

# Monitores de Hemodiálisis y Biosensores

CARLOS ANTONIO SOLOZÁBAL CAMPOS

Médico Adjunto del Servicio de Nefrología. Hospital Virgen del Camino. Pamplona, Navarra (España)

## INTRODUCCIÓN

Los monitores de hemodiálisis se componen básicamente de dos circuitos, que se entrecruzan en un único punto, el dializador o filtro: circuito extracorpóreo sanguíneo y circuito hidráulico de baño de diálisis.

## CIRCUITO EXTRACORPÓREO SANGUÍNEO

Pueden ser de dos tipos, según la técnica de acceso vascular que se utilice: bipunción y unipunción.

### Circuito para bipunción

Es el circuito estándar ([Figura 1](#)), con dos puntos de acceso al torrente sanguíneo del paciente, uno para la extracción de la sangre (línea arterial) y otro para su retorno desde el dializador (línea venosa).

Precisa de una sola bomba (habitualmente peristáltica de rodillos), que hace progresar la sangre mediante el ordeño de un segmento colapsable ubicado en la línea arterial. La parte posterior, se va expandiendo y aspirando sangre del acceso vascular al generar una presión negativa de succión pre-bomba.

Esta presión, debería ser controlada mediante un medidor de presión (presión arterial PA). Que puede ser de diferentes tipos: manómetro con aislador hidrófobo, diafragma de membrana deformable, o mediante colapso de la línea en un segmento flácido (arterial pressure system [APS]).

La presión arterial (PA) suele ser negativa, situándose en torno a los -150 mmHg (entre -100 y -200 mmHg) y no debiendo superar nunca los -300 mmHg.

La presión post-bomba y prefiltro es siempre positiva, resultando ser la más elevada del circuito sanguíneo. Pero no debe superar los +700 mmHg. Siendo habitualmente controlada mediante otro manómetro a través de un aislador hidrófobo, conectado a la cámara atrapa microburbujas prefiltro o mediante la deformación de la membrana de un diafragma instalado en la línea.

Dentro del filtro, hay siempre una caída de presión por resistencia al paso de la sangre y cumple la Ley de Hagen Poiseuille: “El decremento de presión ( $\Delta p$ ) es directamente proporcional a la viscosidad sanguínea ( $\eta$ ), por la longitud del filtro ( $L$ ), por flujo de sangre ( $Q_b$ ) y por “8”, e inversamente proporcional al número pi ( $\pi$ ), por el radio de la luz capilar elevado a la cuarta potencia” (Fórmula 1).

$$\text{Fórmula 1: Ley de Hagen-Poiseuille: } \Delta p = (8\eta L/\pi^4) Q_b$$

En la línea venosa (postfiltro), es obligatorio controlar siempre la presión presión venosa de retorno. Siendo recomendable no supere

los +300 mmHg. Este control, se realiza mediante un manómetro con aislador hidrófobo conectado a la cámara atrapa-burbujas venosa, que además estará dotada de una malla atrapa-coágulos, para evitar embolismos.

Esta cámara, deberá estar dotada siempre de un control-detección de posibles micro-burbujas de aire. Pudiendo ser por ultrasonidos u otro método, y que ante la presencia de microburbujas o descenso de su nivel, activará un "clamp" para colapsar la línea venosa además de detener la bomba de sangre, salvaguardando así de posibles émbolos aéreos.

La toma para perfundir suero u otro tipo de líquidos, deberá estar situada siempre pre-bomba, para aprovechar la succión y su posterior infusión. Mientras que la bomba de heparinización deberá estar conectada post-bomba, para evitar la absorción de la jeringa.

A lo largo de los diferentes fragmentos de las líneas, existirán "botones" pinchables para toma de muestras.

## Circuito para unipunción

Si sólo se dispone de un punto de canulación vascular ([Figura 2](#)), será precisa una conexión en "Y" para enlazar las líneas arterial y venosa al único punto de acceso sanguíneo.

La técnica de unipunción, puede realizarse de dos formas: con doble clamp y una sola bomba (cabezal único) o con doble bomba (cabezal doble) ([Figura 2](#)) [1].

En ambos métodos, tanto línea arterial como venosa deben disponer de cámara de expansión (pre-filtro y post-filtro), para aumentar la capacidad sanguínea por distensibilidad o compliance del circuito y así conseguir movilizar más sangre en cada ciclo.

