

**Análisis del pasado, presente y futuro de la tecnología detrás de una bomba de circulación
extracorpórea**

Demetrio Manuel Roa Perdomo

Notas del autor

Demetrio Manuel Roa Perdomo, Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Universidad
Autónoma de Nuevo León

Esta investigación ha sido financiada por el propio alumno

La correspondencia relacionada con esta investigación debe ser dirigida a Demetrio Roa
Universidad Autónoma de Nuevo León, Pedro de Alba S/N, Niños Héroes, Ciudad Universitaria,
San Nicolás de los Garza, N.L.

Contacto: demetrio.roap@uanl.edu.mx

Problemática en el campo de la Salud que resuelve el equipo

Se tiende a decir que el corazón en conjunto con los pulmones cumple la función básica de mantener a las células con oxígeno, esto claro a través de un flujo circulatorio en el que el corazón bombea sangre deficiente en oxígeno a los pulmones, tan solo para luego ser recibida por los pulmones para eliminar los gases como el CO₂ del cuerpo tan solo para reintegrar el oxígeno a la sangre y mandarla de vuelta al corazón para su subsecuente redistribución de al resto del cuerpo.

Con lo previamente mencionado se entiende que cuando se habla de una bomba extracorpórea, en realidad estamos hablando de lo que en esencia es un aparato que cumpla con las funciones de tanto el corazón como el de un oxigenador, a su vez la función de oxigenador es otra manera de decir que se cumplen con las funciones de los pulmones.

Las situaciones en que tales aparatos médicos llegan a ser de gran utilidad, están claro, lo que viene siendo situaciones varias en las que ya sea el corazón o los pulmones estén dañados, debidos a alguna enfermedad cardiaca, o en general cualquier traumatismo de los mismos, o de cualquier parte que forme parte vital de las partes que los permitan operar adecuadamente, esto claro, ya que de ser necesario algún procedimiento quirúrgico en el que sea necesario abrir el tórax y detener temporalmente el funcionamiento del corazón o los pulmones, este aparato tomara el control para mantener estabilidad corporal.

En lo que respecta a situaciones que lleven a que el corazón se detenga están claro, todos aquellos procedimientos en los que es preciso reparar el musculo cardiaco, las válvulas o en general la estructura del mismo, ya sea por complicaciones como las distintas enfermedades del musculo cardiaco como la miocardiopatía, las enfermedades de las válvulas cardiacas como Estenosis o la Atresia, o en general cualquier defecto cardiaco congénito como lo llegan a ser los defectos de tipo septales, de las válvulas cardiacas, o en los grandes vasos sanguíneos.

Ahora, en lo que respecta a las enfermedades pulmonares que pueden llevar al uso de el equipo en cuestión, y con esto, que logren ayudar a solucionar el problema, están el colapso parcial o total del pulmón como lo llega a ser el causado por el neumotórax o la atelectasia, las hinchazones de las vías principales que se puedan llegar a dar en enfermedades como la bronquitis, o bloqueos en las arterias pulmonares causadas de entre otras situaciones por los émbolos pulmonares.

Descripción de los distintos fenómenos que componen el núcleo del funcionamiento del dispositivo

Al estar conectado a la máquina de circulación extracorpórea, para el paciente se deben de cumplir las funciones antes mencionadas de los pulmones y el corazón, esto se logra gracias a que la máquina que transporta la sangre desde la aurícula derecha a un recipiente especial denominado oxigenador; por esto previo es que las cánulas venosas se insertan en la aurícula derecha, si es una, o en las venas cavas, si son dos.

Dentro del oxigenador las burbujas de oxígeno se mezclan con la sangre y se introducen en los glóbulos rojos; esto hace que la sangre cambie de color rojo oscuro, pobre en oxígeno, a vivo, rica en oxígeno. A continuación, un filtro retira las burbujas de aire de la sangre rica en oxígeno y la sangre pasa por un tubo de plástico hasta llegar al principal conducto de sangre del organismo, la aorta. Desde la aorta, la sangre llega al resto del organismo, por eso la cánula aórtica se inserta en la raíz aórtica, arteria femoral o subclavia.

-Físico

Cuando se respira, el pecho y los pulmones se expanden. Cuando se exhala, los pulmones se vuelven más pequeños nuevamente. Ambos movimientos son causados por el diafragma y los músculos que funcionan entre las costillas, llamados músculos intercostales.

Es esta respiración consciente la que se intenta reemplazar, misma en la que se deben de considerar cosas como que los adultos respiran 14 a 16 veces por minuto. Alrededor de medio litro de aire se inhalan durante una respiración normal, y en general las necesidades de una persona depende en gran medida de qué tan bien funcionen los pulmones y el corazón, mismo que también va a tener que ser replicado en cuanto a las presiones de entrada y salida de este respectan.

Estos fenómenos se van a replicar con las distintas partes que componen al equipo en si, que en general son:

1. Oxigenador
 - a. De membrana: son membranas permeables (compuestas por polipropileno con micro-poros o silicona), que actúan como la membrana alveolo-capilar, permitiendo así el intercambio gaseoso.
 - b. Burbujas: permiten el contacto directo sangre-gas; se utilizan sobre todo en la CEC pediátrica
2. Reservorio de cardiostoma: Es el lugar al que pasa la sangre después de la cánula. Tiene un primer filtro donde hay micro y macropartículas; permite añadir fármacos, sangre y fluidos, además de atrapar las burbujas. Se trata de un reservorio de aspiradores de campo.
3. Sistema de hipotermia: Este es en esencia un intercambiador de calor que se encarga de regular la temperatura en la sangre mientras fluye, ya que los gases son más solubles en sangre fría que en la caliente, como se ve en fenómenos como la hipotermia, donde se reduce el consumo de O₂, por lo mismo dependiendo de la parte del proceso donde nos

encontremos es la temperatura a la que se va a ajustar la sangre, pero se debe considerar también que de calentarse rápido la sangre van a aparecer burbujas, así como a su vez que independientemente de que se este haciendo, la temperatura sanguínea no debe subir por encima de los 42°C. Este llega a estar incorporado en el oxigenador.

