

# Avances en diálisis. Monitorización de datos con tecnologías emergentes

Juan Manuel Buades Fuster, María Rosario Bernabéu Lafuente, María Asunción Ferrer Nadal, Susana García Melendreras, María Victoria Iñigo Vanrell, Marilisa Molina Guasch

Servicio de Nefrología. Hospital Universitario Son Llàtzer. Palma de Mallorca

NefroPlus 2021;13(2):1-11

© 2021 Sociedad Española de Nefrología. Servicios de edición de Elsevier España S.L.U.

## RESUMEN

La hipotensión intradiálisis (HID) todavía es un problema frecuente en nuestras unidades de hemodiálisis (aproximadamente, el 12% de las sesiones) y puede tener importantes consecuencias para el paciente, entre las cuales destacan el aturdimiento miocárdico y la isquemia cerebral. Para que se produzca HID, debe darse la conjunción de una reducción del volumen intravascular provocado por la ultrafiltración, insuficiente relleno capilar e insuficiente activación de los mecanismos de defensa hemodinámicos (aumento del gasto cardiaco y de las resistencias vasculares periféricas, vasoconstricción de territorios espláncicos). A lo largo de la historia de la hemodiálisis, pueden distinguirse 3 generaciones de monitorización de datos que hemos utilizado para intentar prevenir estas HID. En la primera generación, únicamente se disponía de la medición de la presión arterial, la frecuencia cardiaca, el peso, la anamnesis y exploración física. En la segunda generación, se ha dispuesto de dispositivos que han permitido ajustar mejor el peso seco (como la bioimpedancia), medir el volumen de sangre intradiálisis, la temperatura y la concentración de sodio en sangre. Los nuevos monitores de hemodiálisis traen incorporados alguno de estos dispositivos e, incluso, son capaces de ofrecer el uso de sistemas de retroalimentación con esa información que permite hacer cambios en la pauta de diálisis (tasa de ultrafiltración y/o conductividad del baño) para cumplir unos objetivos predefinidos (como reducción relativa de sangre durante la sesión). En la tercera generación de dispositivos, todavía poco conocida y utilizada, se nos permitirá centrarnos más en los mecanismos de defensa hemodinámica (aumento del gasto cardiaco, etc.) e, incluso, en detectar la aparición sutil de daño en órganos diana. Por último, el futuro de los monitores de hemodiálisis podría estar en la utilización de un buen número de estos dispositivos mediante inteligencia artificial, que podría ir acercándonos cada vez más a sesiones de hemodiálisis relativamente autónomas y con seguridad aumentada.

**Palabras clave:** Hipotensión intradiálisis. Daño orgánico. Volumen de sangre. Sistemas de retroalimentación. Monitorización hemodinámica. Gasto cardiaco. Resistencias vasculares periféricas. Saturación de oxígeno. Inteligencia artificial.

## INTRODUCCIÓN

La prevalencia de hipotensión intradiálisis (HID) en pacientes en hemodiálisis ha disminuido gracias a los avances técnicos que se han ido incorporando en los últimos años. En un metanálisis reciente<sup>1</sup> se concluye que, en la actualidad, la prevalencia de HID es inferior al 12%, tanto si se usa la definición recomendada por el European Best Practices Group (EBPG) (reducción de la presión arterial intradiálisis mayor o igual a 20 mmHg junto con síntomas de hipotensión o intervención de enfermería) como si se usa la

definición Nadir 90 (reducción de la presión arterial sistólica por debajo de 90 mmHg), la que mejor correlaciona con la mortalidad<sup>2</sup>. En cualquier caso, sigue siendo un importante problema de salud en la actualidad, puesto que el perfil del paciente ha ido cambiando en las últimas décadas, aumentando la incidencia y prevalencia de pacientes con edad avanzada, fragilidad y múltiples comorbilidades. Este tipo de paciente es precisamente el de mayor riesgo de sufrir HID y sus consecuencias.

La HID no solo es desagradable para el paciente y demandante de atención para el personal sanitario, sino que también puede causar daño miocárdico silente o aturdimiento miocárdico<sup>3</sup> e isquemia cerebral<sup>4,5</sup>. Implica la interrupción de la sesión y, por tanto, una menor dosis de diálisis. Dado que con frecuencia requieren la perfusión de fluidoterapia, dificultan alcanzar el peso seco y, por tanto, favorecen la sobrecarga de volumen. Pueden afectar a la función renal residual en pacientes nuevos e, incluso, provocar la trombosis del acceso vascular tipo fístula

**Correspondencia:** Juan Manuel Buades Fuster

Servicio de Nefrología. Hospital Universitario Son Llàtzer.  
Carretera de Manacor. 07198 Palma.  
jbfuster@hsl.es

Revisión por expertos bajo la responsabilidad de la Sociedad Española de Nefrología.

arteriovenosa. Incluso podrían facilitar, por isquemia intestinal, el paso de endotoxinas de la luz intestinal al torrente sanguíneo y provocar inflamación y daño endotelial<sup>6</sup>.

En la tabla 1 se pueden ver las soluciones más habituales que se han utilizado en la práctica habitual para prevenir la HID, aunque se incluyen otras menos usadas, pero que podrían ser interesantes, como la realización de ejercicio intradiálisis<sup>7</sup>.

Cuando un paciente acude a la sesión de hemodiálisis, viene con un peso que denominamos prediálisis. Dependiendo de si el paciente está sobrehidratado, normohidratado o deshidratado, se pautará una ultrafiltración (UF) para alcanzar un peso posdiálisis determinado, generalmente similar al peso posdiálisis de la sesión anterior. Ese peso será el peso seco (PS) del paciente si se va normohidratado, aunque es posible que, tras la diálisis, siga sobrehidratado o, por el contrario, se vaya deshidratado. Si el paciente se va de forma crónica sobrehidratado, sufrirá las consecuencias de la sobrecarga de volumen a largo plazo, que afectan a la morbimortalidad de forma muy importante<sup>8</sup>. Si el paciente se va deshidratado, puede favorecer la aparición de HID, con las consecuencias que antes se han señalado.

Durante una sesión de hemodiálisis en la que se aplique UF para perder peso (fig. 1), se va a producir una reducción del volumen

intravascular, dado que la UF se extrae del componente sanguíneo. Sin embargo, como mecanismo de compensación, se inicia el paso de líquido extravascular al intravascular (relleno capilar), que depende principalmente del grado de sobrehidratación y también de la concentración de proteínas y la osmolaridad. También se debería producir una vasoconstricción del territorio esplácnico y hepático, traspasando sangre de esos lechos a la circulación central. Esto hará que la reducción del volumen intravascular sea menos pronunciada<sup>9</sup>.

