



## ARTÍCULO ESPECIAL: FORMACIÓN

### Seguridad en el manejo de los sensores de presión en terapia renal depurativa continua

F.J. Berrocal-Tomé (RN)<sup>a,b</sup>, E.M. Guix-Comellas (RN, MSN, PhD)<sup>c</sup>  
y A. Mateos-Dávila (RN, MSN, PhDc)<sup>d,b,\*</sup>

<sup>a</sup> Enfermero en UCI, Hospital Son Espases, Palma de Mallorca, España

<sup>b</sup> Grupo de trabajo Terapias Renales de la Sociedad Española de Enfermería Intensiva y Unidades Coronarias (SEEIUC), España

<sup>c</sup> Departamento de Enfermería Fundamental y Medicina Quirúrgica, Escuela de Enfermería, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, Barcelona, España

<sup>d</sup> Doctoranda en el programa de Enfermería y Salud de la Universidad de Barcelona, Enfermera en UCI, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona, España

Recibido el 13 de diciembre de 2021; aceptado el 20 de enero de 2022

#### PALABRAS CLAVE

Coagulación sanguínea;  
Presión del filtro (PF);  
Presión transmembrana (PTM);  
Terapia continua de reemplazo renal (TCRR);  
UCI (unidad de cuidados intensivos).

#### KEYWORDS

Blood coagulation;  
Filter pressure (FP);  
Transmembrane pressure (TMP);

**Resumen** La evaluación continua de las presiones de tratamiento en los monitores de técnicas continuas de reemplazo renal resulta de gran utilidad en el paciente crítico. Todos los monitores del mercado ofrecen cinco tomas de presión distribuidas oportunamente a lo largo de los circuitos, calculando, además, la presión transmembrana. En esta revisión se describen la importancia de cada uno de estos sensores y la interpretación de los datos que nos ofrece el monitor. El hecho de llegar a tiempo en su correcto análisis ofrece mucha seguridad en la terapia y con ello el paciente es tratado de forma más eficaz y eficiente.

© 2022 Sociedad Española de Enfermería Intensiva y Unidades Coronarias (SEEIUC). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

#### Safety in the use of pressure sensors in continuous renal depurative therapy

**Abstract** Continuous evaluation of treatment pressures on extracorporeal therapy monitors is very useful in critically ill patients. All the monitors on the market offer five pressure tapings distributed appropriately along the circuits, also calculating the transmembrane pressure. The importance of each of these sensors and the interpretation of the data offered by the monitor

\* Autora para correspondencia.

Correo electrónico: [almumatedavi@gmail.com](mailto:almumatedavi@gmail.com) (A. Mateos-Dávila).

Continuous renal replacement therapy (CRRT);  
ICU (intensive care unit)

are described in this review. Arriving on time for its correct analysis offers a lot of security in the therapy and the patient is treated more effectively and efficiently.  
© 2022 Sociedad Española de Enfermería Intensiva y Unidades Coronarias (SEEIUC). Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

## Introducción

Las terapias continuas de reemplazo renal (TCRR) son uno de los tratamientos propios de las unidades de cuidados intensivos (UCI) donde la enfermera tiene un papel primordial en su implantación, control y retirada<sup>1-7</sup>. Los monitores de este tipo controlan los tratamientos mediante sistemas en los que se encuentran integrados sensores que proporcionan una evaluación continua no invasiva de las presiones en diferentes puntos del circuito<sup>8,9</sup>. Es necesaria la correcta interpretación de estos datos que muestra el monitor, con varios objetivos: a) predecir la posible coagulación del circuito y así devolver la sangre a tiempo; b) anticiparse a las posibles complicaciones asociadas al catéter; c) organizar las cargas de trabajo de enfermería, y d) optimizar la pauta de tratamiento programada<sup>10-12</sup>.

## Objetivo

Facilitar a la enfermera de UCI una herramienta útil en la evaluación de la pantalla de presiones de los monitores de TCRR para lograr una mayor seguridad de manejo.