Los ciclos, pueden programarse mediante control de las variaciones de presión producidas entre los dos clamps o entre las dos bombas (márgenes de presión).

Con doble clamp y cabezal único ([Figura 2](#)), cuando la bomba funciona el clamp arterial está abierto y el venoso cerrado, aumentando la presión venosa hasta llegar al límite máximo permitido, instante en el que la bomba se detiene, el clamp venoso se abre y el arterial se cierra. Entonces, la presión venosa baja hasta el mínimo programado, momento en el que comienza un nuevo ciclo de succión de bomba, con los clamps invertidos (arterial abierto y venoso cerrado).

En el caso del doble cabezal ([Figura 2](#)), se abre el clamp arterial cuando la bomba arterial se pone en marcha, estando el clamp venoso cerrado y la bomba venosa parada, hasta llegar el margen de presión al máximo. En ese instante, se cierra el clamp arterial y se detiene la bomba arterial, comenzando el retorno sanguíneo al funcionar la bomba venosa con el clamp venoso abierto, hasta que descienda el margen de presión al mínimo, momento en el que comienza un nuevo ciclo de succión.

La diferencial entre los márgenes de presiones máxima y mínima, suele ser de unos 150-200 mmHg. Con máxima entre 200 y 300 mmHg, y mínimas entre 50 y 100 mmHg.

Los rendimientos del método de doble cabezal son superiores a los del cabezal único y doble clamp, por la mayor velocidad y menor tiempo utilizado para la devolución de la sangre, al ser realizado con la bomba de "retorno" y no de forma espontánea por presión acumulada. Además, presenta mínimas recirculaciones, de escasamente un 20%.

Dada la posibilidad de que el aislador hidrófobo de control de márgenes de presión se pueda mojar o ensuciar y no transmitir la presión,

en ese caso la bomba no se detendría, con el riesgo que supone poder estallar el circuito. Por esto, todos los monitores llevan incorporado un segundo tipo control o “guardas”.

Estos pueden ser: “guardas” de vueltas y “guardas” de tiempos. Los “guardas” de vueltas, detienen las bombas cuando han dado las vueltas programadas por ciclo como necesarias para haber elevado los márgenes de presión al máximo, o las precisas para bajarla al mínimo. Los “guardas” de tiempo, controlan las bombas con un máximo de tiempo de funcionamiento en cada ciclo (segundos). De esta forma, aunque las presiones no se traduzcan, las bombas se detendrán y avisarán de que algo sucede, si han estado funcionando más segundos de los autorizados en cada ciclo, como sucede con los “guardas” por vueltas.

## CIRCUITO HIDRÁULICO Recuerdo histórico

Los monitores de hemodiálisis han evolucionado mucho a lo largo de los años. En 1950 ya se disponía, para su utilización en clínica del primer riñón artificial de tambor rotatorio de Kolff-Brigham [2].

Los circuitos hidráulicos se fueron perfeccionando, pasando del riñón rotatorio al monitor de recirculación de cuba, y después al de recirculación de paso único (recirculation single pass - RSP), hasta llegar a los actuales de paso único (single pass system - SPS), cerrados o abiertos, o mejor dicho, de flujo continuo o alterno y siempre con diferentes controles volumétricos de ultrafiltración.

## Monitores de paso único (SPS)

La característica principal de estos monitores de hemodiálisis (Figura 3) es la ausencia de recirculación de baño, con producción y utilización constante del baño de diálisis (dialysate).

El monitor fabrica el baño de diálisis mediante la mezcla de un concentrado de electrólitos y/o sales con agua pura tratada (osmotizada), o ultrapura si dispone de ultrafiltro de entrada. La mezcla se realiza en unas proporciones aproximadas de una parte de concentrado, por unas 32-36 partes de agua. Así, se consiguen la osmolalidad y concentraciones electrolíticas deseadas. Estando siempre controladas mediante registro continuo de la conductividad eléctrica de la mezcla (conductivímetro).

La conductividad de un fluido nos manifiesta su salinidad, siendo dependiente del sodio en más del 98,5%. Unos 138 mEq/L de sodio (a 25°C), nos proporciona una conductividad de 14,0 mS/cm, según publicó F. Locatelli en 1995 [17].

Al tratarse de una producción instantánea y de paso único por el dializador, se reducen los riesgos de contaminación del circuito y se evita la saturación del baño, como acontecía en los antiguos monitores de recirculación.