4. Sistema de cardioplejia: se puede entender como la parálisis del corazón que se detiene en diástole (asistolia), o bien como la sustancia empleada en la cirugía cardíaca (CEC) para detener la actividad eléctrica y mecánica del corazón en diástole, durante el procedimiento quirúrgico, causando así el menor daño isquémico posible, este sistema llega a ser de tipo:
 - a. Anterógrada: Va a través de la raíz de aorta, 60-100mmHg (de arteria a vena). Una vez que se consigue vaciar el corazón para permitir su manipulación, hay que conseguir que éste se pare sin sufrir las consecuencias de la isquemia. Para ello, se coloca una cánula en la aorta ascendente (colocar un CLAMP desde la cánula aórtica hasta las arterias coronarias), la cual inyectará por las coronarias una solución denominada cardioplejia, que consigue que el corazón se pare en diástole y permanezca sin sufrir los efectos de la isquemia durante un plazo aproximado de 20-30 minutos.
 - b. Retrógrada: Va por el seno coronario, 30-50mmHg (de vena a arteria). El recorrido es inverso al de la circulación fisiológica (desde las venas coronarias hacia los capilares); para ello insertamos otra cánula en el seno coronario. La cardioplejia retrógrada es un tipo de protección cardíaca, especialmente útil en los casos con patología coronaria, que no permite que la cardioplejia anterógrada se distribuya adecuadamente por la circulación cardíaca. Esta circulación retrógrada es posible en el cerebro y el corazón, porque no existen válvulas en las venas, por lo que puede circular la sangre de arterias a venas y viceversa.
 - c. Combinada: Este puede llegar a iniciar en la anterógrada y luego pasar a la retrograda.

-Biológico

En lo que respecta al nivel celular el equipo replica la función natural de los pulmones de oxigenar a las células, gracias al el circuito de oxigenación de membrana extracorpórea (ECMO, mismo que está hecho de varios componentes que se han personalizado para proporcionar un suministro adecuado de oxígeno tisular en pacientes con insuficiencia cardíaca y respiratoria severa durante un período prolongado (días a semanas).

Un circuito ECMO estándar consiste en una bomba de sangre mecánica, un dispositivo de intercambio de gases y un intercambiador de calor conectado junto con tubos de circuito. Los circuitos ECMO pueden variar de simple a complejo y pueden incluir una variedad de monitores de flujo sanguíneo y presión, monitores continuos de saturación de oxihemoglobina, sitios de acceso al circuito y un puente que conecta el acceso venoso y las extremidades de infusión arterial del circuito.

Los circuitos ECMO tienen un dispositivo de intercambio de gases llamado oxigenador, para agregar O₂ y eliminar el CO₂ de la sangre. Puede contener varios biomateriales diferentes, incluidos el caucho de silicona, como en los pulmones de membrana clásicos utilizados durante años, dispositivos de fibra hueca de polipropileno para uso a corto plazo, polimetilpenteno de superficie comprimida más nueva (PMP), así como polinilchloruro, poliuretano y acero inoxidable.

El área de superficie y la mezcla de ruta de sangre determinan la capacidad máxima de oxigenación de cualquier dispositivo de intercambio de gases. El flujo nominal de un oxigenador se define por la cantidad de sangre desaturada (75%) que puede estar casi completamente saturada (95%) por minuto.

El pulmón de membrana de caucho de silicona kolobow ha sido el oxigenador estándar utilizado para aplicaciones ECMO durante casi 50 años. Se construye con una lámina de membrana de goma de silicona plana reforzada envuelta alrededor de una malla de alambre en una bobina espiral.

El flujo de sangre y gas en direcciones contracorrientes dentro del pulmón de silicona y el intercambio de gases ocurre por difusión a través de la membrana. Este oxigenador de membrana es muy efectivo para intercambiar O₂ y CO₂, pero es necesario tener una variedad de tamaños disponibles para apoyar a los pacientes de diferentes tamaños.

-Eléctrico

El mantenimiento de un nivel constante en el oxigenador durante la circulación extracorpórea (ECC) quirúrgica es de suma importancia. Existen dispositivos eléctricos encargados de regular la velocidad de la bomba de acuerdo con el nivel en el oxigenador, y una pinza automática para controlar el retorno venoso del paciente.

El regulador de nivel permite el control de la velocidad de la bomba y también detiene la bomba cuando se alcanza un nivel bajo prefijado, esto claro durante ECC. Se puede también realizar la linealización del sensor de nivel para optimizar el regulador.

Todo esto en conjunto, hará que la velocidad de la bomba aumente automáticamente de cero a la velocidad de equilibrio correcta, con una duración variable de 30 segundos a 5 minutos, mismo que será elegido por el operador. La misma técnica se utiliza para detener el ECC. Estos dispositivos son, de hecho, módulos, que forman parte de un dispositivo evolutivo para la automatización ECC, estos módulos pueden intercambiar datos con una microcomputadora supervisora para optimizar aún mas el proceso.