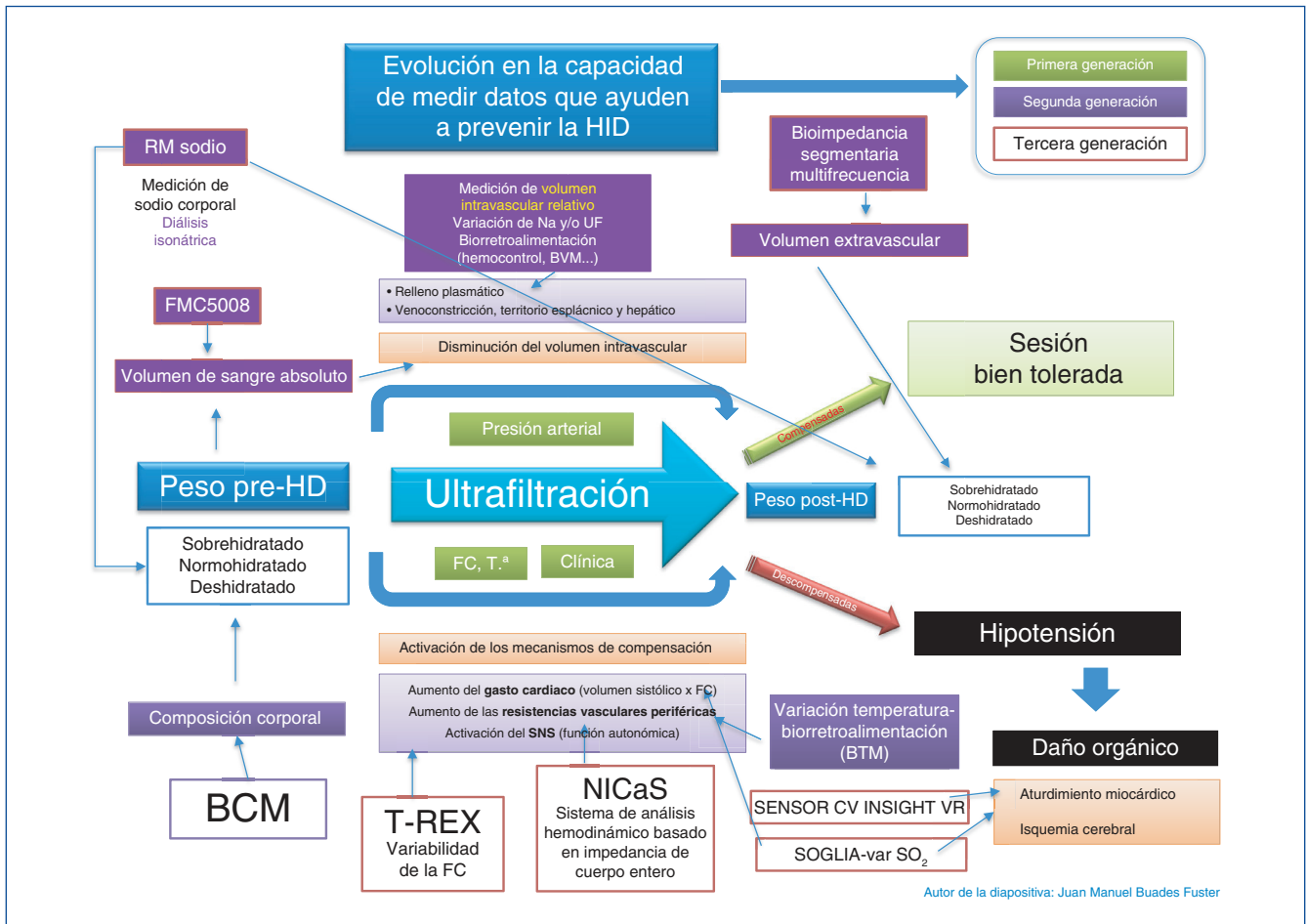
Además, una vez que el organismo detecta el inicio de la hipovolemia, se activarán los mecanismos de defensa hemodinámicos, como el aumento del gasto cardiaco (por un aumento del volumen sistólico y la frecuencia cardiaca) y un aumento de las resistencias vasculares periféricas<sup>9</sup>. Esto se produce por una activación del sistema nervioso simpático (función autonómica). Si esta activación simpática es capaz de contrarrestar la reducción del volumen sanguíneo, la sesión será muy bien tolerada. Si esa activación es insuficiente, se producirá HID y el consiguiente daño orgánico previamente comentado.

Hay pacientes que toleran ultrafiltraciones elevadas y reducciones importantes del volumen sanguíneo sin hipotensarse, y en cambio otros se hipotensan incluso al inicio de la sesión de hemodiálisis, antes de que se haya producido una UF conside-

**Tabla 1. Soluciones para prevenir la hipotensión intradiálisis**

<b>Antes de la hemodiálisis (pauta)</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>– Ajuste adecuado del peso seco</li> <li>– Ajuste de hipotensores</li> <li>– Disminución de ultrafiltración horaria: &lt; 10 ml/kg/h                             <ul style="list-style-type: none"> <li>• Frecuencia de la hemodiálisis</li> <li>• Tiempo de la hemodiálisis</li> </ul> </li> <li>– Ajuste del sodio de la diálisis</li> <li>– Mejoría de la función cardiovascular                             <ul style="list-style-type: none"> <li>• Ajuste del calcio de diálisis</li> <li>• Disminución de la temperatura del baño de diálisis</li> </ul> </li> <li>– Uso de perfiles de sodio o ultrafiltración</li> <li>– Uso de ultrafiltración aislada y hemodiálisis isovolémica secuencial</li> <li>– Evitar ingesta justo antes de diálisis</li> </ul>
<b>Durante la hemodiálisis</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>– Uso de sistemas de biorretroalimentación (volumen sanguíneo relativo, control de sodio o UF)</li> <li>– Ejercicio físico, balones de compresión neumática en EEII, inmersión en agua</li> <li>– Uso de vasoconstrictores (midodrina, vasopresina, café, droxidopa, fludrocortisona)</li> <li>– Perfusión de albúmina</li> </ul>
<b>Otras</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>– Hemodiafiltración en línea, AFB-K, carnitina, EPO, citrato en lugar de acetato en LD, sertralina, metilsulfato de amezinio, acupuntura con electroestimulador y otras</li> </ul>

AFB-K: biofiltración sin acetato con perfil de potasio; EEII: extremidades inferiores; EPO: eritropoyetina; LD: líquido de diálisis; UF: ultrafiltración.



**Figura 1. Evolución en la capacidad de medir datos que favorecen la prevención de la hipertensión intradiálisis (HID).** FC: frecuencia cardíaca; HD: hemodiálisis; RM: resonancia magnética; SNS: sistema nervioso simpático; Tª: temperatura.

orable o al poco tiempo de esta, en el periodo en el cual se inicia la UF y se activa el relleno capilar. Otros se hipotensan al final de la diálisis cuando, por estar acercándose a la normohidratación, se reduce el relleno capilar.

Es importante recalcar que, aunque a partir de una UF muy elevada todo paciente podría hipotensarse, muchas veces depende más de la insuficiente activación de los mecanismos de defensa que de la propia reducción del volumen intravascular, o de la interacción entre ambos. En la figura 2 pueden verse los factores que pueden influir en la aparición de la HID y, como se puede apreciar, unos dependen del propio paciente y otros de la pauta de hemodiálisis.

El objetivo principal de esta revisión es hacer un repaso de la evolución en el tiempo de la capacidad de medir datos que nos han ayudado a prevenir la HID. Podrían distinguirse tres generaciones de dispositivos a lo largo del tiempo (v. fig. 1).

**PRIMERA GENERACIÓN**

En la primera generación de monitores de hemodiálisis y dispositivos utilizados, se disponía únicamente de los valores de pre-

