

Técnicas Continuas de Depuración Extracorpórea para enfermería

Coordinación: Miguel Muñoz Serapio

Técnicas Continuas de Depuración Extracorpórea para enfermería

Coordinación: Miguel Muñoz Serapio

HOSPAL



ELSEVIER
DOYMA

© 2012 HOSPAL.

Edita: Elsevier España, S.L.

Travessera de Gràcia, 17-21. 08021 Barcelona. España.

Reservados todos los derechos. El contenido de esta publicación no puede ser reproducido, ni transmitido por ningún procedimiento electrónico o mecánico, incluyendo fotocopia o grabación magnética, ni registrado por ningún medio, sin la previa autorización por escrito del titular de los derechos de explotación.

Elsevier y sus asociados no asumen responsabilidad alguna por cualquier lesión y/o daño sufridos por personas o bienes en cuestiones de responsabilidad de productos, negligencia o cualquier otra, ni por uso o aplicación de métodos, productos, instrucciones o ideas contenidos en el presente material. Dados los rápidos avances que se producen en las ciencias médicas, en particular, debe realizarse una verificación independiente de los diagnósticos y las posologías de los fármacos.

ISBN: 978-84-7592-752-7

Depósito legal: B-17083-2012

Impreso en España.

Colaboradores

Sandra Aguilar Segura

Servicio de Medicina Intensiva

Hospital Universitario Germans Trias i Pujol. Badalona (Barcelona)

Sandra Alcaraz Vázquez

Servicio de Medicina Intensiva

Hospital Universitario Germans Trias i Pujol. Badalona (Barcelona)

Ernest Argilaga

Servicio de Medicina Intensiva

Hospital Universitario de Bellvitge. L'Hospitalet de Llobregat (Barcelona)

Sara Barea Moya

Servicio de Medicina Intensiva

Hospital Universitario Germans Trias i Pujol. Badalona (Barcelona)

Rosa M^a Barquero Ruano

Servicio de Nefrología

Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid

M^a Desamparados Bernat Adell

Servicio de Medicina Intensiva

Hospital General de Castellón

Teresa Blanco

Servicio de Nefrología

Hospital Clínic. Barcelona

Carolina Del Amor García

Servicio de Medicina Intensiva

Hospital Universitario Germans Trias i Pujol. Badalona (Barcelona)

Felisa Díaz-Mariblanca Rodríguez

Servicio de Medicina Intensiva

Hospital Universitario Germans Trias i Pujol. Badalona (Barcelona)

Dolores González Caro

Servicio de Medicina Intensiva

Hospital Virgen Macarena de Sevilla

Laura Clavero López

Servicio de Nefrología

Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid

Julia de la Figuera Bayón

Enfermera de UCI del

Hospital Universitario de la Princesa. Madrid

Miguel Ángel García Pardo

Técnico Comercial. Hosal S.A.

Mónica Garciaarena Echecolonea

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Germans Trias i Pujol. Badalona (Barcelona)

Mireia Gómez Fernández

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Germans Trias i Pujol. Badalona (Barcelona)

Héctor Gómez García

Servicio de Medicina Intensiva
Complejo Asistencial de Salamanca

Carolina Guijarro Paz

Servicio de Hemodiálisis
Hospital Puerta de Hierro. Madrid

Sandra Guillamón Navarro

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital General de Castellón

Roser Jané Navarro

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Mútua de Terrassa. Barcelona

Isabel Juárez

Servicio de Nefrología
Hospital Clínic. Barcelona

Jesús López-Herce Cid

Servicio de Cuidados Intensivos Pediátricos
Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid

Belén Machuca Ayuso

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Mútua de Terrassa. Barcelona

Jesús Márquez Benítez

Servicio de Diálisis y TX Renal
Hospital Infanta Cristina. Badajoz

Ana María Martínez Peral

Servicio de Hemodiálisis
Hospital Puerta de Hierro. Madrid

Sonia Mas Font

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital General de Castellón

Almudena Mateos

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona

Amparo Medina Carrizo

Servicio de Hemodiálisis
Hospital Puerta de Hierro. Madrid

Elisa Moure Pitarch

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital General de Castellón

Miguel Muñoz Serapio

Diplomado en Enfermería
Product Specialist. Hospal S.A.

Olga Ortega

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Insular de Gran Canaria

Inmaculada Ortiz Ys

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Germans Trias i Pujol. Badalona (Barcelona)

Montserrat Ortuño Argentó

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Joan XXIII. Tarragona

Gema Palacios García

Servicio de Nefrología
Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid

Rocío Pérez Sánchez

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Germans Trias i Pujol. Badalona (Barcelona)

M^a Dolores Peris Traver

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital General de Castellón

Lourdes Ricci Valero

Servicio de Diálisis y TX Renal
Hospital Infanta Cristina Badajoz

M^a Jacoba Rodríguez Peña

Servicio de Nefrología
Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid

José Robles Carrión

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Virgen Macarena de Sevilla

María Rodríguez Núñez

Servicio de Cuidados Intensivos Pediátricos
Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid

M^a Jesús Sacedón Aragón

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital General de Castellón

Raquel Sánchez Torres

Servicio de Medicina Intensiva
Complejo Asistencial de Salamanca

Isabel Sánchez Mayor

Servicio de Cuidados Intensivos Pediátricos
Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid

Carmen Sánchez Fernández

Servicio de Hemodiálisis
Centro de Diálisis Mataró. Barcelona

Miquel Sanz

Servicio de Medicina Intensiva Digestivo
Hospital Clínic Provincial de Barcelona

Maria José Santiago Lozano

Servicio de Cuidados Intensivos Pediátricos
Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid

Josep-Maria Sirvent

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario de Girona Doctor Josep Trueta. Girona

Ángela Teixidò Martínez

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Germans Trias i Pujol.
Badalona (Barcelona)

Clàudia Vallès Fortuny

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Joan XXIII. Tarragona

Núria Vila

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario de Girona Doctor Josep Trueta. Girona

Consuelo Villanueva Fuentes

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital Universitario Germans Trias i Pujol.
Badalona (Barcelona)

Lorena Vinuesa Soriano

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital General de Castellón

María Yvars Bou

Servicio de Medicina Intensiva
Hospital General de Castellón

Índice

Prólogo	9
Introducción	11
Cap. 1 Principios físicos de las técnicas de depuración extrarrenal continua ...	13
Cap. 2 Diferentes tipos de técnicas de depuración extrarrenal continua	21
Cap. 3 Indicaciones renales y no renales en las técnicas de depuración extrarrenal continua	29
Cap. 4 Catéteres y accesos vasculares en las técnicas de depuración extrarrenal continua	35
Cap. 5 Filtros y circuito hemático.....	47
Cap. 6 Líquidos de reposición y diálisis en las técnicas de depuración extrarrenal continua	59
Cap. 7 Descripción del monitor Prismaflex®	65
Cap. 8 Conexión y programación de flujos.....	75
Cap. 9 Balance y control de líquidos del paciente	85
Cap. 10 Monitorización y control de las presiones en las técnicas de depuración extrarrenal continua.....	93
Cap. 11 Control y monitorización de las alarmas del sistema.....	101
Cap. 12 Historia clínica informatizada en UCI y conexión electrónica con el monitor Prismaflex®	113
Cap. 13 Cuidados de enfermería y complicaciones más frecuentes	127
Cap. 14 Cómo aumentar la eficacia y duración del filtro	137
Cap. 15 Finalización del tratamiento	145
Cap. 16 TDCE en el paciente pediátrico	157
Cap. 17 Plasmaféresis.....	169
Cap. 18 Hemoperfusión	183
Cap. 19 Molecular Adsorbent Recirculating System (MARS®)	191
Cap. 20 Apuntes y consideraciones	203

Prólogo

La insuficiencia renal aguda es una complicación frecuente en los pacientes ingresados en las unidades de cuidados intensivos (UCIS) y se estima que, entre un 5 y un 6% de estos hospitalizados requieren alguna Técnica de Reemplazo Renal (TRR). Estos pacientes consumen una gran cantidad de recursos y generan unas elevadas cargas de trabajo. A pesar de todo este esfuerzo terapéutico, su mortalidad sigue siendo elevada y llega a sobrepasar el 60%. Un aspecto importante para reducir la morbimortalidad asociada es una correcta indicación y manejo de las TRR. Sin embargo, las TRR no son procedimientos homogéneos, sino que engloban un conjunto de terapias y modalidades diferentes que pueden afectar a la eficacia y seguridad de estas técnicas. Actualmente, existe suficiente consenso para considerar a las modalidades continuas de reemplazo renal como las de elección en el paciente de UCI con inestabilidad hemodinámica.

En las dos últimas décadas, las Técnicas de Depuración Continuas Extracorpóreas (TDCE) se han perfeccionado, en especial desde la aparición de los monitores de última generación, que han simplificado el procedimiento, al tiempo que lo han dotado de mayor seguridad y eficacia. Estas mejoras han provocado una necesidad continuada de formación, no sólo en el avance de los conocimientos teóricos, sino también en el manejo técnico. Históricamente, enfermería de nefrología asumía este procedimiento, mientras que la tendencia actual es de cambio hacia una enfermería de UCI, como proveedora de los cuidados integrales al paciente crítico, incluidos los nefrológicos.

A priori, las TDCE se pueden percibir como una técnica compleja y de difícil manejo por parte de la enfermería. Esta percepción deriva de una falta de oportunidad en la adquisición de unos sólidos conocimientos teóricos y de un adecuado entrenamiento.

El objetivo de este libro es afianzar las bases del conocimiento teórico en las TDCE, desde una visión eminentemente práctica, que permita la transferencia de esos conocimientos a la clínica habitual. Se pretende que enfermería adquiera experiencia y autonomía suficientes para realizar una correcta aplicación y cuidado de estas técnicas, con el fin de alcanzar los objetivos de la terapia prescrita. Así mismo, debería poder establecer un diagnóstico correcto de los problemas y complicaciones asociadas, que permita una intervención precoz y adecuada, y que tenga como resultado una mejoría en la efectividad de la técnica. Y, finalmente, debe efectuar

una evaluación correcta de los signos y dispositivos de alarmas, para que garanticen la seguridad del procedimiento.

Sin pretender ser un extenso tratado de TDCE, los diferentes capítulos están revisados según las últimas evidencias científicas y redactados por personal de enfermería, con amplia experiencia en cada uno de los temas que abordan. En ellos se cubren completamente todos los fundamentos de estas técnicas, desde los accesos venosos, los cuidados del circuito extracorpóreo y los requerimientos específicos del paciente sometido a las diferentes modalidades de las TDCE. Esperamos que este texto estimule y motive una mayor autonomía de enfermería en el manejo de estas terapias. Animamos a cada uno de los lectores para que, con la ayuda de este libro, recorran el fantástico camino que va de la experiencia a la excelencia en el manejo de las TDCE.

Javier González de Molina

Médico Adjunto UCI,
Hospital Universitario, Mútua de Terrassa

Introducción

La evolución de las Técnicas de Depuración Continuas Extracorpóreas (TDCE) tiene su máximo despegue a partir de la segunda mitad de la década de los 70 y siempre ha estado ligada a la evolución tecnológica y de los materiales que se utilizan para los pacientes con Insuficiencia Renal Crónica (IRC). Con la aparición de Prisma, en los años 90, la visión y el manejo de las TDCE adquirieron otro cariz, y la gestión y control de los pacientes se simplificaron.

Hasta entonces, los pacientes con Fracaso Renal Agudo (FRA) y en estado crítico se trataban con hemodiálisis intermitente, técnica que producía complicaciones y desequilibrios relacionados con la pérdida excesiva y rápida de electrolitos y líquido, lo que, a su vez, provocaba variaciones del pH, hipotensiones, alteraciones en la concentración de CO_2 y O_2 , etc. Otra técnica de depuración que se podía utilizar era la diálisis peritoneal, que estaba contraindicada en los pacientes que se habían sometido a intervenciones quirúrgicas abdominales o con problemas de infecciones.

La tolerancia de ambas técnicas no era buena, al estar ese tipo de pacientes en unas condiciones hemodinámicas inestables, y era prácticamente imposible obtener unos equilibrios adecuados de entradas y salidas de líquido, ya que era difícil extraer en 4 horas lo que el paciente había acumulado en 24. Esto se traducía en limitaciones serias en la terapia nutricional. La inevitable malnutrición agravaba el estado del paciente con el desarrollo de infecciones y complicaciones.

Con el desarrollo de las TDCE se abre una puerta importante en el tratamiento del FRA en los pacientes en estado crítico, con estas técnicas se consigue la eliminación de agua, electrolitos y solutos de peso molecular medio de forma continua 24 horas sobre 24.

Al ser un tratamiento continuo, se pueden administrar grandes cantidades de sueros y nutrientes sin riesgo de sobrecarga volumétrica, ya que la pérdida de líquidos y solutos se realiza de una forma suave y constante, sin que se produzcan cambios electrolíticos bruscos, siendo bien tolerada por el paciente sin episodios de hipotensión, síndrome de desequilibrio ni hipoxia.

En la actualidad, las TDCE están presentes en todas las unidades de cuidados intensivos (UCI) de nuestro país y son la técnica de elección en el paciente con FRA. El abanico de aplicaciones se va abriendo más y más cada día, impulsado otra vez por la evolución de las tecnologías y los ma-

teriales, de modo que la terapia se puede personalizar en función de la patología y condiciones hemodinámicas del paciente. Los nuevos monitores que se comunican con el sistema informático de una UCI (realizando y controlando el balance del paciente), la aparición de filtros enfocados en exclusiva al tratamiento del paciente séptico, las membranas heparinizadas y los nuevos líquidos con fosfatos adaptados a las necesidades electrolíticas del paciente hacen prever, en los próximos años, un nuevo salto (y esta vez mucho mayor), que cambiará el concepto de estas técnicas, puesto que dejarán de ser exclusivas para el paciente con FRA.

Como coordinador de este libro *Técnicas Continuas de Depuración Extracorpórea para enfermería*, quiero agradecer la comprensión y paciencia que han tenido todos los autores que han colaborado en este trabajo, para que, al final, podamos disponer de esta primera edición. Parece que fue ayer cuando entre charla y charla con vosotros (en la UCI de algún hospital del país) surgió la idea de recopilar los trabajos escritos por enfermería y dirigidos a enfermería, donde se detallaran todos los conceptos y actualizaciones sobre las TDCE. A partir de ese momento, se fue desgranando el contenido de este libro y se fueron repartiendo los capítulos entre los diferentes profesionales de enfermería de intensivos, intensivos pediátricos y nefrología. He intentado implicar en él, junto a profesionales con experiencia, *gente nueva* que en el futuro se convertirán en los próximos referentes dentro de sus unidades.

Por último, y no menos importante, es para mí una obligación disculparme con las unidades que no han podido participar en este libro, por el número limitado de capítulos que incluye. Estoy convencido de que tendrán cabida en futuros proyectos que nuestro equipo Hospital Formación está desarrollando. Esperamos que este libro sea de ayuda y utilidad, tanto como método de consulta como de formación dentro de las unidades.

Seguro que los autores agradecerán de los lectores los comentarios y sugerencias referentes al libro, así como las preguntas y dudas sobre las TDCE. La correspondencia se puede dirigir a la siguiente dirección: formacion@hospital.com

Miguel Muñoz Serapio

Diplomado en Enfermería,
Product Specialist en HOSPAL S.A.

Principios físicos de las técnicas de depuración extrarrenal continua

Olga Ortega

Servicio de Medicina Intensiva, Hospital Universitario Insular de Gran Canaria, Las Palmas de Gran Canaria

INTRODUCCIÓN

Las técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC) están basadas en el encuentro indirecto de la sangre del paciente, a través de una membrana semipermeable (membrana dialítica), con un baño dialítico, que permite el intercambio de sustancias entre ambos compartimientos (sanguíneo y dializador).

En toda TDCE, los solutos se extraen de la sangre para pasar al compartimiento de ultrafiltrado del dializador (fig. 1.1), lo que, a su vez, genera un gradiente favorable para que dichos solutos pasen del compartimiento intracelular (que es, en definitiva, el que se pretende depurar) al compartimiento intravascular. Este fenómeno aumenta el gradiente de solutos entre el compartimiento intravascular y el dialítico, lo que eleva la eficiencia del proceso depurativo.

Dentro del conjunto de acciones que hacen que la terapia funcione, el personal de enfermería es una pieza fundamental debido a su labor asistencial a pie de cama del paciente y a las funciones que realiza de monitorización constante del estado hemodinámico y del balance hídrico, además de ser el responsable de su inicio, mantenimiento y finalización, así como del control de

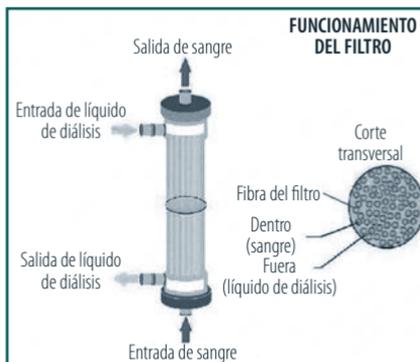


Figura 1.1. Compartimientos del dializador.

la eficiencia del filtro, de posibles complicaciones durante el tratamiento y de los posibles riesgos de infección.

La función de una membrana semipermeable depende, fundamentalmente, del tamaño de sus poros, aunque también influye el peso molecular del soluto (cuanto mayor sea, menor será su tasa de transporte a través de la membrana).

El peso molecular de un soluto está relacionado con otros 2 factores:

- **Velocidad.** La velocidad de una molécula en una solución es inversamente proporcional a su peso molecular. Por ejemplo, la velocidad de una molécula que pese 100 Da es mayor que la velocidad de una molécula que pese 300 Da. Las moléculas pequeñas se mueven a alta velocidad e impactan frecuentemente con la membrana, por lo que su transporte es alto. En cambio, las moléculas grandes chocan contra la membrana con menor frecuencia debido a su baja velocidad, su transporte es bajo, aunque pueden pasar fácilmente por los poros.
- **Tamaño.** El peso molecular de un soluto se relaciona estrechamente con su tamaño, ya que la membrana impide, parcial o completamente, el paso de los solutos cuando su tamaño molecular se aproxima o excede al tamaño de los poros de la membrana. Así se consigue la finalidad de difusión selectiva de esta membrana y, debido a esto, se utiliza como membrana dialítica.

Otro factor determinante es el espesor de la membrana: cuanto más delgada es, más fácil es el paso de los solutos (fig. 1.2).

Los principios físicos empleados en las diferentes modalidades de TDCE que permiten la depuración de solutos y la extracción de fluidos son: difusión, ultrafiltración, convección y adsorción.

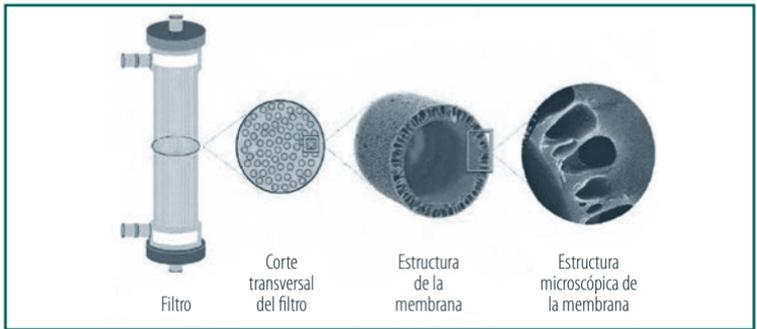


Figura 1.2. Estructura de la membrana.

DIFUSIÓN

Es el mecanismo de eliminación de solutos entre 2 soluciones separadas por una membrana semipermeable de baja permeabilidad al agua, debido a un gradiente de concentración existente entre ellas (fig. 1.3). Así, el soluto atraviesa la membrana desde un lugar de mayor concentración a otro de menor concentración.

El movimiento de solutos a través de la membrana es pasivo, no implica consumo de energía, debido a la diferencia del gradiente de concentración entre el compartimiento sanguíneo y el dializador (fig. 1.4).

El paso de solutos por la membrana depende de los siguientes factores:

- La diferencia de concentración existente a cada lado de la membrana.
- La capacidad de difusión del soluto, que está en función de su peso molecular: cuanto menor peso molecular, mayor probabilidad, tanto de colisión del soluto con la membrana como de paso a través del poro.
- Las características de la membrana (espesor, superficie, etc.).

Este mecanismo aclara mejor las sustancias de peso molecular bajo (< 500 Da), como la urea y la creatinina.

ULTRAFILTRACIÓN

Este proceso ocurre cuando una presión osmótica y/o hidrostática empuja el agua a través de la membrana y se extrae líquido exclusivamente de un compartimiento sin pretender la depuración de solutos (fig. 1.5).

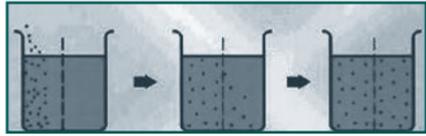


Figura 1.3. Mecanismo de difusión.

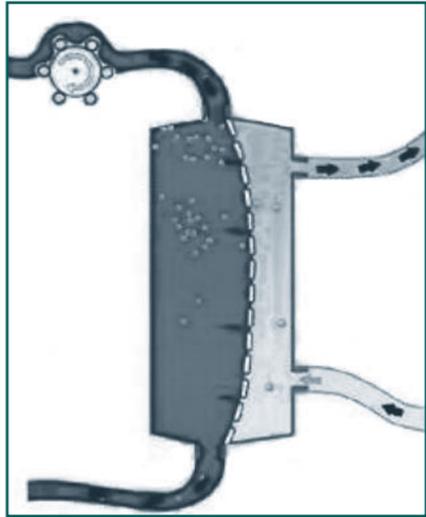


Figura 1.4. Mecanismo de difusión en un dializador.

La cantidad o tasa de ultrafiltración depende de:

- Gradiente de presión.
- Superficie de la membrana.
- Coeficiente de ultrafiltración (KUF) o grado de permeabilidad al agua de la membrana.

Este proceso es activo, ya que la cantidad de agua o líquido extraído depende, entre otros, del gradiente de presión generado a través de la membrana.

La permeabilidad al agua de una membrana, aunque sea elevada, puede variar de forma importante en función del grosor de la misma membrana y del tamaño de los poros. La permeabilidad de una membrana al agua se indica por el KUF, que se define como el número de mililitros de líquido por hora (ml/h) que se transfieren, a través de la membrana, por cada milímetro de mercurio (mmHg) de gradiente de presión transmembrana.

Así, el ultrafiltrado (UF) en mililitros se calcularía mediante la siguiente fórmula:

$$\text{UF} = \text{KUF} \times \text{PTM} \times \text{n.º de horas}$$

Donde PTM es la presión transmembrana (gradiente de presión hidrostática entre ambos lados de la membrana), que se calcula como la presión de salida de la sangre hacia la membrana – presión de salida del filtrado — que es negativa— (p. ej., $\text{PTM} = 50 - [-250] = 300$). Cada membrana tiene su propio KUF. Un KUF de 5 indica que para que se filtren 1.000 ml/h se requiere un gradiente de presión de 200 mmHg. Si fuese de 2 se necesitarían 500 mmHg de gradiente para obtener ese mismo filtrado.

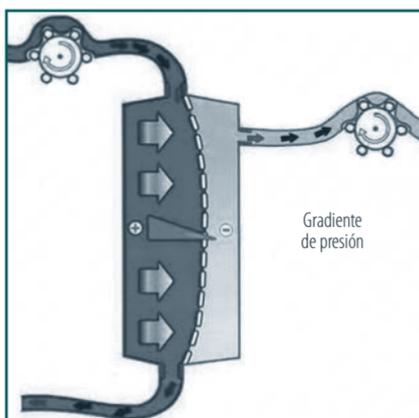


Figura 1.5. Mecanismo de ultrafiltración en un dializador.

CONVECCIÓN

La convección se podría definir como el paso de solutos a través de la membrana semipermeable, arrastrados por el paso del agua de un com-

partimiento a otro, para eliminar de forma simultánea los solutos y el agua donde están presentes, por diferencia de presión hidrostática u osmótica a ambos lados de una membrana (fig. 1.6).

La presión hidrostática es la creada con un émbolo o una bomba aplicado a una de las soluciones. Puede ser positiva si el líquido es empujado a pasar a través de la membrana, o negativa si éste es arrastrado desde el otro compartimiento (fig. 1.7).

La presión osmótica es la que se genera por solutos de mayor tamaño que el poro de la membrana y que no pueden pasar a través de ésta, dándose un gradiente de concentración que va a arrastrar agua para igualar las concentraciones a ambos lados de la membrana.

Este movimiento de agua a través de una membrana de alta permeabilidad (poros de gran tamaño) permite la extracción de los solutos disueltos en ella, lo que genera una pérdida de la cantidad total de solutos corporales, pero no una disminución en su concentración. Por ello, la composición electrolítica del ultrafiltrado es similar a la plasmática, de modo que la depuración no está supeditada al gradiente de concentración, sino a la tasa de UF.

La cantidad de agua o líquido que pasa de un compartimiento a otro depende del gradiente de presión generado a través de la membrana, por lo que es un transporte activo.

El paso de solutos es pasivo, ya que van acompañando al disolvente que atraviesa la membrana cuando se aplica una presión. Por ello, la cantidad de solutos que pasan de un lado al otro depende de las siguientes características:

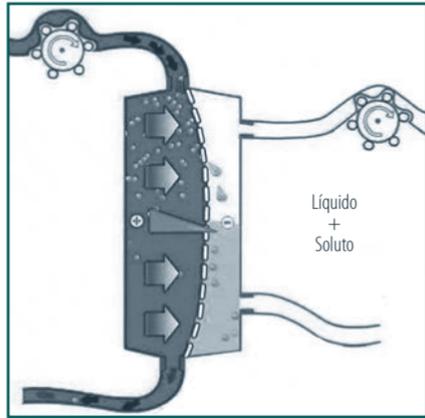


Figura 1.6. Mecanismo de convección en un dializador.

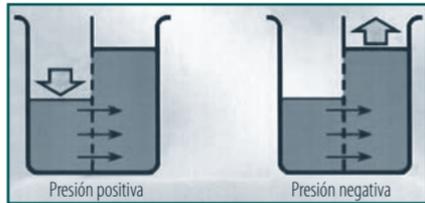


Figura 1.7. Mecanismo de convección.

- El peso molecular. Los solutos cuyo peso molecular lo permite pasan junto con el agua, en la misma concentración, mientras que los solutos de gran peso molecular no pueden traspasar la membrana.
- La cantidad de líquido que se extrae.
- La concentración de soluto en el agua plasmática.
- Las propiedades de la membrana.

Y la eficacia de la convección depende de los siguientes factores:

- La PTM.
- El KUF.
- La permeabilidad de la membrana y su superficie (número de poros, tamaño y grosor de la membrana). La permeabilidad de la membrana para los solutos varía entre 0 y 1, en función del coeficiente de cribado (SC, *sieving coefficient*) o *sieving* del soluto.

El SC es la relación entre la concentración del soluto en el líquido ultrafiltrado y la concentración del soluto en el plasma. Un valor de SC de 1 implica un paso completo a través de la membrana y un SC de 0 significa que no existe dicho paso.

El valor del SC es de uno 1 para solutos de bajo peso molecular y disminuye dependiendo del mayor peso molecular de los solutos y de las características específicas de cada dializador. Cuanto mayores son los SC para las diferentes sustancias evaluadas, mayor es su permeabilidad de membrana.

La convección aclara sustancias de peso molecular pequeño (urea, creatinina, ácido úrico, glucosa, sodio, potasio, cloro, fósforo, etc.), pero también es efectiva con las de peso molecular medio (500-50.000 Da), como ciertos mediadores de la inflamación.

ADSORCIÓN

Consiste en la eliminación de determinadas sustancias mediante la adhesión de éstas a la superficie de la membrana del filtro, que tiene en su composición componentes adsorbentes (fig. 1.8).

Los adsorbentes son sustancias que, por sus caracte-

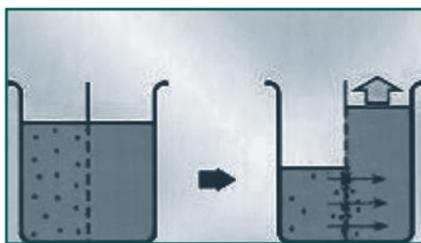


Figura 1.8. Mecanismo de adsorción.

rísticas fisicoquímicas, atraen a su superficie otros elementos en disolución. Generalmente se dividen en 2 grandes grupos:

- Los que poseen propiedades hidrofóbicas, gracias a las cuales realizan la adsorción de las moléculas disueltas en la solución que entra en contacto con el adsorbente.
- Los que eliminan los solutos por afinidad química mediante el intercambio de un ión por otro de igual carga eléctrica, o debido a que actúan por enlaces químicos entre el adsorbente y el soluto.

Mediante este proceso de adsorción se logra la eliminación de tóxicos endógenos y exógenos, así como de ciertos mediadores proinflamatorios. Aunque su papel real es muy discutido, parece que puede colaborar en la depuración de sustancias como las citocinas y el complemento.

Bibliografía recomendada

- Bolívar Suárez Y, Barbosa Remolina G. Enfermería y las terapias de reemplazo renal continuo [consultado 25-3-2010]. Rev Salud Historia y Sanidad. 2006;1. Disponible en: <http://www.histosaluduptc.org/ojs-2.2.2/index.php?journal=shs&page=article&op=view&path%5B%5D=30>
- Botella-García J. La adsorción en el tratamiento de la uremia. Nefrología. 2000;20:197-201.
- García Olert A, Hernández Sánchez AI, Miralles Andujar FJ, Cortés Carmona J, Domínguez Bernal MA, Caro Nieto ME. Experiencia en las técnicas continuas de reemplazo renal en cuidados intensivos. Determinantes de la duración del hemofiltro. Rev Soc Esp Enferm Nefrol. 2008;11:259-64.
- García Roig C. Terapias de reemplazo renal continuo en pediatría. Arch Argent Pediatr. 2003;101:44-53.
- HOSPAL. Técnicas continuas de depuración extracorpórea. Monitor Prismaflex® [consultado 12-4-2010]. Disponible en: <http://www.cuidadosintensivos.es/mediapool/73/733359/data/Prismaflex.pdf>
- Maduell F. Conceptos básicos y modalidades de hemodiálisis. Revista Extrahospitalaria. 2004;11:25-8.
- Morelli OH Jr, Morelli OH, Estraviz HO. Hemodiálisis. Principios físico-químicos y aspectos técnicos. En: Martínez M, Rodicio JL, Herrera J, editores. Tratado de Nefrología. 2.ª ed. Madrid: Norma; 1993.
- Musso C, Torres G. Fisiología del riñón artificial [consultado 23-3-2010]. Revista Electrónica de Biomedicina. 2007;3:3-7. Disponible en: <http://biomed.uninet.edu/2007/n3/editorial.html> ISSN: 1697-090X
- Oto I, Sanz M, Montiel M. Enfermería médico-quirúrgica. Necesidad de nutrición y eliminación. 2.ª ed. Barcelona: Masson; 2003.
- Parra ML, Arias S, Esteban A. Procedimientos y técnicas en el paciente crítico. Barcelona: Masson; 2003. p. 610-26.
- Ramos B. Bases físico-químicas de la diálisis [consultado 10-4-2010]. Disponible en: <http://www.carloshaya.net/biblioteca/contenidos/docs/nefrologia/predialisis/blancaramos1.PDF>
- Stinson P, Dorman K. Enfermería clínica avanzada. Atención a pacientes agudos. Madrid: Síntesis; 1997. p. 451-75.