-Químico

Para el correcto funcionamiento del proceso que lleva a cabo la máquina, se usan una variedad de químicos para no solo mantener el cuerpo del paciente estable si no que en general el procedimiento y la maquina también.

- Cristaloideos isotónicos: Estos se agregan una vez que la sangre ha sido retirada del cuerpo a través de una cánula en la aurícula derecha, la vena cava o la vena femoral, esto para con agua e iones de sodio mantener el gradiente de presión osmótica. Entre los cristaloideos más usados están:
 - Solución salina normal al 0,9% o suero fisiológico
 - Solución salina hipertónica del 3% al 5% de cloruro de sodio.
 - Solución de Ringer Lactato. Imita la composición del líquido extracelular comúnmente sujeto por los anestesiistas en cirugías.
 - Solución de dextrosa al 5%
 - Solución Plasmalyte parecido al Ringer Lactato, con presencia de iones de magnesio, acetato y gluconato
 - Suero glucosado. Contiene un 5% o un 10% de glucosa.
 - Suero glucosalino. Contiene a la vez un 0,45% de cloruro sódico y 5% de glucosa
- Heparina: La heparina se usa para prevenir la formación de coágulos de sangre en quienes padecen algunas afecciones médicas o se someten a ciertos procedimientos médicos que aumentan las probabilidades de que éstos se formen.
- Sulfato de protamina: El sulfato de protamina es un medicamento indicado para revertir, por unión molecular, los efectos anticoagulantes de la heparina. El sulfato de protamina se combina con la heparina en una proporción 1:1 por razón de los péptidos ricos en componentes básicos que tienen afinidad por los grupos ácidos de la heparina.

-Mecánico

Ya mencionado varias de las partes del equipo encargadas de distintos fenómenos, cabe describir aquellas que se basan de fenómenos mecánicos para que el mismo equipo pueda cumplir con su funcionamiento, haciendo a la bomba que maneje el equipo, de suma importancia precisamente para que se logre el flujo correcto de todo al entrar, dentro y cuando salga de la máquina. Entre los distintos tipos de bombas que llegan a ser ocupados en estos equipos, encontramos a las:

- I. Bombas de rodillo: Funcionan a base de rotaciones, y consta de dos rodillos que giran 180 grados para llevar a cabo el aspirado y la cardioplejia. Entre sus ventajas encontramos el fácil manejo y su bajo costo, sin embargo, su principal inconveniente consiste en que puede producir hemólisis.
- II. Bombas Centrifuga: Estas disponen de un impulsor/rotador con conos de plástico. Entre sus ventajas encontramos que conlleva menor porcentaje de microembolia gaseosa, o al menos una más pequeña, y hemólisis, sin embargo, tiene un mayor coste.

Variables que intervienen en el control del equipo

La monitorización de los parámetros fisiológicos del paciente y de los parámetros de rendimiento involucrados en el uso de la bomba de circulación extracorpórea es el pilar del cuidado de los pacientes por parte de los perfusionistas. Si bien es obvio y de sentido común monitorear parámetros básicos como la presión arterial, el flujo de la bomba y el análisis de gases en sangre, existen tecnologías que brindan una visión más profunda de cómo tratamos a nuestros pacientes.

La medición de la saturación de oxígeno en la línea venosa (SvO₂) y la monitorización continua de gases en sangre han cobrado gran importancia. La oxigenación del tejido cerebral regional puede evaluarse mediante espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS), mientras que algunos investigadores han sugerido la medición del suministro de oxígeno (DO₂) como un estándar mundial de atención para evaluar la tasa de flujo arterial en este tipo de procesos.

Aun así, el costo y la debilidad de la evidencia dificultan la difusión de las tecnologías sanitarias y su implementación en la práctica diaria, por ejemplo, a pesar de que la monitorización cerebral no invasiva, así como la oxigenación del tejido cerebral regional y la monitorización de la profundidad anestésica basada en electroencefalografía (EEG) han ganado su lugar al momento de realizar procedimientos con estos equipos, aun no se ha vuelto estándar a nivel mundial al realizar estos procedimientos.

-Tiempo

Estudios cuantitativo, descriptivo y correlacional con 83 pacientes adultos, divididos en dos grupos según el tiempo que estuvieron conectados a la bomba de circulación extracorpórea, mostró que, del total de pacientes, 44 (53%) tuvieron una duración en el procedimiento de hasta 85 minutos, y 39 (47%) tuvieron una duración de más de 85 minutos. Las complicaciones fueron comunes en ambos grupos, siendo las más frecuentes el dolor y la oliguria. Sin embargo, el hemotórax, el neumotórax y el infarto agudo de miocardio ocurrieron solo en el grupo con la duración más prolongada del procedimiento.

Esto lo que nos dice es que, al menos en el manejo de este aparato, se vuelve de suma importancia no tanto el estar pendiente del tiempo mientras se maneja la máquina segundo a segundo, si no, que mantener estos intervalos de tiempo de uso en los pacientes relativamente cortos para evitar complicaciones a futuro en los mismos, y al menos como se muestra en las pruebas mostradas previamente, al menos mantenerlas debajo de los 85 minutos de su uso continuo ayuda a la prevención de las complicaciones futuras en los pacientes.

-Flujo

En circunstancias normales, el gasto cardíaco basal está determinado por el consumo de oxígeno, que es de aproximadamente 250 ml/min. No es práctico medir el consumo de oxígeno durante la CEC (Circulación Extra Corpórea), por lo que una tasa de flujo generalmente aceptada es de 35 a 37

°C con un hematocrito del 25 % es de aproximadamente 2,4 l/min/m² en pacientes profundamente anestesiados y con los músculos relajados es lo que se llega a optar a medir, y claro mantener.