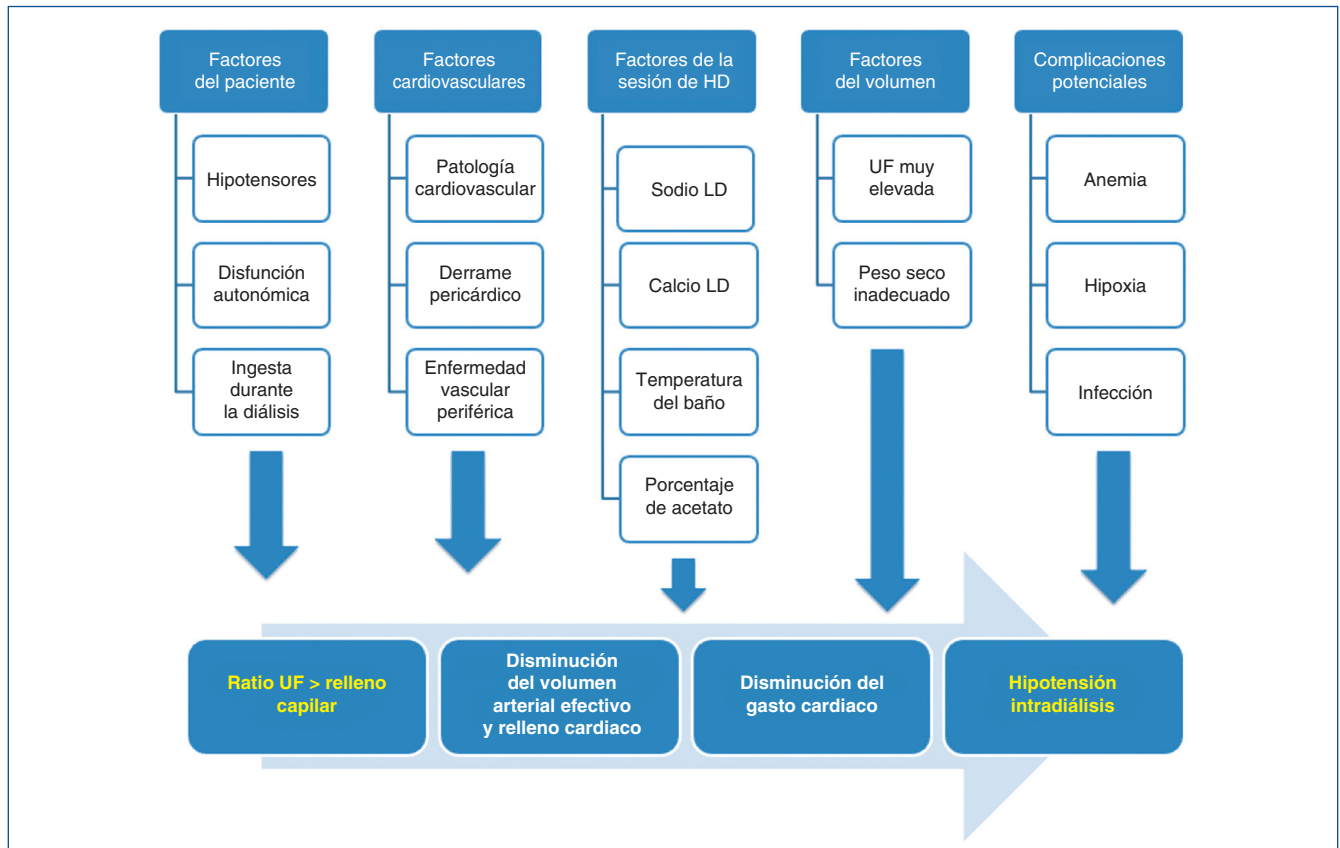
sión arterial (PA) y frecuencia cardíaca (FC), datos de la anamnesis (disnea, angina de pecho, calambres, etc.), exploración física (edemas, ingurgitación yugular, crepitantes, etc.), datos biofísicos (PA y FC a lo largo de la sesión) y no había más remedio que ajustar todos los parámetros mediante ensayo error y, por tanto, en esas épocas la frecuencia de HID y síntomas intradiálisis era mucho mayor a la actual.

**SEGUNDA GENERACIÓN**

En la segunda generación de monitores y dispositivos (integrados o no en los monitores de hemodiálisis) se comenzó a disponer de sensores que permitían medir, por ejemplo, el volumen sanguíneo relativo, la temperatura o el sodio de la sangre del paciente.

**Sistemas de retroalimentación basados en sensores de volumen de sangre relativo**

Se incorporaron en los monitores sensores de luz o ultrasonidos que medían la concentración de hemoglobina o proteínas de la sangre del circuito de diálisis durante toda la sesión, lo que traducían el aumento de esa concentración en reducción del



**Figura 2. Factores que influyen en la aparición de hipotensión intradiálisis.** HD: hemodiálisis; LD: líquido de diálisis; UF: ultrafiltración.

volumen de sangre relativo (VSR). Se utiliza el término «relativo» porque en ningún momento se conoce el volumen de sangre real, pero se sabe cómo se modifica respecto al volumen al inicio de la sesión.

Más adelante, esos sensores se acoplaron a mecanismos de retroalimentación que tenían capacidad de hacer algunos ajustes de la pauta de diálisis durante esta, respondiendo a la información que iban recogiendo en línea. Por ejemplo, unos sensores de VSR informaban al monitor de diálisis, el cual, tras procesar los datos y siguiendo unos objetivos predefinidos al inicio de la sesión, realizaba variaciones en la conductividad del sodio y UF<sup>10</sup>. Este sistema está disponible en los monitores Artis de Baxter (Hemocontrol), monitores Flexya de Bellco (Aequilibrium) y en los monitores Nikkiso de Palex (Hemomaster). Otros solo modifican la UF, como los monitores 5008 de Fresenius Medical Care (BVM)<sup>11</sup>.

Recientemente se ha publicado un trabajo bien diseñado en que no se consigue mejorar la tolerancia de diálisis con sistemas de retroalimentaciones basados en la medición de la reducción del VSR intradiálisis<sup>12</sup>. El problema es que probablemente no hay un verdadero VSR crítico para cada paciente por encima del cual no se produzcan hipotensiones, en lo que se basan, en mayor o menor medida, esos sistemas de retroalimentación. Proponen como alternativa que se utilice el volumen absoluto de sangre (VAS) y no solo la reducción relativa respecto al inicio de la se-

sión, lo que indica el VSR. Parten de la hipótesis de que, aunque no hay un VSR crítico, hay un VAS crítico por encima del cual un paciente no se hipotensa.

Para calcular el VAS, se pueden usar los mismos sensores de volumen intravascular BVM de los monitores 5008 de FMC, pero requieren la administración de un bolo de líquido de perfusión al inicio de la sesión de volumen conocido. Midiendo el aumento del VSR producido por ese volumen, administrando y aplicando unas fórmulas sencillas, puede conocerse el VAS al inicio de la sesión. A partir de ese valor y de la evolución del VSR en el momento de una hipotensión o al final de la sesión, se pueden calcular los correspondientes VAS de hipotensión o VAS finales<sup>13</sup>. Los autores que lo describieron observaron que rara vez los pacientes se hipotensaban si acababan la sesión de hemodiálisis con un VAS normalizado por peso superior a 67 ml/kg. De esa forma se podría indicar cada día, basándose en el VAS con el que viene el paciente ese día (que varía con el grado de hidratación), el volumen relativo de sangre crítico para ese día y activar el sistema de retroalimentación BVM, que ajustaría la UF para que no se alcance ese VSR. Actualmente, su uso está limitado dado la necesidad de cálculo manual de todos los volúmenes. Sin embargo, se está trabajando en una modificación del *software* para que los cálculos sean automáticos realizados por el propio monitor. Una vez disponible, posiblemente será un cambio de paradigma importante a la hora de pautar la UF de los pacientes.

Una cuestión que también puede ser importante es qué volumen sanguíneo es el más importante para la HID, el volumen de sangre absoluto total o el volumen sanguíneo central. El llenado ventricular y el volumen sistólico dependen de la presión venosa central, que varía con el volumen sanguíneo central. Por tanto, se ha argumentado que deberíamos monitorizar el volumen sanguíneo central y la oxigenación venosa en lugar del volumen sanguíneo total para evitar la hipovolemia durante la hemodiálisis, como se verá más adelante<sup>14</sup>.

### Sistemas de retroalimentación basados en sensores de temperatura

También se dispone de sensores que miden continuamente la temperatura de la sangre y ajustan la temperatura del baño de diálisis para conseguir diálisis isotérmicas, como en los monitores 5008 de Fresenius Medical Care (BTM) y los monitores Flexya de Bellco (Hemox)<sup>10</sup>. Con ellos se evita el aumento de la temperatura provocado por la incompatibilidad y vasoconstricción periférica, pero sin provocar frío en el paciente como cuando se usa un líquido de hemodiálisis frío para mejorar la vasoconstricción.