Pocos son los monitores actuales que disponen un ultra-filtro previo, colocado en la conexión a la red de agua tratada osmotizada (ultrafiltro 0), para asegurar la ultra-pureza del agua en el circuito de diálisis.

Se comienza, calentando el agua para favorecer tanto la desgasificación como posterior disolución de las sales en ella. La desgasificación se completará generando presión negativa mediante un “venturi” (punto estrecho en el circuito que origina gran velocidad y presiones negativas en el agua, desgasificándola). Después, se realiza la mezcla del agua desgasificada y calentada a unos 36º C, con los concentrados de sales.

Inmediatamente, se controla la conductividad y temperatura. Si ambas son correctas, el baño se envía al dializador. En caso contrario,

se desechará mediante una derivación hacia el drenaje (bi-pass), hasta que sean correctas, tanto temperatura como conductividad.

En los monitores preparados para HD con baño ultrapuro o para hemodiafiltración (HDF) en línea, se exige un ultrafiltro (ultrafiltro 1) que asegura la ultrapureza del baño preparado. Si el baño es utilizado como líquido de reposición o sustitución intravenosa, o para cebar o retornar el circuito sanguíneo, e incluso para inyectar bolos intravenosos en caso de hipotensión, deberá someterse a una segunda ultrafiltración en el ultrafiltro 2.

Es decir, el baño para hemodiálisis (HD) o hemodiafiltración on-line (HDF), únicamente se ultrafiltra una sola vez (ultrafiltro 1), pero para infundir directamente en la sangre (flujo de infusión o sustitución) debe estar obligatoriamente ultrafiltrado un mínimo de dos veces (ultrafiltros 1 y 2).

Algunos monitores, someten al flujo de infusión a una tercera ultrafiltración mediante otro ultrafiltro externo y desechable ubicado en la línea de reposición (Gambro®).

En el caso de la back-filtration (BF), estaría ultrafiltrada una primera vez en el ultrafiltro 1 y la segunda en el dializador de HD que está retrofiltrando, por lo que cumpliría dos ultrafiltraciones en el flujo de reinfusión.

A la salida del baño del dializador, se controlan las posibles pérdidas hemáticas mediante un sistema óptico de infrarrojos o ultrasonidos, con sensibilidad para detectar pérdidas de 0,5 ml de sangre para un hematocrito del 25% y flujos de baño de 500-800 ml/min. La regulación y el ajuste del sistema, suelen ser automáticos y con auto-test de calibración.

Una de las aportaciones más interesantes de estos circuitos, es la posibilidad de crear o neutralizar variaciones de presión en el compartimiento de baño. Al estar estanco y cerrado entre las dos bombas (flujo y succión), permite neutralizar o crear presiones transmembrana de filtración y controlar el volumen ultrafiltrado.

## Control de ultrafiltración, filtración/retrofiltración, PTM

Los métodos de control de ultrafiltración se pueden agrupar en dos tipos, según sea el circuito básico que utilicen: sistemas abiertos o de flujo continuo y sistemas cerrados o de flujo discontinuo (casi en desuso actualmente).

### Sistemas abiertos o de flujo continuo

Inicialmente estos sistemas ([Figura 4](#)) disponían de una sola bomba de flujo situada tras el dializador, y la presión negativa se provocaba en el baño mediante la estrangulación prefiltro ([Figura 4](#)) [4][5][6].

Pero este esquema de circuito no aseguraba un flujo pre-determinado de baño y era difícil controlar la ultrafiltración. Por eso, se colocaron dos bombas de flujo, una prefiltro para asegurar un flujo constante de baño de diálisis, y la segunda post-filtro ([Figura 4](#)), que podía demandar más y producir una presión de succión o filtración. Pero, aunque se aseguraba un flujo de baño constante, no se podían ajustar ni controlar bien las presiones, ni los volúmenes filtrados. Había que realizar un mejor control del balance de lo ultrafiltrado.

Entonces, se añadió una tercera bomba ([Figura 4](#)). Las dos primeras son las que aseguran flujos constantes, iguales y conocidos de baño. Cerrando y compartimentando además el baño (circuito cerrado), para poder regular las presiones transmembrana. La tercera bomba, es la que realizaba y controlaba el balance de lo ultrafiltrado.