## Presiones del circuito extracorpóreo

Se define presión como la cantidad de fuerza ejercida por el paso de un fluido por un determinado punto del fungible del circuito extracorpóreo. Este valor es recogido por los sensores del monitor de forma continua y es expresado de forma numérica y gráfica en la pantalla del monitor y calculado en milímetros de mercurio. Cuando las bombas del circuito realizan una fuerza de succión sobre el fungible, se habla de presiones negativas. Del mismo modo, cuando las bombas impulsan líquidos y/o sangre a través de las diferentes partes del circuito, teniendo que vencer las resistencias que este ofrece, se hablará de presiones positivas.

Las presiones medidas a lo largo del circuito están condicionadas por la modalidad de tratamiento, por la velocidad de la bomba de sangre y por los ajustes de los líquidos utilizados, así como por el buen funcionamiento del sensor<sup>3</sup>. Para una rápida respuesta ante un posible problema detectado, o ante una complicación, se deben conocer los valores de las presiones de manera continua; de esta forma, un aumento o una disminución de estos valores puede ser indicativo de coagulación o estar relacionado con alguna otra incidencia en el circuito<sup>12</sup>.

Hay que tener en cuenta que es más importante evaluar la tendencia de los datos de un sensor que el propio

valor numérico aislado. La alteración de uno solo de los valores de un sensor no implica coagulación, por lo que es necesario realizar una valoración global de todos los sensores. A continuación se describen cada uno por separado, incluyendo algunas fórmulas útiles de cálculos que realizan algunos monitores. Algunos sensores reciben diferentes nombres según la empresa que diseña los circuitos.

## Presión de entrada/arterial/aferente

Es la presión que resulta del movimiento de la bomba hemática para la obtener el flujo de sangre de la línea *aferente* del catéter (suele tener color rojizo). Se mide mediante un sensor de presión situado antes de la bomba de sangre (tabla 1). Esta presión va a depender de la velocidad de esta bomba, del calibre y la longitud del catéter y del diámetro interno del segmento del fungible entre catéter y bomba hemática<sup>11,13</sup>.

Un acceso vascular venoso, al activarse la bomba de sangre, generará una lectura de presión negativa en este sensor. Si el flujo de sangre se obtiene de un dispositivo ECMO en su línea de retorno (sangre oxigenada), generará una lectura de presión positiva en este sensor<sup>14,15</sup>. Todos los sensores pre-bomba de sangre adaptan su lectura tanto al tramo venoso como al tramo arterial del vaso que les proporcione flujo de sangre. En el primer caso (vena) dará presión negativa (de succión) y en el segundo dará presión positiva, dependiendo estos valores del flujo del ECMO y de la superficie de membrana del filtro, principalmente. Suelen alcanzar +250 mmHg<sup>16</sup>.

## Presión de retorno/venosa/eferente

La presión de la línea *eferente* del circuito da información de la resistencia que encuentra la sangre al retornar al paciente y dependerá del flujo sanguíneo, del catéter y también de la permeabilidad del cazaburbujas y la línea de retorno (tabla 1). Se mide a través del sensor de presión localizado en la línea de retorno, después del filtro<sup>9-13</sup>. La presión de retorno siempre es positiva, pero siempre tendrá un valor menor que la presión prefiltro.

En el caso de tener asociado el sistema de depuración renal continuo a una línea de ECMO, este sensor leerá presión positiva si el retorno se hace en la línea arterial del ECMO (fig. 1). En cambio, si se hace en la línea de drenaje (venosa), dará una lectura negativa. En este último caso es preciso provocar una lectura positiva. El sistema requerirá una llave (mejor si es de alto flujo) para poder regular una

**Tabla 1** Tabla-resumen de los parámetros explicados en el texto. Los rangos de valores recomendados tienen una alta variabilidad, y se señalan los más frecuentes. En el texto del artículo queda explicado con más detalle