### Sistemas de retroalimentación basados en sensores de sodio

En una sesión de hemodiálisis, un aumento del sodio del baño puede favorecer la tolerancia de la sesión a expensas de aumentar la ganancia de peso interdiálisis y viceversa. Además, cada vez se le da más importancia a la reserva de sodio no osmótico que puede unirse al condroitín sulfato, el ácido hialurónico y otros mucopolisacáridos. Este sodio sale del *pool* osmótico, aunque está en equilibrio con él. Puede corresponder al 25% del sodio extracelular y está presente en hueso, cartilago, vasos sanguíneos, vísceras, piel, etc.<sup>15</sup>. Si no se tiene en cuenta este sodio, no se entiende el comportamiento del balance de sodio en una sesión de hemodiálisis. Este sodio puede medirse mediante resonancia magnética especial (Na-RM), tanto en el estado prediálisis como su reducción tras aquella, aunque por razones obvias su uso está muy limitado<sup>16</sup>.

Teniendo en cuenta este aspecto tan importante, una nueva generación de monitores de hemodiálisis se han centrado en el control del balance de sodio a lo largo de la sesión de hemodiálisis, a la búsqueda de la diálisis «isonátrica». La visualización de la eliminación de sodio de los pacientes proporciona información sobre la ingesta de sal interdiálisis. El primero que estuvo disponible fue el sistema Diacontrol de los monitores Integra y Artis de Baxter. Actualmente, también están disponibles en el monitor 6008 Care System de Fresenius Medical Care y en el nuevo monitor Flexya de Bellco (Natrium), en las modalidades HFR y SUPRA<sup>11</sup>.

### Otros sistemas de retroalimentación

Por último, algunos monitores directamente ajustan la UF a la propia medición de la PA mediante un sistema de control difuso, como los monitores Dialog de Braun (APBS), o integran la me-

dicción de la PA con unos umbrales y un sistema de retroalimentación que regula la tasa de UF y el flujo de sangre (como los monitores Surdial X de Nipro)<sup>11</sup>.

### Evidencia de la eficacia de los sistemas de retroalimentación y barreras para su implementación

Un metaanálisis realizado en 2013<sup>17</sup> demostró que el uso de esos sistemas de retroalimentación podría reducir el 39% de las HID. Sin embargo, la mayoría de los estudios implicaban al sistema Hemocontrol, la calidad de la evidencia fue baja debido al riesgo de sesgo metodológico y al potencial sesgo de publicación.

En nuestra experiencia, aunque bien utilizados pueden ser efectivos, uno de los inconvenientes que tienen la mayoría de ellos es que su uso no es sencillo. Es necesaria una formación adecuada de todos los implicados en su uso (nefrólogos y enfermeras de diálisis). Otro aspecto fundamental es que siempre hay que tener en cuenta para la toma de decisiones factores relacionados con el propio paciente (p. ej., si tiene sobrecarga de volumen, presión arterial en el momento de ajustar el tratamiento, síntomas intradiálisis y función cardiaca y autonómica del paciente) que hacen que todavía no se comporten como sistemas de retroalimentación autónomos. Eso podría explicar por qué el uso real de estos sistemas de retroalimentación en las unidades de hemodiálisis es escaso.

### Sistemas de apoyo para determinar la sobrecarga de volumen y pautar el peso seco

Uno de los elementos clave para evitar la HID es determinar de forma adecuada el PS del paciente. Un elemento del que disponemos desde hace años y que ha modificado de forma considerable la práctica clínica es disponer de información sobre el volumen extravascular mediante bioimpedancia. Nos permite saber si el paciente está normo, hiper o deshidratado tanto antes como después de la hemodiálisis. Se basa en la obtención de la composición corporal mediante el paso de corriente alterna de baja intensidad a través del cuerpo. Uno de los más conocidos y utilizados en nuestro país ha sido el BCM de Fresenius Medical Care<sup>18</sup>, aunque hay muchos otros. Usar esa información te ayuda a distinguir la hipertensión o hipotensión relacionada con el volumen extravascular de la hipertensión o hipotensión de causa cardiovascular. Sin embargo, en un metaanálisis reciente<sup>19</sup>, se pudo ver que esas técnicas no demostraron un impacto en la mortalidad, aunque mejoraban el control de la presión arterial y la necesidad de hospitalización. La evidencia era limitada por el tamaño de las muestras, la corta duración del seguimiento y el riesgo de sesgo. Aunque estas herramientas son prometedoras, concluyen que se necesita una evaluación más rigurosa y sostenida de estas tecnologías antes de su adopción generalizada.

De forma adicional, estudiar la evolución del VSR comentado previamente puede ser útil para intuir el estado de volemia del paciente dado que una escasa reducción del volumen intravascular sugiere sobrecarga de volumen y una importante reduc-

ción de esta sugiere depleción de volumen<sup>20</sup>. Puede ser útil cuando no es posible disponer de bioimpedancia y, además, puede obtenerse esa información en cada sesión de diálisis sin esfuerzo adicional. Sin embargo, solo correlaciona bien con BCM en valores extremos.

Un paso más sería la utilización del VAS combinado con datos del volumen extracelular por bioimpedancia para calcular cada día el peso seco. En un estudio que utiliza este método se consiguieron reducciones en la frecuencia de HID muy importantes<sup>21</sup>. Se trataría de un cambio conceptual importante: en lugar de tener como objetivo un peso seco al final de una sesión de hemodiálisis, se intentaría buscar un volumen de sangre absoluto adecuado para cada sesión que impidiera la hipotensión intradiálisis.

Otros elementos que se están utilizando desde hace unos años para calcular la sobrecarga de volumen extravascular y, por tanto, afinar el PS son la monitorización ecográfica de la vena cava inferior y la ecografía pulmonar<sup>7</sup>. La ecografía se está convirtiendo cada vez en un elemento más presente en las unidades de hemodiálisis y ya no solo para el acceso vascular, sino también para completar información relativa a la congestión del sistema cardiovascular o la presencia de exceso de líquido extravascular.

### TERCERA GENERACIÓN

Hasta ahora, para prevenir la HIP habíamos centrado la atención principalmente en uno solo de los factores implicados, que es la reducción del volumen sanguíneo provocado por la ultrafiltración (v. fig. 1). Sin embargo, sería muy interesante disponer de información sobre el gasto cardíaco o las resistencias vasculares periféricas, o saber si hay disfunción autonómica, ya que estas determinan la tolerancia a la reducción del volumen intravascular. También podría ser útil disponer de una medición de la PA continua sin molestar al paciente con inflados de manguito propios de la medición intermitente actual. Además, teniendo en cuenta que hay múltiples definiciones de hipotensión intradiálisis y que no está claro el significado en cada una de ellas respecto a la afectación orgánica, disponer de información directa sobre si la perfusión de órganos y tejidos está comprometida o sobre la medición de la aparición de daño en órganos diana podría ayudar a reducir aún más la HID y sus consecuencias. Para ello, ya están disponibles en algunos países nuevos dispositivos que, aplicados a la sesión de hemodiálisis, pueden mejorar la tolerancia a la diálisis y las consecuencias de la HID.

#### Dispositivos de monitorización continua de la presión arterial

Sería muy interesante disponer de metodología para la medición continua de la presión arterial (frente a la medición intermitente con manguito actual). Debería ser una monitorización continua y fiable, independientemente del movimiento del paciente, sin depender de si el flujo sanguíneo está comprometido en las extremidades, si es completamente no invasivo (incluidos los sensores portátiles) y que no comprometiera la comodidad ni la experiencia del paciente. Se está desarrollando un método

para la medición continua de la presión arterial intradiálisis, colocando sensores en las líneas de hemodiálisis, el cual realiza análisis complejos de ondas de presión<sup>22</sup>.