Dado que actualmente se realizan balances convectivos muy potentes, los circuitos deben ser más sofisticados ([Figura 5](#)) y disponen no sólo de bombas de flujo prefiltro y posfiltro (cerrando el circuito), sino de controles exactos de flujos pre-dializador y post-dializador, mediante diferentes medidores de flujo, llamados flujómetros o flujímetros.

Estos, pueden ser de sistemas diferentes: de turbina (como en el monitor Integra, Hospal®), electromagnéticos (como el monitor AK-200, Gambro®), flujómetro diferencial por Coriolis (monitor Formula Therapy, Bellco®), etc. Estas tecnologías, permiten cuantificar con muchísima exactitud, los volúmenes de baño que entran y salen del dializador, contabilizándolo de forma continua.

Los flujómetros están siempre controlados y calibrados por analizadores informáticos (software), que los ajusta periódicamente mediante su estudio en situación de derivación o bypass.

## **Sistemas cerrados o de flujo discontinuo**

Se trata de compartimientos cerrados y estancos que funcionan a ciclos intermitentes. Son circuitos con nula distensibilidad (compliance), lo que impide se produzca filtración trans-membrana a no ser que previamente se extraiga baño del circuito cerrado (estanco). Si es así, pasará de forma convectiva la misma cantidad desde la sangre al baño.

Los circuitos más conocidos en el mercado fueron: los cerrados de serpentín, los de doble cámara bi-compartimental y los de doble cámara mono-compartimental.

### ***Circuitos cerrados de serpentín (4 válvulas)***

Estos circuitos ([Figura 6](#)) están desapareciendo del mercado. Necesitan una cuba previa con capacidad similar a la del serpentín (aproximadamente 2 litros), donde se prepara el baño desgasificado, calentado y con la conductividad idónea.

Una vez listo, se pasa el baño de la cuba para rellenar todo el serpentín, se cierra el circuito y con la bomba de flujo, el baño circula pasando por el dializador (unos 2 min). Mientras tanto, se aprovechan para preparar otro baño de recambio en la cuba.

Cuando todo el baño del serpentín ha pasado por el dializador, se recambia por otro nuevo desde la cuba preparada previamente. Esto provoca una detención del flujo de baño de unos 6 a 18 segundos. Una vez cambiado el baño, comienza un nuevo ciclo.

El serpentín evita la mezcla del baño nuevo con el ya utilizado cuando se procede a su renovación. Cosa que sí sucedería si en vez de serpentín fuese una cuba de volumen similar (de ahí el serpentín).

Si se desea realizar ultrafiltración, se extrae la cantidad deseada baño del circuito cerrado del serpentín, que será obligatoriamente restituido por una cantidad similar filtrada desde el compartimiento sanguíneo, dado que el circuito es rígido y no contraíble ni distensible, no modificable (sin compliance).

### ***Circuitos cerrados de doble cámara bicompartimental (8 válvulas)***

Se componen de circuitos de baño duplicados ([Figura 7](#)), cada uno con su cámara de baño, que hace las funciones del serpentín anteriormente explicado. Las cámaras están divididas a su vez en dos partes o compartimientos, por una membrana impermeable entre ellas.

El baño, se almacena previamente a un lado de la cámara (compartimiento con capacidad de 30 ml), comienza a pasar por el

dializador, retornando al otro lado de la cámara. Cuando ha pasado todo, se interrumpe el circuito y se introduce nuevo baño en el primer compartimiento, lo que desplaza la membrana del segundo y provoca su vaciado. Mientras tanto, la otra cámara suministrará el flujo de diálisis.

Esto hace que el flujo de baño sea intermitente, cada 4 segundos, y se interrumpe instantáneamente con el cambio de cámaras.

### **Circuitos cerrados de doble cámara monocompartmental (8 válvulas)**

Son circuitos aún utilizados en el mercado. Constan también de doble circuito y dos cámaras mono-compartmentales ([Figura 8](#)). El baño sale de una de las cámaras, pasa por el dializador y retorna a la misma cámara. Mientras tanto, la otra cámara se llena de dialisate nuevo y se vacía por arrastre el baño ya utilizado en el ciclo anterior.

Al disponer de doble cámara y circuitos, los cambios de ciclo son prácticamente instantáneos, sin que se pierda tiempo de diálisis por falta de suministro de baño, como acontece en los circuitos de serpentín (cámara) único.