Parámetro	P entrada/aférante	P retorno/eférente	PTM	P efluente	P prefiltro
Situación en el circuito	Previo a la bomba de sangre	Después del filtro	Cálculo con fórmula. No corresponde a un sensor concreto	Entre la salida del filtro y la bomba del efluente	Entre la bomba de sangre y el filtro
Definición	Dificultad en obtener flujo de sangre del catéter	Dificultad en retornar sangre al paciente	Diferencia de presión entre el capilar del filtro y el efluente	Dificultad en obtener líquido de la carcasa del filtro y/o del capilar	Resistencia al paso de sangre por el capilar
Causas principales de alteración	Línea aférante del catéter pinzada, estrecha o coagulada	Línea eférente del catéter pinzada, estrecha o coagulada	Coagulación de capilares o cálculo incorrecto de la FF	Cálculo incorrecto de la FF o bien coagulación del capilar del filtro	Coagulación de los capilares del filtro o bien del cazaburbujas venoso
Actuación recomendada	Revisar pinzamiento o coagulación de ese tramo del catéter	Revisar obstrucción de línea y/o catéter en tramo eférente	Valorar recalcular FF o bien el retorno de sangre al paciente	Valorar recalcular FF o retornar sangre al paciente	Valorar retornar sangre al paciente
Rango de valores recomendados	-100 a +100 Depende de la velocidad de la bomba de sangre, del lecho vascular y del catéter	+10 a +250 Depende de la velocidad de la bomba de sangre, del lecho vascular y del catéter	0 a 250 En difusión es cercana a 0 todo el tratamiento; en convección, su aumento indica coagulación	-100 a +100 Siempre positivo en difusión y se negativiza en convección con la coagulación de los capilares	+50 a +250 Vigilar permeabilidad capilar y del cazaburbujas venoso cuando aumente este parámetro

FF: fracción de filtración; P: presión; PTM: presión transmembrana.

Fuente: elaboración propia.

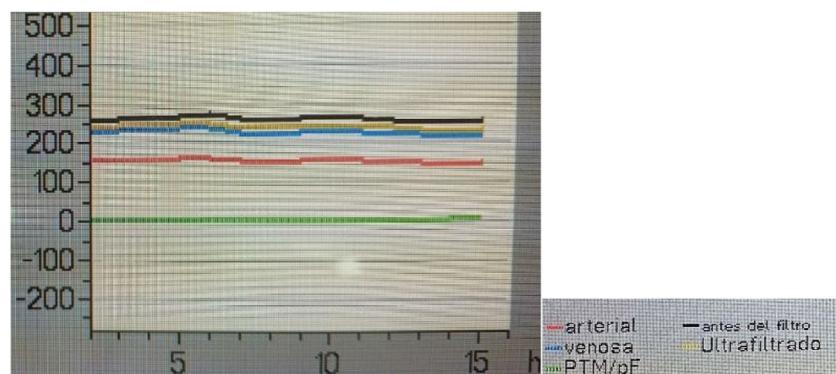
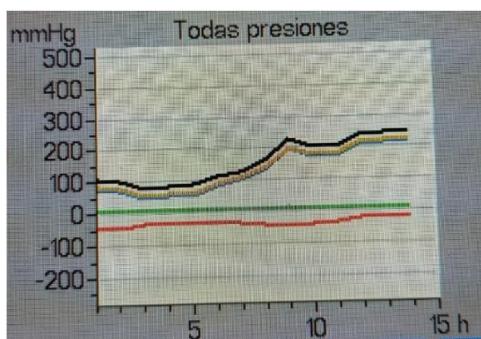
**Figura 1** Pantalla de evolución de presiones en un equipo Multifiltrate® conectado a un dispositivo ECMO en línea de retorno. No muestra signos de coagulación.