La hemodilución reduce el contenido de oxígeno en sangre de aproximadamente 20 a 10 a 12 ml/dl; en consecuencia, la tasa de flujo debe aumentar por encima del gasto cardíaco normal en reposo o la demanda de oxígeno debe disminuir. La resistencia de los catéteres venosos, la turbulencia y la pérdida de los controles fisiológicos de la vasculatura también pueden afectar el retorno venoso y limitar el flujo máximo de la bomba. La hipotermia reduce el consumo de oxígeno en un factor de 0,5 por cada 10 °C de disminución de la temperatura. Sin embargo, tanto en normotermia como en hipotermia, el consumo máximo de oxígeno cae al disminuir el flujo, como se describe en la siguiente ecuación:

$$VO_2 = 0.44 (Q - 62.7) + 71.6$$

En general se recomiendan que los flujos se reduzcan solo a niveles que permitan al menos el 85% del consumo máximo de oxígeno. A 30°C este caudal en adultos es de aproximadamente 1,8 L/min/m²; a 25°C, 1,6 L/min/m²; y a 18°C, 1,0 l/min/m².

-Presión

La presión arterial sistémica es una función de la velocidad de flujo, la viscosidad de la sangre (hematocrito) y el tono vascular. La perfusión del cerebro normalmente está protegida por la autorregulación, pero la autorregulación parece perderse entre 55 y 60 mm Hg durante la CEC con hipotermia moderada y un hematocrito del 24%, el único estudio prospectivo aleatorizado encontró una tasa de morbilidad/mortalidad mayor combinada más baja cuando la presión arterial media se mantuvo cerca de 70 mm Hg (promedio 69 ± 7) en lugar de por debajo de 60 (promedio 52). En pacientes mayores, que pueden tener enfermedades vasculares y/o hipertensión, la presión arterial media generalmente se mantiene entre 70 y 80 mm Hg a 37°C.

Usualmente se dice que mientras la presión arterial media permanezca por encima de 50 a 60 mm Hg (es decir, por encima del rango de autorregulación), el flujo sanguíneo cerebral se conserva incluso si el flujo sistémico es menor que el normal. Sin embargo, hay una reducción jerárquica del flujo a otros órganos a medida que se reduce progresivamente el flujo sistémico total. Primero cae el flujo del músculo esquelético, luego las vísceras abdominales y el intestino, y finalmente el flujo sanguíneo renal.

Las presiones más altas son indeseables porque el flujo sanguíneo colateral al corazón y los pulmones aumenta la sangre en el campo operatorio. La hipotensión durante la CEC puede ser el resultado de un bajo flujo de la bomba, disección aórtica, error de medición o vasodilatación. La fenilefrina se usa con mayor frecuencia para elevar la presión arterial, pero la arginina vasopresina (0.05 a 0.1 unidades/min) se ha introducido más recientemente. Si la anestesia es adecuada, la hipertensión puede tratarse con nitroprusiato, un dilatador arterial, o nitroglicerina, que dilata predominantemente las venas y los vasos pulmonares.

-Temperatura

Aquí entran cuestiones como la temperatura ideal para la cirugía cardíaca en adultos que no cause complicaciones, que a día de hoy es una cuestión sin resolver.

Hasta hace poco, casi todas las operaciones reducían la temperatura corporal a 25 a 30 °C durante la CEC para proteger el cerebro, apoyar la cardioplejía hipotérmica, permitir la perfusión a flujos y hematocritos más bajos y aumentar la duración segura del paro circulatorio en caso de emergencia. Sin embargo, la hipotermia interfiere con la función enzimática y orgánica, agrava el sangrado, aumenta la resistencia vascular sistémica, retrasa la recuperación cardíaca, prolonga la duración de la derivación, aumenta el riesgo de hipertermia cerebral y se asocia con niveles más altos de depresión y ansiedad en el posoperatorio.

Debido a que el riesgo embólico de lesión cerebral a menudo es mayor que el riesgo de perfusión, se recomienda la perfusión a temperaturas más altas (33-35 °C) o CEC “tibia”, en parte porque se evitan temperaturas sanguíneas altas perjudiciales durante el recalentamiento. Cada vez se hacen más esfuerzos para evitar la hipertermia cerebral durante y después de la operación, y un estudio sugiere mejores resultados neuropsicométricos si los pacientes se vuelven a calentar a solo 34 °C.