Diferentes tipos de técnicas de depuración extrarrenal continua

Teresa Blanco e Isabel Juárez

Servicio de Nefrología, Hospital Clínic, Barcelona

INTRODUCCIÓN

Las técnicas de depuración extrarrenal continuas son todas las técnicas que intentan suplir la función renal durante un tiempo y cuyos objetivos están relacionados con la eliminación de líquidos, de solutos y de mediadores de la inflamación en el paciente crítico.

La implementación de estas técnicas ha permitido un extraordinario avance en el manejo integral del paciente crítico con fracaso renal agudo (FRA) y, probablemente, en un futuro inmediato complementen los tratamientos de los pacientes críticos con disfunción multiorgánica precoz sin FRA.

Desde su descripción en la década de 1970 hasta la actualidad hemos avanzado mucho: se han ido conociendo sus ventajas y su uso se ha generalizado en las unidades de cuidados intensivos. También se ha producido un avance en la tecnología que acompaña a estas técnicas, con mejoras en los sistemas y materiales empleados (fundamentalmente en el desarrollo de membranas más biocompatibles y monitores que permiten desarrollar las técnicas con más seguridad y precisión).

La primera técnica continua descrita fue la hemofiltración continua, que consiste en hacer pasar un flujo de sangre a través de un filtro (membrana) biocompatible de alta permeabilidad hidráulica. Para conseguir el transporte de moléculas desde la sangre al otro lado de la membrana, la sangre se introduce en un sistema extracorpóreo, generalmente impulsada por la presión arterial del paciente (circuito arteriovenoso) o bien por una bomba peristáltica (circuito venovenoso).

Actualmente contamos con monitores específicos con sus correspondientes *kits* de líneas, soluciones de diálisis y de reposición, que permiten aplicar estas técnicas con seguridad y eficiencia, debido a que se han establecido protocolos que contemplan la preparación del circuito ex-

tracorpóreo y los controles que hay que llevar a cabo durante todo el tratamiento (heparinización, balances horarios, etc.).

TÉCNICAS ARTERIOVENOSAS CONTINUAS

Hemofiltración arteriovenosa continua

Las técnicas de depuración extrarrenal arteriovenosa se pueden aplicar inmediatamente, usando como fuerza impulsora de la sangre la presión sanguínea del paciente, mediante la colocación de un catéter en una arteria y otro catéter en una vena. Las presiones sistólicas pueden ser de 60 mmHg, con las que se consiguen flujos de 30 ml/min y ultrafiltraciones de 5,8 ml/min. Cuanto más altas sean las presiones sanguíneas del paciente, mayor flujo de sangre y mayor ultrafiltración se obtienen.

La vida media de un filtro es de unas 48 h, pero para conseguir un flujo de ultrafiltrado óptimo y evitar la formación de microcoágulos se recomienda cambiar el hemofiltro cada 24 h.

En la técnica de depuración extrarrenal arteriovenosa continua es necesario disponer de un flujo sanguíneo espontáneo.

La condición para realizar la hemofiltración arteriovenosa es que hay que obtener un gradiente de presión arteria-vena. Se logra por canulación de arteria-vena femoral como acceso preferente. Depende de los siguientes elementos:

- Tipo de catéter utilizado (diámetro y longitud).
- Estructura y tipo de hemofiltro.
- Presión arterial media del paciente > 50 mmHg.
- Hematocrito del paciente y su concentración de proteínas totales.

Procedimiento de hemofiltración arteriovenosa continua

Antes de conectar al paciente se ha de prestar atención a lo siguiente:

- Material necesario: línea arterial (distintivo rojo), línea venosa (distintivo azul) y hemofiltro. Se debe cebar con suero fisiológico (según normas del manual de utilización).
- El hemofiltro se coloca de forma horizontal, a la altura media del acceso vascular, y el medidor de ultrafiltrado (que se obtiene de la toma arterial de baño) se sitúa a una altura de unos 40 cm por debajo del hemofiltro (fig. 2.1).
- Las técnicas arteriovenosas se han modificado con el paso del tiempo, tras la introducción de una bomba peristáltica (técnicas venovenosas), lo que ha permitido obviar la necesidad de punción arterial y una gran parte de la morbilidad de la técnica.

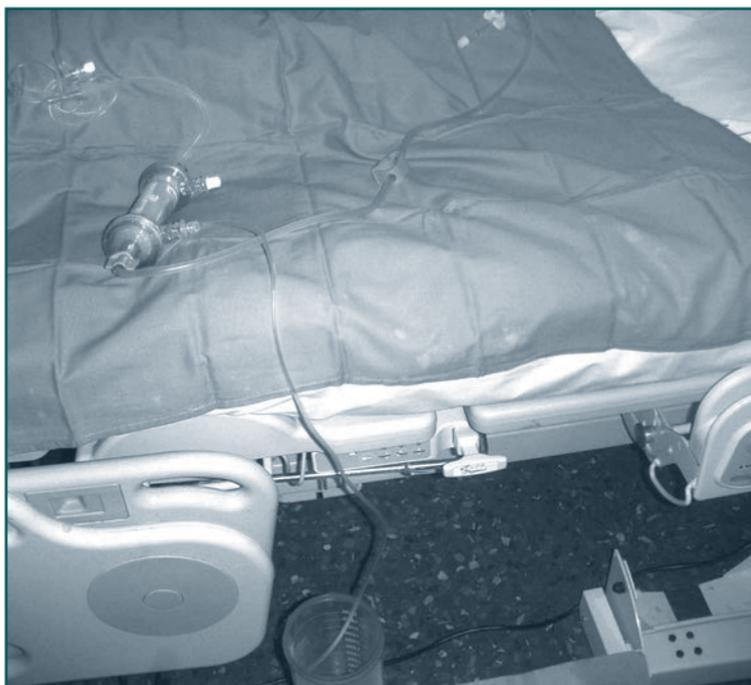


Figura 2.1. Colocación del hemofiltro.

TÉCNICAS VENOVENOSAS CONTINUAS

Ultrafiltración continua lenta

Esta técnica se utiliza para la extracción lenta y continua de fluidos, mediante la ultrafiltración, en pacientes críticos con sobrecarga hídrica. No se pretende realizar una depuración de solutos. El único objetivo con esta técnica es la extracción de líquidos.

No precisa la utilización de ningún líquido de reposición o baño de diálisis. El flujo empleado es de 50 a 100 ml/min para la sangre y de 2 a 5 ml/min para el ultrafiltrado (fig. 2.2).

Indicaciones

- Insuficiencia cardíaca resistente a diuréticos.
- Síndrome nefrótico resistente a diuréticos.
- Intraoperatoria en cirugía cardíaca.
- Intraoperatoria en cirugía hepática.

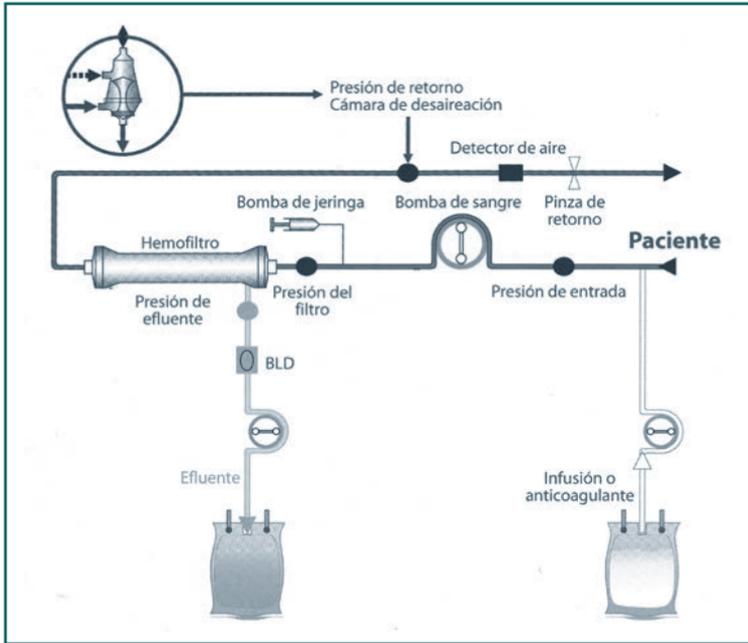


Figura 2.2. Circuito SCUF (ultrafiltración continua lenta).

Hemofiltración venovenosa continua

Utiliza el transporte convectivo para eliminar solutos que atraviesan los poros de la membrana arrastrados con el agua plasmática y la ultrafiltración para eliminar volumen. En esta variante, el volumen de ultrafiltrado generado excede de las necesidades de pérdida de líquido del paciente, por lo que se debe realizar una reposición (prefiltro o posfiltro) para ajustar las necesidades de balance que se desea conseguir en cada momento (fig. 2.3).

La reposición prefiltro supone una pérdida de eficiencia, ya que se diluye la sangre que entra en el filtro con la solución de reposición.

La depuración incluye tanto pequeñas moléculas (urea, creatinina, fosfatos e iones) como moléculas de mayor peso molecular.

Indicaciones

- Depuración de sustancias de bajo peso molecular en pacientes con insuficiencia renal aguda (IRA).
- Eliminación de mediadores en pacientes sépticos.

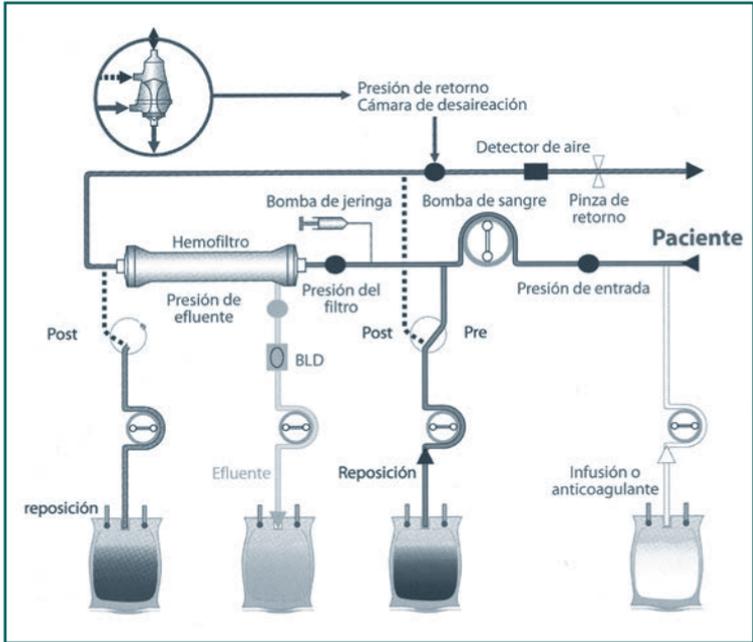


Figura 2.3. Circuito CVVH (hemofiltración venovenosa continua).

- Prevención de sobrecarga de volumen (edemas periféricos, edemas pulmonares, fallo cardíaco, alimentación parenteral o importantes perfusiones terapéuticas).

Hemodiálisis venovenosa continua

Utiliza la difusión como mecanismo físico para eliminar solutos y la ultrafiltración para eliminar volumen. Precisa líquido como baño de diálisis que se hace circular a través de una membrana, a contracorriente del flujo sanguíneo, que se va renovando continuamente para lograr un gradiente de diferencia de concentración y conseguir rentabilizar al máximo la difusión de moléculas de pequeño tamaño; en cambio, para las moléculas de mediano tamaño es menos eficaz. No precisa utilizar líquido de reposición.

Indicaciones

- Depuración de pequeñas toxinas por difusión en pacientes con IRA.
- Es ineficaz para grandes moléculas (fig. 2.4).

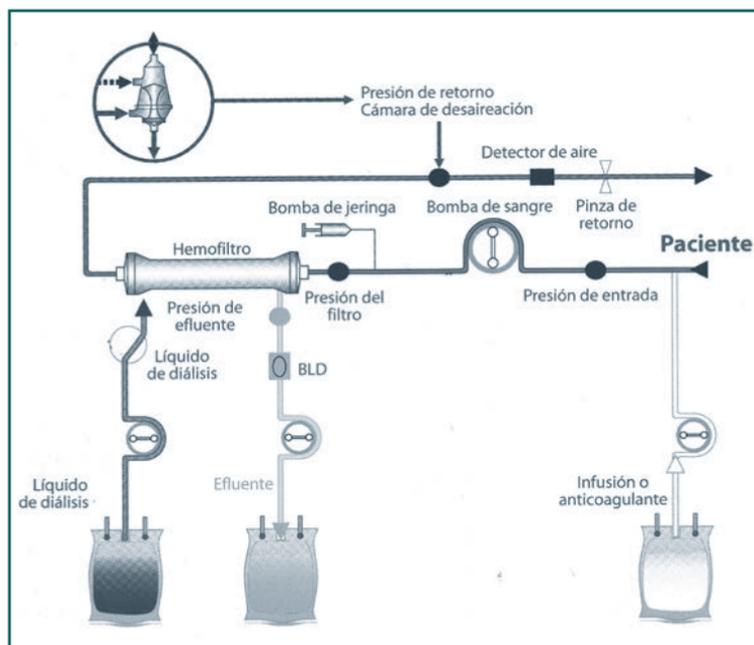


Figura 2.4. Circuito CVVHD (hemodiálisis venovenosa continua).

Hemodiafiltración venovenosa continua

Esta variante supone la optimización de los 2 mecanismos de transporte que intervienen para producir los aclaramientos, que son difusión y convección, con la aplicación de ultrafiltración para eliminar volumen.

Al mecanismo de difusión, que elimina preferentemente sustancias de bajo peso molecular (< 500 Da), se añade el mecanismo convectivo que elimina, de forma eficaz, sustancias con pesos moleculares superiores a los 1.000 Da hasta el límite impuesto por las características intrínsecas de la membrana (tamaño del poro).

Es necesario utilizar líquido de reposición prefiltro o posfiltro y líquido de baño de diálisis (fig. 2.5).

Indicaciones

- Depuración de sustancias de bajo peso molecular en pacientes con IRA.
- Eliminación de mediadores en pacientes sépticos.

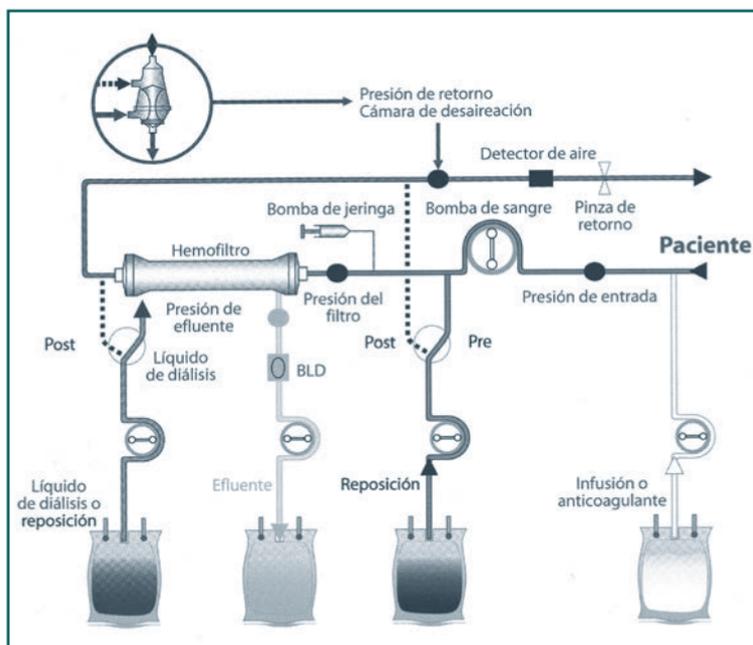


Figura 2.5. Circuito CVVHDF (hemodiafiltración venovenosa continua).

Bibliografía recomendada

Andreu Periz L, Force Sanmartín E. 500 cuestiones que plantea el cuidado del enfermo renal. Barcelona: Masson; 2001.

Gaínza FJ, Liaño García F. Guías SEN Actuación en el Fracaso Renal Agudo. Nefrología 2007;27 Supl 3:1-274.

Gainza FJ, editor. Manual de técnicas continuas de reemplazo renal. Majadahonda, Madrid: Ergón; 2005.

Indicaciones renales y no renales en las técnicas de depuración extrarrenal continua

Julia de la Figuera Bayón

Unidad de Cuidados Intensivos, Hospital Universitario de la Princesa, Madrid

INTRODUCCIÓN

En 1977, Kramer describe la hemofiltración arteriovenosa continua en pacientes con fracaso renal agudo (FRA). Poco a poco, estas técnicas se desarrollan y evolucionan. En la década de 1980 surge la hemodiafiltración y las técnicas venovenosas. Ya en los noventa se extiende el uso de estas terapias, propiciado por su desarrollo técnico y la ampliación de sus indicaciones clínicas.

Este progreso ha sido posible gracias a la colaboración total y absoluta del personal de enfermería de las unidades de cuidados intensivos (UCI) que, desde el principio, ha mostrado un gran interés en dominar la técnica. Esto ha facilitado que hoy su uso esté muy extendido, principalmente en las UCI, donde su indicación no es únicamente la sustitución de una función renal alterada, sino de muchas situaciones que se describen más adelante.

INDICACIONES RENALES DE LAS TÉCNICAS

Fallo renal agudo

La mayor incidencia de FRA se encuentra en los pacientes ingresados en las UCI, donde según un estudio español sobre FRA es del 5,6% y se eleva al 8,6% en pacientes coronarios. El 72% de estos pacientes se trató con terapias de sustitución y, de ellos, el 80% fue tratado con técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC).

El objetivo es permitir un adecuado tratamiento del equilibrio hidroelectrolítico y nitrogenado del paciente, puesto que es un método eficaz y seguro de sustitución renal, mientras los riñones recuperan su función.

INDICACIONES NO RENALES

Debido a sus ventajas potenciales en la evolución clínica del paciente, las TDEC cada vez más se emplean en ausencia de FRA. Las indicaciones de las técnicas continuas (con diversos niveles de evidencia) incluyen un amplio abanico, cada vez mayor, a medida que se van realizando estudios.

Insuficiencia cardíaca congestiva y cirugía cardíaca

Las TDEC consiguen disminuir el volumen intravascular e intersticial en insuficiencia cardíaca congestiva resistente al tratamiento convencional.

Dentro de la cirugía cardíaca, parece que estas técnicas reducen la hemodilución necesaria en la intervención quirúrgica y una disminución de la respuesta inflamatoria secundaria, además de conseguir una mejoría hemodinámica durante el postoperatorio.

Fallo hepático

Se han utilizado para el manejo de la sobrecarga de volumen durante o en el postoperatorio del trasplante hepático sin consecuencias en la estabilidad hemodinámica. Hay sistemas específicos de depuración hepática que son más adecuados y que se abordan en otro capítulo.

Intoxicaciones

Se basan en el transporte convectivo para extraer las moléculas más grandes con mayor facilidad que con la difusión. Las técnicas continuas no provocan ese efecto rebote que se produce con la técnicas discontinuas al eliminar de forma lenta y progresiva los tóxicos. Las características farmacocinéticas que deben cumplir los tóxicos para poder beneficiarse de esta técnica son: las sustancias hidrosolubles con una baja unión a proteínas plasmáticas con un volumen de distribución aparentemente intermedio, cuya extracción no tenga que realizarse con extrema urgencia y de peso molecular de hasta 10.000 Da.

Acidosis láctica

Estas técnicas permiten la administración de elevadas dosis de bicarbonato sin producir una elevación del sodio ni sobrecarga de fluidos.

Alteraciones electrolíticas

Las TDEC normalizan las concentraciones electrolíticas con la utilización de líquidos de diálisis y de reposición adecuados a las necesidades del paciente.

Tratamiento de la hipertermia y la hipotermia

Trabajar con un circuito sanguíneo extracorpóreo permite modificar la temperatura tanto de la sangre como de los fluidos que intervienen en la técnica, para conseguir regular una hipertermia o una hipotermia del paciente que no responde a los tratamientos habituales.

Rabdiomiólisis y síndrome del aplastamiento

La liberación de mioglobina, que se genera en el seno de los síndromes de aplastamiento y compartimental por la isquemia producida, provoca, como complicación frecuente, un fallo renal agudo. La mioglobina (17.500 Da) se puede eliminar a través de las membranas utilizadas en las técnicas continuas de depuración extrarrenal.

Grandes quemados

El uso de técnicas continuas permite conseguir un control preciso del estado catabólico del paciente y gestionar, de forma eficaz, sus fluidos.

Síndrome de disfunción multiorgánica

Los estudios demuestran un mejor pronóstico en pacientes con síndrome de disfunción, aun cuando el fallo renal no se haya producido. También mejora la inestabilidad hemodinámica e, incluso, disminuye los requerimientos de noradrenalina. Además produce una reducción de mediadores inflamatorios sistémicos, que se eliminan durante la técnica.

TÉCNICAS CONTINUAS FRENTE A INTERMITENTES

En el FRA, la elección del tratamiento entre técnicas continuas y discontinuas es controvertida.

Como ventajas de las terapias continuas destacan:

- Se pueden aplicar en cualquier lugar del hospital, al no necesitar una toma de agua ni su tratamiento.
- Mejor tolerancia hemodinámica. Uno de los principales problemas en el paciente crítico es la inestabilidad hemodinámica. Las técnicas continuas, al ser un tratamiento lento y continuado, evitan cambios bruscos en la volemia del paciente, así como en la concentración de los electrolitos. De esta forma permite la administración de nutrición artificial, con un elevado componente de proteínas, como está indicado para el estado hipercatabólico de estos pacientes.
- Mejor control metabólico. Evitan los valores elevados de urea que se producen como efecto rebote en las técnicas intermitentes, y control

de electrolitos de forma exhaustiva mediante la administración de fluidos de reposición.

- Otras ventajas. Mejoran el intercambio gaseoso por disminución hidrostática y las presiones de llenado ventricular. El volumen extracorpóreo es bajo, lo que supone una menor activación del complemento (gracias también al uso de membranas biocompatibles). Producen una eliminación preferente del líquido del espacio intersticial. Tienen una tasa de complicaciones muy baja. Respecto a la supervivencia, parece que no hay diferencias entre una técnica y otra.

CRITERIOS AL INICIO DEL TRATAMIENTO

Está universalmente aceptado que al inicio las TDEC tienen que estar basadas en el FRA con alguno de los siguientes criterios:

- Oliguria: diuresis < 200 ml en 1 h.
- Anuria: < 50 ml en 24 h.
- Hiperpotasemia > 6,5 mEq/l.
- Acidosis severa: pH < 7,0
- Azotemia: urea > 30 mm.ol/l.
- Creatinina > 265 mmol/l.
- Edema pulmonar resistente a diuréticos.

Tabla 3.1. Criterio RIFLE (*risk, injury, failure, loss, end*)

	CRITERIOS		
	FG	Diuresis	
Risk	Aumento de Crs x 1,5 o descenso del FG > 25%	Diuresis < 0,5 ml/kg/h durante 6 h	Alta sensibilidad
Injury	Aumento de Crs x 2 o descenso del FG > 50%	Diuresis < 0,5 ml/kg/h durante 12 h	
Failure	Aumento de Crs x 3 o descenso del FG > 75% o Crs > 4 mg/dl Aumento brusco de Crs > 0,5 mg/dl	Diuresis < 0,3 ml/kg/h x 24 h o anuria durante 12 h	
Loss	FRA persistente = pérdida completa de función > 4 semanas		Elevada especificidad
End	Enfermedad renal crónica avanzada (> 3 meses)		

- Uremia (encefalopatía, pericarditis, miopatía y neuropatía urémicas).
- Na > 155 mEq/l o < 120 mEq/l.
- Hipertermia > 40 °C.
- Sobredosis con tóxicos dializables.

Con un solo criterio de los anteriormente citados se puede considerar el inicio de la TDEC, y si coinciden 2 o más criterios la recomendación es firme.

Otra forma de identificar y analizar la insuficiencia renal aguda es mediante la clasificación RIFLE (*risk, injury, failure, loss, end*), que evalúa la intensidad del fallo renal, la cual, según los criterios de filtrado glomerular y criterios de flujo urinario, distingue entre riesgo (*risk*), daño (*injury*), fallo (*failure*), pérdida prolongada de función renal (*loss*) y fallo final e irreversible de la función renal (*end*) (tabla. 3.1). Esta clasificación se definió en el segundo consenso internacional del grupo ADQI (Acute Dialysis Quality Initiative) en 2004.

Bibliografía recomendada

- Bagshaw SM, Bellomo R. Acute renal failure. Surgery. 2007;25:391-8. Disponible en: <http://extranet.hospitalcruces.com/doc/adjuntos/Criterios%20de%20dialisis.doc>
- Barrio V. Técnicas de reemplazo renal continuas frente a las intermitentes: pro-intermitentes. Med Intensiva. 2009;33:93-6.
- Bellomo R, Ronco C, Kellum JA, Mehta RL, Palevsky P; Acute Dialysis Quality Initiative workgroup. Acute renal failure - definition, outcome measures, animal models, fluid therapy and information technology needs: the Second International Consensus Conference of the Acute Dialysis Quality Initiative (ADQI) Group. Crit Care. 2004;8:R204-12.
- Catalán Valadés A, Jiménez Moragas JM, Domínguez Rivas MJ. Técnicas de depuración extrarrenal. En: Barranco Ruiz F, Blasco Morilla J, Mérida Morales A, Muñoz Sánchez MA, Jareño Chaumel A, et al, editores. Principios de urgencias, emergencias y cuidados críticos. Disponible en: <http://tratado.uninet.edu/c0706i.html>
- Dirkes S, Hodge K. Continuous renal replacement therapy in the adult intensive care unit: history and current trends. Crit Care Nurse. 2007;27:61-6, 68-72, 74-80; quiz 81.
- Enríquez de Luna M, García S. Técnicas continuas de reemplazo renal. 2005. Disponible en: http://www.terra.es/personal3/josevb/hf.htm#_INDICACIONES
- Gainza FJ, Sánchez Izquierdo JA. Tratamiento sustitutivo de la función renal. Indicaciones actuales de depuración extracorpórea en el paciente agudo. Nefrología. 2007;273 Extr:109-22.
- Guirao Moya A, Esteban Sánchez ME, Fernández Gaute N, Murga González A, Vergara Díez L, Martínez García MP, et al. Monitorización de presiones en técnicas continuas de depuración extrarrenal. Enfermería Intensiva. 2010;21:28-33.
- Herrera-Gutiérrez M, Sellar-Pérez G, Maynar-Moliner J, Sánchez-Izquierdo-Riera JA; Grupo de Trabajo «Estado Actual del Fracaso Renal Agudo y de las Técnicas de Reemplazo Renal en UCI. Estudio FRAMI». Epidemiología del fracaso renal agudo en las UCI españolas. Estudio prospective multicéntrico FRAMI. Med Intensiva. 2006;30:260-7.
- John S, Griesbach D, Baumgärtel M, Weihprecht H, Schmieder RE, Geiger H. Effects of continuous haemofiltration vs intermittent haemodialysis on systemic haemodynamics and splanchnic regional perfusion in septic shock patients: a prospective, randomized clinical trial. Nephrol Dial Transplant. 2001;16:320-7.

- Liaño F, Pascual J. Epidemiology of acute renal failure: a prospective, multicenter, community-based study. Madrid Acute Renal Failure Study Group. *Kidney Int.* 1996;50:811-8
- Molano Álvarez E, Comejo Bauer C, García Hernández R, Rojo Cabellos S, Cuenca Solanas M, García Fuentes C. Enfermería de cuidados críticos y técnicas continuas de reemplazo renal en la Comunidad de Madrid. *Enferm Intensiva.* 2003;14:135-47.
- Pannu N, Klarenbach S, Wiebe N, Manns B, Tonelli M; Alberta Kidney Disease Network. Renal replacement therapy in patients with acute renal failure: a systematic review. *JAMA.* 2008;299:793-805.
- Quereda Rodríguez-Navarro C, Barrio Lucía V. ¿La hemodiafiltración veno-venosa continua (HFVVC) es superior a la hemodiálisis intermitente (HDI) en términos de supervivencia para los enfermos con fracaso renal agudo (FRA)? Análisis crítico. *Nefrología.* 2007;27 Supl 1:34-5. Disponible en: <http://www.revistanefrologia.com/revistas/P7-E271/P7-E271-S140-A5082.pdf>
- Rabindranath K, Adams J, MacLeod AM, Muirhead N. Tratamiento de reemplazo renal intermitente versus continuo para la insuficiencia renal aguda en adultos [Revisión Cochrane traducida]. Disponible en: <http://www.update-software.com/BCP/BCPGetDocument.asp?DocumentID=CD003773>
- Ronco C, Bellomo R, Ricci Z. Continuous renal replacement therapy in critically ill patients. *Nephrol Dial Transplant.* 2001;16 Suppl 5:67-72.
- Santana Cabrera L, Martín Alonso J, Sánchez-Palacios M. Enfermería de cuidados intensivos y terapias continuas de reemplazo renal. *Enferm Clin.* 2009;19:95-7.
- Uchino S, Kellum JA, Bellomo R, Doig GS, Morimatsu H, Morgera S, et al. Acute renal failure in critically ill patients: a multinational, multicenter study. *JAMA.* 2005;294:813-8.