Foto de los autores.

cierta resistencia y generar la lectura de presión positiva. Ningún monitor puede funcionar con un retorno negativo, ni tampoco demasiado cercano a cero, ya que necesita diferenciar una eventual desconexión del sistema, y esto requiere una presión por encima de +10 mmHg<sup>16,17</sup>.

### Presión prefiltro

Este sensor mide la resistencia que encuentra la sangre a medida que entra en los capilares del filtro, y que depende del flujo de sangre, de las características y del estado del



**Figura 2** Pantalla de presiones de tratamiento dialítico en un monitor Multifiltrate®. Parecen indicar coagulación del sistema en filtro y/o cámara venosa. Otra posibilidad sería que fallara el catéter.

Foto de los autores.



**Figura 3** Pantalla de presiones del mismo tratamiento que la figura 2: tras reposicionar el catéter, las presiones empiezan a normalizarse.

Foto de los autores.

filtro. La medición se realiza mediante un sensor de presión situado después de la bomba de sangre y justo antes del filtro, y es la más positiva de todo el sistema<sup>10,13</sup> (tabla 1). Se ha de tener en cuenta que este sensor leerá también presión más positiva si el cazaburbujas venoso aumenta su presión por coágulos o bien por una causa mecánica en el retorno de sangre al paciente. Es decir, la oclusión por causa mecánica o por coágulo después del filtro se leerá también en el sensor previo al filtro. Por tanto, una lectura única del sensor prefiltro, sin evaluar nada más, puede provocar la errónea interpretación de coagulación de capilares. Es necesario discriminar otras causas para actuar en consecuencia (figs. 2 y 3).

### Presión del efluente

Este sensor indica la dificultad de la bomba del efluente para extraer el volumen de tratamiento pautado. El sensor de presión del efluente está situado siempre entre el filtro y la bomba del efluente<sup>13</sup> (tabla 1). Esta presión depende, esencialmente, del tamaño del filtro ( $m^2$ ), del estado de los capilares y del tipo y de la dosis del tratamiento pautado: convectivo o difusivo.

La presión del efluente puede ser positiva o negativa<sup>12</sup>.

En tratamientos difusivos:

- **Positiva** durante todo el tratamiento. Esto es debido a que el baño de diálisis que entra en el compartimento del filtro, rodeando los capilares, sale al compartimento del efluente ejerciendo siempre una presión positiva en el sensor del efluente. Esta presión se hace más elevada a mayor coagulación del filtro. Cabe esperar, por tanto, que la presión transmembrana en tratamientos difusivos no aumente.

En tratamientos convectivos:

- **Positiva**. Esto ocurre cuando la bomba del efluente frena la salida de líquido, debido a que la membrana del filtro se encuentra muy permeable. De esta forma se detecta que el filtro podría perder más volumen del pautado. Una presión de efluente positiva se corresponde con presiones transmembrana (PTM) bajas.
- **Negativa**. La bomba del efluente tiene que succionar para alcanzar los valores de flujo establecidos en el tratamiento. Esto suele ocurrir por una pérdida de eficacia de la membrana (saturación, capilares coagulados) o bien si la pauta del tratamiento tiene una fracción de filtración muy alta (el tratamiento convectivo es alto y el flujo de sangre es bajo). Con presiones de efluente negativas, la PTM aumenta. Esta PTM elevada será un signo de coagulación del filtro si la tendencia es a aumentar con respecto al inicio del tratamiento.

### Fracción de filtración

Dado que la presión del efluente puede estar influenciada por la fracción de filtración, veamos cómo calcularla.