### **Filtración, Retrofiltración, Ultrafiltración**

Actualmente, todos los monitores controlan de forma volumétrica los transportes convectivos o filtración. Lo realizan mediante diferentes sistemas: mecánicos, electrónicos, flujómetros diferenciales, turbinas electromagnéticas, sistema Coriolis ..etc.

Deben ser cada vez más fiables, ya que cada día son más elevadas las cantidades filtradas y demandadas en las sesiones de hemodiálisis (HD). Teniendo su máxima expresión, durante las técnicas de Hemodiafiltración online (HDF on-line) pre-dilucional.

Controlar de forma segura y sin errores volúmenes tan elevados (de unos 6 a 8 litros por hora en la HDF online post-dilucional o de 12 a 16 L/h en técnicas de HDF pre-dilucional o Mid-dilución), exige sistemas de medición volumétricos muy exactos, fiables y auto-calibrables.

Nunca podrán estar basados en el control de presión transmembrana (PTM) o el coeficiente de ultrafiltración (Kuf) de un filtro, dado que tanto la PTM que nos suministran los monitores como los Kuf que nos aporta el fabricante no son reales, al estar basados en evaluaciones in vitro y además de ser cambiantes durante la sesión de diálisis.

Para conocer la PTM real, los monitores deberían disponer de cuatro sensores de presión. Dos en el circuito de sangre (pre-filtro y post-filtro) y otros dos en el compartimento de baño (entrada y salida). Pero la mayoría de los monitores no controlan las cuatro presiones y cuando lo hacen, no las utilizan para el cálculo de la presión transmembrana.

Además, deberíamos conocer las presiones oncóticas, cosa que ningún monitor controla. Por otra parte, el coeficiente de ultrafiltración del filtro no es una constante y es muy diferentes a lo largo de la sesión.

En resumen: el transporte convectivo o filtración se controla siempre volumétricamente y ningún monitor tienen en cuenta la presión transmembrana o el coeficiente de permeabilidad de los filtros para el cálculo de los mismos.

La presión prefiltro ( $P_{bi}$ ), siempre es la más elevada del circuito sanguíneo ([Figura 9](#)). Aumentando (según Ley de Hagen-Poiseuille) básicamente: cuanto menor es la luz capilar (factor más relevante por estar elevado a la cuarta potencia), cuanto mayor sea la longitud de las fibras o menor número de capilares del mazo (menor superficie) y cuanto mayor sea la viscosidad sanguínea ( $\eta$ ) o el flujo de

sangre (Qb) (Fórmula 1).

La presión de salida del filtro o venosa (Pbo), es siempre inferior a la de entrada, debido a la caída de presión intrafiltro por la resistencia (R). Dependiente de factores como: densidad ( $\eta$ ), longitud del filtro (L) y radio de la luz capilar ( $r_4$ ) por pi ( $\pi$ ) (Fórmula 2).

$$\text{Fórmula 2: Resistencia : } R=8\eta L/\pi r^4$$

Hay que tener presente, que la presión venosa es dependiente básicamente de las características del acceso vascular disponible y del flujo de sangre utilizado, pero repercute también de forma retrógrada en la presión prefiltro.

$$P_{bi} = P_{bo} + \Delta P$$

La presión de entrada del baño (Pdi), también será mayor que la de salida y dependiente principalmente del flujo de baño utilizado (Qd), además del diseño o reología del filtro. La presión de salida de baño (Pdo) se elevará, si reducimos el balance negativo (menor ultrafiltración) o cuanto utilizamos grandes filtros con alta permeabilidad y coeficientes de filtración (Kuf) elevados.

Como se puede apreciar en la [\(Figura 9\)](#), las presiones del compartimento de sangre y del baño, se suelen cruzar. No solo durante las hemodiálisis estándar, también suele hacer durante la hemodiafiltración on-line (oHDF). Máxime, si se trata de filtros muy permeables.

Todo esto implica que durante las técnicas de hemodiálisis, siempre suele existir en una parte del dializador trabajando en filtración (F) y en otra en retrofiltración (BF). Lo ultrafiltrado (Quf) o balance negativo realizado, será igual a la diferencia entre lo filtrado (Qf) y lo retrofiltrado (Qbf).

Deberemos pues asegurar siempre baños de diálisis ultrapuros, dado que se trata en realidad de una hemodiafiltración on-line tipo postdilucional, donde la infusión se realiza intra-filtro en lugar de post-filtro, denominándose hemodiafiltración interna (iHDF).

