



Capítulo 18

Monitores de hemodiálisis. Biosensores

Carlos Antonio Solozábal Campos

1. INTRODUCCIÓN

2. CIRCUITO EXTRACORPÓREO SANGUÍNEO

- 2.1. Circuito para bipunción
- 2.2. Circuito para unipunción

3. CIRCUITO HIDRÁULICO

- 3.1. Recuerdo histórico
- 3.2. Monitores de paso único (SPS)
- 3.3. Control de ultrafiltración

4. BIOSENSORES

- 4.1. Biosensor de volemia
- 4.2. Dialisancia iónica Diascan-OCM
- 4.3. Biosensor de temperatura sanguínea (BTM)

5. BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

1. INTRODUCCIÓN

Los monitores de hemodiálisis se componen básicamente de dos circuitos que se entrecruzan en el dializador: el circuito extracorpóreo sanguíneo y el circuito hidráulico.

2. CIRCUITO EXTRACORPÓREO SANGUÍNEO

Pueden ser de dos tipos, según la técnica de acceso vascular que se utilice (bipunción o unipunción).

2.1. 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 y otro para su

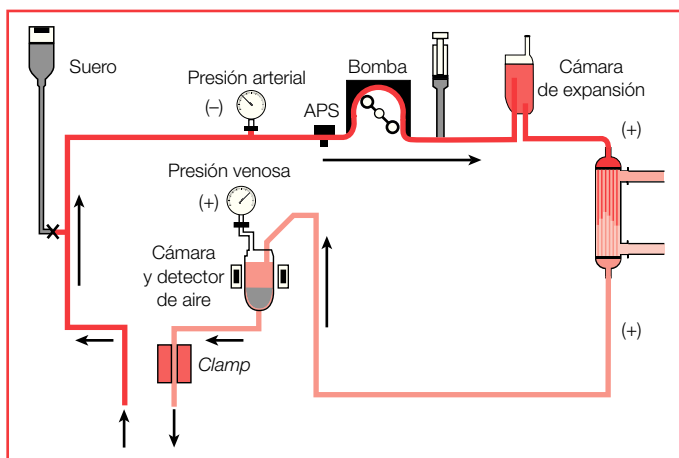


Figura 1
Circuito sanguíneo. Bipunción.

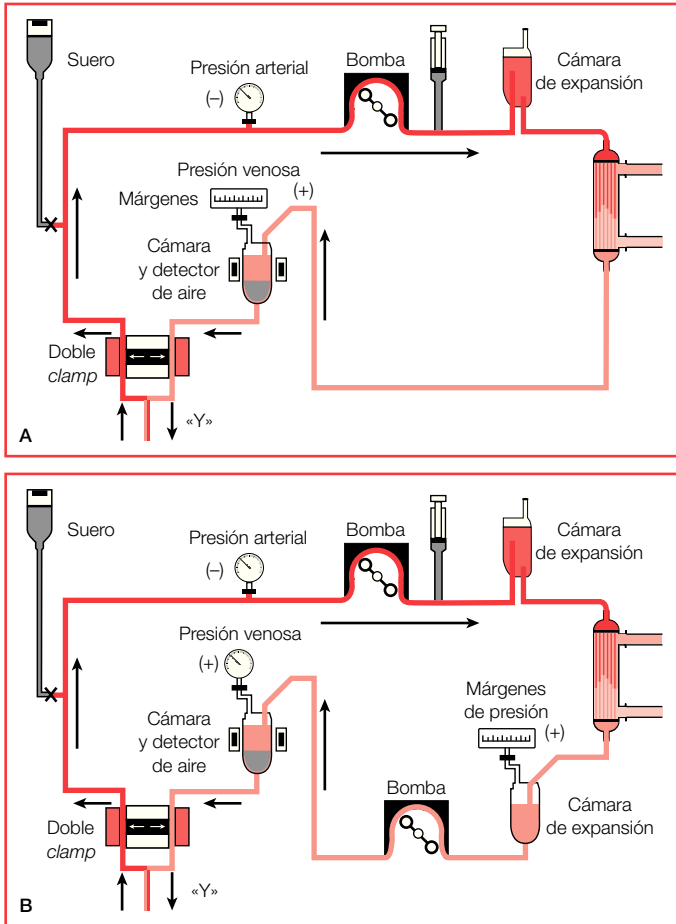
retorno. Precisa de una sola bomba, que succiona de la llamada línea arterial, generando una presión negativa que debe ser controlada (presión arterial) por medidor de la presión, que suele situarse en torno a los -150 mmHg (entre -100 y -200 mmHg, sin superar nunca los -300 mmHg), o por colapso en línea o en segmento prebomba (*arterial pressure system* [APS]). La presión posbomba (prefiltro) se hace positiva, y posteriormente intrafiltro se produce una caída de la presión. En la línea venosa se controla la presión (presión venosa de retorno), que se recomienda que no supere los 300 mmHg.