#### Dispositivos de monitorización hemodinámica no invasivos

Hasta ahora, apenas podía disponerse de datos sobre los cambios hemodinámicos inducidos por la diálisis, por haber sido necesarios métodos invasivos, como los utilizados en las unidades de cuidados intensivos. Sin embargo, la valoración hemodinámica continua intradiálisis está empezando a ser una realidad gracias a la aparición de sistemas de monitorización no invasivos<sup>23</sup>.

Uno de ellos es el dispositivo NICaS, NI Medical, Pera Tikva, Israel<sup>24</sup>. Es un sistema de análisis hemodinámico basado en impedancia de cuerpo entero. Se ha visto que correlaciona bien con el cateterismo de la arteria pulmonar mediante termodilución y con valores ecocardiográficos, y son más precisos que las mediciones cardiográficas de impedancia torácica. El volumen sistólico (VS) se mide aplicando una corriente eléctrica alterna de 1,4 mA a una frecuencia de 30 kHz a través del cuerpo del paciente con dos pares de sensores tetrapolares, un par colocado en la muñeca del brazo sin acceso vascular por encima del pulso radial y el otro par, en el tobillo contralateral por encima del pulso tibial posterior. La forma de onda de la impedancia proporciona los cambios en la resistividad eléctrica del sistema arterial con cada latido cardíaco. El VS se calcula automáticamente cada 20 segundos y es el promedio de tres mediciones obtenidas consecutivamente durante 60 segundos de monitorización. La FC se calcula mediante un ECG que se detecta a través de los mismos sensores. Teniendo VS y FC puede conocerse el gasto cardíaco (GC). La presión arterial sistólica (PAS) y la diastólica (PAD) se calculan con el método oscilométrico por el propio monitor. A partir de estos valores medidos se pueden calcular estos otros valores: el índice VS (IVS), el índice de GC (IGC), la presión arterial media (PAM), el índice de potencia cardíaca (IPC) y la resistencia vascular periférica total (RVPT). Dado que el dispositivo mide el flujo pulsátil y está capacitado para controlar flujo constante, la eliminación de líquidos durante la diálisis no tiene impacto en la precisión de la medición. La resistencia vascular periférica total (RVPT) representa la resistencia al flujo. Expresa la interacción entre el índice cardíaco y el gradiente de presión a través del árbol vascular (entre el ventrículo izquierdo y la aurícula derecha). Unas RVPT bajas pueden reflejar PA baja o IGC alto.

En cambio, unas RVPT altas pueden reflejar una tendencia a PA elevada o IG bajo. El índice de potencia cardíaca (IPC) representa la capacidad del corazón para suministrar la energía hidráulica necesaria para una perfusión periférica adecuada y depende del IGC y de la PAM. Un estudio de cohortes prospectivo multicéntrico realizado en 4 centros médicos (Estados Unidos, China, Israel y Brasil) en pacientes de hemodiálisis aplicaron estas mediciones con NICaS a 144 pacientes de hemodiálisis, con una edad media de  $67,3 \pm 12,1$  años. La PA intradiálisis disminuyó el 45% de las sesiones, de las cuales tuvieron un IPC bajo el

72,3% y una RVPT bajo el 27,7%. Al seguimiento de 1 año, las tasas de mortalidad fueron más altas en pacientes con IPC bajo (23,4%) y RVPT bajas (22,2%). Se registró una respuesta hipertensiva en el 47,9% de los pacientes, de los cuales el 73,9% fue debido a una elevación en las RVPT y el 26,1% a un elevado IPC. La principal implicación de esta capacidad para diferenciar entre las dos principales etiologías de HID es un cambio de paradigma hacia un enfoque más personalizado y específico para el diagnóstico y manejo de episodios individuales de HID.

Usando esta información, si se ve que un paciente tiene HID por un bajo IPC, la función cardiaca está comprometida y deberá determinarse por ecocardiograma si tiene una disfunción sistólica o una disfunción diastólica. Si se confirma disfunción sistólica, se considerarán los betabloqueantes y se evitarán los antagonistas del calcio no dihidropiridínicos. Si es por disfunción diastólica, se debería subir el peso seco (reduciendo la ultrafiltración). En cambio, si la HID es por tener bajas las RVPT, es decir, por ausencia de adecuada vasoconstricción, habrá que suspender hipotensores vasodilatadores y, si no los lleva, habrá que valorar la posibilidad de que el paciente tenga disfunción autonómica. En ese caso, las posibles soluciones serían reducir la temperatura del baño de diálisis, sistemas de retroalimentación de temperatura o usar vasoconstrictores como la midodrina.

También puede ser útil para pacientes con hipertensión. Si es por aumento de las RVPT, puede ser debido a un aumento en la actividad simpática y podría ser adecuado administrar betabloqueantes o inhibidores de la enzima convertidora de la angiotensina (IECA) o antagonistas de los receptores de la angiotensina II (ARA-II) para reducir la poscarga. Si en cambio el aumento de la presión arterial es por aumento del IPC, será por hipervolemia y habrá que reducir el peso seco (aumentando la ultrafiltración).

### Dispositivos de monitorización de la saturación de oxígeno

La saturación de oxígeno ( $SO_2$ ) es uno de los parámetros hemodinámicos más importantes medidos en pacientes críticos en unidades de cuidados intensivos. Se ve afectado por el gasto cardiaco, la concentración de hemoglobina, la oxigenación de la sangre y el suministro de oxígeno a los tejidos. La inestabilidad cardiovascular y la disminución de la presión arterial pueden afectar negativamente tanto a la macro como a la microcirculación y, en consecuencia, a los intercambios de gases a nivel tisular, lo que provoca una variación en la  $SO_2$ . Por tanto, puede tomarse como una medida subrogada de la estabilidad hemodinámica. En el entorno de cuidados intensivos, la denominada «saturación venosa mixta de oxígeno» ( $SvO_2$ ) es un parámetro crucial para la monitorización hemodinámica. Sin embargo, su uso es limitado debido a la necesidad de un catéter de arteria pulmonar. Se ha demostrado una buena correlación entre  $SvO_2$  y  $SO_2$  medidos en sangre venosa central (en pacientes portadores de catéter venoso central). La monitorización de  $SO_2$  en pacientes propensos a la hipotensión que portan un catéter venoso central (CVC) podría ser una forma sencilla de evaluar la dinámica del gasto cardiaco en respuesta a la diálisis<sup>25</sup>. Durante

las sesiones de HD, tanto la saturación de oxígeno arterial ( $SaO_2$ ) como la saturación de oxígeno venoso central ( $ScvO_2$ ; valor normal: 70-80%) disminuyen en los pacientes propensos a la HID, lo que sugiere que uno o ambos índices podrían ser predictores útiles de HID y fragilidad. La  $ScvO_2$  es menor en los pacientes en hemodiálisis (HD) que en la población general y su mayor reducción durante la HD podría ser secundaria a la reducción de la  $SaO_2$  (como en el caso de las enfermedades pulmonares crónicas), pero es más probable que se deba a una mayor extracción parenquimatosa de  $O_2$ . Una forma más sensible de evaluar el fenómeno hipóxico es mediante la tasa de extracción de oxígeno (TEO), es decir, el porcentaje de oxígeno extraído en los tejidos periféricos, que se define como la relación entre  $SaO_2$  (obtenido con pulsioxímetro) y  $ScvO_2$  (medido en sangre venosa extraída del catéter de HD). Los principales determinantes de los valores de TEO son el gasto cardiaco, la disponibilidad de oxígeno en sangre y el consumo de oxígeno periférico. Se estima que los valores normales oscilan entre el 20 y el 30% en condiciones de reposo, pero pueden aumentar hasta el 70%, por ejemplo, durante el ejercicio, como el ciclismo. Los valores de TEO podrían proporcionar una estimación de la condición cardiocirculatoria y hemodinámica individual e identificar a pacientes con mayor riesgo de HID<sup>26</sup>.