Diagrama que muestre interacción entre las distintas variables del proceso

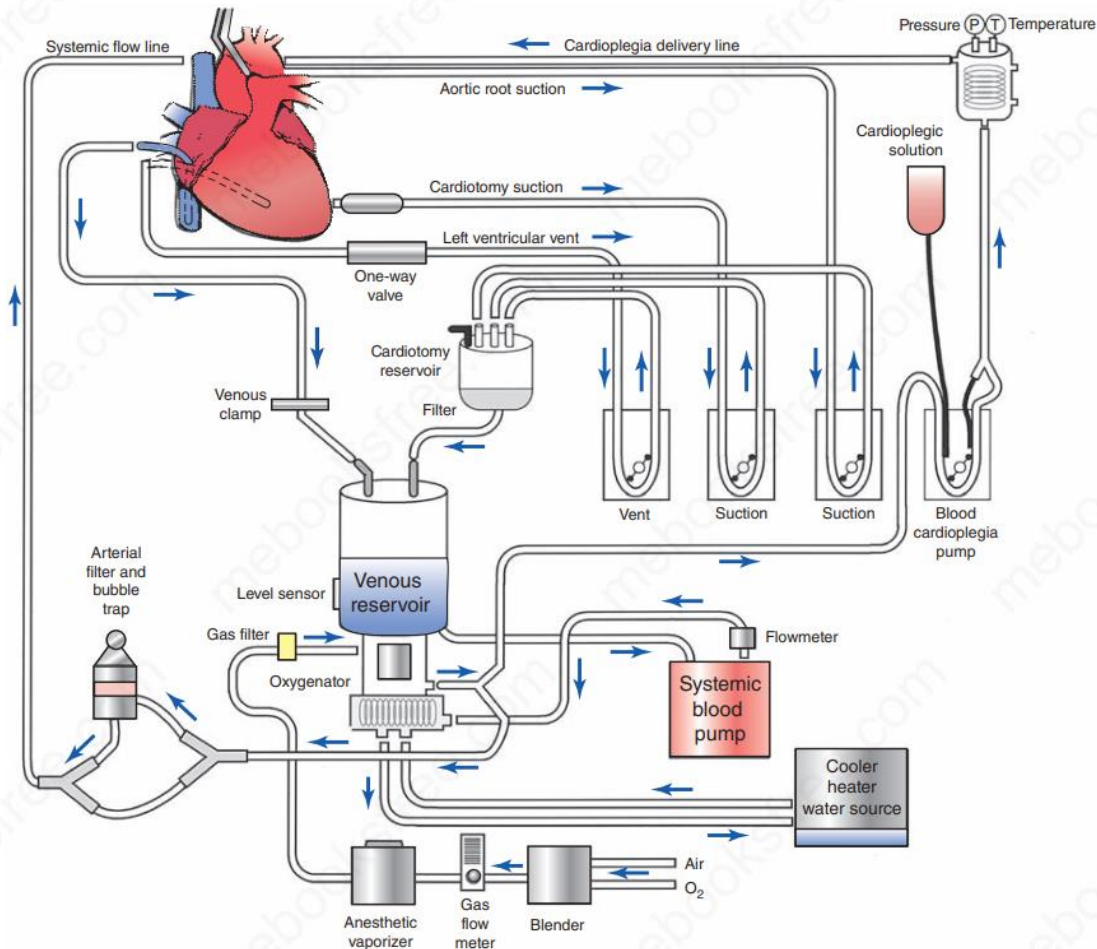


Figura 1. Diagrama de bomba de circulación extracorporea (Cohn, L. H. & Adams, 2017)

Diagrama de un circuito de derivación cardiopulmonar típico con ventilación, succión de campo, succión de la raíz aórtica y sistema cardiopléjico.

La sangre se drena desde un solo catéter de "dos etapas" hacia el reservorio venoso, que es parte de la unidad de intercambio de calor/oxigenador de membrana. La sangre venosa sale de la unidad y se bombea a través del intercambiador de calor y luego del oxigenador. La sangre arterializada sale del oxigenador y pasa a través de un filtro/trampa de burbujas a la cánula aórtica, que generalmente se coloca en la aorta ascendente.

La sangre aspirada de los sistemas de ventilación y succión ingresa a un reservorio de cardiectomía separado, que contiene un microfiltro, antes de ingresar al reservorio venoso. El sistema cardiopléjico es alimentado por una espuela de la línea arterial a la que se agrega la solución cardiopléjica y se bombea a través de un intercambiador de calor separado hacia los catéteres

anterógrados o retrógrados. Los gases del oxigenador y el agua para el intercambiador de calor son suministrados por fuentes independientes.

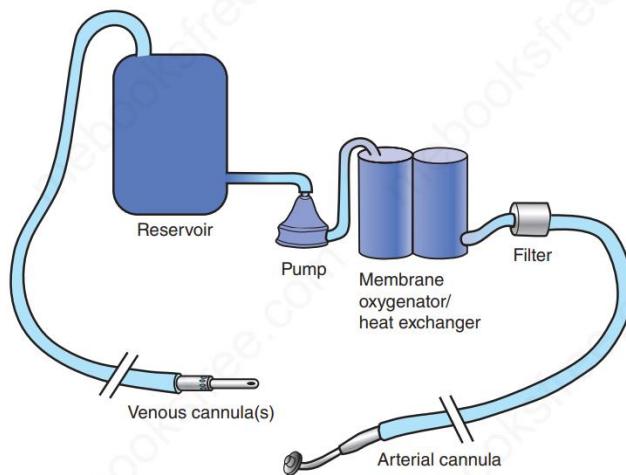


Figura 2. Diagrama de tubos externos (Cohn, L. H. & Adams, 2017)

Circuito de circulación extracorpórea básico con oxigenador de membrana y bomba centrífuga.