Catéteres y accesos vasculares en las técnicas de depuración extrarrenal continua

Carmen Sánchez Fernández

Servicio de Hemodiálisis, Centro de Diálisis Mataró, Mataró, Barcelona

INTRODUCCIÓN

Podemos definir un catéter como «un tubo de material biocompatible que permite llegar a una vena de gran calibre donde existe un buen flujo de sangre, y que se utiliza para fines terapéuticos».

En los años cincuenta, Seldinger desarrolló la técnica de canulación para la inserción de catéteres y guías intravasculares y, en 1956, diseñó la primera canalización percutánea de subclavia.

En los años sesenta, Quinton y Scribner idearon un *shunt* externo que consistía en 2 cánulas, una insertada en una arteria y la otra en una vena próxima; se colocaban en la pierna, en la arteria tibial y la vena safena. Los materiales utilizados eran politetrafluoretileno y goma de silástico que iban unidos entre sí por una pieza de teflón.

Fue Shaldon, en 1961, quien desarrolló la canulación de arteria y vena femorales para diálisis y, posteriormente, la utilización de catéteres de doble luz.

La demanda de las técnicas de depuración obligó a fabricar catéteres con nuevos materiales. Así, Broviac desarrolló el catéter de silicona. Más tarde, en 1979, Hickman ensanchó el diámetro del catéter, adaptó piezas como el *cuff*, y conectores *luer*, lo que incrementó la utilidad de los catéteres para diferentes terapias.

Gracias al progreso tecnológico siguen apareciendo nuevos diseños y materiales para minimizar riesgos y optimizar los tratamientos. Podemos afirmar, con toda seguridad, que el catéter es una de las piezas clave dentro de las técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC). Sin un flujo adecuado de sangre, ni un buen acceso vascular, ni un buen catéter es inviable realizar el tratamiento requerido, e insistir en efectuarlo puede ser una pérdida de tiempo de material y de dinero, sin contar con la experiencia negativa que se crea entre el personal de enfermería, ya que se

puede sentir sobrepasado por las diversas alarmas de presiones que se generan.

TIPOS DE CATÉTERES

Actualmente existe la opción de elegir el catéter más adecuado, según las necesidades y las características

del paciente. La gran variedad de catéteres se puede dividir atendiendo a los criterios que a continuación se relacionan.



Figura 4.1. Catéter permanente.

Tipos de catéteres por su uso

Catéteres permanentes

Incorporan un manguito, *cuffed*, para larga permanencia y pueden llegar a los 5 años de duración con menor riesgo de infección (fig. 4.1). Estos catéteres están indicados para situaciones crónicas de insuficiencia renal crónica terminal cuando no se dispone de otro acceso vascular por diferentes motivos:

- Malfuncionamiento de la fístula arteriovenosa (FAV).
- Falta de maduración de ésta.
- Imposibilidad de efectuar FAV por problemas vasculares.
- Expectativas de vida del paciente.

Catéteres temporales

Su duración media es de 3 semanas. Actualmente, su mayor utilización tiene lugar en las unidades de cuidados intensivos (UCI) como acceso vascular en las TDEC.

Tipos de catéteres por el número de luces

Catéteres de 1 luz

Hace años se usaban 2 catéteres de 1 luz para la canalización de una arteria y una vena al realizar las técnicas arteriovenosas (hoy en desuso). En la actualidad se emplean, con calibres de 6 a 8 French (Fr; 1 Fr = 1/3 mm), en pacientes pediátricos, o bien para reducir presiones o recirculación en pacientes con problemas vasculares.

Catéteres de 2 luces

Son los que más se utilizan para las TCDE. Su calibre oscila entre 11 y 14 Fr.

Catéteres de 3 luces

Son catéteres especiales con los que se intenta conseguir una tercera luz como vía de entrada adicional (para nutrición, medicación o monitorización).

Tipos de catéteres por su configuración interna

Coaxial

La parte distal del catéter es para el retorno o vía venosa. La parte proximal, con una serie de orificios, para la entrada de la sangre (entrada o vía arterial).

Doble D

La parte distal del catéter, con 1 orificio más 3 laterales, es para el retorno o vía venosa. La parte proximal, con 5 orificios, para la entrada de la sangre (entrada o vía arterial) (fig. 4.2).

Cañón de escopeta

La parte distal del catéter es para el retorno o vía venosa. La parte proximal consta de un solo orificio, de configuración biselada, para la entrada de la sangre (entrada o vía arterial). Este tipo de catéteres son los más utilizados actualmente en las TCDE al disminuir la formación de fibrina en los orificios de entrada y retorno, y ofrecer más facilidad para conseguir un flujo de sangre mayor, con unas presiones de trabajo más reducidas.

Tipos de catéteres por su forma

Curvos

Están indicados para las vías superiores (yugular y subclavia), y proporcionan más comodidad y facilidad de movimientos al paciente, si no está sedado.

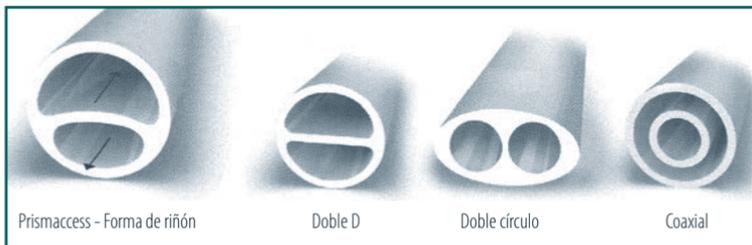


Figura 4.2. Configuración interna.

Rectos

Para vías superiores (yugular y subclavia) y para la vía femoral (fig. 4.3).

Tipos de catéteres por el material del catéter

Cloruro de polivinilo

Los catéteres fabricados con PVC (cloruro de polivinilo) se utilizan cada vez menos, por ser los menos biocompatibles y su consistencia rígida.



Figura 4.3. Diversos tipos de catéteres.

Poliuretano

La gran mayoría de catéteres temporales que se utilizan en pacientes críticos están hechos de poliuretano termosensible, por lo que son rígidos a la hora de su inserción y se ablandan hasta adaptarse a la forma del vaso una vez insertados.

Silicona

Son los más biocompatibles. Normalmente, este material se utiliza en catéteres permanentes.

Tipos de catéteres por superficie tratada

Últimamente se están introduciendo este tipo de catéteres con unas superficies más suaves y tratadas con aditivos antibacterianos, que reducen la interacción entre las células, las proteínas del plasma y el catéter y, por lo tanto, tienen una mayor duración, y actúan como antitrombogénicos y antibacterianos sin liberación de fármacos.

Tipos de catéteres por su longitud

De 6 a 12 cm

Para pacientes pediátricos.

De 15 a 20 cm

Según la configuración y el peso del paciente, estos catéteres están indicados para vías superiores. Hay que tener en cuenta que las vías superiores izquierdas requieren más longitud para que la punta del catéter termine en el atrio derecho.

De 20 a 24 cm

Según configuración y peso del paciente estos catéteres están indicados para vías inferiores (femoral).

Tipo de catéteres por su calibre

De 6 a 8 Fr

Especialmente indicados para pacientes pediátricos o bien para técnicas de altos flujos.

De 11 a 12 Fr

Para técnicas convencionales.

De 13 a 14 Fr

Terminan en cañón de escopeta y, actualmente, son los más utilizados para TDEC.

Una vez expuestas las características de los catéteres hay que realizar una observación física acerca de la relación entre el calibre y longitud de los catéteres, determinada por la ley de Poiseuille (fig. 4.4), donde: Q_b = flujo de sangre; $\pi = 3,1416$; ΔP = diferencia de presiones en los extremos del catéter; R_4 = radio del catéter; η = viscosidad del fluido, y L = longitud.

La ley de fluidos de Poiseuille indica que el flujo de sangre que se consigue con un catéter es directamente proporcional al radio del catéter e inversamente proporcional a su longitud.

Un aumento del 20% en el diámetro del catéter proporciona el doble de flujo de sangre, con unas presiones menores (flujos > 350 ml/min). Por ello, los catéteres de 13 Fr son los que más se utilizan actualmente en las TDEC.

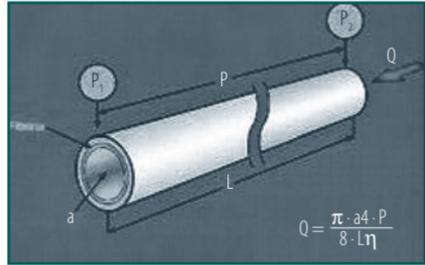


Figura 4.4. Ley de Poiseuille.

VÍA DE INSERCIÓN

Una vez que el facultativo ha elegido el catéter, dependiendo de las características del paciente (si es pediátrico o adulto, su peso y constitución) y el lado de inserción (derecha o izquierda), decide la vía central de inserción. Normalmente se aborda utilizando la técnica Seldinger. En esta elección se debe valorar la experiencia del facultativo, la anatomía del paciente y la relación de riesgo/beneficio en cada situación clínica (fig. 4.5).

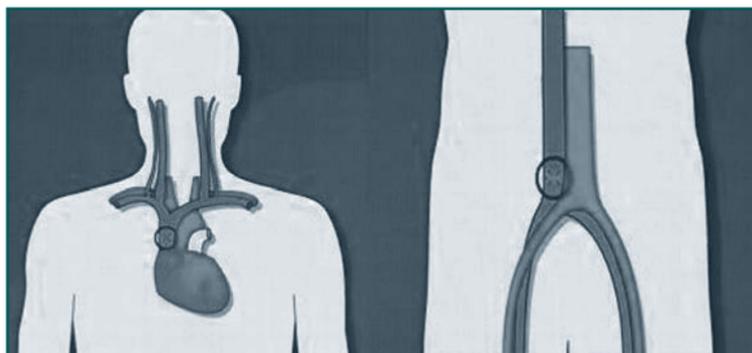


Figura 4.5. Vía de inserción.

Al requerir un flujo sanguíneo elevado (de 200 a 400 ml/min) para realizar el tratamiento, es necesario asegurar que la inserción de la punta del catéter esté en una posición que permita obtener un flujo suficiente. La punta de los catéteres de vías superiores (yugular y subclavia) se debe colocar en la unión de la vena cava superior y el atrio derecho. Para evitar recirculaciones, la punta de los catéteres femorales debe situarse en la vena cava inferior. Sólo estas posiciones soportan los altos flujos de sangre requeridos. En las vías altas, una vez realizada la inserción, se tendrá que comprobar la posición de la punta mediante una radiografía de tórax.

RECOMENDACIONES

A continuación se dan algunas recomendaciones del módulo de formación "Bacteriemia Zero" del Hospital Vall d'Hebron de Barcelona (<http://hws.vhebron.net/formacion-BZero/antiseptia.htm>), cuyo objetivo es reducir las bacteriemias relacionadas con el uso de catéteres endovasculares en los pacientes críticos de las UCI españolas.

Lavado de manos

- Antes y después de procedimientos invasivos.
- Entre pacientes.
- Antes y después de la utilización de guantes.
- Antes de comer.
- Después de utilizar el baño.
- Si se sospecha una contaminación.

Inserción de catéteres venosos

Seleccionar el lugar de inserción que, por orden de preferencia, debe ser: a) yugular interna; b) femoral, y c) subclavia.

La vía femoral está asociada a un mayor índice de infección, en especial en los pacientes con un índice de masa corporal > 28.

Para los pacientes que precisen hemodiálisis (HD), la National Kidney Foundation recomendó, en el año 2000, no usar las venas subclavas como acceso vascular de los catéteres de HD, excepto en los casos en que las venas yugulares estén contraindicadas (por el riesgo de estenosis de las venas subclavas). Cuando se escojan las venas yugulares se debe elegir el lado derecho para disminuir las complicaciones no infecciosas.

Considerar los catéteres tunelizados en los casos en los que el paciente precise de un acceso vascular durante un largo período (más de 30 días).

Evaluar diariamente la necesidad del catéter venoso y retirarlo cuando no sea necesario.

Técnica aséptica

- Eliminar los microorganismos patógenos que colonizan la piel.
- Reducir el número de microorganismos habituales en la piel e inhibir su crecimiento.
- Crear una superficie de trabajo estéril que actúe como una barrera entre el lugar de la inserción y los posibles focos de contaminación.
- Para la asepsia cutánea previa a la inserción del catéter se debe utilizar preferentemente una solución de clorhexidina.
- Usar alcohol de 70° o povidona yodada sólo en caso de hipersensibilidad a la clorhexidina.
- El antiséptico debe secarse completamente antes de la inserción del catéter.
- Si se utiliza povidona yodada, hacerlo un tiempo mínimo de 2 min.



Figura 4.6. Campo estéril.

- La palpación del punto de punción no debe realizarse después de la aplicación del antiséptico, a no ser que se utilice una técnica aséptica.

Medidas de barrera

Para la inserción de catéteres venosos centrales (incluidos los de inserción periférica) y catéteres arteriales se deben aplicar medidas de máxima barrera: mascarilla, gorro, gafas protectoras, bata, paños, sábanas y guantes estériles (fig. 4.6).

Las personas *ayudantes* en la inserción deben cumplir las medidas anteriores y las *colaboradoras* con el profesional que está realizando la técnica deben usar, como mínimo, gorro y mascarilla.

El campo estéril debe cubrir a todo el paciente.

COMPLICACIONES

Las complicaciones relacionadas con el catéter se pueden dividir en precoces, relacionadas con la inserción, o tardías, relacionadas con la permanencia y cuidado del catéter. Un 15% de los pacientes con catéter venoso central presenta algún tipo de complicación. La inserción de los catéteres debería guiarse siempre mediante ecógrafos, lo que reduce significativamente las complicaciones mecánicas.

Complicaciones relacionadas con la inserción

- Punción arterial.
- Arritmias al introducir la guía.
- Embolia aérea.
- Neumotórax.
- Hemotórax.
- Fístula arteriovenosa.
- Hemorragia retroperitoneal.

Complicaciones relacionadas con la permanencia y el cuidado

1. Trombosis del catéter.
2. Mal funcionamiento:
 - Acodamiento.
 - Torsión.
 - Contacto con la pared del vaso.
 - Trombosis parcial.
3. Recirculación.
4. Estenosis venosas.

5. Endocarditis.
6. Infección del orificio de entrada.
7. Sepsis o shock séptico.

INICIO DEL TRATAMIENTO

Para iniciar el tratamiento se deben seguir los protocolos del centro. Por este motivo, a continuación, sólo se adjuntan algunas observaciones importantes:

- Se debe aspirar el cierre de heparina de los 2 lúmenes unos 3 ml con una jeringa de 5 ml y desechar la sangre.
- Limpiar los 2 lúmenes con 20 ml de solución salina estéril al 0,9%.
- Comprobar la permeabilidad de los lúmenes con una jeringa de 20 ml. Para ello, primero se aspira la luz arterial intentando llenar la jeringa en 6 s. Si se consigue sin ninguna dificultad se tiene la seguridad de que el catéter proporciona un flujo superior a los 200 ml/min (fig. 4.7).
- Se introducen los 20 ml de sangre por la luz venosa y se comprueba que se puede retornar al paciente en 6 s, y que no da sensación de resistencia.
- Cuando se detectan dificultades para llenar la jeringa de la luz arterial, existe la opción de intercambiar las líneas. Esto representa un aumento de la recirculación de la sangre tratada que puede llegar al 30%, con la consiguiente pérdida de eficacia y de depuración de la técnica. Esta maniobra se puede realizar de forma temporal, hasta el cambio o recolocación del catéter (fig. 4.8).
- Una vez conectadas las líneas hay que proteger las conexiones con una gasa empapada en povidona.



Figura 4.7. Comprobación del catéter.



Figura 4.8. Líneas invertidas.

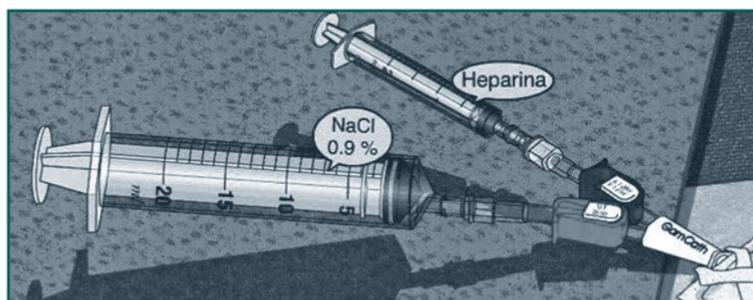


Figura 4.9. Sellado del catéter.

FINALIZACIÓN DEL TRATAMIENTO

También en este caso se deben seguir los protocolos del centro. No obstante, he aquí algunas consideraciones:

- Preparar 2 jeringas con 20 ml de solución salina estéril al 0,9% para realizar el lavado de las luces inmediatamente después de desconectar la línea.
- Cebear cada lumen del catéter con la cantidad de heparina que figura en el catéter. Este cebado se debe efectuar con una presión positiva para evitar la entrada de sangre en los orificios del catéter cuando ya se ha introducido la heparina. Para ello se introduce la heparina de golpe e, inmediatamente, se pinza la vía para que su sellado sea correcto. Una vez realizada esta acción y que se tienen colocados los taponetes, no se despinza el catéter hasta su próxima utilización (fig. 4.9).

CUIDADOS DE ENFERMERÍA

Como se ha explicado anteriormente, los tratamientos con catéteres conllevan unos riesgos. Tan importante es su colocación como su mantenimiento, y ambos dependen de enfermería. Entre los riesgos tardíos de un catéter figuran la trombosis y la infección, y está en manos del personal de enfermería tanto su cuidado como evitar complicaciones añadidas a las patologías propias de los pacientes sometidos a TDEC. Como se ha visto, el lavado del catéter con solución salina y el sellado posterior con heparina son básicos para su buen funcionamiento, para evitar la formación de fibrinas en las puntas y poder conseguir un buen flujo de sangre. La infección del catéter es la complicación más frecuente. La incidencia de bacteriemia varía y es mayor en los catéteres temporales que en los permanentes.

De nuevo, según la página web del módulo de formación Bacteriemia Zero del Hospital Vall d'Hebron, del apartado de cuidados y mantenimiento cabe destacar las siguientes advertencias:

- Las pomadas con antibióticos no reducen las bacteriemias relacionadas con catéteres.
- Se deben utilizar guantes estériles para cambiar los apósitos (unos guantes para cada apósito).
- Vigilar diariamente el punto de inserción de los catéteres vasculares.
- Dejar constancia en los registros de enfermería de cualquier reemplazo o manipulación efectuada al catéter.
- Proteger el apósito y las conexiones en todas las actividades que puedan suponer un riesgo de contaminación.
- Usar el mínimo número posible de llaves de 3 vías y retirarlas cuando no sean imprescindibles.
- El cambio rutinario de los catéteres con guía o la rotación del punto de inserción no es una medida aconsejable.
- Los catéteres no deben cambiarse con guía en los pacientes que tienen una bacteriemia.

La buena praxis del personal de enfermería es fundamental para evitar complicaciones. Tenemos en nuestras manos la responsabilidad de mantener la vía del paciente siempre permeable y en condiciones para utilizarla; la evolución del paciente depende de ello.

Bibliografía recomendada

Bacteriemia zero. Módulo formación Hospital Universitario Vall d'Hebron [consultado 1-2011].

Disponible en: <http://hws.vhebron.net/formacion-BZero/antiseptia.html>

Gaínza de los Ríos FJ. Manual de técnicas continuas de reemplazo renal. Madrid: Ergón; 2008.

Gambro Lundia AB. Catéteres temporales; 2001.

Herrera-Gutiérrez ME, Sellar-Pérez G. Métodos de depuración extrarrenal. En: Roglan A, Net A, editores. Depuración extrarrenal en el paciente grave. Barcelona: Masson; 2004. p. 7-24.

Quesada A, Rabanal JM, editores. Procedimientos técnicos en urgencias, medicina crítica y pacientes de riesgo. Madrid: Ergón; 2010.

Filtros y circuito hemático

Almudena Mateos

Servicio de Intensivos, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (Barcelona)

INTRODUCCIÓN HISTÓRICA Y EVOLUCIÓN

La evolución que han seguido las Técnicas de Depuración Continuas Extracorpóreas (TDCE) ha sido relativamente rápida en los últimos años y siempre de la mano de la evolución de las técnicas y materiales empleados en hemodiálisis para el paciente crónico.

Las primeras membranas usadas para los tratamientos dialíticos fueron las derivadas de la celulosa (cuprofán, hemofán) que, durante las décadas de 1970 y 1980, fueron las más utilizadas pese a sus limitaciones y efectos secundarios, como baja biocompatibilidad, permeabilidad hidráulica reducida y poca tolerancia a las presiones (Herrera & Seller, 2004). En la década de los 90, aparecieron las membranas sintéticas de alto flujo o alta permeabilidad (AN69, Polisulfona) con una mayor biocompatibilidad, que en la actualidad son las más usadas en las TDCE.

La evolución en el tratamiento del paciente agudo pasa desde el sistema arteriovenoso al venovenoso de dos bombas y posteriormente al venovenoso de cinco bombas de los monitores actuales. Esto supone para el personal de enfermería un gran cambio en las cargas de trabajo, así como una adaptación importante en la interpretación de los datos del monitor de continua, como se resume en la tabla 5.1.

Tabla 5.1. Cambios en el cuidado del paciente con TDCE

	Una bomba	Cinco bombas
Hemodinámica	Inestable	Estable
Balance hídrico	Manual	Automático
Temperatura	Hipotermia	Calentador incorporado
Controles de presión	Arterial y venosa	Entrada, retorno, efluente, prefiltro, transmembrana, caída de presión
Difusión/Convección	Inestable	Estable
Material	Abundante	Reducido
Aislamientos	Poco factible	Más factible

CARACTERÍSTICAS MÁS IMPORTANTES DE LAS MEMBRANAS EN LOS CIRCUITOS DE TRATAMIENTOS CONTINUOS

Biocompatibilidad

La biocompatibilidad se puede definir (Maduell Canals, 2005) como «la capacidad de actuar de los materiales, instrumentos, procedimientos o sistemas de una aplicación específica sin producir una respuesta clínica adversa por parte del organismo». En las técnicas de diálisis se refiere a las reacciones por el contacto de la sangre con los materiales necesarios para realizar este tratamiento. Las características de la membrana de diálisis son el principal factor implicado en el proceso, aunque también participan el líquido de diálisis, las agujas, las líneas y los agentes desinfectantes.

Las membranas sintéticas tienen la ventaja de provocar menor número de respuestas inflamatorias en el organismo humano e interacciones sangre-membrana. Hay estudios que demuestran la diferencia clara que existe entre los tipos de membrana, en cuanto a su biocompatibilidad (tabla 5.2).

Las interacciones membrana-sangre más importantes, en cuanto a activación de mecanismos humorales, son las relacionadas con la activación de la vía alternativa del complemento (liberación de C3a, C5a, C3b, C5b-C9), cascada de la coagulación y sistema caliceína-cininas. La membrana ocasiona, en muchos casos, tendencia a la trombosis, por lo que se precisa de anticoagulación.

Las interacciones en las que se activan mecanismos celulares, comprenden monocitos (liberación de citocinas: IL-1, IL-2, IL-6 y TNF), neutrófilos (liberación de enzimas proteolíticos), linfocitos, hematíes (fragilidad osmótica) y plaquetas.

Tabla 5.2. Características de biocompatibilidad de las membranas (Maduell Canals, 2005)

Material	Tipo de membrana	Biocompatibilidad
Cuprofán	Celulosa	Muy baja
Cuproamónio rayón	Celulosa modificada	Moderada - baja
Acetato de celulosa	Celulosa sustituida	Moderada - baja
Hemofán	Celulosa sintética	Moderada - baja
Triacetato de celulosa	Celulosa sustituida	Moderada - baja
Polietilenvialcohol (EVAL)	Sintética	Moderada - baja
Polietilenmetacrilato (PMMA)	Sintética	Moderada - baja
Poliacilonitrilo (PAN, AN 69)	Sintética	Alta
Polisulfonas, polietersulfonas	Sintética	Alta
Poliamida	Sintética	Alta

Que las membranas sintéticas sean más biocompatibles no significa que carezcan de problemas: interponer un sistema de membrana a la sangre del paciente siempre es una medida agresiva y pueden producirse reacciones diversas, según las características del paciente y de la membrana. Dentro de las membranas más biocompatibles, como las de polisulfona, se ha descrito algún caso de reacción adversa (Arenas Jiménez M.D., 2007), así como también en las de poliacrilonitrilo. El personal de enfermería a cargo de estos sistemas continuos, ha de estar advertido de este tipo de reacciones y actuar en consecuencia, ejecutando los controles oportunos y retirando o modificando la pauta del tratamiento, según la valoración médica conveniente.

Permeabilidad

Una característica fisicoquímica importante es su grado de hidrofilia: en las membranas que lo tienen alto (celulósicas, policarbonato y EVAL) se crea una íntima unión entre el polímero y las moléculas de agua que forman un medio homogéneo que permite obtener una difusión óptima. Las membranas hidrofóbicas (AN69, PAN, SPAN, polisulfona, poliamida y PM-MA) son apolares, no interaccionan con el agua, adsorben proteínas, son más porosas y tienen un alto coeficiente de ultrafiltración.

La permeabilidad de las membranas se mide por su coeficiente de ultrafiltrado (Herrera M, 2006).

Véase la ecuación siguiente:

$$Kuf = \frac{\text{ml de uf / mm Hg}}{\text{m}^2 / \text{h}}$$

Las membranas sintéticas son membranas de alta permeabilidad (elevado coeficiente de ultrafiltración, Kuf), que alcanzan los 15-20-25 ml/h/mmHg de ultrafiltrado trabajando con una presión transmembrana (PTM) estándar en los circuitos de continua. Se considera membranas de baja permeabilidad los dializadores con un Kuf inferior a 12 ml/h/mmHg y, de alta permeabilidad cuando el Kuf es superior a 20 ml/h/mmHg (fig. 5.1).

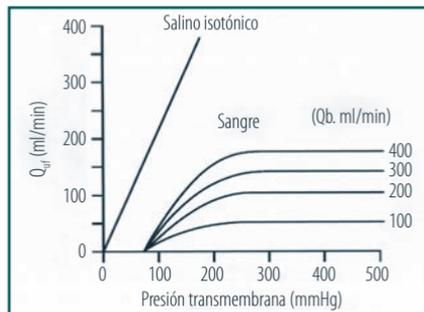


Fig 5.1. Relación entre PTM, velocidad de bomba de sangre y UF (Gainza, 2006).

En cuanto a la permeabilidad a los solutos, hay que recordar al lector las formas que tienen estos sistemas de eliminar sustancias.

En la difusión, la molécula pequeña se depurará en mayor o menor grado, dependiendo de su gradiente de concentración. La molécula mediana o grande sólo se eliminará si el poro de la membrana es suficientemente grande y esencialmente por convección.

La capacidad depurativa de la convección depende, por una parte, de la cantidad de volumen ultrafiltrado y, por otra, del coeficiente de cribado o *sieving coefficient*, que es la relación entre la concentración del soluto en el líquido ultrafiltrado y la que existe en el plasma del paciente. Suele ser muy cercano a 1 para los solutos de bajo peso molecular. También influye el tipo de membrana, de tal manera que el *sieving coefficient* sirve, además, para clasificar la membrana en cuanto a la permeabilidad a los solutos. En esto, se considera un punto de corte aproximado de 55.000 Daltons (Da) en las membranas habituales, para evitar la eliminación de proteínas plasmáticas con los tratamientos (esencialmente albúmina).

Tabla 5.3. Características de las fibras de los dializadores más utilizados actualmente en TDCE (datos cedidos por las casas comerciales)

	Membrana	Superficie (m ²)	Espesor (μ)	Diámetro interno (μ)	CUF (ml/h/mmHg)
PRISMAFLEX HF20 (Hospal®)	Poliariletersulfona	0,20	50	215	27
PRISMAFLEX M100 (Hospal®)	Acrilonitrilo AN 69	0,90	50	240	22
PRISMAFLEX OXIRIS (Hospal®)	Acrilonitrilo + metil sulfonato de sodio	1,5	50	240	22
HFT14 (Bellco®)	Polyphenileno	1,4	30	200	41
AV600 (Fresenius®)	Polisulfona	1,4	35	220	–

Tabla 5.4. Sieving coefficient para diferentes solutos de algunos dializadores utilizados en TDCE

	Inulina (5000-5800 Da)	B ₂ M (11000 Da)	Mioglobulina (17000 Da)	Albúmina (66000 Da)
PAN-06 (Izasa®)	0,95	0,52	0,28	< 0,005
PRISMAFLEX M100 (Hospal®)	0,95		0,55	< 0,01
AV 400S (Fresenius®)	0,90	0,65	0,30	< 0,002

Otra característica importante de las membranas, que influye en su permeabilidad, es su superficie. Habitualmente este parámetro se mueve entre 0,6 y 1 m².

A continuación se incluyen unas tablas en las que se indica, por una parte, las características de las membranas en cuanto a su superficie, espesor, diámetro interno y Kuf; y por otra, el coeficiente de cribado (tablas 5.3 y 5.4).

Carga eléctrica

La carga eléctrica del grupo químico distribuido sobre la superficie de todas las membranas es negativa, aunque con variaciones en su intensidad (AN69: 100 mV, polisulfona: 20 mV), lo que tiene consecuencias en cuanto a la activación de elementos sanguíneos.

Capacidad adsortiva

Algunos estudios han intentado calcular la cantidad eliminada en el efluente de alguna sustancia determinada, al comprobar que en la sangre ya depurada del paciente había disminuido o desaparecido, pero, para según qué sustancia, esa búsqueda resultó infructuosa. Esto llevó a pensar que, si esa sustancia no se recogía en el efluente y no estaba en el paciente, se tendría que haber quedado en el filtro, hablándose de la capacidad adsortiva de

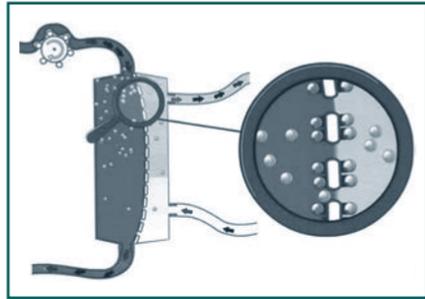


Figura 5.2. Capacidad adsortiva de las membranas.