2.2. Circuito para unipunción

Si sólo se dispone de un punto de canulación para el acceso (**figura 2**), se precisa una conexión en Y para conectar 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 simple) (**figura 2, A**), o con doble bomba (cabezal doble) (**figura 2, B**).

En ambos métodos, la línea arterial y la venosa deben disponer de cámara de expansión para aumentar la distensibilidad del circuito sanguíneo y poder movilizar más sangre en cada ciclo.

**Figura 2**

Circuitos sanguíneos unipunción: cabezal simple (A) y doble (B).

Los ciclos pueden programarse mediante el control de las variaciones de presión producidas entre los dos *clamps* o entre las dos bombas (márgenes de presión). En el doble *clamp*, la única bomba de rama arterial puede funcionar de forma constante, y los *clamps*, alternándose, controlan los ciclos. La diferencial entre presión máxima y mínima suele ser de unos 150 mmHg.

Cuando se consigue la presión máxima (entre 200 y 300 mmHg), se abre el *clamp* venoso o se pone en marcha la bomba de rama venosa, y se cierra el *clamp* arterial o se detiene la bomba arterial (según se trate de doble *clamp* o de doble cabezal). Y a la inversa, cuando baja la presión (entre 50 y 75 mmHg), se abre el *clamp* arterial o entra a funcionar la bomba arterial, y se cierra el *clamp* o se detiene la bomba venosa.

Los rendimientos del método de doble cabezal son superiores al de cabezal simple de doble *clamp*, y presentan recirculaciones alrededor del 20%.

3. CIRCUITO HIDRÁULICO

3.1. Recuerdo histórico

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

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 los actuales de paso único (*single pass system* [SPS]), cerrados o abiertos, o mejor dicho, de flujo continuo o alterno, y con diferentes controles volumétricos de ultrafiltración.

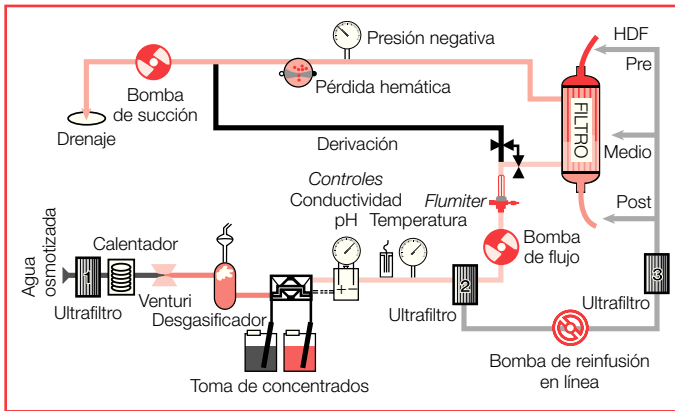
Además del circuito hidráulico, los monitores tienen un circuito sanguíneo, impulsado por bomba de rodillos (*roller*).