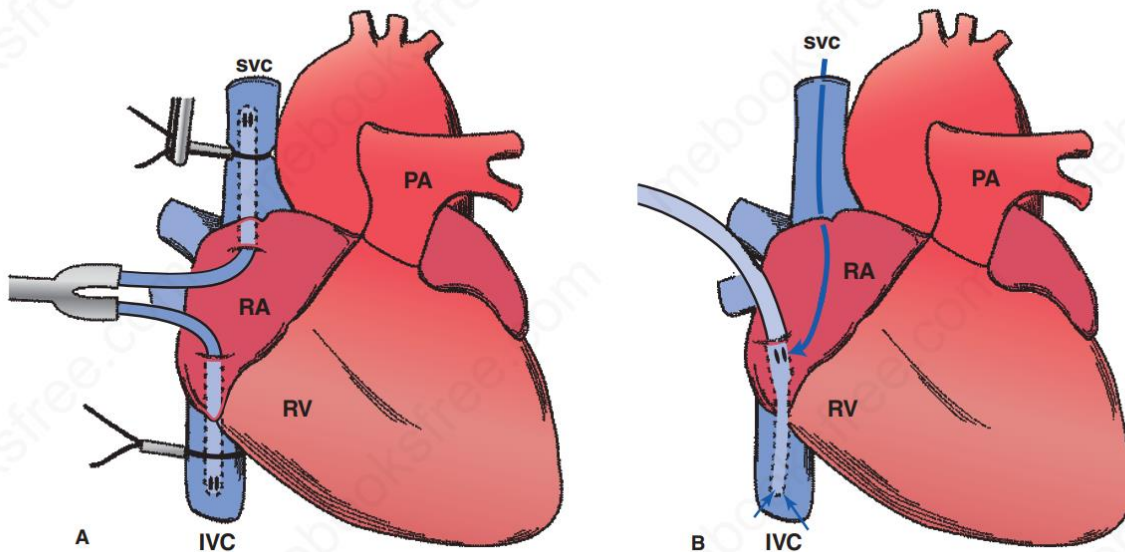


Figura 3. Colocación de la bomba de circulación extracorpórea en el corazón (Cohn, L. H. & Adams, 2017)

Colocación de cánulas venosas. (A) Canulación de ambas cavas a partir de incisiones en la aurícula derecha. (B) Canulación usando la "cánula de dos etapas". La sangre en la aurícula derecha es capturada por ventilaciones en el hombro expandido a varias pulgadas de la punta del catéter IVC más angosto.

Características de los Instrumentos de medición e indicación necesarios para controlar el equipo medico

-Unidades

En un circuito de CEC, la suma de las resistencias contra las que debe funcionar una bomba incluye la longitud total del tubo, el oxigenador, el intercambiador de calor, el filtro de la línea arterial, la cánula y la resistencia vascular sistémica (RVS) del paciente. Los factores adicionales que influyen en la RVS incluyen la viscosidad del perfundido, relacionada con la concentración total de elementos formes, que depende principalmente de los elementos formes de la sangre y la temperatura de la solución.

De acuerdo con la ley de Poiseuille, la mayor resistencia al flujo se crea en la cánula arterial, donde el cambio en el calibre de la luz del tubo disminuye más. Los perfusionistas monitorean rutinariamente la suma de todas las resistencias y registran este valor como la línea arterial o presión del sistema. Esto siempre será mayor que la presión medida en el extremo distal del circuito que termina en la punta de la cánula porque la caída de presión en cada componente del circuito en serie se restará de la suma de la resistencia (resistencias) en todo el circuito. Los circuitos y componentes de derivación se han diseñado para incorporar caídas de presión mínimas; por lo tanto, en la perfusión rutinaria de adultos, la resistencia se convierte en una función de la RVS del paciente y del caudal de la bomba.

-Campo de medida

Es difícil establecer un valor normal para la resistencia de la línea arterial, aunque los límites normales oscilan entre 100 y 350 mm Hg. Cualquier cambio agudo en la resistencia, como pinzamientos o torceduras inesperadas de la línea arterial, da como resultado un aumento abrupto de la presión de la línea arterial, lo que puede provocar una separación catastrófica de la línea o la fractura del circuito en cualquier parte del circuito de alta presión. Podría ocurrir un evento potencialmente mortal al inicio de la CEC si la punta de la cánula arterial se aloja contra la pared de la aorta, socavando la capa íntima del vaso. En estas condiciones, la disección aórtica puede ocurrir cuando la íntima del vaso se separa de la media, dirigiendo el flujo de sangre hacia una luz falsa recién creada. Esta disección puede extenderse por toda la longitud de la aorta. Por este motivo, los perfusionistas comprueban de forma rutinaria la presión de la línea después de la canulación antes del inicio de la CEC para garantizar la presencia de una forma de onda pulsátil que indique la colocación adecuada de la cánula en la luz central de la aorta. Debe investigarse de inmediato la ausencia de pulsatilidad o una presión de línea extremadamente alta (> 400 mm Hg cuando se inicia la CEC)

-Otros

Claro está que aunado a lo mencionado de las resistencias contra las que debe funcionar una bomba, se ha de considerar también todos los factores de los que se han hablado en lo que respecta al resto de las variables que intervienen en el control del equipo, como el tiempo el flujo, la presión o la temperatura, cuyos rangos ideales se han mencionado en sus correspondientes secciones.

Clasificación de riesgo

La probabilidad de muerte por incidentes relacionados con CEC ha disminuido en las últimas décadas a 1 en 4446–4864 pacientes, mientras que las lesiones graves o la muerte fueron 1 en 1453–3220 pacientes en la década de 2000. Sin embargo, esto no excluye que estudios sobre seguridad y factores humanos, hayan identificado numerosos riesgos potenciales en la realización de este procedimiento.

Un análisis de modos y efectos de fallas ha identificado mecanismos durante la CEC mediante los cuales fallas en el equipo de seguridad o problemas mecánicos pueden comprometer la seguridad del paciente. Se evaluaron seis configuraciones diferentes de la máquina.

Los riesgos más altos en todos los tipos de circuitos se atribuyeron a la embolización de material antiespumante, embolia gaseosa, espalación, activación del síndrome de respuesta inflamatoria sistémica y sobrepresurización.