La fracción de filtración es el resultado de la suma de todos los líquidos que salen del capilar (reposición prefiltro, posfiltro y balance del paciente) dividido por los líquidos que entran al mismo (flujo plasmático y reposición prefiltro):

$$FF = \frac{Qpre + Qpos + Bal}{Qpl + Qpre}$$

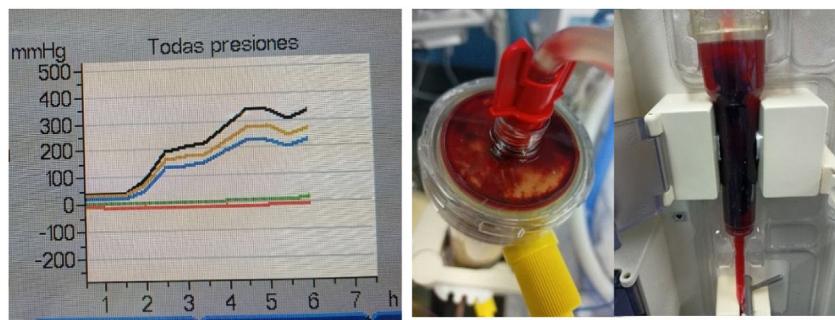
siendo  $Qpl$  el flujo plasmático, que depende del hematocrito y de la velocidad de la bomba de sangre:

$$Qpl = \frac{100 - Hto}{100} \times Qs \times 60$$

Será preciso asegurar que la fracción de filtración es la correcta (menor del 25%) para alargar la vida del filtro en tratamientos convectivos.

### Presión transmembrana

Es la presión que soporta la membrana del filtro. Nos indica la diferencia de presión existente entre los dos lados de la membrana, es decir, entre el interior del capilar y la cámara externa del filtro<sup>10,13</sup>. El cálculo de esta presión es complejo, ya que habría que tener en cuenta parámetros como la presión oncótica, entre otros<sup>15</sup> (tabla 1).



**Figura 4** Pantalla de presiones en diálisis con el monitor Multifiltrate®. Obsérvese la PTM (en verde) a 0. Aspecto del filtro y cazaburbujas venoso al retornar la sangre al paciente.

Los monitores de TCRR no miden directamente la PTM, sino que se estima utilizando una fórmula muy simple:

$$PTM = \frac{P_{pre} + P_{pos}}{2} - P_{ef}$$

donde  $P_{pre}$  es la presión prefiltrado,  $P_{pos}$  es la presión posfiltrado o de retorno y  $P_{ef}$  es la presión medida en la línea de efluente<sup>13</sup>.

En tratamientos convectivos, cuando se va incrementando este valor se sabe que el rendimiento o la permeabilidad de la membrana están disminuyendo. Si la PTM es baja, indica que el filtro es muy permeable<sup>10,12,14</sup>. El hecho de que en difusión el efluente siempre sea positivo hace que la PTM sea baja incluso cuando el filtro está coagulado (fig. 4).

### Caída de presión del filtro o delta de presión

Indica la resistencia que encuentra la sangre al atravesar el filtro. Mide la diferencia de presiones antes y después del filtro. Si el cazaburbujas venoso está libre de coágulos y la presión de retorno permanece estable, el delta de presión nos puede indicar coagulación del filtro.

Su cálculo se obtiene mediante la siguiente fórmula:

$$\Delta P = P_{pre} - P_{pos}$$

### Resistencia al paso de sangre

En algunos monitores existe la posibilidad de crear una alerta de coagulación en el filtro referente a la resistencia al paso de sangre. Este parámetro se calcula de la siguiente manera:

$$Rs = \frac{P_{pre} - P_{pos}}{Q_s}$$

Con este valor se condiciona la presión que se produce en los capilares. A mayor velocidad de la bomba de sangre, mayor resistencia. Ambos, numerador y denominador, aumentarán con el flujo de sangre, pero si el filtro está muy permeable, este valor será estable. A medida que disminuye la permeabilidad, irá aumentando el numerador para

un mismo denominador. El problema radica en si existe un coágulo en el cazaburbujas venoso que hace aumentar la presión posfiltrado. Esto haría disminuir el numerador y llevaría a una falsa seguridad en cuanto a la permeabilidad del circuito en general.

El valor de  $Rs$  que se determinó como de rango seguro fue de  $Rs \leq 2,5$ .