Por el contrario, la  $SO_2$  medida en sangre de una fístula arteriovenosa (FAV) se ve afectada principalmente por la mezcla de sangre arterial y venosa que determina la saturación final. La arterialización implica que la  $SO_2$  en una FAV está muy afectada por la función respiratoria. En una situación dinámica como la sesión de HD, los fenómenos bioquímicos, hemodinámicos y respiratorios cambian continuamente. También se espera que el valor instantáneo de  $SO_2$  cambie con frecuencia a corto plazo. En las FAV altamente arterializadas, la presencia de un alto porcentaje de sangre arterial puede causar un cambio rápido en la  $SO_2$  cuando aparece hipovolemia. En cambio, con la sangre venosa pura de un CVC, los cambios de  $SO_2$  son más lentos y tardíos, probablemente porque la  $SO_2$  central sufre las consecuencias de la extracción periférica de  $O_2$ . La reducción lenta de  $SO_2$  podría reflejar una disminución progresiva intradiálisis del gasto cardiaco, lo que lleva a hipotensión aguda e hipoperfusión tisular, con la consiguiente alta extracción de  $O_2$  por los tejidos y una disminución en la  $SO_2$  central. Un monitor de hemodiálisis, Flexya de Bellco, dispone de SOGLIA, capaz de medir la  $SO_2$  como se ha comentado, colocando un sensor óptico en la línea arterial. La variabilidad intradiálisis de  $SO_2$  podría ser un parámetro válido para detectar de antemano el empeoramiento hemodinámico que precede a la HID.

En un estudio en que se usó ese dispositivo, se analizaron 1.290 sesiones de HD y se determinaron aquellas que se acompañaron de HID. Hicieron *off-line* un análisis de variación de la  $SO_2$  y se correlacionó con sesiones que tuvieran hipotensión o no. La variación de  $SO_2$  a corto plazo ( $ST-SO_2$  var) se cuantificó calculando cada minuto la desviación estándar de  $SO_2$  ( $SO_2$  DE) en una ventana de 5 minutos de duración. La variación de  $SO_2$  a medio plazo ( $MT-SO_2$  var) se cuantificó cada minuto como la diferencia ( $\Delta SO_2$ ) entre la  $SO_2$  media actual (calculada en una ventana de 30 min de duración) y la  $SO_2$  media inicial. El mejor

rendimiento predictivo para «ST-SO<sub>2</sub> var» se encontró en pacientes con FAV, con sangre altamente arterializada (SO<sub>2</sub> > 95%) (75% de sensibilidad; área bajo la curva [AUC], 0,825; p < 0,05). Por el contrario, en sesiones con CVC, la predicción de HID demostró ser más eficiente por MT-SO<sub>2</sub> var (AUC, 0,575; p = 0,01). Por tanto, la variabilidad de SO<sub>2</sub> parece que está asociada con eventos de hipotensión durante la HD, aunque con diferencias específicas basadas en el tipo de acceso vascular (FAV o CVC). Inevitablemente, debido a la naturaleza multifactorial de la HID, los autores comentan que un solo parámetro nunca podría tener una capacidad predictiva absoluta y generalmente se requiere un AUC > 0,8 para la relevancia clínica. Por esta razón, el análisis de variabilidad de SO<sub>2</sub> podría integrarse en un sistema de control multiparamétrico, gestionando también otras variables, como la frecuencia cardíaca o los cambios de VSR, con vistas a la monitorización hemodinámica global<sup>25</sup>.

### Dispositivos de monitorización de la función autonómica

Otra forma de predecir la aparición de una HID es mediante el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, como con el dispositivo T-REX (Taewoong Medical Co., Ltd, Seúl, Corea del Sur). La variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) proporciona una forma no invasiva y fiable de medir la disfunción autonómica. T-REX es un dispositivo portátil de monitorización de ECG dedicado al análisis de la VFC. En individuos normales, la frecuencia cardíaca fluctúa con la respiración debido a un mayor grado de variabilidad latido a latido. Un individuo con elevada VFC implica una función autónoma funcionalmente adecuada. La respuesta simpática se activa y aumenta durante la hemodiálisis. Sin embargo, en pacientes propensos a HID, esa activación se ve afectada en la fase tardía de la diálisis, lo que contribuye al desarrollo de hipotensión.

Aunque la actividad nerviosa simpática aumenta durante la HD, cae repentinamente cuando se desarrolla la hipotensión sintomática («reflejo de Bezold-Jarisch»). En un estudio en que se usó este dispositivo<sup>27</sup>, vieron que individuos en los que aumentaba el tono simpático durante la diálisis prevenían adecuadamente la aparición de HID; sin embargo, en los que tuvieron HID, el tono parasimpático aumentó inicialmente y luego disminuyó. Comprobaron que la aparición de HID se predijo con mayor precisión midiendo la VFC en pacientes en hemodiálisis. Este estudio sugiere que la VFC podría medirse mensualmente y ser útil para predecir la aparición de HID con antelación y así tomar medidas oportunas.

Otro dispositivo que mide la disfunción autonómica (Sudoscan, Impeto, París, Francia) es un dispositivo simple no invasivo que permite medir la conductancia electroquímica de la piel mediante iones de cloruro y refleja directamente la actividad de pequeñas fibras nerviosas C no mielinizadas que inervan las glándulas sudoríparas, mediante dos grandes electrodos de acero inoxidable en contacto con las manos y los pies. La medición también proporciona una puntuación de neuropatía autonómica que refleja el grado de disfunción simpática y barorreceptora<sup>28</sup>. En un estudio con este dispositivo se comprobó que la conductan-

cia electroquímica cutánea patológica de manos o pies evaluada por el Sudoscan se asocia con un mayor riesgo de HID.

### Dispositivos de monitorización de daño orgánico intradiálisis

Hasta ahora nos hemos centrado en la aparición de HID, pero no en el daño orgánico provocado por esta. Se ha podido comprobar que la monitorización de la perfusión percutánea podría ayudarnos a detectar daño cardiovascular provocado por la hemodiálisis. Un ejemplo sería el SENSOR CV INSIGHT VR (Intelomed, Inc., Warrendale, Pensilvania, EE. UU.), que es un foto-pletismógrafo periférico. La luz infrarroja es absorbida por la sangre proporcionalmente al volumen sanguíneo y el resto se refleja desde el lecho de la arteriola de regreso al sensor. Esta señal se procesa y se muestra como una forma de onda. Se mide la fuerza del pulso (FP), que indica perfusión tisular, la frecuencia del pulso, la irregularidad del pulso, la saturación de oxígeno y la variabilidad de SpO<sub>2</sub>. Proporciona una evaluación de la estabilidad CV de cada paciente, ya que monitoriza los cambios relativos en la capacidad compensatoria CV del paciente y, por tanto, la tolerancia a la HD<sup>29</sup>. En un estudio en que se usó este dispositivo, pudo verse una asociación entre el porcentaje de sesiones de HD con reducción de la fuerza del pulso (FP) de más del 20% y las anomalías regionales del movimiento de la pared (RWMA) por ecocardiografía durante la sesión de hemodiálisis (reflejo de aturdimiento miocárdico). Sin embargo, no hubo correlación entre el aturdimiento miocárdico y los índices de estabilidad hemodinámica intradiálisis utilizados convencionalmente, como la reducción de la PA, los síntomas de hipotensión o la reducción del VSR (medido con BVM). Explican los autores que es probable que el desarrollo de HID y los síntomas relacionados ocurran en una fase tardía durante el estrés CV, cuando las respuestas compensatorias de los pacientes ya no pueden mantener la estabilidad CV. Por ello, disponer de una monitorización que correlaciona con aturdimiento miocárdico puede ser muy útil para prevenirlo.