Figura 5.3. Resinas aplicadas en diferentes tratamientos.

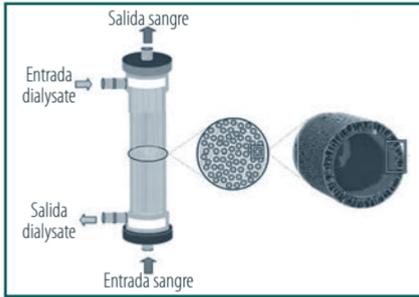


Figura 5.4. Distribución de los fluidos en un filtro.

las membranas. Se entiende por adsorción la capacidad de la membrana de retener en su superficie algunas sustancias (fig. 5.2). Esta capacidad se ve limitada con el paso del tiempo, por su saturación, y es diferente en cada tipo de membrana.

La capacidad adsortiva no es idéntica en todas las membranas. Actualmente,

se han comercializado algunos filtros que contienen resinas con capacidad adsortiva específica. Esto ha permitido el tratamiento de patologías como la sepsis o la insuficiencia hepática grave (fig. 5.3).

En la distribución de los fluidos dentro del filtro, se puede apreciar el compartimento sanguíneo dentro de los capilares y el baño de diálisis recubre a los capilares por fuera, sin mezclarse con la sangre. Ambos fluidos (sangre y baño de diálisis) van en sentido inverso, para optimizar el tratamiento (fig. 5.4).

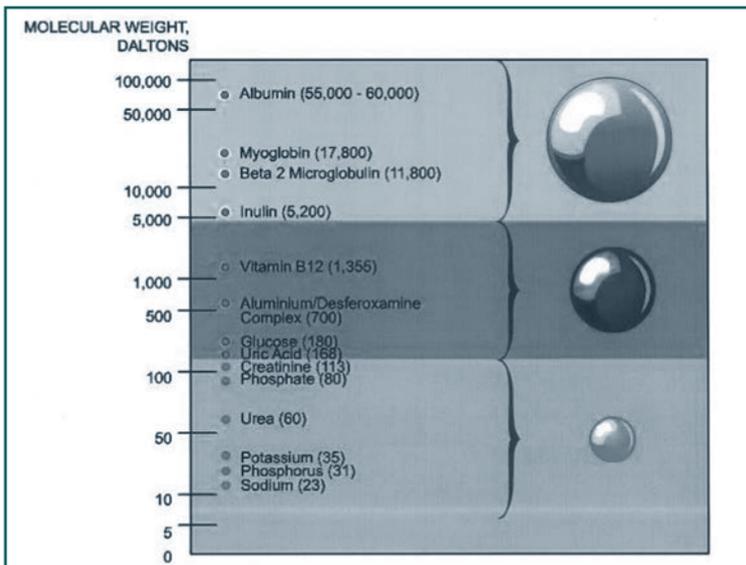


Figura 5.5. Tamaño de las moléculas.

Tamaño de poro

El objetivo de un filtro en los tratamientos de TDCE, es eliminar moléculas concretas que, por la patología del paciente le resulten perjudiciales. Así, por difusión, eliminaremos moléculas pequeñas (unos 500 Da) y, por convección, moléculas medianas (hasta unos 5000 Da) (fig. 5.5).

No nos interesa eliminar proteínas plasmáticas (principalmente albúmina), a no ser que, a esta proteína, se asocie alguna sustancia que resulte nociva para el paciente, como es el caso de algunas inmunoglobulinas en procesos autoinmunes. Entonces, requerirá un sistema de separación de la albúmina plasmática (tipo plasmaféresis), para el que se requerirá un plasmafiltro (con tamaño de poro superior a 950 KDa) o bien una resina adsortiva que procese la albúmina y que se pueda someter, además, a un proceso de diálisis (sistema MARS).

EL CIRCUITO EN LAS TDCE

El circuito de un monitor de TDCE está formado por una serie de líneas, sensores, bombas, etc. que hacen posible que la sangre salga del paciente, fluya por el sistema y retorne depurada con las mayores medidas de seguridad que ofrece el mercado actual en estas tecnologías. Aunque cada monitor de continua tiene sus particularidades, hay elementos en común que actualmente se consideran partes fundamentales e ineludibles para la seguridad de los pacientes (fig. 5.6).

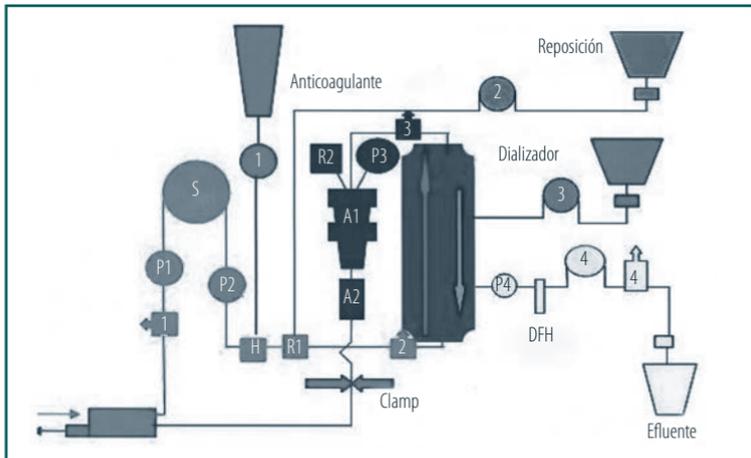


Figura 5.6. Esquema de un sistema de TCDE (A. Mateos).

A continuación se describen los elementos esenciales de un circuito de TDCE y se hacen las siguientes puntualizaciones (fig. 5.7):

Todas las líneas disponen de pinzas clamps para mayor seguridad a la hora de la manipulación.

Cada línea tiene un color determinado que nos ayudará a identificarlas.

Un solo set (en el caso del sistema Prismaflex®) nos servirá para realizar las 4 terapias básicas de TDCE (SCUF, CVVHD, CVVHF, CVVHDF).

Para analizarlo mejor se puede dividir el set en varias partes.



Fig. 5.7. Set Prismaflex®.

LÍNEAS HEMÁTICAS

Línea de entrada

Aparece identificada en el circuito de color rojo, y también se denomina línea arterial o aferente.

Está conectada al catéter venoso de doble luz. Mediante la bomba de sangre del monitor se proporciona el flujo de sangre necesario para el tratamiento haciéndola llegar al filtro. En esta línea se pueden encontrar los siguientes componentes:

- Toma de muestra de sangre del paciente.
- Punto de infusión del líquido PBP/citratos.
- Sensor presión de entrada.
- Segmento de la bomba de sangre.
- Punto de infusión de la bomba de heparina.
- Punto de infusión del líquido de reposición prefiltro.
- Toma de muestras de sangre del paciente posheparina/reposición.
- Sensor presión del filtro.

Línea de retorno

Identificada en el circuito de color azul, también llamada «línea venosa» o «eferente». Recoge la sangre ya tratada del filtro y la devuelve luego al paciente.

En esta línea figuran los siguientes elementos:

- Toma de muestras de la sangre ya depurada del paciente.
- Punto de conexión de la línea prolongadora del calentador (si se utiliza).
- Sensor presión de retorno.
- Segmento de la bomba de sangre.
- Cámara cazaburbujas (fig. 5.8), con un diseño específico, en el que cae la sangre por encima de un filtro atrapacoágulos, y por encima de la sangre, cae el líquido que se infunde en la opción posfiltro. Es interesante este recurso por minimizar la procoagulación provocada por el contacto aire-sangre. Es la llamada cámara de expansión. El software de Prismaflex® tiene una opción en que se puede ajustar el nivel de esta cámara, de forma que siempre se puede conseguir que el nivel de líquido esté por encima de la sangre.
- Punto de infusión del líquido de reposición posfiltro. Pasada la cámara venosa, la línea de retorno se introduce en el sensor/detector de aire y en el clamp.



Fig. 5.8. Cámara de expansión Prismaflex®

LÍNEAS DE LOS LÍQUIDOS

Línea PBP

Identificada en el circuito de color blanco. Entrada de la línea de PBP (*previous blood perfusion*). Esta entrada está diseñada especialmente para anticoagulación con citratos. El *software* de Prismaflex® puede accionar esta bomba como anticoagulación, o bien, según la terapia que se haya elegido, como reposición prefiltro (prebomba). En este caso, se ha de considerar que el rotor de la bomba de sangre ha de girar en proporción al fluido programado en ambas bombas (sangre y PBP). El flujo de PBP en ningún caso puede superar al flujo de sangre (Gambro-Hospital, 2008).

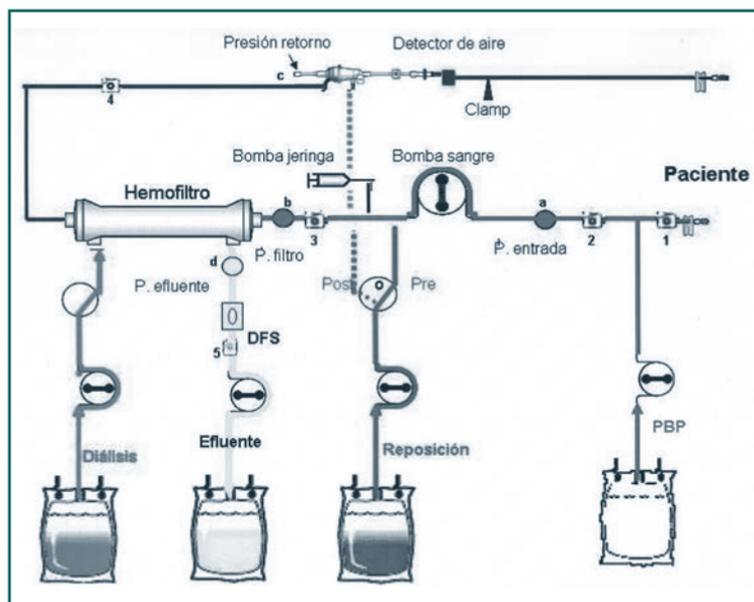


Fig. 5.9. Circuito de CVHDF.

Línea de reposición

Identificada en el circuito de color lila, también llamada «línea de reinfusión» o «sustitución». En Prismaflex®, además de la PBP, existe otra bomba que puede actuar en reposición prefiltro o posfiltro, según la terapia elegida. Esto se logra a través de una única bomba que, por medio de una «válvula de pinza», tiene la capacidad de infundir el líquido de reposición en la línea prefiltro o en postfiltro, tal como indica el dibujo representado en color violeta con línea continua y discontinua (figs. 5.9 y 5.10).

Línea del anticoagulante

La línea está conectada a una bomba de jeringa que se incluye en el monitor. El *software* del sistema toma en consideración el volumen de infusión en el cálculo del balance hídrico. Se ha de confirmar al inicio de la terapia, para que se active la función de esta bomba.

Línea de diálisis

Identificada en el circuito de color verde. Infunde en el compartimento del líquido de diálisis del filtro y, en sentido contrario a la sangre, el lí-

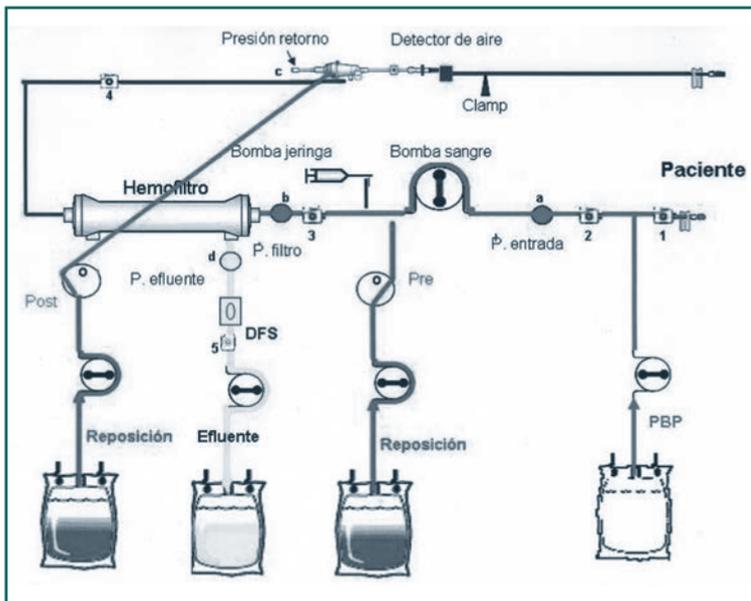


Fig. 5.10. Circuito de CVVHF.

quido de diálisis seleccionado cuando se trabaja en las terapias CVVHD y CVVHDF.

Trabajando en CVVHF, administra en el circuito hemático del paciente (en el interior de la cámara atrapa burbujas) un segundo líquido de reposición posfiltro. Esto es posible gracias a una segunda «válvula de pinza» que se activa según la terapia elegida.

Línea del efuente

Identificada de color amarillo, esta línea recoge el líquido de reposición, el de diálisis (en el caso de que programemos esta técnica) y el balance negativo, si es el caso, depositándolo en la bolsa de recogida de efuente. En su recorrido se encuentran estos componentes:

- Toma de muestra del líquido de efuente.
- Sensor presión del efuente.
- Anillo de descarga electrostática.
- Detector de fuga de sangre (DFS), que se puede normalizar ante cualquier falsa alarma de “fuga de sangre” provocada por la coloración del efuente (patología del paciente, medicamentos administrados, etc.).

FILTRO

Según la terapia que se vaya a utilizar y el peso del paciente (pediátrico o adulto), se elegirá un tipo de filtro u otro.

SENSORES DE PRESIÓN

Circuito hemático

- Presión de entrada (a).
- Presión del filtro (b).
- Presión de retorno (c).
- Circuito del efluente.
- Presión del efluente (d).

PUNTOS DE TOMAS DE MUESTRAS

Circuito hemático

- Toma de sangre del paciente.
- Toma de sangre del paciente (después de la bomba PBP).
- Toma de sangre del paciente posheparina y líquido de reposición.
- Toma de sangre del paciente una vez depurada.
- Circuito del efluente.
- Toma de muestra del líquido del efluente.

Bibliografía recomendada

- Arenas Jiménez MD. Efectos adversos a polisulfona durante la sesión de hemodiálisis. *Nefrología*. 2007;27(5):638-42.
- Fressenius. (s.f.). diapositivas.
- Gainza de los Ríos F. Sistemas para prolongar la duración de los filtros. En: Toquero de la Torre F, coordinador. *Evidencia científica en fracaso renal agudo y técnicas de depuración extracorpórea*. Madrid: IM&C; 2006. p 87-99.
- Gambro-Hospital. (2008). *Manual del usuario Prismaflex®*. Barcelona.
- Herrera Gutiérrez ME. Material más adecuado para las TCDE(membranas, catéteres y fluidos). En: Toquero de la Torre F, coordinador. *Evidencia científica en fracaso renal agudo y técnicas de depuración extracorpórea*. Madrid: IM&C; 2006. p.75-86.
- Herrera Gutiérrez ME, Seller-Pérez G. Membranas, fluidos de reposición y accesos vasculares. En: Mainar, Fj, Prieto E, Sánchez-Izquierdo JA. *Manual del VI curso práctico para enfermería de TCDE*. Madrid; 2004. p. 73-82.
- Hospital. (s.f.). diapositivas.
- Maduell Canals F. La elección de la membrana: biocompatibilidad y permeabilidad. En Gainza FJ, editor. *Manual de técnicas continuas de reemplazo renal*. Majadahonda, Madrid: Ergón; 2005. p. 57-62.
- Maynar FJ, Prieto E, Sánchez-Izquierdo JA. *Manual del VI curso práctico en TCDE para enfermería*. Madrid; 2004.

Líquidos de reposición y diálisis en las técnicas de depuración extrarrenal continua

Sandra Aguilar Segura, Sandra Alcaraz Vázquez, Sara Barea Moya, Carolina del Amor García, Felisa Díaz-Mariblanca Rodríguez, Mónica Garcíarena Echecolonea, Mireia Gómez Fernández, Inmaculada Ortiz Ys, Rocío Pérez Sánchez, Ángela Teixidó Martínez y Consuelo Villanueva Fuentes

Servicio de Medicina Intensiva, Hospital Universitario Germans Trias i Pujol, Badalona, Barcelona

INTRODUCCIÓN

Las técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC) se utilizan cada vez más en las unidades de cuidados intensivos (UCI). Derivan de las técnicas dialíticas para crónicos. Las condiciones hemodinámicas de los pacientes de UCI obligan a que el intercambio hidroelectrolítico no sufra variaciones bruscas, que podrían provocar la desestabilización del paciente y la no tolerancia a la técnica. Para evitarlo, y para que la depuración de ciertas sustancias sea correcta, se requiere la reposición total o parcial de una elevada cantidad horaria de ultrafiltrado, que se obtiene del paciente, por un líquido con una composición fisiológica y una concentración de sustancias determinada. Además, se necesita un líquido de diálisis que facilite una depuración por difusión de sustancias de bajo peso molecular.

En la actualidad, se consigue un mejor control del paciente con el uso de grandes volúmenes de fluidos para reposición y/o diálisis. Esto da una gran relevancia a la composición y calidad de los líquidos.

LÍQUIDOS DE REPOSICIÓN

Uno de los mecanismos de eliminación de sustancias en las TDEC es la convección. Mediante la convección y por un gradiente diferencial de presión que se ejerce en uno de los compartimentos del filtro, se produce la eliminación de gran cantidad de agua plasmática del paciente, junto con solutos que se eliminan al atravesar la membrana. A más agua plasmática filtrada, más solutos eliminados.

Durante estos años, se ha intentado seguir la relación de depuración de 35 ml/kg/h (Ronco et al, 2000), lo que representaría, para un paciente de 70 kg, una reposición horaria de 2.450 ml y, en 24 h, de 58,8 l. Como se observa, se debe reponer al paciente una cantidad importante de líquido, que debe contener los componentes necesarios que se

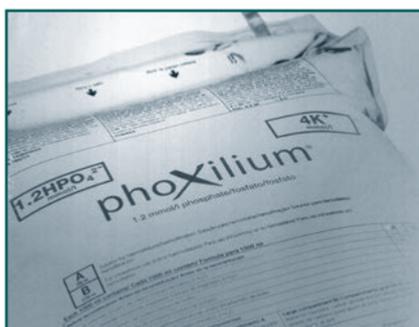


Figura 6.1. Bolsa del líquido de reposición/diálisis.

han eliminado del plasma y estar exenta de aquellos que se quieren eliminar. Se trata de una solución con una composición similar a la ideal del plasma. Hay que tener en cuenta que, puesto que el volumen de intercambio es muy elevado, cualquier modificación en la composición del líquido de reposición repercute en el paciente, por lo que las concentraciones de sus componentes tienen que adaptarse a sus necesidades (fig. 6.1).

Los líquidos de reposición tienen que ser estériles, ya que su perfusión se realiza en el torrente sanguíneo del paciente, y hay que intentar no manipularlos con la adición de sustancias (K+, glucosa, etc.), para reducir al mínimo los riesgos de contaminación.

LÍQUIDO DE DIÁLISIS

Cuando se desea incrementar la eliminación de sustancias de bajo peso molecular, además de la convección, se utiliza el mecanismo de transporte de la difusión. Para ello, se necesita un líquido de diálisis que, mediante un gradiente diferencial de concentración, provoca el desplazamiento de moléculas a través de la membrana que separa la sangre del líquido de diálisis. La composición de este líquido se puede modificar para conseguir el equilibrio electrolítico y metabólico deseado (K+, glucosa).

Cuando se usa la difusión, como mecanismo de transporte, no existe eliminación significativa de líquido del paciente, pero es muy importante determinar la composición del líquido de diálisis donde estarán ausentes las sustancias nocivas que se pretenden suprimir y contener todas aquellas que interese normalizar o no eliminar.

En el caso de la hemodiafiltración, en la que se suman los dos mecanismos de eliminación (difusión y convección), la composición adecuada para el líquido de reposición y de diálisis es la misma que cuando se emplean por separado. También se debe valorar la utilización de líquidos de diálisis estériles para evitar los riesgos de pirógenos que puedan producirse por retrofiltración (paso del líquido a la sangre).

SUMINISTRO PREFILTRO Y POSFILTRO

La administración del líquido de reposición puede perfundirse prefiltro (en la línea de entrada al filtro), posfiltro, tras la salida del filtro (línea de retorno) o, al mismo tiempo, en las 2 líneas.

Reposición posfiltro

La reposición posfiltro es la opción ideal para perfundir el líquido de reposición, ya que el ultrafiltrado se genera a partir de sangre sin diluir. El inconveniente es que puede producirse una hemoconcentración en el filtro por la cantidad de agua plasmática que se elimina de la sangre, lo que aumenta la resistencia al paso del flujo sanguíneo y favorece la coagulación del filtro.

Reposición prefiltro

En la reposición prefiltro, la perfusión del líquido se realiza en la línea de entrada. Antes de que la sangre pase por el filtro se diluye y baja la fracción de filtración (recomendada entre un 20 y un 25%) y disminuye la concentración de solutos. Con la reposición prefiltro se puede disminuir el inconveniente de hemoconcentración y coagulación prematura del filtro, a cambio de una disminución en la depuración por difusión de solutos, al estar la sangre diluida por el líquido. Puesto que se trata de una terapia continua, esta pérdida de eficiencia no se tiene en cuenta.

Reposición prefiltro y posfiltro

Prismaflex® brinda la posibilidad de efectuar una reposición simultánea prefiltro y posfiltro siempre que se trabaje con la técnica de hemofiltración. De esta forma, se pueden aprovechar las ventajas de diluir la sangre con un líquido prefiltro, reducir el hematocrito y la fracción de filtración, minimizar los problemas de coagulación y, al mismo tiempo, pasar parte de la reposición posfiltro para aumentar la eficacia depurativa por convección.

TEMPERATURA DE USO

Durante la realización de las TDEC, se produce una pérdida de temperatura al utilizar un circuito extracorpóreo y perfundir una gran cantidad de líquido.

Sin embargo, un enfriamiento moderado parece ser beneficioso y, en parte, causa de la mejoría hemodinámica de algunos pacientes, tras el inicio de la técnica. Debido a los elevados volúmenes de intercambio efectuados en la actualidad y ante el uso de hemofiltración de alto volumen, es necesario mantener controlada esta pérdida de temperatura. La hipotermia aparece en las primeras horas del tratamiento, lo que obliga a disponer de un sistema de calentamiento en las soluciones de reposición/diálisis o bien directamente de la sangre del paciente.

Si no se dispone de ninguno de estos sistemas, se pueden utilizar mantas térmicas que aseguren un rendimiento adecuado, incluso ante elevados volúmenes de intercambio.

SUSTANCIA TAMPÓN DISPONIBLE COMO «BUFFER»

Para mantener estable el pH de la disolución se necesita un *buffer* que garantice la estabilidad de ese pH. En la actualidad, las sustancias tampón más utilizadas son el lactato y el bicarbonato, ya que el acetato está contraindicado por tener menor tolerancia hemodinámica y efectos negativos sobre la función miocárdica.

Lactato

Es la sustancia que más se ha empleado por sus buenas características como tampón, su fácil manipulación, almacenamiento y la buena tolerancia del paciente. Sin embargo, presenta algunas limitaciones y contraindicaciones cuando se aplica con pacientes sépticos, hipercatabólicos o con insuficiencia hepática, ya que su metabolización se realiza en el hígado.

Bicarbonato

Al inicio, había problemas para manipularlo y almacenarlo, ya que se producía una cristalización del calcio, junto con el bicarbonato, y este último se tenía que mezclar con otros componentes en el momento de utilizarlo para asegurar la estabilidad del líquido.

Actualmente, el bicarbonato es el *buffer* más usado como líquido de reposición y diálisis; se ha conseguido que permanezca estable, sin que aparezcan problemas de cristalización, al separar sus componentes (bicarbo-

nato + iones) y mezclarlo en el momento en que se va a utilizar, lo que garantiza una estabilidad de 24 h. El uso del bicarbonato proporciona una mejor estabilidad hemodinámica y un mejor control metabólico.

DESCRIPCIÓN DE LAS BOLSAS

Los líquidos de diálisis y reposición están disponibles en bolsas bicompartimentadas de 5 litros de volumen. La solución contenida en el compartimento A se mezcla con la solución del B al romperse la pared sellada que existe entre ambos líquidos; estos se deben mezclar bien antes de utilizarlos (fig. 6.2). La bolsa está equipada con un puerto de inyección para añadir otros fármacos, que sean necesarios, una vez reconstituida la solución.

Después de la reconstitución, se ha demostrado que la solución reconstituida tiene una estabilidad física y química de 24 h durante su uso (tabla 6.1).

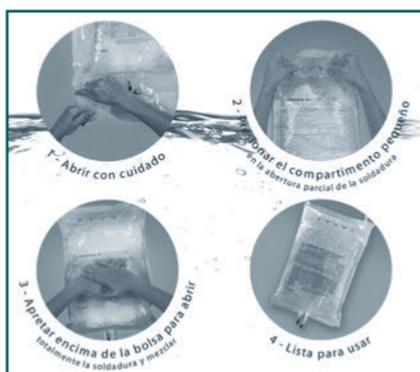


Figura 6.2. Manipulación de las bolsas.

Mmol/L	Homosol® B0 (d)	Prismasol® 2 (d)	Prismasol® 4 (d)	Phoxillum® (d)	Dialisan® BG2D (md)	Dialisan® L2D (md)	Prismocal® (md)	Prismocal® B22 (md)	Prismocitrate® 18/0 (md)
Bicarbonato	32	32	32	30	32	0	32	22	0
Lactato	3	3	3	0	3	40	3	3	0
Citrato	0	0	0	0	0	0	0	0	18
Sodio	140	140	140	140	140	142	140	140	140
Potasio	0	2	4	4	2	2	0	4	0
Calcio	1,75	1,75	1,75	1,25	1,75	2	0	0	0
Magnesio	0,5	0,5	0,5	0,6	0,5	0,75	0,5	0,75	0
Cloruro	109,5	111,5	113,5	116	111,5	109,5	106	120,5	86
Fosfato	0	0	0	1,2	0	0	0	0	0
Glucosa	0	6,1	6,1	0	6,1	0	0	6,1	0

• "Composición después de la reconstitución expresada en mmol/l"
 • "La información contenida en esta tarjeta no sustituye a las instrucciones de uso. Por favor lea siempre detenidamente las instrucciones de uso de estos productos antes de utilizarlos"

Tabla 6.1. Composición de las bolsas, una vez mezclados los componentes A y B.

Bibliografía recomendada

- Daugirdas JT, Ing TS, Blake PG, editores. Manual de diálisis. 2.ª ed. Barcelona: Elsevier-Masson; 2002.
- Herrera Gutiérrez ME, Sellar Pérez G. Manejo de los fluidos usados en técnicas continuas de depuración renal. Selección de la sustancia tamponadora. En: Gainza FJ, editor. Manual de técnicas continuas de reemplazo renal. Majadahonda, Madrid: Ergón; 2005. p. 33-40.
- Gainza de los Ríos FJ, Quintanilla Vallés N, Minguela Pesquera I. Líquidos de reposición y diálisis. Control de iones mono i divalentes y pérdida de sustancias valiosas. En: Gainza FJ, editor. Manual de técnicas continuas de reemplazo renal. Majadahonda, Madrid: Ergón; 2005. p. 40-48.
- Herrera Gutiérrez, ME. Líquidos de re-infusión y diálisis. Tampón, composición electrolítica, esterilidad y envases. Disponibilidad en el mercado. Guías SEN. Nefrología. 2007;27 Supl 3:156-65.
- Roglan A, Net A. Disfunción renal aguda en el paciente crítico. Barcelona: Ars Medica; 2009. p. 291-9.
- Ronco C, Bellomo R, Homel P, Brendolan A, Dan M, Piccinni P, et al. Effects of different doses in continuous veno-venous haemofiltration on outcomes of acute renal failure: a prospective randomised trial. Lancet. 2000;356:26-30.

Descripción del monitor Prismaflex®

Miguel Ángel García Pardo

Técnico Comercial, Hospal, S.A., Barcelona

En los últimos años, las Técnicas de Depuración Continuas Extracorpóreas (TDCE) han evolucionado vertiginosamente para contribuir a la mejora del paciente crítico. En esta evolución, han intervenido tanto el personal que las maneja, actualizando os conocimientos sobre la técnica, como la industria, fabricando monitores más adecuados para la demanda existente.

Los monitores que actualmente se utilizan para realizar las TDCE han incorporado considerables mejoras desde que se planteó su necesidad, tras obtener escasos resultados con la HFAVC (hemofiltración arterio-venosa continua). Los primeros aparatos que se utilizaron fueron adaptaciones de bombas de sangre provenientes de máquinas de hemodiálisis de pacientes crónicos (fig. 7.1).

En el año 1994, apareció el monitor Prisma® (fig. 7.2), el primero en aportar un con-

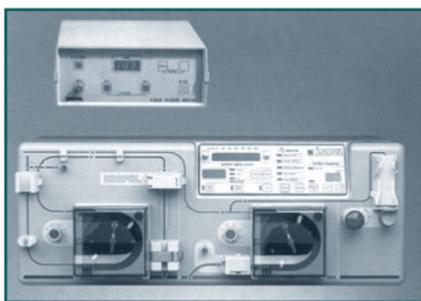


Figura 7.1. Módulo BSM 22 + VPM.

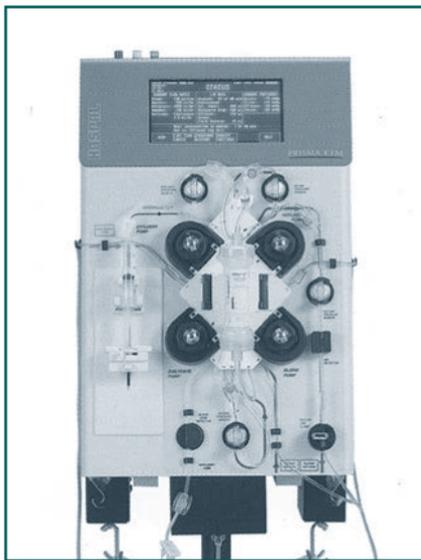


Figura 7.2. Monitor Prisma®.

trol automático en el balance de líquidos. Este monitor, por su simplicidad y altas prestaciones, impulsó la introducción de las Técnicas Continuas en los servicios de nefrología, anestesia y cuidados intensivos.