### Actuación de enfermería ante las complicaciones con los sensores de presión

El término *dalytrauma* recoge todas aquellas alteraciones relacionadas con las TCRR, entre ellas las posibles complicaciones relacionadas con el tratamiento en sí o con el acceso vascular. Entre otros problemas, la respuesta tardía a las alarmas de presiones indicadas por el monitor contribuye a la detención de la bomba hemática y a la coagulación temprana del filtro<sup>15,18,19</sup>.

Se exponen aquí algunas de las incidencias más frecuentes sobre los sensores de presión.

Si hay una oclusión parcial o total de la luz aferente (previa a la bomba de sangre) del catéter por la presencia de coágulos o por contacto con la luz vascular, se generará una presión de entrada más negativa. En algunos casos no es posible obtener el flujo al que se programa la bomba de sangre y provocará su detención. Esta situación no se puede prolongar, ya que sería fomentar la coagulación de todo el circuito. Este tipo de alarmas requieren la actuación inmediata del personal enfermero. Si un paciente con tratamiento convectivo necesita un flujo en la bomba de sangre más elevado para mantener una buena fracción de filtración y esto no es posible, debe decidirse si bajar la dosis convectiva o cambiar el acceso vascular. Nunca se debe disminuir el flujo de la bomba hemática sin calcular sus consecuencias.

Asimismo, si el monitor indica que *no se detecta presión de entrada*, es necesario aumentar el flujo de sangre, ya que la horquilla de alarma se sitúa muy cerca del cero de presión y es imposible detectar la desconexión accidental. Esto puede también ocurrir en la presión de retorno, y la actuación requerida sería la misma<sup>8,11</sup>. Sin embargo, se ha de hacer aquí una salvedad: cuando el circuito lleva anticoagulación con citrato, no puede moverse el rotor de la bomba de sangre sin que lleve asociado el de diálisis. Por tanto, la bomba de sangre no podrá variar su flujo, aunque la horquilla de alarma no pueda ajustarse. Debe optarse por interponer



**Figura 5** Pantalla de presiones (izquierda) de un tratamiento en Prismaflex®. Aspecto del cazaburbujas venoso al retornar la sangre al paciente (derecha).

Foto de los autores.

Foto de los autores.

algún sistema mecánico que provoque el aumento de presión en la zona de retorno al paciente.

La presión de retorno será más positiva a medida que se coagule el tramo que va desde el filtro a la parte venosa del catéter. Si esto se produce, hay que comprobar la potencial coagulación del cazaburbujas o el funcionamiento de la línea eferente o de retorno del catéter (**fig. 5**).

Los cuidados de enfermería irán dirigidos a comprobar la permeabilidad y la posición del catéter, retirar posibles coágulos y alinear el acceso vascular en el punto en el que se obtenga más flujo. Si no resulta eficaz, será necesario cambiar la vía. Toda manipulación de las líneas de sangre (y también de los líquidos de tratamiento) requiere la máxima asepsia para proteger el torrente sanguíneo de la entrada de microorganismos.

Los problemas de flujo pueden solucionarse, de forma temporal, intercambiando las luces, pero hay que ser conscientes de que esto puede generar una recirculación de hasta un 35% (dependiendo de la localización y la morfología de la punta del catéter), con lo que se prolongará el tratamiento del paciente, entre otros problemas asociados.

Un aumento de la resistencia del filtro al paso de la sangre puede ser debido a la coagulación o saturación de la membrana, así como a la impactación de un coágulo en la base del filtro, reflejándose en el monitor con una presión prefiltro elevada<sup>12</sup>.

En caso de tratamientos convectivos, una PTM elevada y una presión del efluente muy negativa nos indica que muchos de los capilares del filtro están coagulados (si no se ha producido modificación del tratamiento). Si tras valorar la evolución de las presiones se considera que el filtro está coagulado, se debe devolver la sangre lo antes posible<sup>3,8,11</sup>.