Además, una simple medición de los parámetros retinianos y coroideos con angiografía por tomografía de coherencia óptica (OCT-A) antes de una sola sesión de diálisis puede ayudar a predecir el riesgo de seguir la IDH a corto plazo y podría representar una forma alternativa y no invasiva de evaluar la función vasomotora autónoma en pacientes en diálisis. También podría ser una herramienta potencial para detectar y medir la conformidad del lecho vascular al estrés hemodialítico<sup>30</sup>.

### FUTURO DE LA TECNOLOGÍA APLICADA A PREVENCIÓN DE LA HID Y DAÑO ORGÁNICO

Es posible que en un futuro se incremente el número de sensores que de forma integrada utilicen los parámetros disponibles previamente comentados, como VSR y VAS, PA y la FC continuas, la saturación de oxígeno, el gasto cardíaco, las resistencias vasculares periféricas, la perfusión visceral, y otros; y todo ello controlado con inteligencia artificial (IA)<sup>31</sup>. Ya se han empezado a publicar trabajos que utilizan la IA en diálisis, aunque por ahora son más modelos predictivos que dispositivos de retroali-



mentación. Se ha optimizado la prescripción de UF mediante la predicción de la caída simulada de PAS intradiálisis basándose en una red neuronal artificial entrenada con múltiples datos de pacientes de EuCLiD<sup>®32</sup>. Aplicando inteligencia artificial y usando 7 características, como la edad, el género, la presión arterial sistólica, presión arterial diastólica, índice de masa corporal, la FC y los años de diálisis se ha podido construir un modelo predictivo del peso seco más preciso que el obtenido por BCM<sup>33</sup>. Cada vez se publican más trabajos sobre IA y diálisis<sup>31,34-37</sup>. La duda es si llegaremos a ver y aceptar monitores de hemodiálisis autónomos, que tomen decisiones por sí mismos sobre la pauta de diálisis en respuesta a la información obtenida y procesada de forma similar a los coches autónomos.

### Conflicto de intereses

El Dr. Juan Manuel Buades Fuster declara que ni él ni su institución han recibido ningún tipo de ayuda externa para la realización del trabajo. Sin embargo, sí que ha recibido honorarios por conferencias de Fresenius Medical Care y Baxter, y bonos de viaje para congresos de Fresenius Medical Care y Baxter. No existe ninguna otra actividad, situación, relación o circunstancia (incluyendo la propiedad o solicitud de patentes) que pudiera percibirse como susceptible de influenciar la información que ha presentado en el artículo.

El resto de las autoras declaran que no tienen conflictos de interés.