3.2. Monitores de paso único (SPS)

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

El monitor fabrica el baño de diálisis mediante la mezcla de un concentrado de electrolitos y/o sales con agua tratada, con pureza químico-bacteriológica (ultrapura). La mezclar se realiza en unas proporciones aproximadas de una parte de concentrado por unas 32-36 partes de agua. Así, se consiguen la osmolalidad y las concentraciones electrolíticas deseadas, y está siempre controlada mediante el registro continuo de la conductividad eléctrica de la mezcla (conductímetro).

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

**Figura 3**

Monitor de paso único. HDF: hemodiafiltración.

Los monitores actuales suelen disponer de un filtro previo, colocado en la conexión a la red de agua tratada (ultrafiltro 1), para asegurar la pureza bacteriológica del agua osmotizada.

Posteriormente se procede al calentamiento del agua y su desgasificación, para más tarde realizar la mezcla del agua con el concentrado de diálisis. Una vez controlada la conductividad y la temperatura, si son correctas, el baño se envía al dializador; en caso contrario, se desechará mediante una derivación hacia el drenaje.

En los monitores preparados para baño ultrapuro o para hemodiafiltración (HDF) en línea, existe un segundo ultrafiltro (ultrafiltro 2) que asegura la ultrapureza del baño para su utilización como líquido de reposición o sustitución intravenosa. También se usa para cebar o retornar el circuito sanguíneo, e incluso para inyectar bolos intravenosos en caso de hipotensión. Existen monitores que disponen de un tercer ultrafiltro de un solo uso para HDF en línea (ultrafiltro 3), situado en la línea de reinfusión o sustitución.

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 25% de hematocrito y flujos de baño de 500-800 ml/min. La regulación y el ajuste del sistema suelen ser automáticos y con autotest de calibración.

Una de las aportaciones más interesantes de estos circuitos es la posibilidad de crear y neutralizar variaciones de presión en el compartimiento de baño, lo que permite conocer la presión transmembrana de ultrafiltración.

3.3. Control de ultrafiltración

Los métodos actuales de control de ultrafiltración disponibles en el mercado se pueden agrupar en dos sistemas, según el circuito básico que utilicen: son los sistemas abiertos o de flujo continuo, y los cerrados o de flujo discontinuo.

3.3.1. Sistemas abiertos o de flujo continuo

Inicialmente estos sistemas (**figura 4**) disponían de una sola bomba de flujo situada tras el dializador, y se provocaba la presión negativa en el baño mediante la estrangulación prefiltro (**figura 4, A**).

Pero este esquema de circuito no aseguraban un flujo de baño constante, 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 posfiltro (**figura 4, B**), que podía demandar más y producir una presión de succión o ultrafiltración. Pero, aunque se aseguraba un flujo de baño constante, no se podían regular ni controlar bien las presiones. Había que realizar un mejor control del balance de lo ultrafiltrado.

Entonces se añadió una tercera bomba (**figura 4, C**). Las dos primeras son las que aseguran flujos constantes y conocidos de baño, y cierran además el circuito (circuito cerrado) para poder regular la presión transmembrana, y la tercera bomba realizaba y controlaba el transporte convectivo.

Con el fin de obtener un control volumétrico de lo ultrafiltrado (monitores de control volumétrico), el líquido extraído por la bomba de ultrafiltración pasaba a un recipiente de recogida (**figura 4, D**), donde podía ser medido periódicamente de forma exacta, mediante diferentes sistemas de control de nivel, ultrasonidos, etc.

Dado que actualmente se realizan balances convectivos muy potentes, los circuitos abiertos 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 predializado y posdializado mediante diferentes medidores de flujo, llamados flujímetros. Estos pueden ser de diferentes tipos: de turbina (monitor Integra, Hospal), electromagnéticos (monitor AK-200, Gambro), diferenciales de Coriolis (monitor Formula therapy, Bellco), etc. Estas tecnologías permiten cuantificar con muchísima exactitud el volumen de baño que entra al dializador y el que sale.