## Presión Transmembrana (PTM)

La presión trans-membrana (PTM) se le define como: “el gradiente de presiones que existe dentro del dializador, entre el compartimento sanguíneo (media presión en sangre (Pb) - Presión oncótica (Ponc)) y el líquido de diálisis (media de presión en baño (Pd))”.

$$PTM = (P_b - P_{onc}) - P_d$$

Si obviamos la presión oncótica:

$$PTM = (P_b - P_d)$$

La Pb será la semisuma de presiones de entrada y salida en sangre y la Pd la semisuma de presiones de entrada y salida en baño:

$$PTM = (P_{bi} + P_{bo})/2 - (P_{di} + P_{do})/2$$

Pero los monitores de diálisis no controlan la Pdi, por lo que suelen calcular la PTM como (Fórmula 3):

$$\text{Fórmula 3: } (P_{bi} + P_{bo})/2 - P_{do}$$

E incluso, frecuentemente la calculan de forma más sencilla (Fórmula 4)

Fórmula 4:  $P_{bo} - P_{do}$

Los monitores que se acercan más a la realidad, lo hacen añadiendo un factor de corrección numérico para aproximarse a la presión media en baño (Fórmula 5).

Fórmula 5:  $(P_{bi} + P_{bo})/2 - (P_{do} + 30)$

En resumen, la PTM que nos suministran los monitores no se corresponde con la realidad y además será diferente según el cálculo de cada monitor. No podemos evaluar lo ultrafiltrado en base a la PTM.

Por otro lado, como observamos la presión transmembrana es positiva al inicio del filtro (sobre todo en los capilares periféricos que es donde se produce la filtración) y posteriormente la presión se hace negativa, (principalmente en los capilares centrales del mazo, que es donde acontece básicamente la retrofiltración).

Lo ultrafiltrado, será la diferencia entre lo filtrado y lo retrofiltrado. Y deberá vigilarse mediante control volumétrico de la cantidad de baño que entra y sale del dializador.

La retrofiltración, en condiciones adecuadas de baños ultrapuros, no solo no es un fenómeno negativo sino todo lo contrario, es muy positiva. Potencia el transporte convectivo, con todo lo que implica de beneficioso. Se trataría de una hemodiafiltración en línea tipo postdilucional, espontánea y autoregurable, que no precisa de bombas o control de volumen infundido. Si la potenciamos, puede ser tan eficiente como la clásica HDF on-line (oHDF) con infusión postdilucional o post-filtro.

Para potenciar la iHDF deberemos aumentar la filtración. Esto se consigue con filtros muy permeables, de gran superficie, con capilares más largos, de luces capilares reducidas (diámetros inferiores a 200 micras) y flujos de baño elevados [19].

Pero en el futuro, modificaciones en los diseños de los filtros pueden hacer que la hemodiafiltración interna (iHDF) iguale o incluso supere, la eficiencia de la oHDF estándar. Así lo auguran los trabajos del Dr. Ronco con su modificación "O-ring" [6].

Con el fin de incrementar tanto filtración como retrofiltración (F/BF), creo que en el futuro se impondrán modificaciones en la configuración de las carcasas de los filtros, pasando de ser como las actuales más o menos cilíndricas, a nuevas morfologías en forma de diábolo. Pero con la estrangulación centrada o descentrada hacia el lado arterial cuanto más permeable sea el filtro (Figura 10).

Pero para mejor conocimiento y control de los fenómenos de Filtración/Retrofiltración, necesitaremos disponer en el futuro de software que analicen y evalúen de forma iterativa tanto la cantidad de volumen de suero transferidos de sangre a baño por minuto como la cantidad de baño retrofiltrado en sentido contrario, para así poder calcular el balance final de ultrafiltrado [20][21].

Creo que los modelos matemáticos futuros que nos evalúen las cuantías filtradas y retro-filtradas, estarán basados en el control de presiones a la entrada y salida de los compartimentos de sangre y baño del filtro, con posterior cálculo de las áreas de filtración y retrofiltración. Pero necesitarán calcular los coeficientes de permeabilidad de filtración ( $K_f$ ) y retrofiltración ( $K_{bf}$ ) de cada filtro y reevaluarlos periódicamente, dado que son muy diferentes y variables a lo largo de una sesión.