## Conceptos clave

1. La hipotensión intradiálisis (HID) todavía es un problema frecuente en nuestras unidades de hemodiálisis y puede tener importantes consecuencias para el paciente, entre las cuales destacan el aturdimiento miocárdico y la isquemia cerebral.
2. Han aumentado mucho los pacientes añosos, frágiles y comórbidos, es decir, los que más riesgo y consecuencias pueden tener tras una HID.
3. Hay muchas definiciones de HID y no todas tienen el mismo valor pronóstico. Se ha hecho un esfuerzo por unificar esas definiciones. Se recomienda utilizar las que más predicen la mortalidad cardiovascular, como el Nadir 90.
4. Para que se produzca la HID, debe darse la conjunción de una reducción del volumen intravascular provocado por la ultrafiltración, por insuficiente relleno capilar y una insuficiente activación de los mecanismos de defensa hemodinámicos (aumento del gasto cardiaco y de las resistencias vasculares periféricas, vasoconstricción de territorios espláncnicos). Deberían tenerse en cuenta ambos componentes si se quiere entender bien el mecanismo por el que se hipotensan nuestros pacientes. En cada uno de ellos puede predominar uno u otro de esos factores y saberlo puede ayudar a tomar las medidas más adecuadas para prevenirlo.
5. A lo largo de la historia de la hemodiálisis, podemos distinguir 3 generaciones de dispositivos de monitorización para intentar prevenir estas HID.
6. En la primera generación, únicamente se disponía de la medición de la presión arterial, la frecuencia cardiaca, el peso, la anamnesis y exploración física, y, por tanto, las pautas de hemodiálisis dependían del ensayo-error.
7. En la segunda generación, se ha dispuesto de dispositivos que han permitido ajustar mejor el peso seco (como la bioimpedancia), biosensores que permiten medir el volumen de sangre intradiálisis (no solo el volumen relativo, sino también el absoluto), la temperatura y la concentración de sodio en sangre. Los nuevos monitores de hemodiálisis traen incorporados alguno de estos dispositivos e, incluso, son capaces de ofrecer el uso de sistemas de retroalimentación con esa información que permite ajustes intradiálisis en la pauta de diálisis (modificación de la tasa de ultrafiltración o conductividad del baño) para cumplir unos objetivos predefinidos (principalmente, una reducción relativa de sangre durante la sesión).
8. La tercera generación de dispositivos, todavía poco conocida y utilizada, permitirá centrarnos más en los mecanismos de defensa hemodinámica (aumento del gasto cardiaco, resistencias vasculares periféricas, etc.) e, incluso, detectar la aparición sutil de daño en órganos diana.
9. Por último, el futuro de los monitores de hemodiálisis podría estar en la utilización de muchos de estos dispositivos mediante inteligencia artificial, que podría ir acercándonos cada vez más a sesiones de hemodiálisis relativamente autónomas y con seguridad aumentada.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kuipers J, Verboom LM, Ipema KJR, Paans W, Krijnen WP, Gaillard CAJM, et al. The prevalence of intradialytic hypotension in patients on conventional hemodialysis: A systematic review with meta-analysis. *Am J Nephrol.* 2019;49:497-506. doi:10.1159/000500877.
2. Flythe JE, Xue H, Lynch KE, Curhan GC, Brunelli SM. Association of mortality risk with various definitions of intradialytic hypotension. *J Am Soc Nephrol.* 2015;26:724-34. doi:10.1681/ASN.2014020222.
3. Burton JO, Jefferies HJ, Selby NM, McIntyre CW. Hemodialysis-induced repetitive myocardial injury results in global and segmental reduction in systolic cardiac function. *Clin J Am Soc Nephrol.* 2009;4:1925-31. doi:10.2215/CJN.04470709.
4. Mizumasa T, Hirakata H, Yoshimitsu T, Hirakata E, Kubo M, Kashiwagi M, et al. Dialysis-related hypotension as a cause of progressive frontal lobe atrophy in chronic hemodialysis patients: A 3-year prospective study. *Nephron - Clin Pract.* 2004;97:c23-30. doi:10.1159/000077592.
5. McIntyre CW, Goldsmith DJ. Ischemic brain injury in hemodialysis patients: which is more dangerous, hypertension or intradialytic hypotension?. *Kidney Int.* 2015;87:1109-15. doi:10.1038/ki.2015.62.
6. Hajal J, Joubran N, Sleilaty G, Chacra D, Saliba Y, Assaad S, et al. Intradialytic hypotension: beyond hemodynamics. *Physiol Res.* 2019;68:793-805. Acceso: 17 de noviembre de 2019. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31424249>.
7. Flythe JE, Chang TI, Gallagher MP, Lindley E, Madero M, Sarafidis PA, et al. Blood pressure and volume management in dialysis: conclusions from a kidney disease: Improving Global Outcomes (KDIGO) Controversies Conference. *Kidney.* 2020;97:861-76. doi:10.1016/j.kint.2020.01.046.
8. See EJ, Polkinghorne KR. Volume management in haemodialysis patients. *Curr Opin Nephrol Hypertens.* 2020;29:663-70. doi:10.1097/MNH.0000000000000642.
9. Sars B, Van Der Sande FM, Kooman JP. Intradialytic hypotension: Mechanisms and outcome. *Blood Purif.* 2020;49:158-67. doi:10.1159/000503776.
10. Chapdelaine I, Déziel C, Madore F. Automated blood volume regulation during hemodialysis. INTECH Open Access Publisher; 2011.
11. Nubé MJ, Grooteman MPC, Blankestijn PJ. Hemodiafiltration: Theory, technology and clinical practice. 2015. doi:10.1007/978-3-319-23332-1.
12. Leung KCW, Quinn RR, Ravani P, Duff H, Macrae JM. Randomized crossover trial of blood volume monitoring-guided ultrafiltration biofeedback to reduce intradialytic hypotensive episodes with hemodialysis. *Clin J Am Soc Nephrol.* 2017;12:1831-40. doi:10.2215/CJN.01030117.
13. Kron S, Schneditz D, Leimbach T, Kron J. Feedback control of absolute blood volume: A new technical approach in hemodialysis. *Hemodial Int.* 2020;24:344-50. doi:10.1111/hdi.12826.
14. Hecking M, Schneditz D. Feedback control in hemodialysis-much ado about nothing? *Clin J Am Soc Nephrol.* 2017;12:1730-2. doi:10.2215/CJN.09770917.
15. Canaud B, Kooman J, Selby NM, Taal M, Francis S, Kopperschmidt P, et al. Sodium and water handling during hemodialysis: new pathophysiologic insights and management approaches for improving outcomes in end-stage kidney disease. *Kidney Int.* 2019;95:296-309. doi:10.1016/j.kint.2018.09.024.
16. Dahlmann A, Dörfelt K, Eicher F, Linz P, Kopp C, Mössinger I, et al. Magnetic resonance-determined sodium removal from tissue stores in hemodialysis patients. *Kidney Int.* 2015;87:434-41. doi:10.1038/ki.2014.269.
17. Nesrallah GE, Suri RS, Guyatt G, Mustafa RA, Walter SD, Lindsay RM, et al. Biofeedback dialysis for hypotension and hypervolemia: a systematic review and meta-analysis. *Nephrol Dial Transplant.* 2013;28:182-91. doi:10.1093/ndt/gfs389.
18. Tian M, Zha Y, Qie S, Lin X, Yuan J. Association of Body Composition and Intradialytic Hypotension in Hemodialysis Patients. *Blood Purif.* 2020;49:334-40. doi:10.1159/000504245.
19. Beaubien-Souligny W, Kontar L, Blum D, Bouchard J, Denault AY, Wald R. Meta-Analysis of randomized controlled trials using tool-assisted target weight adjustments in chronic dialysis patients. *Kidney Int Reports.* 2019;4:1426-34. doi:10.1016/j.ekir.2019.07.003.
20. Maduell F, Arias M, Massó E, Fontseré N, Carrera M, Vera M, et al. Sensitivity of blood volume monitoring for fluid status assessment in hemodialysis patients. *Blood Purif.* 2013;35:202-8. doi:10.1159/000346630.
21. Kron S, Schneditz D, Czerny J, Leimbach T, Budde K, Kron J. Adjustment of target weight based on absolute blood volume reduces the frequency of intradialytic morbid events. *Hemodial Int.* 2018;22:254-60. doi:10.1111/hdi.12582.
22. Stewart P, Stewart J. Noninvasive continuous intradialytic blood pressure monitoring: the key to improving haemodynamic stability. *Curr Opin Nephrol Hypertens.* 2021;30:559-62. doi:10.1097/mnh.0000000000000738.
23. Doeniyas-Barak K, De Abreu MHFG, Borges LE, Tavares Filho HA, Yunlin F, Yurong Z, et al. Non-invasive hemodynamic profiling of patients undergoing hemodialysis - A multicenter observational cohort study. *BMC Nephrol.* 2019;20. doi:10.1186/s12882-019-1542-4.
24. Levin NW, de Abreu MHFG, Borges LE, Tavares Filho HA, Sarwar R, Gupta S, et al. Hemodynamic response to fluid removal during hemodialysis: categorization of causes of intradialytic hypotension. *Nephrol Dial Transplant.* 2018;33:1643-9. doi:10.1093/ndt/gfy048.
25. Mancini E, Perazzini C, Gesualdo L, Aucella F, Limido A, Scolari F, et al. Intra-dialytic blood oxygen saturation (SO<sub>2</sub>): association with dialysis hypotension (the SOGLIA Study). *J Nephrol.* 2017;30:811-9. doi:10.1007/s40620-016-0346-x.
26. Rotondi S, Tartaglione L, De Martini N, Bagordo D, Caissutti S, Pasquali M, et al. Oxygen extraction ratio to identify patients at increased risk of intradialytic hypotension. *Sci Rep.* 2021;11. doi:10.1038/s41598-021-84375-7.
27. Park S, Kim WJ, Cho NJ, Choi CY, Heo NH, Gil HW, et al. Predicting intradialytic hypotension using heart rate variability. *Sci Rep.* 2019;9. doi:10.1038/s41598-019-39295-y.
28. Reach P, Touzot M, Lombardi Y, Maheas C, Sacco E, Fels A, et al. Electrochemical skin conductance by Sudoscan®: a new tool to predict intradialytic hypotension. *Nephrol Dial Transplant.* 2021;36:1511-8. doi:10.1093/ndt/gfab183.
29. Penny JD, Grant C, Salerno F, Brumfield A, Mianulli M, Poole L, et al. Percutaneous perfusion monitoring for the detection of hemodialysis induced cardiovascular injury. *Hemodial Int.* 2018;22:351-8. doi:10.1111/hdi.12632.

30. Coppolino G, Carnevali A, Gatti V, Battaglia C, Randazzo G, Figlia I, et al. OCT angiography metrics predict intradialytic hypotension episodes in chronic hemodialysis patients: a pilot, prospective study. *Sci Rep.* 2021;11. doi:10.1038/s41598-021-86609-0.
31. Liu YS, Yang CY, Chiu PF, Lin HC, Lo CC, Lai ASH, et al. Machine learning analysis of time-dependent features for predicting adverse events during hemodialysis therapy: Model development and validation study. *J Med Internet Res.* 2021;23. doi:10.2196/27098.
32. Barbieri C, Cattinelli I, Neri L, Mari F, Ramos R, Brancaccio D, et al. Development of an artificial intelligence model to guide the management of blood pressure, fluid volume, and dialysis dose in end-stage kidney disease patients: Proof of Concept and first clinical assessment. *Kidney Dis.* 2019;5:28-33. doi:10.1159/000493479.
33. Guo X, Zhou W, Lu Q, Du A, Cai Y, Ding Y. Assessing dry weight of hemodialysis patients via sparse laplacian regularized RVFL neural network with L2,1-norm. *Biomed Res Int.* 2021;2021. doi:10.1155/2021/6627650.
34. Burlacu A, Burlacu A, Iftene A, Jugrin D, Popa IV, Popa IV, et al. Using artificial intelligence resources in dialysis and kidney transplant patients: A literature review. *Biomed Res Int.* 2020;2020. doi:10.1155/2020/9867872.
35. Vashistha R, Dangi AK, Kumar A, Chhabra D, Shukla P. Futuristic biosensors for cardiac health care: an artificial intelligence approach. *3 Biotech.* 2018;8:358. doi:10.1007/s13205-018-1368-y.
36. Chaudhuri S, Han H, Monaghan C, Larkin J, Waguespack P, Shulman B, et al. Real-time prediction of intradialytic relative blood volume: a proof-of-concept for integrated cloud computing infrastructure. *BMC Nephrol.* 2021;22. doi:10.1186/s12882-021-02481-0.
37. Chaudhuri S, Long A, Zhang H, Monaghan C, Larkin JW, Kotanko P, et al. Artificial intelligence enabled applications in kidney disease. *Semin Dial.* 2021;34:5-16. doi:10.1111/sdi.12915.