Los flujímetros están controlados por un analizador informático que los ajusta periódicamente mediante su estudio y calibración en situación de derivación.

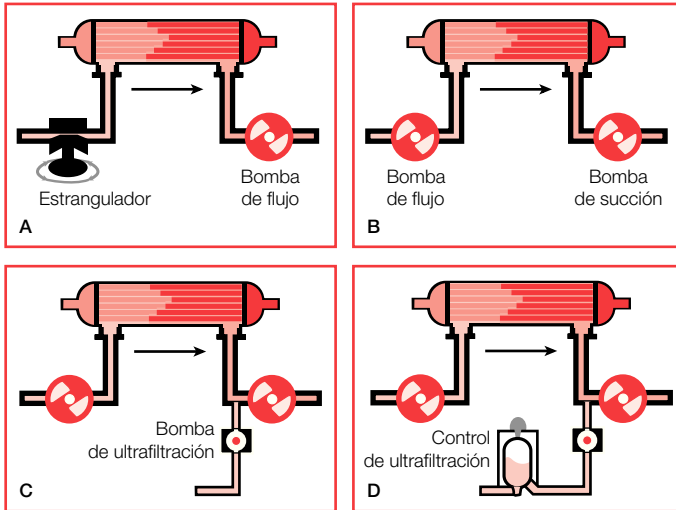


Figura 4

A-D) Circuitos abiertos de hemodiálisis: control de ultrafiltración.

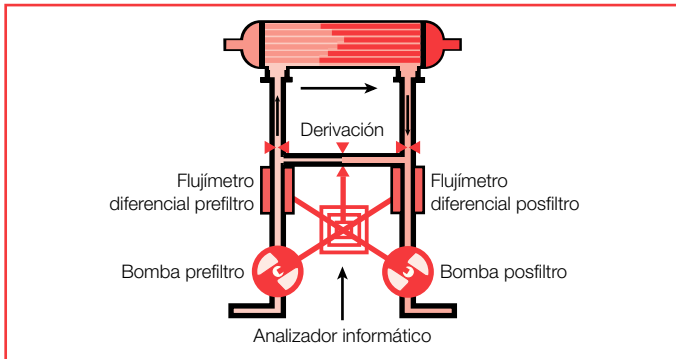


Figura 5

Circuitos abiertos de hemodiálisis: control de flujos-ultrafiltración.

3.3.2. Sistemas cerrados o de flujo discontinuo

Estos sistemas son compartimentos cerrados y estancos que funcionan a ciclos intermitentes. Son circuitos con nula distensibilidad, lo que impide el

transporte convectivo, a no ser que previamente se extraiga baño del circuito cerrado. En ese momento pasará ultrafiltrado en la misma cantidad desde la sangre al baño.

Los circuitos más conocidos en el mercado son: los cerrados de serpentín, los de doble cámara bicompartimental y los de doble cámara monocompartimental.

3.3.2.1. Circuitos cerrados de serpentín (4 válvulas)

Estos circuitos (**figura 6**) están siendo sustituidos. Necesitan una cuba previa con capacidad similar a la del serpentín (aproximadamente 2 l), donde estará preparado 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). Estos momentos se aprovechan para preparar otro baño de recambio en la cuba.

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

Si se desea realizar ultrafiltración, se extrae baño, que será restituido por una cantidad similar de ultrafiltrado del compartimiento sanguíneo.

