by pass, para poder eliminar el aire detectado.

En ambos sensores, el de nivel y el detector de burbujas, se puede activar la señal de alarma visual y sonora, sin que intervenga sobre el cabezal arterial. No siendo recomendable en ningún caso.

La utilización de sensores de detección de aire, no sustituye la extrema vigilancia y el continuo contacto visual sobre el nivel del reservorio venoso; teniendo en cuenta los posibles fallos eléctrico-mecánicos de los sensores.

Cuando se accione el módulo de cardioplejia se tendrá en cuenta que el módulo arterial principal está funcionando a un flujo mayor, del que queramos administrar con la cardioplejia, de lo contrario secuestraríamos aire del reser-

torio. Para evitar esto, siempre tenemos activado el módulo de cardioplejia como esclavo del principal.

## VÁLVULAS UNIDIRECCIONALES

Son dispositivos que permiten una única dirección del flujo, impidiendo el retorno de líquido o aire en dirección contraria. Los elementos que llevan incorporados estas válvulas son: línea de recirculación del filtro arterial, línea de recirculación de cardioplejia, línea de muestras y línea de recirculación de la membrana del oxigenador Apex.

El aspirador de vent, lleva incorporado una válvula que a parte de ser unidireccional, previene el exceso de presión negativa cuando la punta del catéter está ocluida o el ventrículo está vacío, para evitar lesiones en la pared ventricular. También reduce la hemólisis producida por las presiones negativas que se generarían durante la aspiración si la punta del catéter se ocluyese. Ante un exceso de presión negativa la válvula deja pasar aire para evitar que el aspirador se colapse; cuando esto ocurre suele escucharse un sonido parecido a un «pajarillo», ante esto, reduciremos la aspiración.

## BRIDAS EN CONEXIONES

Para asegurar la estanqueidad de las conexiones es conveniente asegurarlas con bridas, sobre todo en la parte arterial del circuito, que tiene que soportar presiones más altas. De todas las conexiones arteriales, se dejará una sin brida, como escape, en caso de presurización y fallo de la alarma de presión.

## CALIBRACIÓN DE LA OCLUSIVIDAD

Con anterioridad, a cualquier procedimiento, se debe realizar chequeo de la oclusión y dirección de los rodillos y en caso de usar centrífuga, se debe realizar la calibración del medidor de flujo.

En las bombas de rodillo, el grado de oclusión del rodillo con el tubo debe ser el adecuado; pues una excesiva oclusividad, produciría un traumatismo sanguíneo severo y un defecto de oclusión, sería el responsable de no aportar el flujo necesario al paciente (e incluso vaciarlo en flujos bajos de bomba).

La oclusividad del cabezal de bomba, se calibra de la siguiente manera: en una columna de suero de un tubo de 3/8 y 1 metro de longitud, el nivel de suero tiene que descender 1 cm/min (2 cm/min si utilizamos tubo de 1/4). También se puede calibrar por presión: con todas las líneas clampadas y recirculaciones cerradas, líneas de muestras... presurizamos el circuito con un cuarto de vuelta de rodillo y observamos el descenso en la presión, que tiene que ser de 1mmHg por segundo.

Una oclusividad correcta nos permite aportar el flujo necesario al paciente, con el menor trauma sanguíneo.

La oclusividad del cabezal de cardioplejia debe ser total, para evitar el paso de sangre hacia la parte cristaloides.

La oclusividad de los cabezales de aspiración también debe ser total. La forma de comprobarlo sería: poniendo en marcha el aspirador y clampar la entrada al rodillo, si la oclusividad es total se colapsará de inmediato.

Las bombas centrífugas no son oclusivas, con lo que el flujo obtenido depende de la resistencia. El control del flujo lo realiza mediante métodos electromagnéticos o ultrasónicos con sensores en el circuito de la consola. Con este tipo de bombas es necesario realizar la calibración del medidor de flujo, de la siguiente manera: clampar a ambos lados del medidor de flujo (peine) para asegurarnos que el flujo que detecta es cero; poner la bomba a cero RPM y comprobar realmente que el flujo es cero. Si marcase un flujo diferente a cero, a través del selector de calibración de flujo, lo modificaríamos hasta conseguir un valor cero en el flujo.

La dirección de los tubos montados en los rodillos es imprescindible para evitar graves consecuencias al paciente (como puede ser la embolia gaseosa, en el caso de un aspirador). Para ello nos puede ayudar las flechas marcadas en las carcasas de los módulos y la comprobación del montaje antes del cebado y por segunda vez, antes de entrar en bomba.

## REFERENCIAS

- Gomar C, Pomar JM, Mata MT. Fisiopatología y técnicas de circulación extracorpórea. 2ª ed. Majadahonda; 2012.
- Tschaut RJ, editor. Circulación extracorpórea en teoría y práctica. Lengerich: Pabst Science Publishers; 2003.
- Hensley FA, Martin DE, Gravlee GP. Anestesia cardiaca. Madrid: Marban; 2004.

Figura 1.



### CHEQUEO PRE BY PASS

ETIQUETA DATOS DEL PACIENTE

➤ PRE CEC INMEDIATO

- ACT > 400"
- Recirculaciones
- Clamps correctos
- Diuresis a cero
- Línea cardio conectada

➤ PACIENTE

- Identificación
- Tipo Intervención
- Antecedentes
- Analítica (Grupo y Rh; Reserva sangre)
- Cálculos (SC; Flujos)
- Dosis heparina

➤ LÍNEAS

- Gases conectada
- Muestras (Verificación arterial y venosa)
- Dirección válvula (Aspirador de Vent)
- Identificación líneas AA y VV (circuitos con ambas líneas de 3/8)

➤ BOMBA

- Conexión red grupo electrógeno
- Batería cargada
- Manivelas
- Conexión gases (O2 y Aire)
- Secrist (> <)
- Nivel sevorane

➤ CARDIO

- Montaje correcto. Dirección cabezal
- Oclusividad correcta
- Transductor presión a cero
- Solución identificadas
- Cebado correcto
- Líneas de recirculación y by pass cerradas
- Tª deseada alcanzada
- Modo esclavo cardio-principal

➤ INTERCAMBIADOR DE CALOR

- Fugas
- Tª alcanzada
- Nivel agua
- Dirección (IN / OUT)

➤ MATERIAL

- Circuito reserva a mano
- Sueros
- Medicación identificada
- Cartuchos ACT y gases
- Guantes, jeringas, agujas...

➤ CIRCUITO

- Vent reservorio y salida gases libre
- Esterilidad (Integridad; Fecha caducidad)
- Dirección tubos
- Conexiones aseguradas
- Sensor nivel
- Sensor burbujas
- Presiones
  - Identificadas
  - Cero
  - Posición medir
  - Límites alarmas
- Termómetros
- Oclusividad
- Circuito libre de burbujas

➤ INCIDENCIAS

---



---



---



---



---

- Solucionada
- Pendiente