Los estudios del factor humano han destacado varias áreas de mejora además de la seguridad mecánica del dispositivo, incluida la cultura organizacional de seguridad.

La recopilación de información sobre eventos adversos en los registros ayudará a prevenir este tipo de incidentes en el futuro. Una excelente herramienta que los perfusionistas pueden usar para este propósito es el Sistema de informes de mejora de la perfusión, en línea, del Colegio de perfusionistas de Australia y Nueva Zelanda.

La seguridad de la perfusión se puede mejorar mediante una multitud de medidas, como el uso de equipos de seguridad dedicados, como lo son los detectores de nivel, detectores de burbujas, un filtro de línea arterial (ALF), transductor de presión, válvula de ventilación unidireccional, sistemas de respaldo, etc.

En una encuesta publicada en el año 2000, se identificaron 27 dispositivos de seguridad que ayudan a la monitorización de la coagulación y los incidentes que podrían provocar la interrupción de la membrana del oxigenador y el fallo del oxigenador. Es también esencial tener el conocimiento adecuado de los efectos de los anestésicos volátiles, al menos para los perfusionistas.

Todas las máquinas de circulación extracorpórea incluyen una interfaz de seguridad controlada por microprocesador con sus consolas de bomba. Estos sistemas monitorean y controlan la función de la bomba y sirven como el principal sistema de control de seguridad mecánica para regular el flujo extracorpóreo. Los límites de presión los establece el perfusionista y están determinados por las características del paciente y el tipo de intervención realizada. Estas unidades consisten en alarmas de advertencia temprana que alertan al usuario sobre cambios abruptos en la presión y apagan automáticamente una bomba cuando se exceden los límites preestablecidos.

La falla eléctrica en el quirófano puede ser especialmente catastrófica en la realización de ECC cuando el corazón y los pulmones nativos no pueden funcionar. Cuando ocurre un evento de este tipo durante la CEC, es imperativo que se instituyan acciones instantáneas para minimizar el riesgo de hipoperfusión de todo el cuerpo. El perfusionista debe tener en cuenta las limitaciones de



potencia del tomacorriente utilizado en el quirófano cardíaco y también conocer la ubicación del panel del disyuntor de la sala y el número específico del disyuntor en el panel del tomacorriente utilizado para la máquina de circulación extracorpórea y otros equipos de apoyo. Los métodos para garantizar la realización segura de la CEC implican la incorporación de una fuente de alimentación de emergencia en el circuito extracorpóreo que proporciona una fuente de alimentación secundaria en caso de interrupción eléctrica.

La falla eléctrica durante la CEC fue reportada por el 42,3% de los encuestados en una encuesta sobre accidentes de perfusión. Aunque los hospitales están equipados con generadores de emergencia para tales eventos, su disponibilidad puede estar limitada a ciertos circuitos eléctricos dentro de la sala de operaciones. Además, estos sistemas de energía de emergencia requieren una breve interrupción de la energía antes de que se inicie un generador o una fuente de energía de respaldo. La mayoría de las máquinas de circulación extracorpórea están equipadas con energía de respaldo ininterrumpida, a veces denominada "Fuente de energía ininterrumpida" (UPS), por lo que hay una transferencia perfecta desde la fuente de energía de la pared a una batería interna dentro de la bomba en caso de que falle la energía de la pared. Por lo tanto, con este sistema, no hay pérdida de flujo de las bombas que podría provocar un flujo retrógrado y arrastre de aire o la interrupción de los ajustes y temporizadores.

Estudio de Mercado

Al menos en lo que se ha llegado a investigar con respecto a las maquinas que a continuación se han analizado, se llega a notar que esta maquina similar a cualquier otra del área de la medicina realmente no tiene una variante, incluso cuando se intenta hacer el análisis de una sola de estas máquinas, realmente se empieza a hablar de como piezas llegan a variar según las necesidades, que llegan a ser tanto de las necesidades en base a las instalaciones presentes en los hospitales, o en general cualquier centro de salud que se este manejando, así como las necesidades en base al tipo de clientes que se lleguen a tratar. Se va a comparar el S5 Perfusion System de la empresa Stockerd, asi como la Advanced Perfusion System 1 de la empresa Terumo.

-Tabla comparativa de los dispositivos

	S5 Perfusion System Stockerd	Terumo Advanced Perfusion System 1
Presión	-200 mmHg to +800 mmHg	(-250) mmHg – 900 mmHg
Temperatura	10 °C - 40 °C	0°C – 50° C
Flujo	0 to 11.2 L/min	0 – 10 L/min
Altura	640 mm	574 mm
Anchura	1073 mm	894 mm
Profundidad	600 mm	673 mm
Peso	89.5 kg	118.8 kg
Humedad	30% - 75%	21% - 70%
Voltajes de Entrada	100 V ~to 240 V~; 50 / 60 Hz	100/115V, 50/60 Hz O si se cambia el modelo 220/240V, 50/60 Hz
Imágenes		

Conclusión

El trabajar con equipos cuya función es reemplazar funciones que el cuerpo hace naturalmente, es fácil asemejar aquellos procesos que son meramente mecánicos como la respiración, sin embargo, aquí estamos reemplazando casi en su totalidad a dos sistemas, el cardiaco, así como el respiratorio, pero en específico todas aquellas funciones que se relacionan con la oxigenación a nivel celular.

La simpleza con la que un proceso celular tan complejo y delicado para nuestro cuerpo pueda ser asemejado a través de principios que en su mayoría son principios mecánicos tan fáciles de entender.