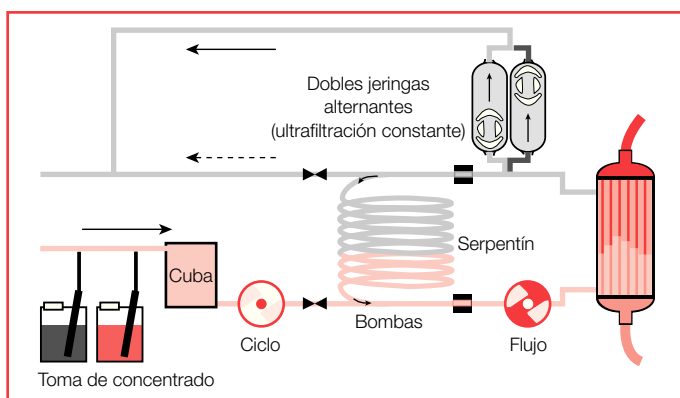


Figura 6

Circuito cerrado de hemodiálisis: circuito de serpentín.

3.3.2.2. Circuitos cerrados de doble cámara bicompartimental (8 válvulas)

Se componen de dobles circuitos (**figura 7**), cada uno con su cámara, que hace las funciones del serpentín, divididas a su vez en dos partes (compartimientos) por una membrana.

El baño se almacena previamente a un lado de la cámara (compartimiento con capacidad de 30 ml). Comienza a pasar por el dializador, y retorna 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, la otra cámara suministra el flujo del baño.

El flujo de baño se emite de forma intermitente cada 4 segundos, y se interrumpe momentáneamente con el cambio de cámaras.

3.3.2.3. Circuitos cerrados de doble cámara monocompartimental (8 válvulas)

Son circuitos muy utilizados en el mercado. Constan de doble circuito y dos cámaras monocompartimentales (**figura 8**). El baño sale de una de las cá-

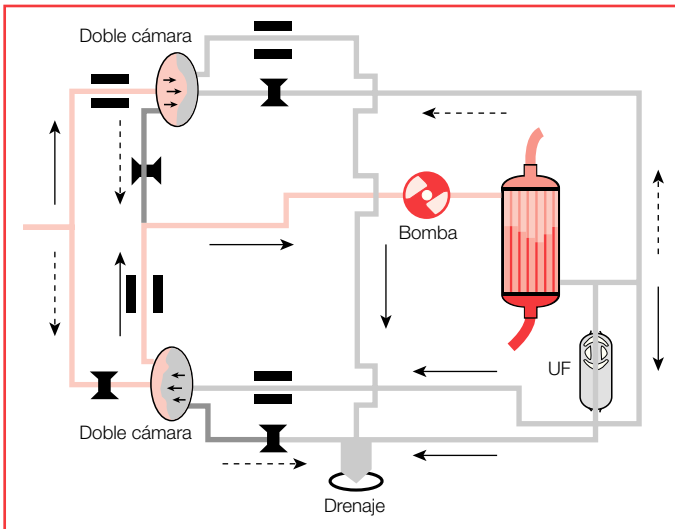


Figura 7

Circuito cerrado de hemodiálisis: circuito de doble cámara bicompartimental. UF: ultrafiltración.

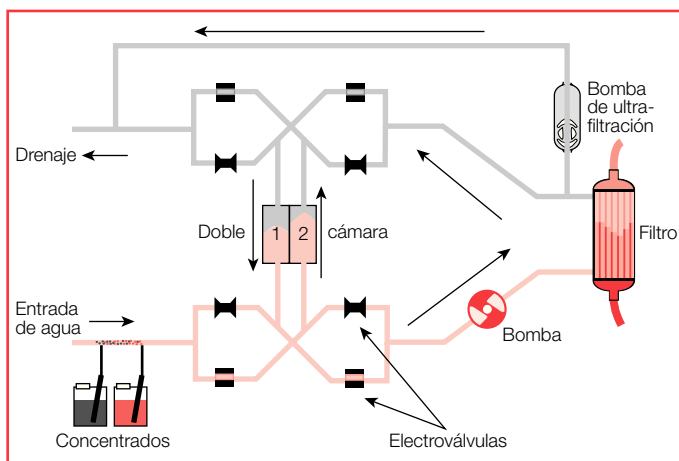


Figura 8

Circuito cerrado de hemodiálisis: circuito de doble cámara monocompartimental.

maras, pasa por el dializador y retorna a la misma cámara. Mientras tanto, la otra cámara se llena de *dialisate* nuevo, y vacía por arrastre el baño ya utilizado en el ciclo anterior.