La necesidad de realizar técnicas con una mecánica de depuración más convectiva, la introducción de nuevos sistemas de anticoagulación, de nuevos tipos de membranas (alto *cut-off* y heparinizadas), así como la aparición de los avances tecnológicos existentes, ha tenido como consecuencia el desarrollo de nuevos monitores.

El monitor Prismaflex® está preparado para ejecutar cualquier modalidad de técnica continua, además de hemoperfusión y plasmáferesis. Puede alcanzar altas tasas de ultrafiltración y su *software* específico para citrato, pediatría, depuración hepática y las nuevas generaciones de membranas, ha dejado, de nuevo, la puerta abierta a un segundo salto en la evolución de estos tratamientos.

DESCRIPCIÓN DEL MONITOR PRISMAFLEX®

Panel frontal (fig. 7.3)

1. Luz de indicación de estado (fig. 7.4)

- Verde: Modo funcionamiento con todos los parámetros normales.
- Amarillo: Alarma de precaución. No hay peligro para el paciente.
- Rojo: Alarma sobre una situación en la que puede existir riesgo para el paciente.

2. Pantalla (fig. 7.5)

Incorpora pantalla TFT-LCD color de 12". Digital con menú interactivo: proporciona instrucciones de funcionamiento, alarmas y ayuda.

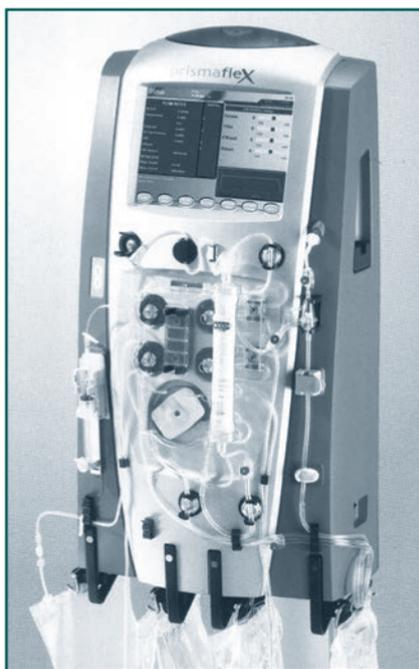


Figura 7.3. Panel frontal.



Figura 7.4.

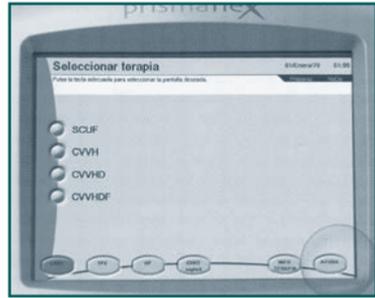


Figura 7.5.



Figura 7.6.



Figura 7.7.

3. Anillo de descarga (fig. 7.6)

Descarga la electricidad estática a tierra y evita interferencias con los registros de los ECG.

4. Lector de código de barras (fig. 7.6)

Es un escáner que lee el código de barras impreso en el set de donde obtiene información sobre el modelo de set cargado. Permite al programa acceder a los límites de alarma y flujos adecuados para ese tipo de set, lo que evita confusiones.

5. Detector de fugas de sangre (fig. 7.6)

Comprueba que, en la línea del efluente, no aparezcan glóbulos rojos por una posible fuga en la membrana del hemofiltro. Fugas > 0,35 ml/min Hct 32%.

6. Gancho de cebado (fig. 7.7)

Permite colgar las soluciones de cebado o los ganchos de las balanzas de líquidos para facilitar su manipulación.

7. Pulsadores de heparina (fig. 7.8)

Accionan el carro de la heparina (fig.7.9).

8. Carro de heparina (fig. 7.9)

Alojamiento de la jeringa del anticoagulante; controla la velocidad de suministro, que puede ser de forma continua o por bolos. Configurable para jeringas de 10 a 50 cc.

9. Bomba del efluente (fig. 7.10)

Bomba oclusiva y peristáltica, que controla automáticamente el flujo de ultrafiltración. Eliminación de 0 a 10.000 ml/h.

10. Bomba PBP (fig. 7.10)

Bomba previa de sangre. Bomba peristáltica que puede administrar una solución de infusión en la línea de entrada de sangre, inmediatamente después de que la sangre entre en la línea y antes de la bomba de sangre. Esta bomba se puede utilizar como reposición prefiltro-prebomba, y para administrar soluciones con citrato. De 0 a 8.000 ml/h.

11. Bomba de diálisis (fig. 7.10)

Bomba peristáltica oclusiva. Bombea líquido de diálisis al compartimento del filtro. De 0 a 8.000 ml/h.

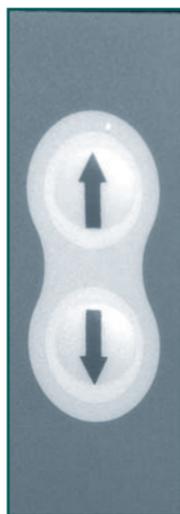


Figura 7.8.



Figura 7.9.



Figura 7.10.

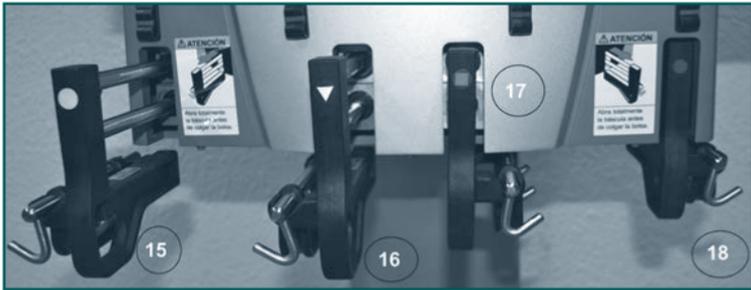


Figura 7.11.

12. Bomba de sustitución (fig. 7.10)

Bomba peristáltica oclusiva. Bombea la solución de sustitución en el circuito de sangre. De 0 a 8.000 ml/h.

13. Bomba de sangre (fig. 7.10)

Bomba peristáltica oclusiva que extrae la sangre y la hace circular por el set Prismaflex®. De 10 a 450 ml/min.

14. Cargador Set

Alojamiento que permite la carga automática del set.

15. Báscula del efluente (fig. 7.11)

Identificada con el color amarillo, esta báscula es para el control del efluente extraído por este sistema. El flujo de efluente en ml/h es la suma de la tasa de solución PBP + la tasa de extracción de líquido del paciente + el flujo de la solución de sustitución + la tasa del líquido de diálisis. De 0 a 11 kg.

16. Báscula PBP (fig. 7.11)

Identificada con el color blanco, esta báscula se destina al control independiente del peso de la bolsa de líquido de reposición prefiltro-prebomba o solución para anticoagulación con citrato. De 0 a 11 kg.

17. Báscula de diálisis (fig. 7.11)

Identificada con el color verde, esta báscula se dedica al control del líquido de diálisis o sustitución posfiltro en modo CVVHF. De 0 a 11 kg.

18. Báscula de sustitución (fig. 7.11)

Identificada con el color violeta, esta báscula es para el control del líquido de sustitución. De 0 a 11 kg.



Figura 7.12.



Figura 7.13.



Figura 7.16.



Figura 7.14.



Figura 7.15.

19. Presión de entrada (fig. 7.12)

Carcasa para albergar el sensor de presión de entrada (al monitor). La medida se realiza de forma no invasiva. En el caso de utilizar un catéter venoso, controla el estado del lado arterial (rojo) del catéter. La presión puede ser negativa o positiva, dependiendo del acceso de sangre al que esté conectada la línea de entrada.

20. Presión del filtro (fig. 7.12)

Carcasa para albergar el sensor de presión del filtro. Situada antes del filtro, mide el área de presión mas positiva del set. Siempre es positiva.

21. Guía de las líneas (fig. 7.12)

Pinzas de soporte para las líneas de sangre y/o líquidos.

22. Presión del efluente (fig. 7.13)

Carcasa para albergar el sensor de presión de efluente. La medida se realiza de forma no invasiva. Puede ser positiva o negativa, según la tasa de ultrafiltración y la terapia elegida.

23. Presión de retorno (fig. 7.13)

Puerto para conectar la línea de la cámara venosa a la línea de retorno. Mide la resistencia que presenta el acceso venoso a la entrada de sangre al paciente. Esta presión es siempre positiva.

24. Detector de aire (fig. 7.14)

Comprueba, de forma continua, la existencia de aire en la línea de retorno. También dispone de un detector de línea instalada y un sensor para detectar sangre en el set. Detecta burbujas de aire $\geq 20 \mu\text{l}$.

25. Pinza clamp (fig. 7.15)

Pinza oclusiva que se cierra durante las alarmas de advertencia y mal funcionamiento, cuando se desconecta la alimentación y durante la fase de autodiagnóstico. En el supuesto de entrada de aire al circuito, impide que la sangre llegue al paciente.

26. Pinzas pre-post (fig. 7.16)

Estas pinzas se abren y cierran, de forma automática, según la selección que haga el operador, para permitir opciones prefiltro y posfiltro en el suministro de la solución de sustitución en CVVH y CVVHDF.

Panel posterior (fig. 7.17)

27. Puerto de comunicaciones RS 232 (fig. 7.18)

(fig. 7.18)

Se puede utilizar para intercambiar datos entre Prismaflex® y un ordenador externo o con una red de comunicaciones.

28. Puerto de comunicación de serie (fig. 7.18)

(fig. 7.18)

Puerto de control técnico.

29. Porta-tarjeta de datos técnicos (fig. 7.18)

(fig. 7.18)

Ranura para tarjetas de datos técnicos extraíble. Permite la transferencia de datos históricos de Prismaflex® a la tarjeta de datos. Los datos se transfieren en formato de texto (.txt) y se pueden importar desde los programas de aplicación habituales.

30. Conector de alarma remota (fig. 7.18)

Conecta el monitor a un sistema de alarma remoto.



Figura 7.17. Panel posterior.



Figura 7.18.

31. Contador (fig. 7.18)

Muestra el total de horas de funcionamiento del monitor.

Calentadores de sangre

Las TDCE pueden provocar hipotermia, al igual que la plasmaféresis. La capacidad de enfriamiento del paciente depende, principalmente, de la velocidad de intercambio de los líquidos y de su temperatura. Para compensar este enfriamiento, se pueden utilizar calentadores.

Estos calentadores pueden calentar los líquidos o bien la sangre; estos últimos son más efectivos al no producir microburbujas.

Prismaflex® puede incorporar un calentador denominado Prismaconfort (fig.19) que está formado por una unidad de control y una funda de silicona que se coloca alrededor de la línea de retorno del set Prismaflex®. Esta funda se calienta con resistencias eléctricas y su temperatura se puede ajustar en la funda hasta los 43°C.



Figura 7.19. Calentador Prismaconfort®.

Bibliografía recomendada

Gambro Lundia AB. Manual del operador; 2010.

Conexión y programación de flujos

**Carolina Guijarro Paz, Amparo Medina Carrizo
y Ana María Martínez Peral**

Servicio de Hemodiálisis, Hospital Universitario Puerta de Hierro-Majadahonda, Madrid

INTRODUCCIÓN

El inicio de las técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC) se puede dividir en 4 apartados:

- Preparación del paciente y acceso vascular.
- Programación de los parámetros del tratamiento.
- Conexión del paciente.
- Programación de flujos.

PREPARACIÓN DEL PACIENTE Y ACCESO VASCULAR

Para preparar al paciente se deben seguir los protocolos del centro sobre la manipulación de catéteres, que se han descrito en el capítulo 4.

PROGRAMACIÓN DE LOS PARÁMETROS DEL TRATAMIENTO

Una vez que el monitor pasa los tests de cebado está listo para iniciar el tratamiento.

Introducir ajustes del tratamiento

Límite de pérdida o ganancia de peso del paciente en 3 h

Es el primer dato necesario para delimitar al usuario. El exceso de pérdida o ganancia de líquido protege a los pacientes de una pérdida o ganancia involuntaria que podría ocasionar lesiones. Si se alcanza el límite programado, es obligatorio finalizar el tratamiento.

Por defecto, el monitor lo programa en 400 ml/3h. Este límite se puede modificar, según el peso del paciente y su situación hemodinámica, presionando «limit» y utilizando las flechas (fig. 8.1).

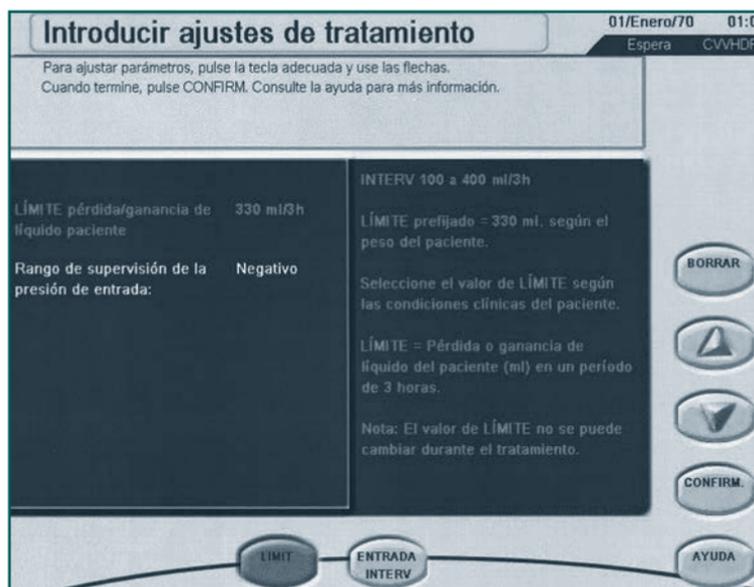


Figura 8.1. Limite de pérdida o ganancia.

Rango de supervisión de la presión de entrada

También por defecto, el monitor selecciona «negativo», pero se puede modificar presionando «entrada interv», en función de las características del acceso central.

Si se utilizan catéteres venosos centrales, lo correcto es trabajar con rangos negativos. El rango positivo se utiliza en fístulas arteriovenosas de alto flujo, catéteres arteriales, o bien intercalando Prismaflex® en un sistema de oxigenación por membrana extracorpórea.

Para continuar se pulsa «confirm» y aparece la pantalla para introducir los parámetros de flujo.

Introducir parámetros de flujo

Esta pantalla es diferente en función de la terapia que se elige. En el monitor aparecen los parámetros que se han de definir (fig. 8.2).

Independientemente de la técnica seleccionada, si el paciente la tiene indicada como anticoagulante, es aconsejable comenzar el tratamiento sólo con el flujo de sangre y la velocidad de perfusión de la jeringa de heparina. Se programa un flujo de sangre inicial de 100-120 ml/min para comprobar lo siguiente:



Figura 8.2. Introducir parámetros de flujo.

- Tolerancia del paciente al inicio del tratamiento.
- Presiones del circuito hemático (entrada-retorno).
- Funcionalidad del acceso vascular.

Al iniciar el tratamiento sólo con el flujo de sangre se evitan las alarmas innecesarias que no corresponden al circuito hemático y al catéter del paciente y, al mismo tiempo, se previene el inicio del tratamiento con una fracción de filtración (FF) superior al 25%, por déficit de flujo en el acceso vascular.

Introducir ajustes de anticoagulación

En esta pantalla (fig. 8.3) se debe elegir la forma de anticoagular el sistema extracorpóreo mediante la jeringa de 20 o 50 ml que se ha instalado en el monitor. Se puede elegir entre estas opciones:

- No anticoagular y dejar el flujo a cero.
- Anticoagular, de forma continua, desde 0,2 ml/h hasta un máximo de 10 ml/h.
- Anticoagular mediante bolos, desde 0,5ml/h hasta un máximo de 5 ml/h, e indicar con qué intervalo de tiempo se quieren administrar.

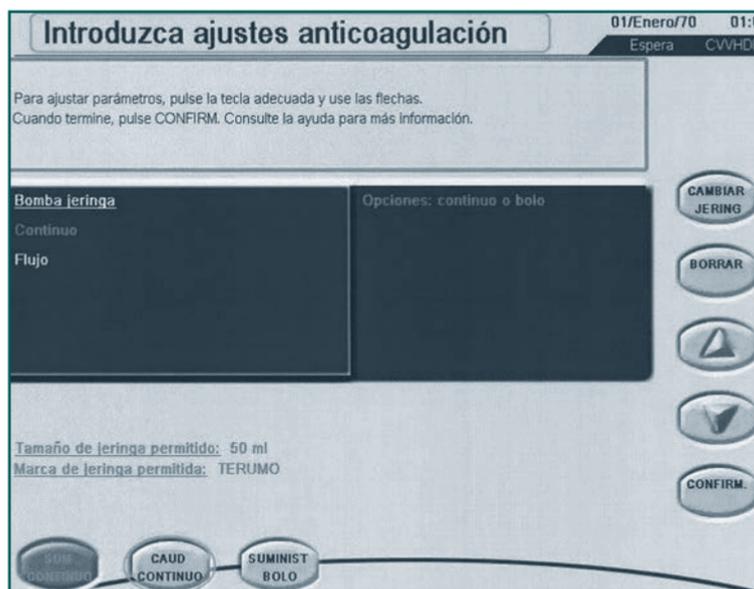


Figura 8.3. Introducir ajustes anticoagulación.

La coagulación de los filtros en TDEC constituye uno de los principales problemas. Casi la mitad de los circuitos no llegan a cumplir el tiempo programado para su recambio. Según la bibliografía, no hay consenso en la duración del circuito, aunque Hospal® indica que se debe cambiar el set cada 72 h. Existen medidas encaminadas a prolongar la vida del filtro. La reposición prefiltro y el control de la FF, mantenida por debajo del 25%, son las más eficaces y las que mejor se pueden controlar. Así se evitan interrupciones en el tratamiento. Los lavados del circuito con suero fisiológico no han demostrado su eficacia.

En la mayoría de los casos, se debe optar por anticoagular el circuito con heparina no fraccionada a dosis bajas, según la pauta del médico, y controlando el tiempo de tromboplastina parcial activada (TTPA).

A título de orientación, se pueden seguir las pautas marcadas en los protocolos de anticoagulación con heparina para técnicas continuas extracorpóreas:

- Cebado: según la recomendación del fabricante. Normalmente, se realiza con 5.000 U/l de heparina.
- Inicio: bolo inicial opcional de 2.000 a 5.000 U de heparina, a la entrada del circuito.

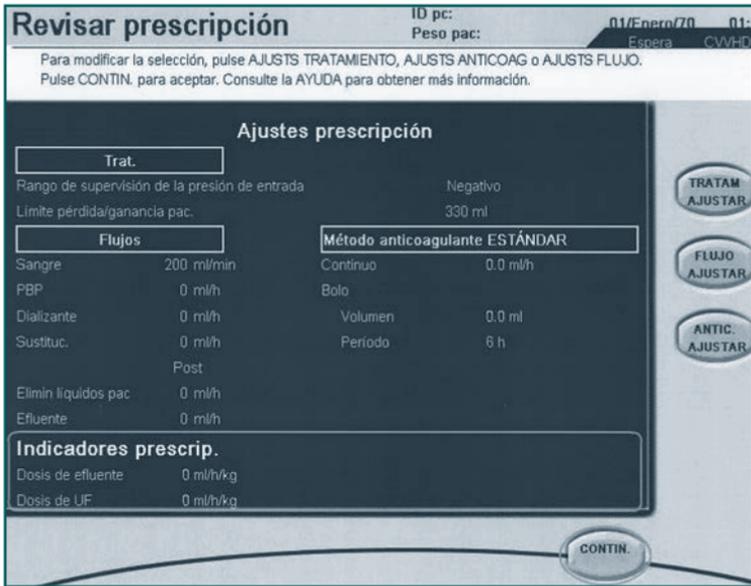


Figura 8.4. Revisar prescripción.

- Mantenimiento: perfusión continua de 5 a 10 U/kg/h.
- Control: mantener el TTPA sistémico entre 35 y 45 s.

En casos de trombocitopenia inducida por heparina se pueden utilizar citratos, mediante la bomba PBP (*previous blood perfusion*) o bien prostaglandinas.

Una vez elegida la forma de anticoagular, se pulsa «confirm» para acceder a la siguiente pantalla.

Revisar la prescripción

Al acceder a esta pantalla puede comprobarse si se han introducido bien los parámetros deseados y se tiene la opción de cambiarlos (fig. 8.4). Se pulsa «confirm» cuando todo está correcto y se pasa a la siguiente pantalla.

Conexión del paciente

Antes de proceder a la conexión se debe:

- Procurar siempre que el paciente mantenga una posición cómoda y adecuada.

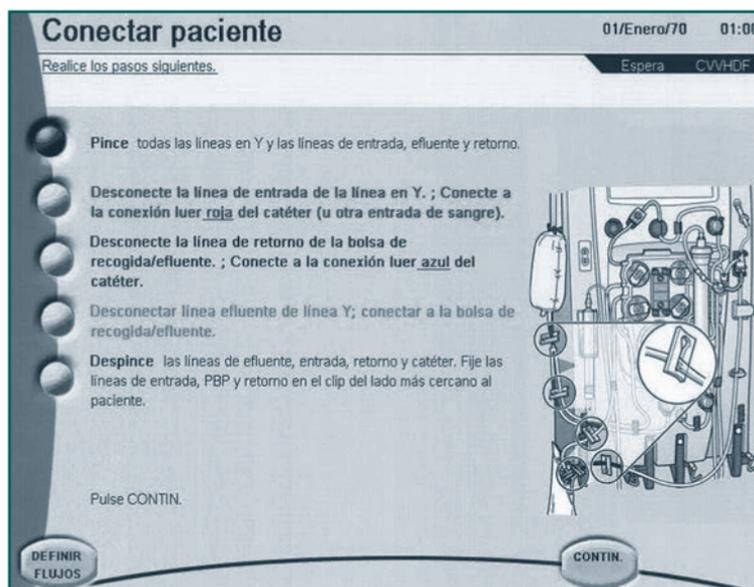


Figura 8.5. Conectar al paciente.

- Evitar que el paciente pueda moverse o realizar cambios posturales, los movimientos bruscos y las acodaduras del catéter.
- Comprobar que no haya aire en el sistema extracorpóreo y proceder a la conexión.

Conectar al paciente

La conexión del paciente se lleva a cabo siguiendo las indicaciones que aparecen en la pantalla del monitor (fig. 8.5).

A continuación se pulsa «contin» para pasar a la siguiente pantalla.

Verificar la conexión del paciente

Es útil realizar algunas comprobaciones adicionales antes de comenzar (fig. 8.6).

Hay que asegurarse de los siguientes aspectos:

- Que todas las conexiones estén fijadas correctamente.
- Que todas las líneas que se vayan a utilizar en el tratamiento estén abiertas.
- Que todas las líneas que no se vayan a utilizar estén pinzadas.

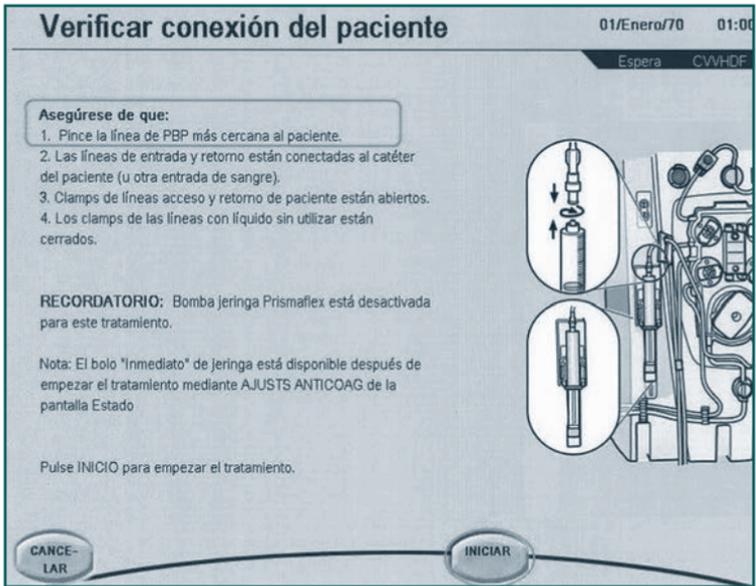


Figura 8.6. Verificar la conexión del paciente.

Después, se pulsa «inicio» para empezar el tratamiento. Y aparece la pantalla «estado».

Estado

Desde esta pantalla se logra el arranque de las bombas que se tienen programadas y comienza a llenarse el circuito de sangre (fig. 8.7). En ella se muestran:

- Los flujos del tratamiento definidos previamente.
- Los datos de entrada y salida de líquidos en la última hora de tratamiento.
- Las presiones.
- El método de anticoagulación.
- El gráfico de evolución de la presión transmembrana.

Una vez que todo el circuito esté coloreado de sangre y se haya comprobado que el catéter funciona correctamente, se programan los flujos pautados por el médico. Hasta este momento se tenían todas las bombas (excepto la de sangre) a 0 ml/h. Se sigue observando la adaptación del paciente al tratamiento y la evolución de las presiones, teniendo en cuenta



Figura 8.7. Estado.

que lo importante no es tanto el valor momentáneo, como la progresión en el tiempo.

Programación de flujos

Definición de flujos

Todos los flujos se programan según la prescripción médica. A continuación se ofrecen algunas observaciones que pueden ayudar en su programación:

1. Bomba de sangre: es la única bomba en la que el flujo se mide en mililitros por minuto (rango: 10-450 ml/min). Se trabaja con flujos de sangre > 180 ml/min, pero siempre dependiendo de las presiones de entrada y de retorno, que deben mantenerse dentro de los rangos normales:
 - Presión de entrada: de -50 a -150 mmHg.
 - Presión de retorno: de +50 a +150 mmHg.
2. Bomba de PBP: es una bomba recomendada para citratos. Perfunde la solución de anticoagulación al inicio de la línea de entrada. En algunos casos se puede usar como bomba de sustitución pre-filtro o para diluir la sangre antes de su entrada al filtro (rango:

- 0-4.000 ml/h). El valor establecido nunca debe ser superior al flujo de sangre.
3. Bomba del dializante: la velocidad de esta bomba influye en el mayor o menor aclaramiento de solutos por difusión. Las moléculas de bajo peso molecular (urea, creatinina, potasio, etc.) son las que más fácilmente se eliminan por difusión (rango: 0-8.000 ml/h).
 4. Bomba de sustitución: el líquido de sustitución puede perfundirse prefiltro y posfiltro. Sólo si se ha seleccionado la técnica CVVH (hemofiltración venovenosa continua) se puede programar en qué porcentaje se quiere prefiltro o posfiltro. Por defecto, el monitor marca el 50%. Si se selecciona, como en este caso, la CVVHDF (hemodiafiltración venovenosa continua) se debe elegir la opción prefiltro o posfiltro (rango: 0-8.000 ml/h).
 5. Extracción del líquido del paciente: la programación depende de la situación hemodinámica del paciente y del balance negativo que se desea conseguir en 24 h (rango: 0-2.000 ml/h).

Bibliografía recomendada

- Bernad Pérez P, Álvarez Hernández A, Lasheras Caballero L. Técnicas continuas de depuración extrarrenal. Manual de enfermería. Zaragoza: Maz Hospital. Servicio de Medicina Intensiva; 2008.
- Rodríguez Hernández JA, González Parra E, Gutiérrez Julián M, Segarra Medrano A, Almirante B, Martínez MT, et al. Catéteres venosos centrales. *Nefrología*. 2005;25 Supl 1:64-92.
- Sánchez-Izquierdo JS. Técnicas continuas de depuración extracorpórea. Dosificación y modalidades de las TCDE. *Nefrología*. 2007;27 Supl 3:143-53.
- Van de Wetering J, Westendorp RG, Van der Hoeven JG, Stolk B, Feuth JD, Chang PC. Heparin use in continuous renal replacement procedures: the struggle between filter coagulation and patient hemorrhage. *J Am Soc Nephrol*. 1996;7:145-50.

Balance y control de líquidos del paciente

Ernest Argilaga

Servicio de Medicina Intensiva, Hospital Universitario de Bellvitge, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona

INTRODUCCIÓN

En los inicios de las unidades de cuidados intensivos, Lawin (1974) ya recomendaba en el control estricto del balance hídrico en los pacientes que reciben terapia intravenosa. Esta recomendación se ha mantenido con los años y ha demostrado su eficacia, tanto en aspectos terapéuticos como de prevención, especialmente del fracaso renal y de la insuficiencia cardíaca.

El control estricto del balance hídrico es una práctica habitual en las unidades de cuidados a pacientes críticos. Incluye las entradas y salidas visibles y fácilmente mesurables (como sueroterapia, nutrición enteral y/o parenteral, diuresis, pérdidas por drenajes, aspiración gastroduodenal, etc.) y también la monitorización de las llamadas pérdidas insensibles, calculadas mediante distintas fórmulas y que permiten aproximarse a la cifra total de entradas y salidas al paciente. Este control aún se convierte en más importante y trascendente, si cabe, cuando el paciente se somete a tratamientos con un gran aporte de líquidos o, por su patología, sufre de pérdidas anormalmente elevadas (por ejemplo, en la diabetes insípida, en pacientes sometidos a aspiración gástrica continua, paracentesis, etc.).

La importancia de dicho control también aumenta en los pacientes con patología renal que cursa con oligoanuria o, en sentido contrario, con poliuria, así como en aquellos pacientes susceptibles de presentar abundantes pérdidas de líquidos como los «grandes quemados». Tanto en unos casos como en otros, se debe adaptar el aporte de líquidos a su excreción y/o pérdida: cualquier variación en la situación del paciente obliga a actuar para mantener el equilibrio entre aporte y pérdidas; si se quiere preservar la función renal y no «sobrecargar» el corazón con un trabajo extra que puede desembocar en una insuficiencia cardíaca, por fallo de la bomba.

Si todos los argumentos anteriores abogan por aplicar un control estricto de las entradas y salidas del paciente, ello se hace aún más patente cuando se trata de pacientes sometidos a técnicas de depuración extra-

renal, ya sean estas discontinuas (hemodiálisis, plasmaféresis, hemoperfusión, etc.) o continuas (hemofiltración, hemodiálisis continua, hemodiafiltración, hemodiafiltración de alto flujo, etc.).