Cuando el sistema funciona correctamente, los valores que recogen los sensores de presión se muestran de forma oscilante, se mueven alternativamente aumentando y disminuyendo sucesivamente y no muestran un valor fijo. En algunas ocasiones los valores mostrados por los sensores de presión permanecen fijos, sin oscilar, lo que es debido a que el sensor está coagulado o sucio. En este último caso la solución es limpiar el sensor de presión. Hay que optar por parar el flujo de la bomba de sangre para detener el tratamiento y actuar con rapidez, sacando el sensor que se quiera limpiar



**Figura 6** Tratamiento de hemodiafiltración en Prismaflex®. A las 12 del mediodía se realiza pulso de altos flujos de convección. Dura 6 horas y se vuelve a tratamiento anterior. Se observa cómo cambian todas las presiones: entrada muy negativa y retorno muy positivo por el aumento de velocidad de bomba de sangre, simplemente. Prefiltro alta, por el mismo motivo. PTM alta por lo anterior, efluente alto que indica buena permeabilidad del filtro en convección y correcta fracción de filtración.

Foto de los autores.

(con una torunda impregnada en alcohol) y volver a reiniciar el sistema<sup>12</sup>.

La coagulación del cazaburbujas venoso se verá reflejada en el aumento de la presión de retorno (**figs. 4 y 5**). Si la causa no es el catéter, como se ha descrito ya, ha de sospecharse un coágulo en este punto. Esta situación requiere el retorno de sangre al paciente, ya que el coágulo puede descender hasta el filtro que tiene la cámara venosa y ocultar completamente el paso de sangre, lo que impediría su retorno al paciente<sup>8,11</sup>. Es necesario evaluar todo el tratamiento para discernir si existe coagulación o no. Podemos tener un tratamiento convectivo con flujo alto y obtener presiones elevadas sin indicar ningún problema en el circuito (**fig. 6**).

Unos cuidados de enfermería de calidad, relacionados con este tipo de situaciones, no solo aumentan el rendimiento de la técnica depurativa sino que aseguran una buena evolución del paciente, disminuyendo las transfusiones de hemoderivados, entre otros problemas importantes<sup>7,11,19-21</sup>.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## Bibliografía

- Dirkes S, Wonnacott R. Continuous renal replacement therapy and anticoagulation: What are the options? Crit Care Nurse. 2016;36:34-42, <http://dx.doi.org/10.4037/ccn2016623>.
- Baldwin I. Is there a need for a nurse emergency team for continuous renal replacement therapy? Contrib Nephrol. 2007;156:191-6, <http://dx.doi.org/10.1159/000102083>.
- Baldwin I, Fealy N. Nursing for renal replacement therapies in the intensive care unit: Historical, educatio-