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

4. BIOSENSORES

Durante las sesiones de hemodiálisis, el circuito extracorpóreo sanguíneo forma parte del sistema cardiovascular del paciente. Por ello, el control y el análisis de determinadas variables en los circuitos permitirán conocer alteraciones que se produzcan en los enfermos o en su medio interno.

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*.

4.1. Biosensor de volemia

Con el fin de controlar o evitar las hipotensiones en hemodiálisis, se ideó un sensor que controlase las variaciones del hematocrito (Crit-Line, Hemoscan) o la viscosidad sanguínea (BVM).

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 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 entera en el momento en que atraviesa una cámara rígida. El BVM analiza las variaciones de viscosidad mediante ultrasonidos

Una reducción porcentual elevada del volumen de sangre realizada en poco tiempo, indicará que la hipovolemia es inminente y que el paciente está sufriendo una ultrafiltración muy superior al rellenado vascular. 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, no se soportan ni variaciones mínimas en la volemia.

4.1.1. Biofeedback de volemia (hemocontrol)

La ultrafiltración debe estar limitada al ritmo e intensidad del rellenado 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 rellenado vascular, así como la actividad del sistema nervioso autónomo, la hemodinámica o las resistencias periféricas.

Bajo estos principios, se ha diseñado el sistema de control biofeedback Hemocontrol®. El sistema controla la volemia mediante dos variables independientes: ultrafiltración y conductividad.

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).

Se definen previamente:

- Los márgenes de conductividad máxima y mínima que se van a utilizar, y la conductividad equivalente final según el modelo matemático cinético bicompartimental de sodio descrito por Pedrini.
- El rango de ultrafiltración máxima y mínima que se va a poder realizar y el volumen total que se va a extraer.
- El ratio de contracción porcentual de volemia por litro ultrafiltrado (normalmente entre 1 y 3 de decremento porcentual de volemia por litro ultrafiltrado).

Con estos datos, el *software* del sistema elaborará una curva-perfil de contracción permitida de la volemia durante la sesión de diálisis.

En cada momento se realiza la ultrafiltración máxima posible, y si se contrae la volemia demasiado, el sistema responde bajando la ultrafiltración y/o aumentando conductividad para mejorar el rellenado vascular, siempre que no realice balance positivo de sodio, según un modelo matemático de conductividad equivalente, por lo que en la última hora no realiza elevaciones de conductividad y mantiene la volemia únicamente variando las ultrafiltraciones.

4.2. Dialisancia iónica Diascan-OCM

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.

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.

El sistema investiga 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 y sin necesidad de realizar muestras analíticas.

4.2.1. Biofeedback de conductividad plasmática (Diacontrol)

Este sistema utiliza un *software* que tiene en cuenta las conductividades utilizadas durante la diálisis, el peso seco y el volumen de distribución de urea del paciente. Analiza la conductividad plasmática y automáticamente

define la conductividad del baño necesaria para que la natremia final sea la deseada.

4.3. Biosensor de temperatura sanguínea (BTM)

Este sistema está compuesto por dos sensores que monitorizan en todo momento la temperatura sanguínea en las líneas arterial y venosa, de forma no invasiva.

Esto permite cuantificar los efectos de la hemodiálisis sobre la temperatura corporal central y realizar balances de energía. Podremos realizar hemodiálisis termoneutras, cuya finalidad es conseguir balances energéticos igual a cero, o hemodiálisis isotérmica, cuyo objetivo es mantener estable la temperatura corporal central.

También permite conocer la recirculación del acceso, mediante un bolo térmico producido en el baño y enviado al acceso por la línea venosa, que valora porcentualmente cuanto vuelve por rama arterial.

5. BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

- Solozábal C. Monitores de hemodiálisis, desinfección, biosensores. En: Jofre R, López Gómez JM, Luño J, Pérez García R, Rodríguez P, eds. Tratado de hemodiálisis. 2.^a ed. Barcelona: JIMS, 2006.
- Olbricht CJ, Frei U, Koch KM. Haemodialysis, complications during haemodialysis, and adequacy of haemodialysis. In: Cameron S, Davison AM, Grunfeld JP, Kerr D, Ritz E, eds. Oxford Textbook of Clinical Nephrology. Volume 2. New York: Oxford University Press, 1992.
- Daugirdas JT. Dialysis hypotension: a hemodynamic analysis. *Kidney Int* 1991;39:233-46.
- de Vries JP, Olthof CG, Visser V, Kouw PM, van Es A, Donker JM, et al. Continuous measurement of blood volume during hemodialysis by an optical method. *ASAIO J* 1992;38(3):M181-5.
- Di Giulio S, Meschini L, De Paolis P, Cherubini C, Friggi A, Rosa M, et al. Improved cardiovascular stability with biofeedback module for automatic prescription of electrolyte transport during hemodialysis. *Blood Purif* 1994;12(3):174-5.
- Kolff WJ. De kunstmatige Nier. MD Thesis. University of Groningen. J.H. Kok, N.V. Kampen; 1946.
- Locatelli F, Di Filippo S, Manzoni C, Corti M, Andrucci S, Pontoriero G. Monitoring sodium removal and delivered dialysis by conductivity. *Int J Artif Org* 1995;18:716-21.
- Maduell F. Guías SEN. Guías de centros de hemodiálisis. *Nefrología* 2006;26(Supl. 8):1-87. Disponible en: <http://www.revistanefrologia.com/revistas/P7-E270/P7-E270-S140-A4586.pdf>

- Pedrini L, Ponti R, Faran P, Cozzi G, Locatelli F. Sodium modelling in hemodiafiltration. *Kidney Int* 1991;40:532-52.
- Pérez García R. Guías de gestión de calidad del líquido de diálisis (LD). Madrid: Sociedad Española de Nefrología; 2006. Disponible en: http://nefrologia12octubre.com/LinkClick.aspx?link=documentos%2fgua_calidad_agua_mar06.pdf&tabid=86&mid=411
- Petitclerc T, Goux N, Reynier AL, Béné B. A model for non-invasive estimation of in-vivo dialyzer performances and patient's conductivity during hemodialysis. *Int J Artif Organs* 1993;16:585-91.
- Sánchez Villar I, García Ruiz A, Álvarez González A, Lorenzo Sellarés V. Monitores, dializadores, líquidos de diálisis y anticoagulación. En: Lorenzo Sellarés V, ed. *Manual de nefrología. Nefrología clínica, hipertensión arterial, diálisis y trasplante renal*. Harcourt Brace de España; 1998. p. 335-46.
- Santoro A. On-line monitoring. *Nephrol Dial Transplant* 1995;10:615-8.
- Santoro A, Mancini E, Paolini F, Spongano M, Zuchelli P. Automatic control of blood volume trends during hemodialysis. *ASAIO J* 1994;40:M419-22.
- Schneditz D, Poggitsch H, Horina J, Binswanger U. A blood protein monitor for the continuous measurement of blood volume changes during hemodialysis. *Kidney Int* 1990;38:342-6.
- Van der Sande FM, Kooman JP, Burema JHGA, Hameleers P, Kerkhofs AMM, Barendregt JM, et al. Effect of dialysate temperature on energy balance during haemodialysis: quantification of energy transfer from the extracorporeal circuit to the patient. *Am J Kidney Dis* 1999;33:1115-21.
- Vanholder R, Hoenich NA, Ringoir S. Single needle haemodialysis. In: Maher JF, ed. *Replacement of renal function by dialysis*. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers; 1989. p. 382-99.