Estos coeficientes deberán ir expresados en mililitros, por unidad de área en vez de por mm/Hg de PTM, como se suelen expresar



ahora.

Para conocer las dos incógnitas (Kf - Kbf), necesitamos crear periódicamente dos situaciones funcionales comparables y valorar el comportamiento del filtro en cada momento. Por ejemplo: analizamos las variaciones que se producen en las presiones de los dos compartimentos al modificar únicamente la ultrafiltración. Se modifica momentáneamente la ultrafiltración (UF) de 1000 cc/h a UF de 2000 cc/h y se compara la repercusión que tiene en las presiones, con lo que se resuelven las dos incógnitas Kf y Kbf (expresadas en cc/unidad de área/hora).

De esta manera, podremos valorar la eficacia volumétrica convectiva y reinfusión intrafiltro (iHDF) y compararla con la oHDF postd-ilucional.

## BIOSENSORES

Durante las sesiones de hemodiálisis, el circuito extracorpóreo sanguíneo forma parte del sistema cardiovascular del paciente. Por ello, el control y análisis de determinadas variables en los circuitos, permitirán conocer alteraciones que se están produciendo en el medio interno de los enfermos [\[8\]\[9\]](#).

La última década del siglo xx supuso un gran avance en este sentido. Aparecieron los primeros “biosensores”, que controlan y analizan las variaciones de determinados parámetros, tanto en el circuito de sangre como en el de baño de hemodiálisis, e incluso pueden responder de forma automática ante determinadas circunstancias mediante servomecanismos o “biofeedback”.

### Biosensor de volemia

Con el fin de vigilar o evitar alteraciones hemodinámicas e hipotensiones en las hemodiálisis, se ideó un sensor que controla cada segundo las variaciones del hematocrito (Crit-Line, Hemoscan) o la viscosidad sanguínea (BVM) [\[10\]\[11\]\[12\]](#).

Estos métodos indirectos de control de las variaciones de la volemia se basan en la ley de conservación de masas: “si la cantidad de una sustancia X no sufre variación durante la sesión de diálisis, las variaciones en su concentración serán exclusivamente debidas a la modificación del volumen en el que está disuelta”.

Así, si el hematocrito o la viscosidad aumentan, es porque la volemia ha descendido en igual porcentaje y a la inversa.

El biosensor Crit-Line (Línea Crítica) es un emisor/detector de dos haces de rayos infrarrojos, que analiza la absorción y dispersión de la luz transmitida a través de la sangre completa, en el momento en que atraviesa una cámara rígida. El BVM (Blood Volume Monitor-Fresenius®) analiza las variaciones de viscosidad mediante ultrasonidos.

Si el volumen acuoso (suero) en sangre baja, aumenta el porcentaje de hematocrito o viscosidad en sangre, y al revés. Es decir, cuando el hematocrito o viscosidad crece es porque la volemia ha bajado y a la inversa. Una curva es el espejo de la otra.

La reducción elevada de volumen de suero en sangre, máxime si es realizada en poco tiempo, indicará que la hipovolemia puede propiciar hipotensión y que el paciente está sufriendo una ultrafiltración muy superior al rellenado vascular (refilling). Por el contrario, si la volemia crece o se mantiene constante, nos inclinaremos a pensar que podemos hacer mayores balances negativos si los precisamos, sin esperar cambios sustanciales hemodinámicos.

Rangos de ultrafiltración que superen los 0,25 ml/min/kg de peso, parecen incrementar exponencialmente los episodios de hipotensión sintomática. Un descenso moderado y progresivo de un 1-3% por cada litro de balance negativo, hasta un determinado límite, será soportado mucho mejor por el paciente.

Los descensos de volemia pueden ser inicialmente mayores, pero al final de la sesión de hemodiálisis, cuando las reservas acuosas intersticiales se agotan, solo se soportan variaciones mínimas en la volemia.

## **Biofeedback de volemia (HemoControl TM)**

La ultrafiltración o balance negativo, está limitado por el ritmo e intensidad del relleno vascular (refilling) de cada paciente, en cada momento. Sabemos, que las variaciones del sodio de diálisis modifican la natremia y ésta a su vez el relleno vascular, así como la actividad del sistema nervioso autónomo, la hemodinámica o las resistencias periféricas [\[12\]\[13\]\[14\]](#).