- nal, and protocol review. *Blood Purif.* 2009;27:174–81, <http://dx.doi.org/10.1159/000190784>.
4. Baldwin I, Jones D, Carty P, Fealy N. Continuous renal replacement therapy without anticoagulation: Top ten tips to prevent clotting. *Blood Purif.* 2020;49:490–5, <http://dx.doi.org/10.1159/000505260>.
  5. Ede J, Dale A. A service evaluation comparing CVVH an CVVHDF in minimising circuit failure. *Nurs Crit Care.* 2017;22:52–7, <http://dx.doi.org/10.1111/nicc.12230>.
  6. Davies H, Leslie G. Maintaining the CRRT circuit: Non-anticoagulant alternatives. *Aust Crit Care.* 2006;19:133–8, [http://dx.doi.org/10.1016/S1036-7314\(06\)80026-3](http://dx.doi.org/10.1016/S1036-7314(06)80026-3).
  7. Joannes-Boyau O, Velly L, Ichai C. Optimizing continuous renal replacement therapy in the ICU: A team strategy. *Curr Opin Crit Care.* 2018;24:476–82, <http://dx.doi.org/10.1097/MCC.0000000000000564>.
  8. Ejaz AA, Komorski RM, Ellis GH, Munjal S. Extracorporeal circuit pressure profiles during continuous venovenous haemofiltration. *Nurs Crit Care.* 2007;12:81–5, <http://dx.doi.org/10.1111/j.1478-5153.2006.00192.x>.
  9. Mateos-Dávila A, Betbesé AJ, Guix-Comellas EM. Conceptos fundamentales para el manejo de las terapias de tratamiento sustitutivo continuo. *Enferm Intensiva.* 2021, <http://dx.doi.org/10.1016/j.enfi.2021.06.003>.
  10. Sánchez-Izquierdo JA. Técnicas continuas de depuración extracorpórea (TCDE). Dosificación y modalidades de las TCDE. *Nefrología.* 2007;27 Supl 3:143–53.
  11. Baldwin I, Fealy N. Clinical nursing for the application of continuous renal replacement therapy in the intensive care unit. *Semin Dial.* 2009;22:189–93, <http://dx.doi.org/10.1111/j.1525-139X.2008.00547.x>.
  12. Romero-García M, de la Cueva-Ariza L, Delgado-Hito P. Actualización en técnicas continuas de reemplazo renal. *Enferm Intensiva.* 2013;24:113–9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.enfi.2013.01.004>.
  13. Villa G, Neri M, Bellomo R, Cerdá J, de Gaudio AR, de Rosa S, et al. Nomenclature for renal replacement therapy and blood purification techniques in critically ill patients: Practical applications. *Crit Care.* 2016;20:1–11, <http://dx.doi.org/10.1186/s13054-016-1456-5>.
  14. Santana Cabrera L, Santana Padilla YG, Fundación Canaria Ágora en colaboración con la Cátedra de Tecnologías Médicas ULPGC. Terapias de depuración extracorpórea en el paciente crítico. 2018. Disponible en: <http://media.fundacionagora.com/doc/books/LibroTDE.pdf>.
  15. Albalate M, Solozabal CA. Monitores de hemodiálisis. *Nefrología al Día.* 2020 [consultado 24 Dic 2020]. Disponible en: [nefrologiadialia.org/266](http://nefrologiadialia.org/266).
  16. De Tymowski C, Augustin P, Houissa H, Allou N, Montravers P, Delzongle A, et al. CRRT connected to ECMO: Managing high pressures. *ASAIO J.* 2017;63:48–52, <http://dx.doi.org/10.1097/MAT.0000000000000441>.
  17. Santiago MJ, Sánchez A, López-Herce J, Pérez R, del Castillo J, Urbano J, et al. The use of continuous renal replacement therapy in series with extracorporeal membrane oxygenation. *Kidney Int.* 2009;76:1289–92, <http://dx.doi.org/10.1038/ki.2009.383>.
  18. Maynar Moliner J, Honore PM, Sánchez-Izquierdo Riera JA, Herrera Gutiérrez M, Spapen HD. Handling continuous renal replacement therapy-related adverse effects in intensive care unit patients: The dialytrauma concept. *Blood Purif.* 2012;34:177–85, <http://dx.doi.org/10.1159/000342064>.
  19. Joannidis M, Oudemans-van Straaten HM. Clinical review: Patency of the circuit in continuous renal replacement therapy. *Crit Care.* 2007 Jul 12;11:218, <http://dx.doi.org/10.1186/cc5937>.
  20. García Olert A, Hernández Sánchez AI, Miralles Andujar FJ, Cortés Carmona J, Domínguez Bernal MÁ, Caro Nieto ME. Experiencia en las técnicas continuas de reemplazo renal en cuidados intensivos: Determinantes de la duración del hemofiltro. *Enferm Nefrol.* 2008;11:259–64.
  21. Liling Z, Song Z, Rong J. Study on influencing factors of unplanned downtime of citrate anticoagulation CRRT in ICU patients. *Chin Nurs Res.* 2018;32:2926–30, <http://dx.doi.org/10.12102/j.issn.1009-6493.2018.18.030>.