Sin embargo, algo que se ha llegado a identificar en las investigaciones realizadas del equipo es que la correspondiente información respecto a los parámetros y condiciones óptimas para poder operar este equipo, al menos en el sentido que permita a los pacientes a no tener repercusiones en el futuro no está bien identificada, a manera que operar este equipo conlleva un cierto riesgo adicional al que ya conlleva un paciente con la necesidad de recurrir al uso de este.

A la vez, por lo mencionado previamente es que el uso prolongado de este equipo no es sustentable, no solo por las condiciones físicas a las que se debe de someter al paciente para poder entrar en un estado físico adecuado para poder llevar a cabo las funciones correctamente, sino que también que, a la larga, como se ha mencionado ya, esto no es bueno para la salud del paciente llevando a más complicaciones.

Aunado a esto al basarse en su mayoría de procesos físicos, que conllevan maquinaria de un tamaño decente, la portabilidad de esta clase de equipos no es viable aun, cosa que se tendría que solucionar cambiando el modo de operación del equipo para poder ver la posibilidad de incorporar partes más pequeñas para el mismo.

Esto equipo ha sido de especial interés para mí, ya que a pesar de no saber nada antes de leer e investigar al respecto de este, había tenido la curiosidad de cómo se mantenía con vida a una persona con problemas cardiacos que debía ser llevado a cirugía de la misma, sin tener que recurrir a transfusión de sangre, y como muestra este aparato, esto es en esencia muy simple, sin embargo, saber que existía en un ambiente médico y que es activamente usado, ha sido una sorpresa grata.

Bibliografía

Chauveau N, Van Meurs W, Barthelemy R, Morucci JP. Automatic modules for extracorporeal circulation control. *Int J Artif Organs*. 1990 Oct;13(10):692-6. PMID: 2254047.

Cohn, L. H. & Adams, D. H. (2017a). *Cardiac Surgery in the Adult 5/e (English Edition)* (5.^a ed.). McGraw Hill / Medical.

colaboradores de Wikipedia. (2019, 23 octubre). *Sulfato de protamina*. Wikipedia, la enciclopedia libre. https://es.wikipedia.org/wiki/Sulfato_de_protamina

Defectos cardíacos congénitos. (s. f.).

<https://medlineplus.gov/spanish/congenitalheartdefects.html>

Enfermedad cardíaca - Síntomas y causas - Mayo Clinic. (2022, 25 agosto).

<https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/heart-disease/symptoms-causes/syc-20353118>

Enfermedad pulmonar. (s. f.). <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000066.htm>

Enfermedades de las válvulas del corazón. (s. f.).

<https://medlineplus.gov/spanish/heartvalvediseases.html>

Extracorporeal Devices and Related Technologies. (2015a, febrero 24). Clinical Gate.

<https://clinicalgate.com/extracorporeal-devices-and-related-technologies/>

Gaspar Torrati, F. (s. f.-a). Extracorporeal circulation and complications during the immediate postoperative period for cardiac surgery. *ACTA*.

<https://www.scielo.br/j/ape/a/Kmg3ZtyYgvH3n3MTnhRfwxg/?format=pdf&lang=en>

Heparina inyectable: MedlinePlus medicinas. (s. f.).

<https://medlineplus.gov/spanish/druginfo/meds/a682826-es.html>

Ibáñez, A. (2022, 18 julio). *Cristaloides y coloides en la reanimación del paciente crítico*.

Campus Vygon. <https://campusvygon.com/cristaloides-coloides/>

InformedHealth.org [Internet]. Cologne, Germany: Institute for Quality and Efficiency in Health

Care (IQWiG); 2006-. How do lungs work? 2016 Nov 3 [Updated 2016 Nov 3].

Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK401240/>

Lequier L, Horton SB, McMullan DM, Bartlett RH. Extracorporeal membrane oxygenation

circuitry. *Pediatr Crit Care Med*. 2013 Jun;14(5 Suppl 1):S7-12. doi:

10.1097/PCC.0b013e318292dd10. PMID: 23735989; PMCID: PMC3742331.

Miocardopatía - Síntomas y causas - Mayo Clinic. (2022, 19 julio).

<https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/cardiomyopathy/symptoms-causes/syc-20370709>

Newton HS, Niles SD, Ploessl J, Richenbacher W. Electrostatic potential generated during

extracorporeal pump prime circulation before cardiopulmonary bypass initiation. *J Extra*

Corpor Technol. 2007 Mar;39(1):39-42. PMID: 17486872; PMCID: PMC4680680.

Popelier, P. (2022a). *Dynamic Federalism: A New Theory for Cohesion and Regional Autonomy*.

Routledge.

STOCKERT. (2006a). *S5 Perfusion System* (Patent N.º 10-81-35). SORIN GROUP

DEUTSCHLAND GMBH. <https://icmi.mx/images/folletos/Stockert-S5.pdf>

Terumo®. (2015a). *Terumo® Advanced Perfusion System 1* (Patent N.º 801763). USDA.

<https://simedcorp.com/en/wp-content/uploads/2020/10/Terumo-System-1-Brochure.pdf>

Themes, U. (2018a, diciembre 25). *Extracorporeal Circulation*. Thoracic Key.

<https://thoracickey.com/extracorporeal-circulation/>

Trocchio, C. R. & Sketel, J. O. (1995). *Mechanical Pumps for Extracorporeal Circulation*.

SpringerLink. [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4612-2484-](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4612-2484-6_11)

6_11?error=cookies_not_supported&code=8c6a566c-1096-4047-b1ac-a0755d0906d8