La evolución de los materiales con los que se construyen los filtros, tanto en lo que respecta a su porosidad y su biocompatibilidad, como (y muy especialmente) a su coeficiente de ultrafiltración, permiten someter a los pacientes a técnicas con flujos muy elevados y con extracción de «ultrafiltrados», impensables hace sólo unos años (en estos momentos se pueden extraer del circuito eferente hasta 10 l/h). Esta mejora hace imprescindible crear, a la vez, circuitos de reperfusión o sustitución, que «repongan» parte del líquido extraído al paciente y le aporten, además, los electrolitos que hayan sido evacuados conjuntamente con el líquido ultrafiltrado. En este sentido, los actuales monitores de terapia sustitutiva de reemplazo renal permiten la sustitución al paciente de 8 l/h, y perfundir al circuito de diálisis hasta 8 l/h. Estos flujos aún están lejos de los flujos utilizados en terapias discontinuas (que llegan a los 30-40 l/h), pero son lo suficientemente importantes como para tener un cuidado exquisito en su control.

Así mismo, los flujos sanguíneos con los que se puede llegar a trabajar (hasta 450 ml/min) forman un conjunto que exige una monitorización exhaustiva de todos los líquidos movilizados, tanto de los «extraídos» como los reperfundidos y los «depurados».

Si bien todas estas cifras son realmente altas, no nos han de amedrentar, ya que la evolución de los materiales de los filtros y de las técnicas ha discu-

Período E/S (15, 30, 60 min)	Período E/S actual	Última hora
Tiempo de funcionamiento	60 min	60 min
	52 min	55 min
Bomba previa sangre (PBP)	0 ml	0 ml
Extracc líquidos pac	130 ml	137 ml
Sustituc.	867 ml	918 ml
Pre filtro	0 ml	0 ml
Post filtro	867 ml	918 ml
Dializante	1040 ml	1101 ml
Efluente	2037 ml	2156 ml
Ganancia líquido paciente involuntaria actual:		5 ml/3h
Su límite seleccionado es:		400 ml/3h

Figura 9.1. Límite seguridad pérdida/ganancia.

rrido paralela a la de los monitores que permiten controlar, en todo momento, la situación del conjunto. Ésta abarca tanto la de las entradas y salidas como la de los flujos sanguíneos y la permeabilidad del conjunto filtrante y el establecimiento de controles que hagan imposible determinados accidentes (p. ej., la pérdida de más de 400 ml netos en 3 h) (fig. 9.1).

La pérdida de peso que se realiza durante la técnica puede provocar las siguientes complicaciones:

- Inestabilidad cardiovascular.
- Hipotensión (cuando la ultrafiltración supera los 0,25 ml/min/kg).
- Shock.

Una de las razones de estas complicaciones es la facilidad y rapidez con que los filtros eliminan el agua plasmática del paciente en comparación al ritmo de rellenado intravascular, desde el espacio intersticial y el intracelular. La función miocárdica, la permeabilidad vascular y la presión oncótica plasmática son factores que determinan el ritmo de rellenado intravascular.

FUNCIONAMIENTO

En la actualidad, la mayoría de monitores de tratamiento de depuración extrarrenal utilizan como método de control el gravimétrico. Funciona guiado por un *software* que calcula automáticamente el flujo de ultrafiltración necesario para lograr el flujo de extracción de líquidos.

El líquido extraído del paciente es la cantidad neta de dicho líquido; es decir, una vez descontado (si procede) el líquido de diálisis introducido y el de sustitución. Éstos se miden mediante básculas de precisión (4 en el caso de la Prismaflex®) en las que se montan las bolsas correspondientes a los líquidos de diálisis, cuando es preciso, de sustitución y del efluente (Prismaflex® admite una bolsa más, llamada PBP [*previous blood perfusión*], mediante la que se pueden administrar anticoagulantes o cualquier otra perfusión). El cambio en el peso combinado de las bolsas de líquido en uso indica la cantidad de líquido que la unidad de control ha extraído del paciente. Se aplica la siguiente fórmula:

$$\begin{aligned} & \text{volumen de la bolsa de efluente (ml) +} \\ & \text{PBP bombeado (ml) (si lo hubiera) +} \\ & \text{dializante bombeado (ml) +} \\ & \text{solución de sustitución bombeada (ml)} \\ \hline & = \text{Líquido extraído del paciente (ml)} \end{aligned}$$

El total de líquido extraído del paciente debe ser igual a la tasa de extracción de líquido del paciente definida por el operador.

Para facilitar la totalización periódica de los volúmenes de entrada y salida de un paciente durante un tratamiento, los totales acumulados de todos los líquidos controlados por el monitor se deben calcular y actualizar minuto a minuto y, al mismo tiempo, acumular a lo largo del tratamiento del paciente.

Hay que tener presente que, en función de la modalidad del tratamiento escogido, el contenido de la bolsa del efluente varía como sigue:

SCUF (ultrafiltración continua lenta):	efluente =	ultrafiltrado del paciente.
CVVHF (hemofiltración venovenosa continua):	efluente =	ultrafiltrado del paciente + líquido de sustitución.
CVVHD (hemodiálisis venovenosa continua):	efluente =	ultrafiltrado del paciente + líquido de diálisis.
CVVHDF (hemodiafiltración venovenosa continua):	efluente =	ultrafiltrado del paciente + líquido de diálisis + líquido de sustitución.

Como se puede comprobar, el éxito de estos tratamientos se basa, en gran parte, en la fiabilidad de los sistemas de control de los líquidos perfundidos y eyectados. Así, debe tenerse en cuenta los posibles márgenes de error de los respectivos monitores que hay en el mercado y que, vista la evolución, permiten trabajar con un margen de error muy reducido (entre $\pm 0,45\%$ y $\pm 0,15\%$), lo que les da una fiabilidad casi absoluta, incluyendo, en este caso, también los monitores de control volumétrico en lugar del gravimétrico.

La precisión en las bombas de líquido de diálisis y/o de sustitución y la del efluente, así como de sus respectivas básculas, hace que el cálculo del balance hídrico sea más o menos exacto. Gracias a esta precisión, en el caso de los monitores gravimétricos, su especial sensibilidad hace que, ante muchas de las manipulaciones incorrectas del paciente o del monitor, sean «correspondidas» con alarmas por modificaciones en el peso de alguna de las bolsas (fig. 9.2).

En los monitores de última generación, como Prismaflex® (fig. 9.3), el *software* compara los pesos con los previstos. Si el peso real de una bolsa varía entre 40 y 120 ml en 1 h respecto al peso previsto, la unidad de control detiene todas las bombas de líquido y envía una alarma de precaución «cambio de peso incorrecto». La alarma suele indicar el problema con soluciones que no se perfunden a la velocidad prevista, a menudo por obstrucciones.



Figura 9.2. Modelo gravimétrico de control de líquidos.

Si el líquido extraído del paciente es superior al valor previsto, se comunica un «exceso de pérdida de líquido del paciente»; por el contrario, si el líquido extraído del paciente es inferior al valor deseado, se comunica un «exceso de ganancia de líquido del paciente».

De esta forma, siempre que aparezcan estas alarmas, se debe revisar todo el circuito y comprobar qué causas las han activado. De lo contrario, esto puede provocar graves complicaciones en el estado del paciente, tanto por exceso como por defecto en la extracción de líquidos y, por tanto, de pérdidas y ganancias en el volumen sanguíneo. A pesar de ello, en algunos monitores, si se llega a un desequilibrio superior al prefijado antes de conectar al paciente, se paran las bombas y se obliga a terminar el tratamiento para prevenir complicaciones graves.

¿QUÉ SOLUCIONES SE HAN DE VALORAR PARA EFECTUAR EL BALANCE?

La respuesta es simple: todas. Se deben tomar en consideración todas las entradas, es decir, el líquido de sustitución y, en su caso, el volumen perfundido en bomba PBP.

Como salidas, solo figura el líquido eferente al que hay que descontar, en su caso, el líquido de diálisis, ya que, si bien es una entrada, no se dirige al torrente sanguíneo, sino únicamente a depurar o «dializar» la sangre.

Estas operaciones las realiza el monitor, incrementando las salidas en la cantidad prevista como pérdida neta del paciente, mediante la bomba del efluente.

A pesar de ello, se deben contar como entradas los sueros que se utilizan para el lavado del filtro (si lo hay) y la cantidad de suero empleado para el retorno de la sangre con los cambios de set. Estas cantidades, aun no siendo muy abundantes, pueden ser determinantes en la acumulación de técnicas, a través de los días de tratamiento. Cabe recordar que son técnicas continuas y que, por lo tanto, su valor acumulado aumenta proporcionalmente al tiempo que se emplean.

Otro factor que se debe tener en cuenta es el tiempo real de tratamiento: no se pueden considerar válidos los valores previstos de pérdida neta en el balance. Así, una pérdida de 150 ml/h puede, a las 24 h de tratamiento, no corresponder a los teóricos 3.600 ml, porque en el transcurso de las horas, hay «tiempos muertos» de tratamiento (cambio de bolsas, resolución de problemas, resolución de alarmas, etc.) que llevan a que el volumen real de pérdidas sólo lo dé el histórico acumulado por el monitor. De lo contrario, se acaba con un balance acumulado totalmente erróneo, con lo que esto entraña para el estado del paciente.

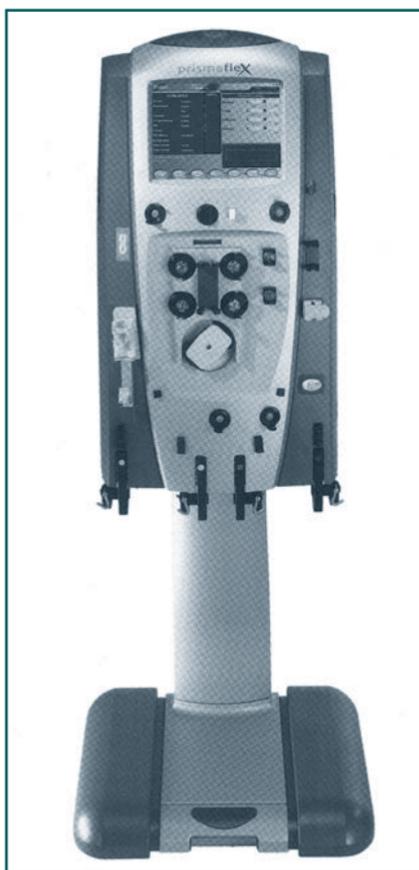


Figura 9.3. Monitor de última generación Prismaflex[®].

Además de todo lo expuesto anteriormente, es conveniente pesar al paciente cada 24 h y, como mínimo, cada 48 h. De este modo, se detectan las variaciones en su peso (y por lo tanto en su balance) con plena fiabilidad. En muchas ocasiones, pesar a los pacientes en estado crítico supone una dificultad añadida. Para ello, si no se dispone de camas con báscula incluida, se puede utilizar una grúa de movilización de pacientes con báscula e incluso emplear, si fuera preciso, palas para mejorar la estabilidad y el confort del paciente. Al hacerlo, se debe tener la precaución de descontar del peso final el de las palas (figs. 9.4 y 9.5).



Figura 9.4. Grúa con báscula.

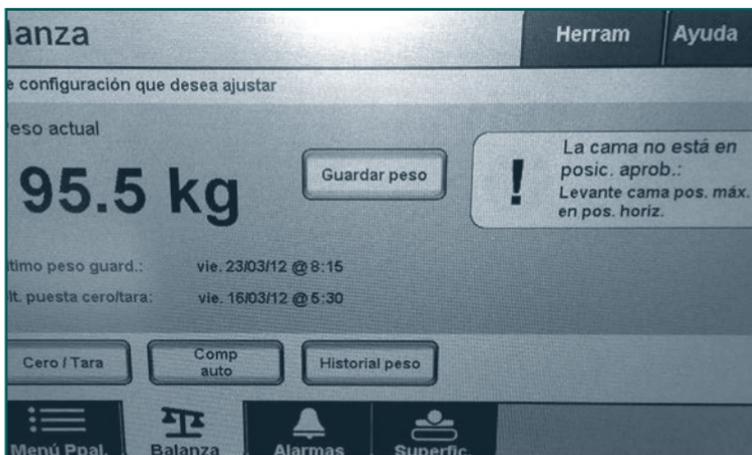


Figura 9.5. Módulo de peso de la grúa.

Bibliografía recomendada

- Argilaga, E. Monitorización renal. Apuntes del Máster «Bases, procediments i tècniques aplicades al maneig del malalt crític i emergències». Universidad de Barcelona; 2005.
- Lawin P. Cuidados Intensivos. Barcelona: Salvat Editores; 1974.
- Prismaflex®. Manual del Operador. Gambro Lundia AB. (2005-2006)
- Solozábal Campos CA. Monitorizaciones complementarias de las técnicas continuas de reemplazo renal: volemia on-line. En: Gainza FJ, editor. Manual de técnicas continuas de reemplazo renal. Majadahonda, Madrid: Ergón; 2005.

Monitorización y control de las presiones en las técnicas de depuración extrarrenal continua

Héctor Gómez García y Raquel Sánchez Torres

Servicio de Medicina Intensiva, Complejo Asistencial de Salamanca, Salamanca

INTRODUCCIÓN

El personal de enfermería que trabaja con técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC) debe estar familiarizado, no solo con el montaje del circuito, sino también con las modalidades de tratamiento y la monitorización de las diferentes variables, para conseguir la mayor eficiencia posible y detectar precozmente posibles complicaciones. La optimización de estas terapias depende de una buena interpretación de la información que proporcionan los sistemas de TDEC, a través de la medición de sus presiones.

PRESIÓN DE ENTRADA O ARTERIAL

Indica la resistencia a la extracción de sangre del paciente. En la mayoría de los casos, esta presión es negativa (generalmente el acceso vascular es venoso). La bomba de sangre succiona un flujo desde el acceso vascular elegido; esta succión genera una presión negativa en el sensor arterial y proporciona un valor, que se mide en milímetros de mercurio.

La presión de entrada depende de estos factores:

- El flujo de sangre.
- La luz arterial del catéter.
- La línea arterial del sistema.

Se modifica en los siguientes casos:

- Modificación del flujo de sangre: a mayor velocidad de la bomba de sangre, más presión negativa.
- Desconexión de la luz arterial del catéter: a menor resistencia, la presión es menos negativa.

- Obstrucción parcial o total de la luz arterial del catéter: acodamiento de la línea arterial; todo esto disminuye el flujo sanguíneo, aumenta la resistencia y provoca más negativización en la presión.
- Alteración del sensor: durante el test o por una manipulación inapropiada.
- Presión arterial positiva en situaciones en que el acceso vascular sea arterial, se trabaje con una fístula arteriovenosa o bien tengamos el sistema intercalado en un tratamiento oxigenación por membrana extracorpórea.
- Utilización de catéteres estrechos en pediatría que pueden mostrar presiones de entrada muy negativas desde el inicio de la técnica, aunque no significa un mal funcionamiento del catéter.
- Flujos de sangre altos en pacientes en situación muy crítica, que pueden proporcionar valores muy negativos, al no poder succionar el flujo sanguíneo programado de forma adecuada.

El valor de esta presión se encuentra entre -10 y -250 mmHg. Se consideran valores normales los comprendidos entre -50 y -150 mmHg, y hay que intentar, según el estado y las características del paciente, que la lectura de esta presión esté sobre los -100 mmHg; para ello se establecerá un flujo de sangre apropiado.

PRESIÓN DE RETORNO O VENOSA

Proporciona información de la resistencia existente en la línea venosa o de entrada al devolver la sangre al paciente.

Siempre es positiva y depende de estos factores:

- El flujo sanguíneo.
- El estado de la luz venosa.
- El catéter.
- La línea de retorno del sistema.

Se modifica en los siguientes casos:

1. Modificación del flujo de sangre: a mayor velocidad de la bomba de sangre, más presión positiva.
2. Aumento de esta presión por:
 - Coágulos en el sensor, atrapaburbujas.
 - Acodamientos en la línea o en zona del catéter.
 - Obstrucción parcial o total de la luz venosa del catéter.

3. En sistemas pediátricos en los que se usan flujos bajos que producen presiones de retorno bajas, algunos sistemas detectan alarma de «desconexión de retorno» o «imposible detectar retorno».
4. Esta presión disminuye cuando el filtro comienza a coagularse, debido a que se enlentece el paso de sangre por el filtro y por el aumento de las resistencias.

Los valores de trabajo se encuentran entre los límites +10 y +350 mmHg, siendo normales los que se hallan entre +50 +150 mmHg. Se debe intentar, una vez establecido el flujo de sangre y según el estado y las características del paciente, que la lectura de esta presión esté sobre los +100 mmHg. Se recomienda no superar los 300 mmHg.

PRESIÓN DEL FILTRO O PREFILTRO

Siempre tiene valor positivo. Proporciona información de la presión de entrada de la sangre al filtro, presión que existe entre la bomba de sangre y el filtro.

La presión del filtro depende de estos factores:

- El flujo de sangre.
- Las características y estado del filtro
- Los flujos de trabajo establecidos.

Se modifica en los siguientes casos:

- Modificación del flujo de sangre: a mayor velocidad de la bomba de sangre, más presión positiva.
- Aumento de la resistencia del filtro al paso de la sangre: por coagulación o saturación (disminución de la superficie del filtro al reducir el número de capilares efectivos), saturación de la membrana y pérdida de poros útiles (coagulación, membranas adsortivas).
- De forma retrógrada, puede aumentar debido a un incremento de la presión de retorno (fundamentalmente en filtros «limpios»).

Se recomienda que la presión del filtro no supere los 300 mmHg, valores de rango entre +10 y +450 mmHg.

PRESIÓN DEL EFLUENTE

Es la presión que hay en la línea del efluente, desde el filtro hasta la bomba del efluente. Por sí sola, esta presión puede proporcionar una informa-

ción fiable del estado del filtro (cómo se está «comportando») ya que, según los flujos de trabajo programados, indica la dificultad o facilidad para extraer el volumen de ultrafiltrado pautado.

La presión del efluente depende de lo siguiente:

- El flujo de sangre.
- El flujo de ultrafiltrado.
- La superficie de membrana funcionante.

Según cómo extraiga la bomba del efluente el volumen de ultrafiltrado se pueden encontrar valores de presión efluente positivos, cero y negativos.

Presión del efluente positiva

Informa de la facilidad con que la bomba del efluente extrae el ultrafiltrado; al tener la bomba un volumen programado, impide que el filtro pierda más volumen del pautado, es decir, la bomba se comporta como un «freno». Esto ocurre cuando la membrana está en buen estado y con una importante superficie en funcionamiento. Sería como si el ultrafiltrado intentara salir, pero sólo se le permitiera extraer la cantidad pautada.

Presión del efluente negativa

El rendimiento del filtro ha disminuido debido a 2 motivos:

- Pérdida de eficacia de la membrana (saturación, capilares coagulados).
- Flujos de ultrafiltrado muy elevados con relación a la superficie del filtro.

En consecuencia, la bomba de ultrafiltrado debe succionar para obtener el volumen pautado; esto favorece que se generen valores negativos (el filtro da menos de lo que pide la bomba). En pacientes pediátricos se tiene una presión negativa desde el principio, debido a que los filtros usados en estos casos son muy pequeños y no a un mal funcionamiento del filtro.

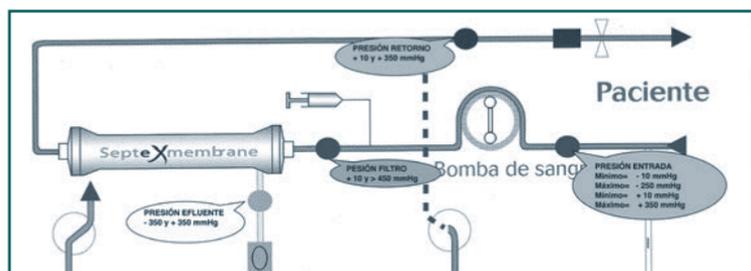


Figura 10.1. Localización de sensores de presión en un circuito típico de técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC).

Cuando la presión del filtro supera un valor de -150 mmHg también se tienen que valorar las cifras del resto de las presiones, por el riesgo evidente de coagulación del filtro. Los valores entre los que se limita esta presión son -350 y $+350$ mmHg (figs. 10.1 y 10.2).

PRESIÓN TRANSMEMBRANA

La permeabilidad de la membrana y el gradiente de presiones a ambos lados de ella determina que se obtenga el ultrafiltrado pautado.

Por tanto, se denomina presión transmembrana (PTM) a la diferencia de presiones entre los 2 lados de la membrana. Esta presión se determina fácilmente con la siguiente fórmula:

$$PTM = P_{cap} - P_{ef}$$

«P cap» corresponde a la presión capilar media y «P ef» a la presión del compartimiento del efluente.

La presión que genera el flujo de sangre, cuando entra al filtro, va descendiendo hasta su salida. Para calcular la presión capilar media, se usa la siguiente fórmula:

$$P_{cap} = (P_{pre} + P_{pos})/2$$

«P pre» corresponde a la presión del filtro o presión prefiltro del circuito y «P pos» a la presión de retorno del circuito.



Figura 10.2. Localización de transductores de presión en equipo Prismaflex®.

Como ya se ha explicado con la presión del efluente, la interpretación de la PTM es sencilla: cuanto mayor es la presión del efluente, menor es la PTM. Si la PTM aumenta, es señal de que el rendimiento del filtro disminuye. Una PTM > 200 mmHg es signo de coagulación inminente del filtro y hace necesario modificar los parámetros de tratamiento, si es posible, o cambiar el filtro.

DELTA DE PRESIÓN (CAÍDA DE PRESIÓN DEL FILTRO)

Indica la resistencia del filtro al paso de sangre y mide la diferencia antes y después del filtro. Cuando esta variable aumenta, significa que el filtro se está coagulando o que hay un flujo de sangre demasiado alto para el tamaño del filtro.

Se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$\Delta \text{ presión del filtro} = \text{presión prefiltro} - \text{presión posfiltro}$$

Si el descenso de la presión se divide entre el flujo de sangre, se puede calcular la resistencia:

$$\text{Resistencia} = (\text{presión prefiltro} - \text{presión posfiltro}) / \text{flujo de sangre}$$



Figura 10.3. Pantalla de monitorización de presiones en Prismaflex®.

Si este valor es $\geq 1,5$, se recomienda el cambio de filtro por riesgo de coagulación inminente.

A nivel práctico, con la monitorización que ofrecen los equipos de TDEC, se puede tener una orientación rápida de esta variable, y adelantarse a cualquier riesgo de coagulación.

Tabla 10.1

Alteración de variable	Posibles causas	Opciones de intervención
Presión de entrada muy negativa	Catéter obstruido, acodado; línea arterial acodada; sensor de presión de entrada coagulado; flujo sanguíneo demasiado alto	Verificar permeabilidad y posición del catéter; valorar línea arterial
Presión de entrada baja, cercana a cero o positiva	Desconexión catéter-línea arterial, flujo de sangre bajo, acceso vascular arterial	Comprobar línea y catéter; comprobar flujo
Presión de retorno muy positiva	Catéter obstruido, acodado; línea de retorno acodada; sensor de presión de retorno o atrapaburbujas coagulado; flujo sanguíneo demasiado alto	Verificar permeabilidad y posición del catéter; valorar línea de retorno; comprobar atrapaburbujas
Presión de retorno baja	Coagulación del filtro; desconexión catéter-línea retorno	Comprobar PTM, presión del efluente y del filtro; si también son altas, cambiar el filtro; vigilar conexiones; valorar pauta de anticoagulación
Presión de filtro alta	Coagulación filtro; flujos altos; acodamiento línea; luz venosa del catéter, obstruida o acodada; aumento por afectación retrógrada	Valorar PTM, presión del efluente, sustituir el filtro; valorar anticoagulación; valorar presión de retorno y permeabilidad del catéter
Presión de filtro baja	Posible error en sensor de esta presión durante el test interno	Parar equipo, soltar sensor 5 s, colocar y reiniciar; si no se soluciona, cambio de set porque es posible que el sensor esté coagulado
Presión del efluente positiva	Membrana en buenas condiciones, buena capacidad de filtrado	
Presión del efluente negativa	Membrana deteriorada por coagulación; flujo de ultrafiltrado alto	Cambio de filtro; valorar anticoagulación; valorar filtro de filtración
PTM alta	Coagulación del filtro; catéter obstruido	Valorar presión del efluente, del filtro: cambio de filtro; valorar anticoagulación; valorar permeabilidad del catéter
Δ del filtro alto	Coagulación del filtro	Cambio de filtro

PTM: presión transmembrana.

DATOS DE ALERTA

Los valores que llevan a pensar en un posible riesgo de coagulación del filtro son estos:

- PTM mayor de 200.
- Presión del efluente menor de -150.
- Presión del filtro mayor de 300.
- Presión de retorno disminuida.
- Resistencia del filtro mayor de 1,5.

La alteración de uno solo de los valores puede no ser indicativa de coagulación. Para saberlo, hay que hacer una valoración global de todos los parámetros mencionados (fig. 10.3).

PROBLEMAS Y SOLUCIONES

En la tabla 10.1 se describen algunas de las alteraciones de las variables, sus posibles causas y las opciones de intervención.

Bibliografía recomendada

- 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.
- Bellomo R, Ronco C. Continuous renal replacement therapy in the intensive care unit. *Intensive Care Med.* 1999;25:781-9.
- Cerdá J, Ronco C. Modalities of continuous renal replacement therapy: technical and clinical considerations. *Semin Dial.* 2009;22:114-22.
- Ejaz AA, Komorski RM, Ellis GH, Munjal S. Extracorporeal circuit pressure profiles during continuous venovenous haemofiltration. *Nurs Crit Care.* 2007;(12):81-5.
- Finkel KW, Podoll AS. Complications of continuous renal replacement therapy. *Semin Dial.* 2009;22:155-9.
- Fonseca F, Urturi JA, Maynar J. Monitorización de equipos de TCRR. En: Maynar J, Sánchez-Izquierdo JA, editores. Fallo renal agudo y técnicas de depuración extracorpórea. Barcelona: Edika Med; 2001.
- Joannidis M, Oudemans-van Straaten HM. Clinical review: Patency of the circuit in continuous renal replacement therapy. *Crit Care.* 2007;11:218.
- Kaplan AA. Continuous renal replacement therapy (CRRT) in the intensive care unit. *J Intensive Care Med.* 1998;13:85-105.
- Maynar J, Sánchez-Izquierdo JA. Manual del cuarto curso práctico de técnicas continuas de depuración extracorpórea. Madrid: Grupo de Trabajo de Cuidados Intensivos SEMICYUC; 2003.
- Maynar J, Sánchez-Izquierdo JA. Manual del primer curso práctico de técnicas continuas de reemplazo renal. Baxter; 2000.
- Richardson A, Reynolds C, Rodgers R. Utilizing audit to evaluate improvements in continuous venovenous haemofiltration practices in intensive therapy unit. *Nurs Crit Care.* 2006;11:154-60.

Control y monitorización de las alarmas del sistema

Dolores González Caro y José Robles Carrión

Servicio de Medicina Intensiva, Hospital Virgen Macarena, Sevilla

INTRODUCCIÓN

Los diversos modelos de monitores disponibles en el mercado están equipados con alarmas, tanto visuales como acústicas, para advertir de alteraciones que se presenta ya sea durante el funcionamiento de la máquina o en el control de todos los componentes de la técnica. Se pueden diferenciar 3 situaciones con 2 tipos de alarmas:

1. Todos los parámetros monitorizados son «normales» (fig.11.1).
2. Se ha producido una alarma de «precaución» o de aviso, o bien se anula una alarma. Es necesario que el usuario actúe. La bomba de sangre sigue funcionando, por lo que el tiempo de respuesta para corregir la situación es mayor. Estas alarmas no bloquean el circuito hemático; usualmente tienen un sonido y una luminiscencia de menor calibre, en comparación con otras alarmas críticas (fig. 11.2).



Figura 11.1.



Figura 11.2.



Figura 11.3.

Alarma de advertencia o mal funcionamiento, debido a una condición de «posible riesgo» para el paciente (fig. 11.3).

3. Se produce una parada de la bomba de sangre, con el cierre del clamp de la línea de retorno. Se requiere una intervención inmediata, para solucionar la situación en el menor tiempo posible y así evitar la coagulación del circuito.

La interpretación y resolución de las alarmas es de gran importancia para garantizar la máxima seguridad en nuestros pacientes y una adecuada eficacia en la terapia prescrita. Las alarmas permiten maximizar la calidad de los cuidados clínicos. En este capítulo se describen las causas y la resolución de algunas de las alarmas más frecuentes.

DESCRIPCIÓN Y RESOLUCIÓN DE LAS ALARMAS MÁS FRECUENTES

RELACIONADAS CON EL CIRCUITO HEMÁTICO (LÍNEAS Y CATÉTER)

Son alarmas que interpretan un posible problema en el catéter vascular o líneas que permiten extraer y devolver la sangre al paciente. Ante estas alarmas de carácter crítico se debe actuar con premura, pues la bomba de sangre se para con el consecuente riesgo de coagulación del sistema.

Entrada extremadamente negativa (fig. 11.4)

Indica que no es posible conseguir el flujo de sangre programado.

Causas:

- El paciente se está moviendo o el catéter hace pared en el vaso.
- La línea arterial (o de entrada) y/o el catéter están pinzados o «clampedos».
- El catéter, en su línea arterial, presenta un coágulo.
- El flujo de sangre programado es demasiado elevado para las posibilidades del catéter.

ADVERTENCIA: entrada extremadamente negativa



Fig 11.4.

Resolución:

- Comprobar si el catéter o la línea arterial están «clampados» o acodados en algún punto de su trayecto.
- Comprobar si el paciente se ha movido y ha provocado un efecto pared y lo ha «clampado».
- Tras esa doble comprobación, si continúa el problema, se debe comprobar el estado del catéter (previa parada del sistema), lavar con una jeringa cargada de suero fisiológico y succionar con fuerza para retirar cualquier coágulo.
- Si aun así persiste el problema, se debe retornar la sangre, valorar la posible recirculación y avisar al facultativo para revisar el catéter.
- Otra solución sería disminuir el flujo de sangre, teniendo en cuenta que si no se modifican los demás parámetros se deberá aumentar la fracción de filtración, con el posible riesgo de hemoconcentración y la consecuente coagulación del filtro.

No se puede detectar entrada (fig. 11.5)

Se trabaja con una presión de entrada demasiado cercana a 0 mmHg y su valor no baja de -10 mmHg, para poder detectar una desconexión de la línea.