De acuerdo con estos principios, se ha diseñado el sistema de control biofeedback - Hemocontrol®. El sistema controla la volemia mediante dos variables independientes: ultrafiltración y conductividad ([Figura 11](#)).

El control de los cambios en la volemia lo realiza por la medición continua de la hemoglobina, mediante un sistema óptico de absorbancia (Hemoscan®, Hospal-Dasco).

Previamente hay que definir y programar:

- a. Los márgenes de conductividad máxima (Condmáx) y mínima (Condmín) que se van a poder utilizar y la conductividad equivalente final (Condeq), según el modelo matemático cinético bicompartimental de sodio descrito por Pedrini [\[15\]](#), con el fin de evitar balances positivos de sodio.
- b. También el rango de ultrafiltración máxima y mínima (UFmáx/mín) dentro del que se puede mover, así como el volumen total que se va a extraer.
- c. Y la ratio de contracción porcentual de volemia por litro ultrafiltrado (%V/L de UF). Normalmente deberá estar entre el 1 a 3% de decremento de volemia por litro ultrafiltrado total.

Con estos datos, el software del Hemocontrol elabora la curva-perfil de contracción de la volemia permitida a lo largo de la sesión de diálisis. El punto inicial será el cero "0" y el final será igual a la ratio por la ultrafiltración total. Siendo el descenso inicial el más elevado (2/4 del total), después baja a ¼ y en la mitad final solo desciende otro cuarto.

En todo momento, se realiza la ultrafiltración máxima posible. Si se contrae la volemia demasiado, el sistema responde bajando la ultrafiltración y/o aumentando la conductividad para mejorar el relleno vascular ([Figura 11](#)). Siempre que no realice balance positivo de sodio, según el modelo matemático de conductividad equivalente (Condeq), por lo que en la última hora de la sesión de hemodiálisis no realiza elevaciones de conductividad y mantiene la volemia únicamente variando la cuantía de las ultrafiltraciones.

## **Dialisancia iónica DiaScan - OCM ® (Online Clearance Monitoring-Fresenius®)**

Dado que el soluto con mayor presencia en el baño de hemodiálisis es el cloruro sódico, que representa el 94% de su conductividad

global, la dialisancia iónica global es fundamentalmente debida a la dialisancia de

cloruro sódico. Y como los pesos moleculares de la urea y del cloruro sódico son similares (60 frente a 58), el aclaramiento de urea es similar a la dialisancia de cloruro sódico [15 -16 -17-18] .

La monitorización estándar de la conductividad, tanto a la entrada como a la salida del dializador, permite calcular la dialisancia iónica y la conductividad plasmática del paciente, e incluso el balance iónico global (DIASCAN - Monitoring System- Baxter®)(OCM- Online Clearance Monitoring-Fresenius®)

Los sistemas investigan los aclaramientos de urea realizados a lo largo de la sesión de diálisis y sus variaciones, obviando la recirculación del acceso y con el flujo sanguíneo efectivo. Con ello tendremos un Kt real de cada diálisis, sin necesidad de vampirizar al paciente realizando muestras analíticas.

### **Biofeedback de conductividad plasmática (Diacontrol TM)**

Este sistema utiliza un software que tiene en cuenta las conductividades utilizadas durante la sesión diálisis para valorar los balances de sodio realizados y junto al peso seco, así como el volumen de distribución de urea del paciente, analizará la conductividad plasmática y define automáticamente la conductividad del baño necesaria para que la natremia final sea la deseada.

### **Biosensor de temperatura sanguínea (BTM)**

El sistema BTM (Blood Temperature Monitor), está compuesto por dos sensores que monitorizan en todo momento la temperatura sanguínea en la línea arterial y en la venosa, de forma no invasiva.

Esto permite tanto, cuantificar los efectos de la hemodiálisis sobre la temperatura corporal central, como realizar balances de energía.

Podremos realizar hemodiálisis “termoneutra”, cuya finalidad es conseguir balances energéticos iguales a cero, o hemodiálisis “isotérmica”, cuyo objetivo es mantener estable la temperatura corporal central.

También permite conocer la recirculación del acceso, mediante la emisión de un bolo térmico dispensado por el baño y enviado al acceso por la línea venosa, valorando posteriormente en que porcentaje vuelve por la rama arterial (recirculación porcentual). Que multiplicado por los centilitros de flujo de bomba sanguíneo (Qb), nos dará la recirculación absoluta que tenemos cada minuto.