Causas:

- El flujo de sangre es demasiado bajo.
- La línea está acodada por debajo de la toma de presión de entrada.
- Fallo en el sensor de entrada.

Resolución:

- Aumentar el flujo de sangre.
- Comprobar la línea de entrada.

Retorno extremadamente positivo (fig. 11.6)

Aparece cuando se supera un límite de presión máxima.

AVISO: No se puede detectar entrada



Fig 11.5.

ADVERTENCIA: Retorno extremadamente positivo



Fig 11.6.

Causas (similares a las del catéter arterial):

- El paciente se está moviendo o tose y el catéter hace pared.
- La línea venosa (o de retorno) y/o el catéter está pinzado o acodado.
- El catéter presenta en su línea venosa un coágulo o el atrapaburbujas venoso está coagulado.
- El flujo de sangre programado está demasiado elevado para las posibilidades del catéter.

Resolución:

- Comprobar si el catéter o la línea venosa (o de retorno) está «clampedo» o acodado en algún punto de su trayecto.
- Comprobar si el paciente se ha movido y ha provocado un efecto pared y lo ha «clampedo».
- Si tras ambas comprobaciones continúa el problema, se debe comprobar el estado del catéter (previa parada del sistema), lavar con una jeringa cargada de suero fisiológico y succionar con fuerza para retirar cualquier coágulo.
- Si aun así persiste el problema, se debe retornar la sangre, valorar la posible recirculación y avisar al facultativo para revisar el catéter.
- Otra solución sería disminuir el flujo de sangre, teniendo en cuenta que si no se modifica el resto de parámetros, se aumenta la fracción de filtración, con el posible riesgo de hemoconcentración y la consecuente coagulación del filtro.
- Si el atrapaburbujas venoso está coagulado, se debe desconectar al paciente y, si es posible, devolver la sangre.

No se puede detectar retorno (fig. 11.7)

Para poder detectar una desconexión de la línea, se trabaja con una presión de retorno demasiado cercana a 0 mmHg y su valor no sobrepasa +10 mmHg.

Causas:

- El flujo de sangre es demasiado bajo.
- La línea de presión está mal conectada.
- Fallo en el sensor de la presión de retorno.

AVISO: No se puede detectar retorno



Fig 11.7.

Resolución:

- Aumentar el flujo de la sangre.
- Comprobar la conexión de la línea de presión.

Desconexión del set (fig. 11.8)

Causas:

- La línea de retorno se puede haber desconectado del catéter.
- El sensor se halla en mal estado.
- El flujo de sangre es extremadamente bajo para el catéter usado.
- El filtro del sensor de presión de la cámara del atrapaburbujas venoso está humedecido o mal conectado.
- La línea de cámara venosa está mal conectada a la toma de presión de retorno.

Resolución:

- Comprobar la conexión de la línea venosa al catéter.
- Aumentar el flujo de sangre.
- Revisar que el filtro de la cámara venosa no esté dañado y, si lo estuviera, sustituirlo.
- Comprobar que la conexión del filtro del sensor de presión de retorno esté bien apretada.
- Ajustar nivel de la cámara venosa para evitar posibles humedecimientos.
- Comprobar el estado del sensor. Si todo estuviera correcto, avisar al servicio técnico.

Detección de fuga de sangre (fig. 11.9)

Detector de fugas de sangre (DFS). Mediante un sensor colorimétrico de infrarrojos (por donde pasa la línea del efluente) se analiza, de manera con-



Fig 11.8.



Fig 11.9.

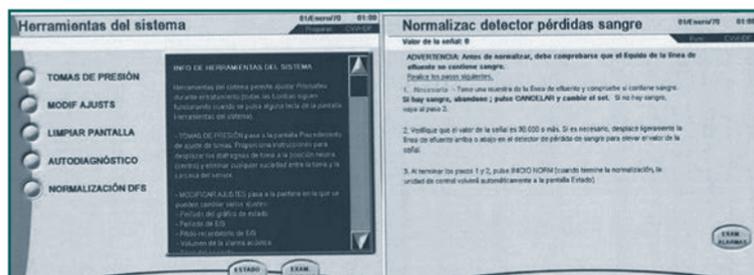


Figura 11.10. Normalización con detector de fugas de sangre.

tinua, la presencia de hematíes en el líquido del efluente. Si en su constante análisis éste resulta positivo, el sistema para la bomba de sangre activa el clamp de seguridad ubicado en la línea de retorno de sangre.

Causas:

- Burbuja de aire en la línea del efluente.
- Línea del efluente incorrectamente instalada en detector de fuga de sangre.
- El sensor DFS detecta sangre debido al oscurecimiento del líquido del efluente que puede estar provocado por la eliminación de determinados fármacos o por la patología del paciente.

Resolución:

- Si la alarma está provocada por burbujas de aire, se anula la alarma y se continúa con el tratamiento.
- Si la causa es una incorrecta colocación de la línea del efluente, se coloca correctamente la línea en el interior del DFS y se prosigue.
- Si el DFS detecta alguna anomalía, se debe confirmar que realmente se trata de sangre. Hay que extraer una muestra del líquido del efluente y comprobarla en el laboratorio.
- Si se confirma que es sangre, se ha de suspender el tratamiento sin devolver la sangre y sustituir el set.
- Si es negativo, se tiene que calibrar el sensor DFS y adaptarlo al color del líquido actual. Se accede a «herramientas del sistema» y «normalización DFS» (fig. 11.10), pulsando la opción de normalizar.

Aire en sangre (fig. 11.11)

Todos los monitores de técnicas continuas están dotados de un detector de aire mediante un sistema de ultrasonido que analiza el retorno de sangre

ADVERTENCIA: Aire en sangre



Fig 11.11.

de manera continua y paraliza el sistema activando la pinza de retorno y deteniendo la bomba de sangre. Si su análisis es positivo, para evitar posibles embolias aéreas.

El aire del sistema se elimina en el cebado inicial, pudiendo quedar alguna burbuja en el circuito que captura el atrapaburbujas. Por este motivo es de gran importancia revisar, durante la terapia y de forma periódica, la cámara atrapaburbujas para evitar que el nivel baje demasiado, teniendo en cuenta el riesgo de entrada de aire en el sistema que conlleva. Para modificar el nivel, no es necesario detener el funcionamiento del monitor: se puede realizar de forma manual o con los mandos disponibles en la pantalla. El nivel óptimo del líquido está marcado con una línea trazada en el atrapaburbujas.

Causas:

- Incorrecta manipulación de los líquidos: una mala conexión, la no rotura de la bolsa que contiene la solución tampón, sistemas «clampedos», etc.
- Alguna conexión del sistema no está bien cerrada, lo que permite la entrada de aire en él.
- Incorrecta manipulación del sistema al realizar extracciones en la línea arterial (entrada), que tiene presión negativa, con una jeringa con contenido de aire.

Resolución: depende del lugar de localización de las burbujas:

1. En la toma de presión de entrada:
 - Parar la bomba si no lo está ya.
 - Pinzar la línea de entrada, antes de la primera toma de muestras y con una jeringa aspirar hasta extraer el aire o notar resistencia.
 - Retirar la aguja y la pinza, y continuar con el tratamiento.
2. En cámara venosa y línea de retorno. Cuando se activa esta alarma, se bloquea la pinza de retorno y, por lo tanto, aumenta la presión de retorno. Hay que seguir las instrucciones que aparecen en la pantalla (fig. 11.12):
 - Mediante la flecha, se debe crear una presión negativa o de succión en la línea de retorno, para evitar que el aire llegue al paciente.

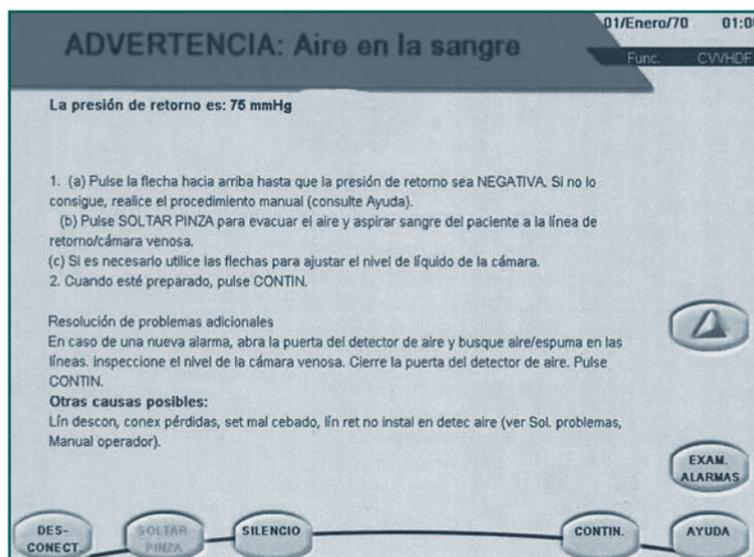


Figura 11.12.

- Cuando la presión de retorno es negativa, se activa el botón de «soltar pinza» que, tras ser pulsado libera la línea de retorno y aspira la sangre del paciente.
- Pulsar «continuar tratamiento» y visualizar el nivel del atrapaburbujas por si fuera necesario ajustarlo.
- Si no se consigue regular el nivel con la flecha, se procede de la siguiente manera: se coloca un clamp entre la toma de presión con filtro y el atrapaburbujas venoso, se desconecta la línea del sensor de presión de retorno para conectarla a una jeringa y, tras soltar el clamp puesto anteriormente, aspirar hasta eliminar todo el aire. Así se logra un nivel óptimo de la cámara atrapaburbujas.

RELACIONADAS CON EL SISTEMA

El sistema interpreta la coagulación del filtro mediante el análisis de presiones (presión del filtro, presión transmembrana [PTM] y presión del efluente). El sistema puede dar alarmas del siguiente tipo:

El filtro se está coagulando (fig. 11.13)

El descenso de presión y/o la PTM en el filtro es +100 mmHg, mayor que el descenso de presión inicial del filtro. El operador puede definir la cantidad de aumento que dispara la alarma respecto al inicio.

AVISO: El filtro se está coagulando



Fig 11.13.

Causas:

- Aumento de los requerimientos del filtro (flujo, dosis de convección, pérdidas, etc.), con la consecuente elevación de la PTM.
- Anticoagulación inadecuada.
- Líneas pinzadas en el circuito de sangre.

Presión transmembrana excesiva (fig. 11.14)

Causas:

- Aumento de los requerimientos del filtro (flujo, dosis de convección, pérdidas, etc.), con la consecuente elevación de la PTM. Si el tratamiento es superior a las posibilidades del filtro, puede que aparezca esta alarma.
- El filtro se está empezando a coagular. Si no se ha modificado el tratamiento y no ha ocurrido ningún evento destacable, es posible que el filtro se esté coagulando. Es fundamental fijarse en las tendencias de la presión del efluente y de la PTM, pues se produce un aumento progresivo de ellas (el efluente cada vez aparece más negativo y la PTM, cada vez más positiva), lo que revela la situación del filtro y las medidas que se deben tomar.

Si se activa la alarma de «PTM elevada» y se visualiza que la presión del efluente es muy negativa, significa que muchos de los capilares del filtro están coagulados y que, por lo tanto, el monitor debe ejercer mucha más presión para conseguir los mismos requerimientos que al inicio.

Resolución:

- Si se precisa trabajar con flujos muy elevados con relación al filtro que se utiliza, hay que devolver la sangre y montar un filtro de mayor superficie. Otra opción es disminuir los requerimientos del filtro (siempre que el facultativo lo considere oportuno).

PRECAUCIÓN: PTM excesiva



Fig 11.14.

ADVERTENCIA: Filtro coagulado



Fig 11.15.

- Si tras visualizar todas las presiones (PTM elevada y presión del efluente extremadamente negativa), se llega a la conclusión de que el filtro se está coagulando, hay que devolver la sangre al paciente antes de que el filtro se coagule totalmente, con la consecuente pérdida hemática. Si en ese preciso momento se están realizando cuidados más urgentes, se podrían poner a 0 ml/h la reposición, la diálisis e incluso la pérdida (anulando el ultrafiltrado). Y, si es necesario, bajar el flujo de sangre; todas estas medidas son excepcionales (para ganar tiempo y evitar la coagulación total del filtro), lo que permite la devolución de la sangre.

Filtro coagulado (fig. 11.15)

La alarma se produce si el descenso de presión o la PTM alcanzan el límite fijado para el filtro.

Causas:

- Formación de coágulos en el filtro.
- Línea pinzada al paso de la sangre.
- Ultrafiltración muy elevada para el filtro usado.
- Un fallo en el suministro del anticoagulante.
- Un fallo en la medición de la presión.

Resolución:

- Cambiar el set.
- Despinzar la línea y pulsar «cont».
- Pulsar «cont» y reducir los flujos de ultrafiltración.
- Comprobar la instalación de la jeringa de heparina y su programación.
- Realizar un autodiagnóstico para reposicionar la membrana de la toma de presión.

PROTECCIÓN CONTRA EL DESEQUILIBRIO DE LÍQUIDOS

Un límite de seguridad garantiza que el paciente no puede perder ni ganar accidentalmente una cantidad de líquido excesiva a través de la membrana semipermeable del filtro (fig. 11.16).

PRECAUCIÓN: Peso de dializante
PRECAUCIÓN: Peso de PBP
PRECAUCIÓN: Peso de sustitución



Fig 11.16.

Pérdida excesiva del paciente

Algunos monitores cuentan con un dispositivo de seguridad que limita el balance negativo no programado hasta una cuantía que, una vez superada, el sistema no permite continuar con el tratamiento. La pérdida excesiva del paciente suele estar relacionada con las básculas/bolsas de sustitución, diálisis o PBP, al no poder profundir el líquido.

Causas:

- Movimiento del sistema de balanzas o bolsa apoyada.
- Los pasadores de la bolsa no se han roto.
- Los líquidos de bicarbonato no se han mezclado.
- Líquidos «clampados» (reposición, diálisis, PBP).

Resolución:

- Evitar movimientos o roces involuntarios del sistema de balanza y sus bolsas.
- «Desclampar» la línea de diálisis, PBP o reposición (sea prefiltro o posfiltro).
- Romper los pasadores de las bolsas.
- Comprobar la correcta mezcla de los líquidos.

Ganancia excesiva del paciente

Suele estar relacionada con la báscula/bolsa del efluente (fig. 11.17).

Causas:

- Movimiento del sistema de balanzas o bolsa apoyada.
- La bolsa colectora o el sistema del efluente están pinzados.
- Pérdida de líquido en la bolsa del efluente.

PRECAUCIÓN: Peso de efluente



Fig 11.17.

Resolución:

- Evitar movimientos o roces involuntarios del sistema de balanza y sus bolsas.
- Despinzar la bolsa colectora o sistema del efluente.
- Comprobar el cierre de la llave de vaciado de la bolsa del efluente.
- Solucionar el problema cuando aparezca la alarma de ganancia y verificarlo en el historial.

Bibliografía recomendada

- Bellomo R, Ronco C. Continuous Renal replacement therapy in the intensive care unit. *Intensive Care Med.* 1999;25:781-9.
- Bernad Pérez P, Álvarez Hernández A, Lasheras Caballero L. Técnicas continuas de depuración extrarrenal. *Manual de enfermería. Manual de Enfermería. Zaragoza: Maz Hospital. Servicio de Medicina Intensiva; 2008.*
- Fonseca F, Urturi JA, Maynar J. Monitorización de equipos de TCRR. En: Maynar J, Sánchez-Izquierdo JA, editores. *Fallo renal agudo y técnicas de depuración extracorpórea. Barcelona: Edika Med; 2001.*
- Kaplan AA. Continuous Renal Replacement Therapy (CRRT) in the Intensive Care Unit. *J. Intensive Care Med* 1998;13:85-105.
- Lebedo I. Principles and practice of hemofiltration and hemodialfiltration. *Artif Organs.* 1998;22:20-5.
- López-Herce Cid J. Técnicas de depuración extrarrenal continua y plasmaféresis con monitor de depuración extrarrenal PRISMA. *Protocolos UCIP. Madrid: Hospital General Universitario Gregorio Marañón; 2001.*
- Maynar J, Sánchez-Izquierdo JA. Fracción de filtración y presión transmembrana. En: Gainza FJ, editor. *Manual del primer curso práctico de técnicas continuas de reemplazo renal. Baxter; 2000. p. 10-7.*
- Van Bommel EFH, Leunissen KM, Weimar W. Continuous renal replacement therapy for critically ill patients: an update. *J Intensive Care Med.* 1994;9:265-80.

Historia clínica informatizada en unidades de cuidados intensivos y conexión electrónica con el monitor Prismaflex®

Núria Vila y Josep Maria Sirvent

Servicio de Medicina Intensiva, Hospital Universitario de Girona Doctor Josep Trueta, Girona

INTRODUCCIÓN

La unidad de cuidados intensivos (UCI) es un entorno que genera una cantidad importante de datos. Las tecnologías de la información aumentan la calidad de la atención al paciente y facilitan el acceso a los datos clínicos; se reducen los errores, se mantienen los estándares de calidad y se proporciona el apoyo necesario para la toma de decisiones.

Las técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC) son uno de los procedimientos clínicos más habituales en las UCI. Aproximadamente el 4-5% de los pacientes críticos precisan tratamiento de sustitución renal durante su estancia en la UCI. La automatización de la recogida de datos de los sistemas de depuración renal hacia un sistema de información clínica electrónica ha significado una mejora relevante en la gestión de los cuidados de enfermería.

En nuestro servicio, las TDEC se realizan con el sistema Prismaflex®. En el año 2006 se implantó en nuestra unidad el sistema de información clínica Centricity Critical Care Clinisoft® y, desde entonces, esta estación de trabajo clínica efectúa la gestión completa de la historia clínica de los pacientes ingresados en la UCI. En el año 2010 se llevó a cabo la informatización de las historias clínicas de todo el hospital mediante el sistema de información clínica SAP, que finalmente integra Clinisoft®.

Este sistema permite la recogida de datos desde los diferentes dispositivos de monitorización hemodinámica, respiratorios y renales que contienen un conjunto de variables clínicas vinculadas a los sistemas de información. Para conectarlos sólo hace falta el controlador de cada uno de los dispositivos. Los equipos pueden conectarse mediante las unida-

des de conexión Ethernet Box® o Clinibox®, o bien a un puerto en serie de la estación de trabajo. Antes es necesario configurar e identificar los equipos o dispositivos médicos para las diferentes estaciones de trabajo. Los datos clínicos procedentes de los equipos se pueden visualizar en Clinisoft® de 2 formas: en formato de gráfica de tendencias o en formato numérico. Estos registros electrónicos son configurables y pueden tener diferentes formatos y, finalmente, sustituyen a los registros clásicos en papel.

DISPOSICIÓN DE LA ESTACIÓN DE TRABAJO CLÍNICA Y LA RED INTERNA DE SERVIDORES

En la aplicación está disponible la conexión de los equipos y el usuario debe establecerla para iniciar la recepción de datos desde el equipo o dispositivo (fig. 12.1).

CONCEPTOS Y DEFINICIÓN DE LAS VARIABLES EMPLEADAS DURANTE LA TERAPIA

- **Fluido de diálisis:** es la solución administrada al compartimiento de ultrafiltración/dializante del hemofiltro o hemodializador.
- **Reposición:** administración del fluido de reposición a la sangre del paciente previamente a la entrada del hemofiltro o a la salida del hemofiltro.
- **Ultrafiltrado:** agua y solutos del plasma ultrafiltrado, producidos durante la ultrafiltración o hemofiltración de la sangre.
- **Efluente:** agua y solutos del plasma, además de los efluentes producidos durante los diferentes tipos de terapias.
- **Presión de acceso:** presión de la línea arterial previa a la bomba arterial.
- **Presión de retorno:** presión de la línea venosa.
- **Presión prefiltro:** presión de la línea arterial posterior a la bomba de sangre.
- **Presión efluente:** presión del líquido ultrafiltrado del filtro.
- **TMP:** presión transmembrana.
- **FDP:** presión de caída del filtro.
- **SCUF:** *slow continuous ultrafiltration*.
- **CAVH:** *continuous arterio-venous hemofiltration*.
- **CVVH:** *continuous veno-venous hemofiltration*.
- **CAVHD:** *continuous arterio-venous hemodialysis*.

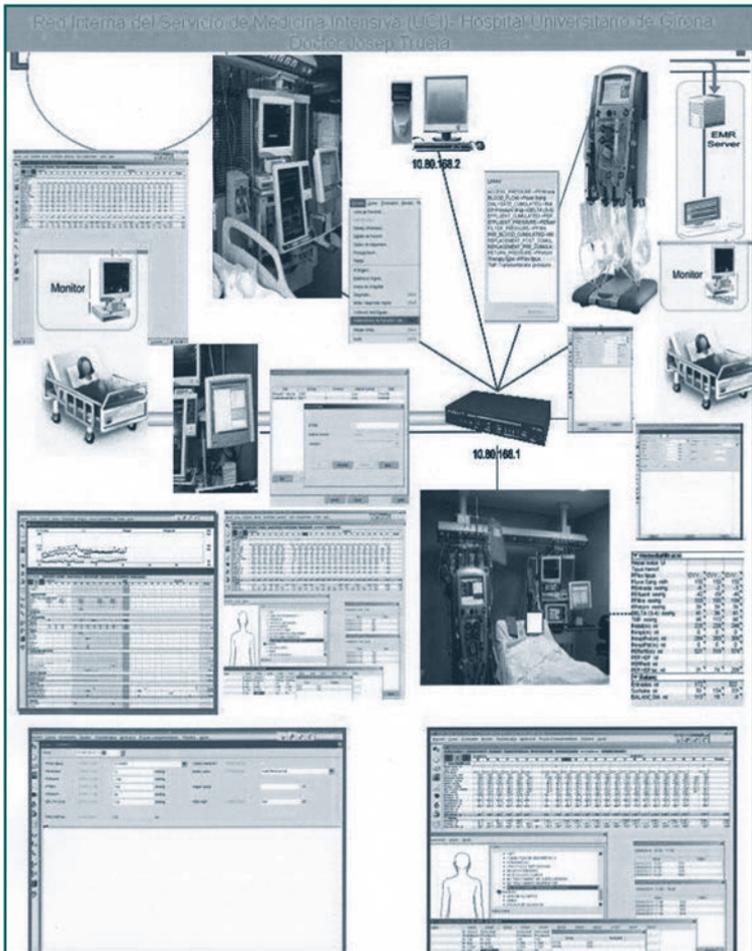


Figura 12.1. Configuración de la red interna.

- CVVHD: *continuous veno-venous hemodialysis.*
- CVVHDF: *continuous veno-venous hemodiafiltration.*
- CAVHDF: *continuous arterio-venous hemodiafiltration.*
- CVVHFD: *continuous veno-venous high-flux dialysis.*
- CAVHFD: *continuous arterio-venous high-flux dialysis.*
- HD: hemodiálisis.
- PD: diálisis peritoneal.
- CRRT: *continuous renal replacement therapy.*

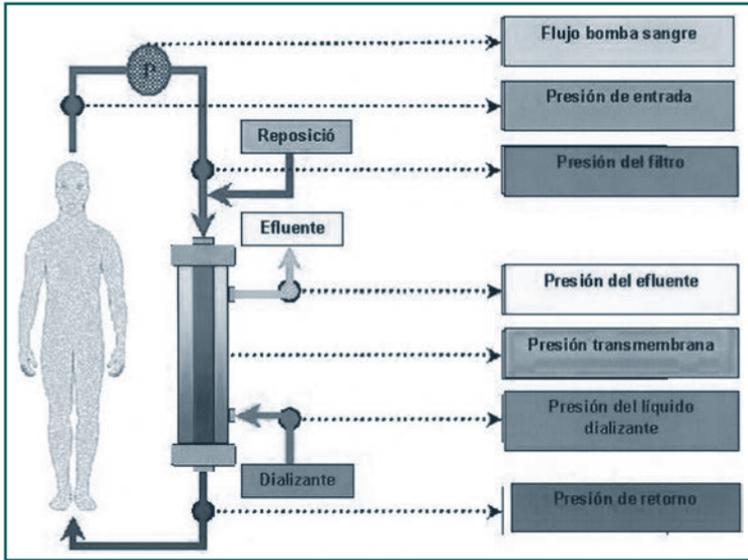


Figura 12.2. Estructura del sistema Clinisoft®.

VARIABLES DE MONITORIZACIÓN

El sistema está basado en variables fijas que son fácilmente configurables (según las necesidades locales), y además permite el registro de casi todas las presiones medidas durante el tratamiento, así como de todas las entradas y salidas de fluidos (fig. 12.2).

VARIABLES DE MONITORIZACIÓN DE LAS TÉCNICAS DE DEPURACIÓN EXTRARRENAL CONTINUA

Presiones y flujos

Mediante la conexión de los dispositivos, las variables de presiones que se observan durante la TDEC se pueden registrar manual o automáticamente. Si se utiliza la conexión de los dispositivos, las presiones y los flujos se registran de modo continuo, de la misma manera que se realiza con el resto de variables monitorizadas (p. ej., los signos vitales).

Registro manual

Cuando los valores del tratamiento se registran manualmente se utilizan siempre las variables observadas disponibles en el sistema. Hay que tener

- Inrepl(m).
- InreplPre(m).
- InreplPst(m).
- PEReff(m).
- PER HDF.
- PERPerit.
- PER HDF/ac.

Variables de entrada y variables de salida

Las variables registradas de entrada se identifican porque llevan el prefijo «in» (ejemplo: Indial. es la variable de registro de entrada del fluido de diálisis). Estas variables de entrada son las utilizadas para todos los registros de fluidos de entrada durante el tratamiento.

Las variables registradas de salida se identifican por el prefijo «out» (p. ej., OUTeffl [en nuestro sistema, PEReffl] es la variable del registro de salida del fluido del efluente).

Estas variables de salida son las que se emplean para todos los registros de fluidos de salida durante el tratamiento.

VOLUMEN DE LOS FLUIDOS

Los registros de los volúmenes del dializante, los de reperfusión (tanto para el prefiltro como para el posfiltro) y los de los fluidos del efluente producidos durante el tratamiento se realizan en Clinisoft®. Hay que tener en cuenta que los balances calculados por los sistemas de TDEC, en este caso con Prismaflex®, no se graban o registran directamente en el sistema informático Clinisoft®, sino que los cálculos de los fluidos del balance de los sistemas de depuración Prismaflex® los ejecuta Clinisoft®, a partir de las variables de los fluidos de entrada «in» y los de salida «out/per».

Cuando se utiliza la conexión de los equipos, el *driver* del equipo graba los volúmenes de los fluidos en las variables monitorizadas, configuradas en el sistema Clinisoft®, y lo hace por períodos: cada 15 min el *driver* del equipo graba el volumen

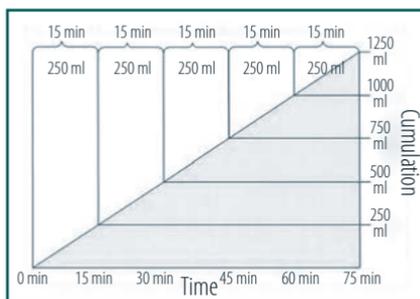


Figura 12.5. Frecuencia de registros.

de cada fluido producido durante los 15 min previos. Por ejemplo, si la hora actual fuera las 10:16, el *driver* del equipo graba los volúmenes de los fluidos producidos durante el período comprendido entre las 10:00 y las 10:15 h.

Se debe tener presente que el tiempo de esta frecuencia de 15 min de registro de los volúmenes de los fluidos grabados está regulado por el tiempo horario del sistema Clinisoft®. Por lo tanto, si el tiempo horario del equipo Prismaflex® y el del sistema Clinisoft® no coinciden se observan diferencias cuando se comparan los tiempos de los registros de los volúmenes de los fluidos grabados. Los volúmenes no se perderán, pero los tiempos registrados en el equipo y en el sistema serán diferentes. Antes del inicio de la terapia, es recomendable sincronizar el tiempo horario de los equipos de la manera más exacta posible con el tiempo horario del sistema Clinisoft® (fig. 12.5).

Si se utiliza el registro manual, los volúmenes de los fluidos se pueden registrar con intervalos definidos por el usuario. Sin embargo, es aconsejable hacerlo de acuerdo a los intervalos de los equipos (si es que tienen alguno) o como mínimo cada hora, para poder observar la condición y la respuesta adecuada del paciente al tratamiento proporcionado.

REPERFUSIÓN/REPOSICIÓN DE FLUIDOS

Hay 3 formas de registrar la reposición de fluidos: la reposición, el prefiltrado y el posfiltrado (fig. 12.6).

Reposición

Se utiliza cuando no hay necesidad de distinguir entre el prefiltrado o el posfiltrado de fluidos. Las variables que se utilizan para la reposición son: INrepl(m) para el registro automático e INrepl para el registro manual. Las variables derivadas para la reposición son: INrepl/c para el acumulado; INrepl/d para el acumulado de un día, e INrepl/h para el acumulado de 1 h.

Prefiltro

El prefiltrado se tendría que utilizar cuando se quiere distinguir entre la reposición prefiltrado y posfiltrado de fluidos. Las variables que se emplean para la reposición prefiltrado son las siguientes: INreplPre(m) para el registro automático e INreplPre para el registro manual. Las variables derivadas para reposición prefiltrado son: INreplPre/c para el acumulado; INreplPre/d para el acumulado de un día, e INreplPre/h para el acumulado de 1 h.

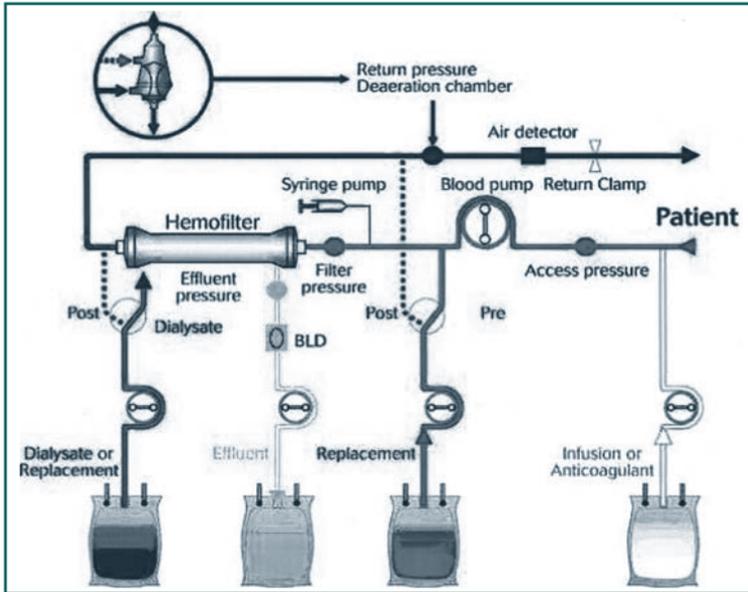


Figura 12.6. Circuito Prismaflex®.

Posfiltro

La reposición posfiltro se utiliza igualmente cuando se quiere distinguir entre la reposición prefiltro y posfiltro de fluidos. Las variables que se utilizan para la reposición posfiltro son: INreplPst(m) para registro automático e INreplPst, para el registro manual. Las variables derivadas para la reposición posfiltro son: INreplPst/c para el acumulado; INreplPst/d para el acumulado de un día; e INreplPst/h para el acumulado de 1 h.

La selección del método empleado para el registro de la reposición de fluidos depende del equipo de TDEC y de su capacidad para ofrecer la información la reposición.

BALANCE DE FLUIDOS EN LAS TÉCNICAS DE DEPURACIÓN EXTRARRENAL CONTINUA

Los cálculos del balance de las TDEC se realizan a partir de las variables de entrada y salida. Las variables de salida (prefijo «out») describen los volúmenes de fluidos producidos durante la TDEC. Las variables de entrada

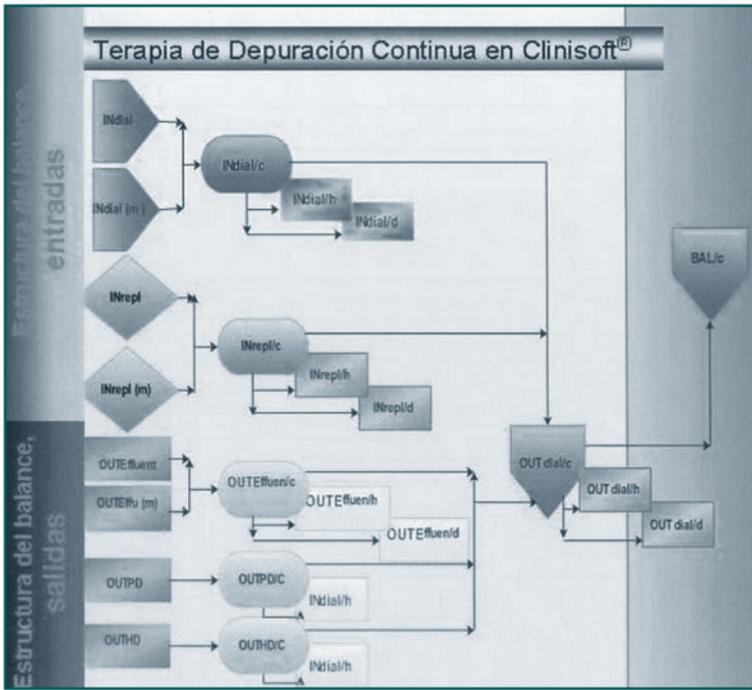


Figura 12.7. Técnicas de depuración extrarrenal continua variables.

(prefijo «in») describen los volúmenes de fluidos administrados durante la TDEC. Cuando se produce el registro de algunas de estas variables, se inicia el automatismo de los cálculos acumulados y del balance de fluidos. Las variables, cuyos valores se calculan después de cada registro, se muestran en la figura 12.7.

SINCRONIZACIÓN HORARIA

Cuando la conexión del equipo está activa, y los valores se almacenan como variables monitorizadas, el tiempo horario para los valores de las variables almacenadas siempre es el tiempo de la estación de trabajo del sistema, donde la interfaz del equipo está conectada. En consecuencia, para una correcta interpretación y evaluación del tratamiento que se administra, es muy recomendable sincronizar al máximo el tiempo del equipo con el del sistema. El *driver* del equipo no sincroniza la TDEC del equipo automáticamente.

TERAPIA Y DÍA DE FLUIDOS

Cuando se cambia el día de terapia de fluidos en la aplicación, los volúmenes de la TDEC del sistema quedan a cero para el nuevo día. Es posible que los volúmenes producidos y los administrados no queden registrados en el día correcto de la terapia de fluidos. Esto es consecuencia de la posible diferencia del tiempo horario entre el equipo y el sistema. Cuando esto ocurre se debe tener en cuenta que no significa que se hayan perdido los registros, sino que se muestran en el día de la terapia de fluidos anterior o posterior.

TIPOS DE TERAPIA DE DEPURACIÓN CONTINUA *SCUF (slow continuous ultrafiltration)*

Cuando se utiliza la modalidad SCUF (fig. 12.8), el algoritmo empleado para el cálculo del balance de la TDEC es:

$$\text{OUTdial/c} = \text{OUTeffluent/c}$$

CAVH o CVVH (hemofiltración)

Cuando se utiliza la modalidad CAVH/CVVH (fig. 12.9), el algoritmo empleado para el cálculo del balance de la TDEC es:

$$\text{OUTdial/c} = \text{OUTeffluent/c} - \text{INrepl/c} - \text{INreplPre/c} - \text{INreplPst/c}$$

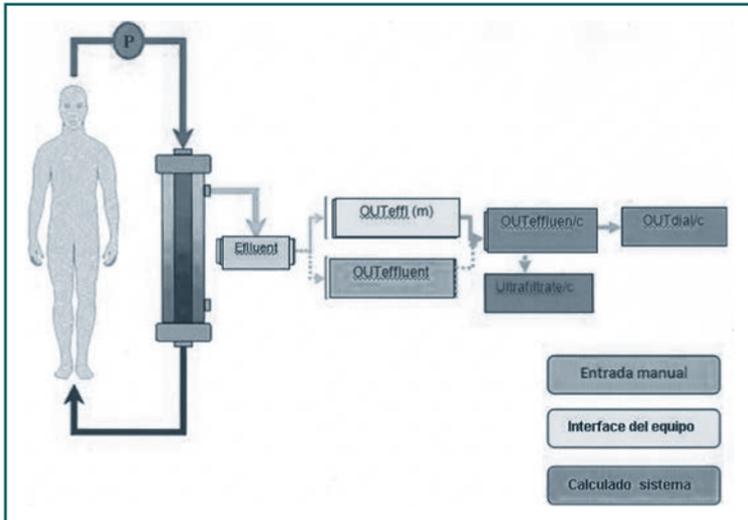


Figura 12.8. Estructura de las variables para la terapia SCUF (*slow continuous ultrafiltration*).

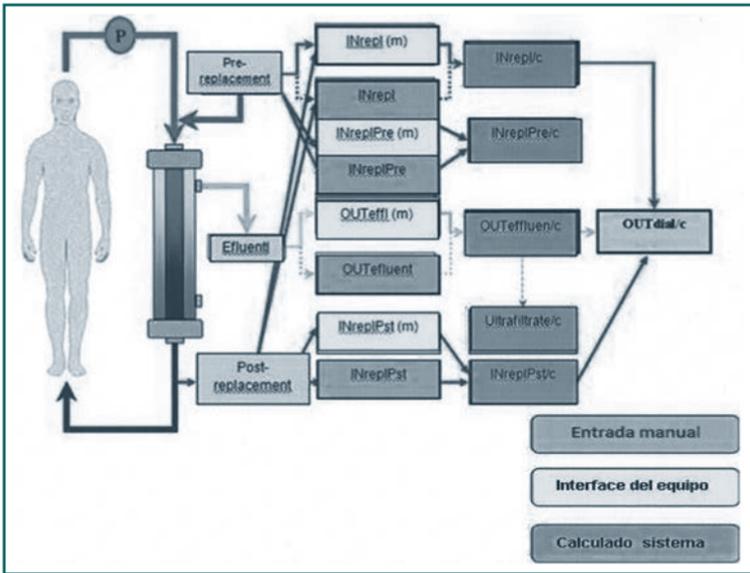


Figura 12.9. Estructura de las variables para la terapia CAVH (*continuous arterio-venous hemofiltration*) o CVVH (*continuous veno-venous hemofiltration*).

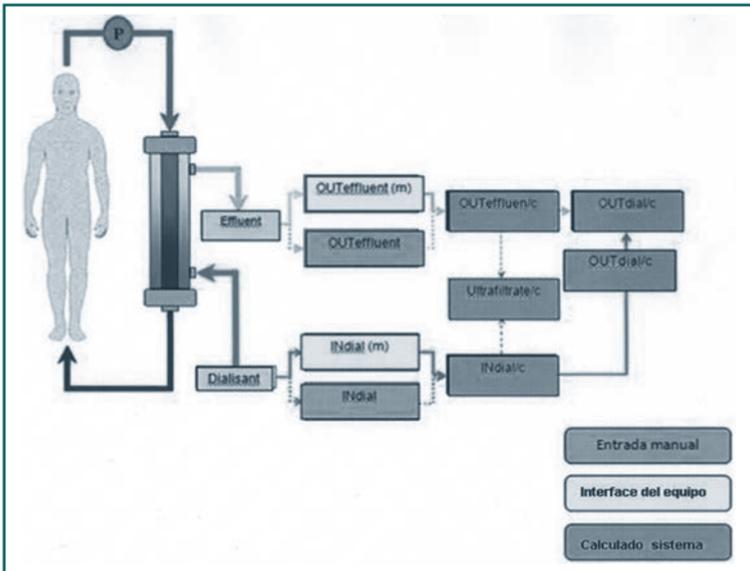


Figura 12.10. Estructura de las variables para la terapia CAVHD (*continuous arterio-venous hemodialysis*) o CVVHD (*continuous veno-venous hemodialysis*).

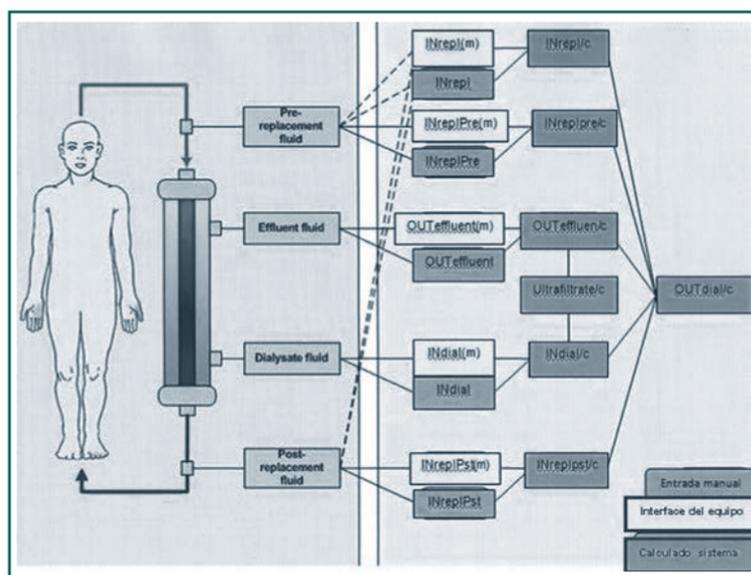


Figura 12.11. Estructura de las variables para la terapia CAVHDF (*continuous arterio-venous hemodiafiltration*) o CVVHDF (*continuous veno-venous hemodiafiltration*).

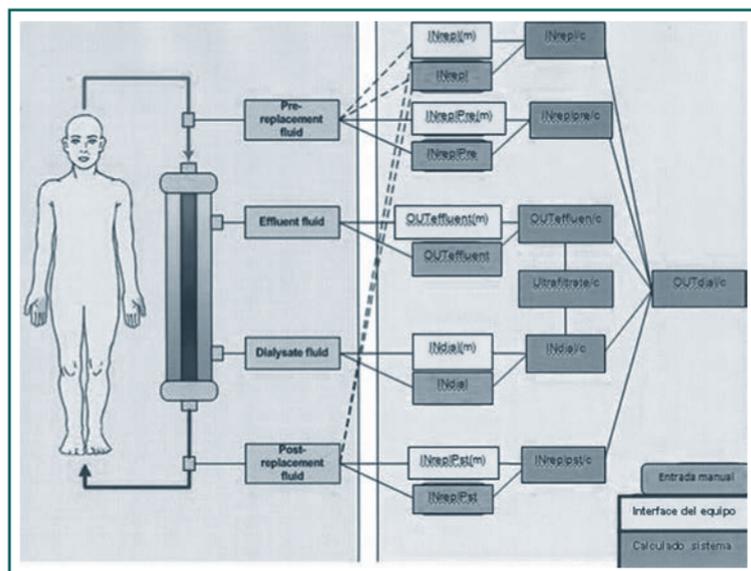


Figura 12.12. Estructura de las variables para la terapia CAVHDF (*continuous arterio-venous high-flux dialysis*) o CVVHDF (*continuous veno-venous high-flux dialysis*).

CAVHD o CVVHD (hemodiálisis)

Cuando se utiliza la modalidad CAVHD/CVVHD (fig. 12.10), el algoritmo empleado para el cálculo del balance de la TDEC es:

$$\text{OUTdial/c} = \text{OUTeffluent/c} - \text{Indial/c}$$

CAVHDF o CVVHDF (hemodiafiltración)

Cuando se utiliza la modalidad CAVHDF o CVVHDF (fig. 12.11), el algoritmo empleado para el cálculo del balance de la TDEC es:

$$\text{OUTdial/c} = \text{OUTeffluent/c} - \text{INDial/c} - \text{INrepl/c}$$

CAVHFD o CVVHFD (diálisis de alto flujo)

Cuando se utiliza la modalidad CAVHFD o CVVHFD (fig. 12.12), el algoritmo empleado para el cálculo del balance de la TDEC es:

$$\text{OUTdial/c} = \text{OUTeffluent/c} - \text{INDial/c} - \text{INrepl/c}$$

Bibliografía recomendada

- Amarasingham R, Pronovost PJ, Diener-West M, Goeschel C, Dorman T, Thiemann DR, et al. Measuring clinical information technology in the ICU setting: application in a quality improvement collaborative. *J Am Med Inform Assoc.* 2007;14:288-94.
- Bates DW, Gawande AA: Improving safety with information technology. *N Engl J Med.* 2003;348:2526-34.
- Centricity Critical Care Clinisoft. Configuration reference manual. Barrington, USA: GE Healthcare; 2007.
- Martich GD, Waldmann CS, Imhoff M. Clinical informatics in critical care. *J Intensive Care Med.* 2004; 19:154-63.
- Net A, Roglan A. Depuración extrarrenal en el paciente grave. Barcelona: Masson; 2004.

Cuidados de enfermería y complicaciones más frecuentes

Montserrat Ortuño Argentó y Clàudia Vallès Fortuny

Servicio de Medicina Intensiva, Hospital Universitario Joan XXIII, Tarragona

INTRODUCCIÓN

La aplicación de una técnica de depuración extrarrenal continua (TDEC) a un paciente consta de pasos tan importantes como el correcto cebado y la colocación del sistema de hemofiltración, sin olvidar los controles y cuidados que enfermería debe realizar durante las 24 h del día, al ser esta una técnica continua.

Es fundamental llevar a cabo una monitorización horaria tanto del paciente como de la técnica, mediante una gráfica diseñada especialmente con esa finalidad.

En la gráfica del paciente se debe reflejar la situación hemodinámica que permite controlar su evolución y poder detectar precozmente muchas complicaciones. En ella quedan reflejados estos parámetros: temperatura, diuresis, frecuencia respiratoria, frecuencia cardíaca, presión venosa central, presión arterial y, si llevase colocado un catéter de Swan-Ganz, también se reflejarían la presión arterial pulmonar y la presión capilar pulmonar.

En la gráfica horaria de hemofiltración quedan registrados estos otros parámetros: ultrafiltración, volumen y/o composición del dializante y su reposición, balances (parciales y globales cada 24 h), heparinización (ritmo y tipo), así como los parámetros de hemofiltración que indican el estado en que se encuentra el filtro y la posibilidad de coagulación. También deberá haber un lugar destinado a las anotaciones de enfermería concernientes a las incidencias que hayan podido surgir relacionadas con la técnica.

Los cuidados de enfermería comprenden estas funciones:

- Control de las constantes vitales.
- Mantenimiento de la asepsia.
- Control de la perfusión tisular.
- Mantenimiento y manejo del catéter para la TDEC. Heparinización.
- Control electrolítico.

- Realización de movilizaciones.
- Evitar la hipotermia.
- Mantenimiento del circuito. Consejos prácticos.

CONTROL DE LAS CONSTANTES VITALES

La monitorización y vigilancia de los parámetros hemodinámicos debe ser continua y muy estricta, pues la variación en alguno de ellos puede indicar que se debe ajustar cualquiera de los valores prefijados en la técnica de depuración. De ahí la necesidad de utilizar gráficas horarias de monitorización hemodinámica y de hemofiltración. Una vez detectado el problema, hay que comunicárselo al médico responsable para que modifique los parámetros, si fuera preciso, y/o introduzca cambios en el tratamiento. Para un adecuado balance, debe ajustarse tanto el volumen de la reposición como la tasa de ultrafiltrado a las necesidades reales del paciente; de esta manera, se evitan las complicaciones derivadas de la sobrecarga y la deshidratación.

MANTENIMIENTO DE LA ASEPSIA

La causa más frecuente de infección es la vía central.

Para realizar las técnicas de hemofiltración venovenosa continuas se requiere un acceso venoso seguro y de calibre suficiente para poder movilizar, por el circuito extracorpóreo, el volumen de sangre necesario para que la TDEC sea eficaz.

Las vías de acceso de elección para los catéteres de diálisis de corta duración que pueden dar seguridad y un flujo adecuado, son las que siguen:

- Yugulares internas (ambas).
- Subclavias (ambas).
- Femorales (ambas).

Se seleccionan en función de la patología de base del paciente, su estado actual, la dificultad de punción del acceso vascular y tener ocupadas las otras vías de gran calibre por otro tipo de catéter (vías centrales, introductores, catéter de Swan-Ganz, etc.).

La canalización del acceso venoso la efectúa el facultativo correspondiente y la actuación de enfermería es similar a la que se realiza durante la canalización de cualquier otra vía central.

Puesto que el catéter venoso central y dicha técnica se aplican a pacientes en estado crítico (la mayoría de veces en fallo multiorgánico), se deben extremar las medidas de asepsia en los siguientes casos:

- La canalización del acceso vascular.
- Las conexiones del hemofiltro con el sistema de líneas.
- Las manipulaciones del catéter por posibles desconexiones.
- El punto de inserción del catéter.

Para la inserción del catéter se utiliza una técnica aséptica estricta, y para posteriores manipulaciones del catéter guantes estériles, gasas estériles, paños de campo y mascarilla.

Además de todas estas medidas, se debe intentar reducir al mínimo las manipulaciones innecesarias del catéter y las conexiones o punto de inserción para disminuir al máximo la entrada de microorganismos.

Nunca se debe olvidar el lavado de manos como principio universal para llevar a cabo cualquier procedimiento. El mantenimiento de dicho catéter se debe realizar según el protocolo de cura de vías centrales de la unidad en la que se trabaje.

CONTROL DE LA PERFUSIÓN TISULAR

Se debe vigilar con especial atención la zona cercana a la inserción del catéter para detectar cualquier alteración en la perfusión tisular. Así, se deben controlar estos parámetros: temperatura, color, pulsos distales, aparición de edemas y dolor.

Es posible que, ante la sospecha de la alteración del flujo sanguíneo en el vaso del catéter, sea necesario efectuar un eco-Doppler para confirmar que hay un flujo normal de sangre en los vasos sanguíneos o si, por el contrario, se encuentran obstruidos por la presencia de algún coágulo.

MANTENIMIENTO Y MANEJO DEL CATÉTER PARA TÉCNICAS DE DEPURACIÓN EXTRARRENAL CONTINUA. HEPARINIZACIÓN

Puesto que —como ya se ha dicho anteriormente— se trata de un catéter central, el manejo del catéter para las TDEC, del punto de inserción y de las conexiones arterial y venosa deberá realizarse con la máxima asepsia.

Se recomienda usar un catéter de doble luz de 13 Fr de alto flujo (figs. 13.1 y 13.2), de longitud adecuada a la vena de elección y, preferentemente, acabado en cañón de escopeta, ya que facilita dicho flujo y permite optimizar la terapia.

Una vez insertado y fijado el catéter, se debe iniciar la terapia de hemofiltración seleccionada. En el caso de no iniciarla inmediatamente, las luces arterial y venosa deben heparinizarse para garantizar su permeabilidad y correcto funcionamiento. La cantidad de heparina necesaria para cada luz se expresa en mililitros en el clamp que se encuentra en la entrada (fig. 13.3); si no figura, se debe protocolizar. En nuestra unidad se recomienda el lavado con 20 ml de suero fisiológico por cada luz y, posteriormente, la administración de 3 ml del preparado comercial Fibrilin®, con 20 U de heparina sódica por mililitro de solución. Este proceso debe realizarse cada vez que se tenga que interrumpir la terapia.

Se ha de tener especial atención al revisar cualquier zona de la anatomía del paciente susceptible de sangrado, consecuencia de posibles alteraciones en la coagulación: encías, fosas nasales, vía urinaria, piel, puntos, inserción de catéteres, etc. Ante estos signos se debe valorar la necesidad de parar la anticoagulación y comprobar la hemostasia.

Una de las complicaciones más graves que pueden presentarse es la trombocitopenia por heparina, en la cual se generan anticuerpos contra el complejo que forma la heparina con el factor plaquetario. Esto provoca una activación de la coagulación que puede derivar en la formación de trombos. Habitualmente, aparece unos días después del inicio del tratamiento o en personas que ya habían sido tratadas con heparina anteriormente. El primer síntoma es un descenso en el recuento plaquetario. En caso de trombocitopenia se debe valorar la



Figura 13.1. Catéter de alto flujo.



Figura 13.2. Longitud y calibre.

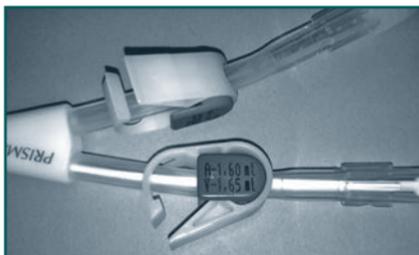


Figura 13.3. Volumen de las vías.

suspensión del tratamiento con heparina y la posibilidad de utilizar otros anticoagulantes.

Siempre que se tengan que abrir las pinzas de cierre del catéter por alguna manipulación se aspirará la heparina introducida previamente. Si no se hiciera así, en cada manipulación se podrían estar introduciendo cantidades excesivas de heparina con el consiguiente riesgo de alterar la coagulación del paciente. Además, con esta simple técnica se comprueba la permeabilidad de las luces del catéter: imprescindible para iniciar la terapia.

Si al comprobar la vía se verifica cierta resistencia que no permite la correcta aspiración, se deben tomar una serie de medidas antes de iniciar la hemofiltración. De lo contrario, existe el riesgo de no tener en la máquina el flujo de entrada de sangre necesario o presiones de retorno excesivamente elevadas, con la consecuente activación de las alarmas de presión. En estos supuestos no se podrá iniciar la terapia y se deberá proceder a la desconexión de las vías para comprobar el estado en que están.

Normalmente, las luces del catéter se identifican con 2 colores (rojo y azul) que coinciden con los de las líneas de entrada (roja) y retorno (azul) del equipo de hemofiltración y que sirven para evitar confusión. En alguna ocasión está indicada la inversión del circuito de entrada por el de retorno, con el fin de mejorar las presiones de trabajo que detecta la máquina de hemofiltración y, de esta manera, poder continuar con la terapia. Esas presiones pueden deberse al hecho de tocar la punta del catéter las paredes del vaso en el que está colocado, lo que impide la correcta circulación del flujo sanguíneo por el catéter. Ante dicho problema, se podría intentar lo siguiente:

- Comprobar la correcta permeabilidad de las 2 luces del catéter.
- Cambiar el punto de apoyo del paciente o de decúbito.
- Movilizar el miembro en el que está colocado el catéter.
- Realizar una leve movilización del catéter (tracción/introducción).
- Cambiar las líneas del circuito de posición sobre la cama, sobre el paciente, etc.

Si aun así surge la necesidad de invertir las líneas, se debe hacer durante el menor tiempo posible, ya que con este método se coge un 25% de sangre de recirculación y, en consecuencia se pierde eficacia en la depuración, no en la pérdida de líquido. Hay que dejar constancia de este hecho en la gráfica de hemofiltración y reflejar el período durante el cual han quedado invertidas las líneas.

CONTROL ELECTROLÍTICO

Las TDEC consiguen la eliminación de sustancias tóxicas y otros solutos no deseados de la sangre del paciente a través de la membrana semipermeable del filtro, al tiempo que la solución de sustitución vuelve a añadir parcial o totalmente el agua extraída, así como los solutos deseados. Este proceso se realiza mediante convección y/o difusión a través de la membrana del filtro. No obstante, hay que tener presente que, además de desecharse los solutos no deseados, también se eliminan iones, nutrientes y otras sustancias de bajo peso molecular que atraviesan fácilmente la membrana del filtro.

Para corregir este equilibrio electrolítico de la sangre, las bolsas de solución que se usan en las terapias de depuración renal ya llevan incorporados ciertos iones (Ca_2^+ , Mg_2^+ , Na^+ , Cl , lactato y HCO_3^-) aunque a veces son insuficientes o incluso no los contienen. De ahí la importancia de la monitorización analítica para evitar posibles complicaciones. En función del tipo de líquido utilizado en cada unidad y de su composición, hay que prestar atención a las siguientes sustancias:

- Fosfatos: se deben suplementar si el líquido que utilizamos no lo contiene.
- Sodio: se debe ajustar especialmente en terapias de larga duración.
- Potasio: dependiendo del líquido utilizado y del paciente, se puede suplementar dentro de las bolsas del líquido de diálisis y/o de reposición. Se debe prestar especial atención al electrocardiograma para detectar posibles arritmias cardíacas.
- Lactato: los líquidos de diálisis pueden llevar lactato como tampón en lugar de bicarbonato.
- Aminoácidos: incluso en pacientes renales debe administrarse una dieta normoproteica o hiperproteica, siempre y cuando no haya una contraindicación por otros motivos.
- Glúcidos: se produce entre un 30-40% de pérdida. Se deben suplementar para evitar el catabolismo negativo de lípidos y proteínas.
- Fármacos (p. ej., antibióticos): se precisan ajustes de dosis en función de las características del fármaco para conseguir valores plasmáticos correctos.
- Otros: calcio, oligoelementos, vitaminas hidrosolubles, etc.

Como se ha expuesto anteriormente, el uso de la heparina como anti-coagulante de elección para el correcto funcionamiento del sistema y del catéter puede provocar alteraciones en la coagulación del paciente, por lo que también está indicada la monitorización analítica.

Se realizan controles analíticos antes de iniciar la terapia para conocer el estado inicial del paciente y posteriormente diarios y/o semanales, según esté indicado, para controlar las sustancias repuestas o eliminadas.

La extracción de sangre para esos controles analíticos se puede obtener directamente del paciente o a través de la línea de entrada (línea roja) pinchando, previa desinfección, en la toma de muestras más próxima al paciente. Se puede conocer el estado de la anticoagulación del filtro con una muestra de sangre de la vía venosa (línea de retorno o azul) para realizar controles de hemostasia.

REALIZACIÓN DE MOVILIZACIONES

Estar conectado a un monitor para someterse a cualquier técnica de depuración continua no es un motivo para limitar las movilizaciones del paciente, siempre que sean necesarias y beneficiosas para su recuperación. Pero sí se debe tener un cuidado especial con el catéter, para que las movilizaciones no interfieran en el correcto funcionamiento de la técnica. Además, durante la higiene se debe aprovechar para hacer una inspección de la piel en busca de enrojecimientos en zonas de presión con el fin de evitar la aparición de úlceras por presión.

Se debe observar lo siguiente:

- La correcta sujeción de la vía de diálisis.
- Evitar tirones o acodamientos, tanto del catéter como de las líneas de entrada y retorno.
- Evitar desconexiones accidentales y comprobar que las conexiones estén bien cerradas para reducir el riesgo de pérdida hemática en el paciente y sus consecuencias; si se produce una desconexión accidental, las medidas de seguridad de los monitores actuales avisan y detienen la técnica. Normalmente se produce en pacientes poco colaboradores que se están moviendo continuamente. Ante esta situación, se procede a pinzar las luces del catéter y los extremos distales del set para la terapia. Si se sospecha la presencia de embolia aérea se debe colocar al paciente en posición de Trendelenburg sobre el lado izquierdo.
- Evitar flexiones excesivas del miembro donde esté instaurado el catéter.

Todas estas precauciones son para evitar que se altere el flujo sanguíneo a través del catéter que, en la máquina de hemofiltración, provoca la activación de las alarmas de presión de entrada y de retorno; con la parada momentánea de la bomba de sangre y el aumento del riesgo de coagulación del set.

EVITAR LA HIPOTERMIA

Habitualmente, debido al gran y constante intercambio de líquidos, los pacientes conectados a hemofiltración presentan hipotermia. Para evitarla se dispone de mantas térmicas, así como de calentadores para la línea de retorno conectados a la máquina de hemofiltración.

MANTENIMIENTO DEL CIRCUITO. CONSEJOS PRÁCTICOS

Como cualquier máquina que se halla en las unidades de cuidados intensivos (UCI), el monitor de hemofiltración también requiere unos cuidados mínimos para su correcto funcionamiento y optimización de la terapia que se ha de realizar. Toda técnica precisa de un tiempo de aprendizaje y experiencia, pero conocer unas pautas sencillas puede ayudar a evitar ciertos problemas y a reducir el tiempo en intentar solucionarlos:

1. Al montar el set, se deben seguir las instrucciones de la pantalla, paso a paso, detenidamente y sin saltarse ninguna. Así se evitan los errores de montaje que podrían dar problemas durante el cebado, la imposibilidad de enmendar el error y la necesidad de cambiar el set sin haberlo usado.
2. En la bolsa de cebado se inyectan 5.000 U de heparina sódica que, al disminuir el riesgo de coagulación, sirven para heparinizar todo el circuito y alargar su vida. En casos de trombocitopenia, enfermedades hepáticas o cualquier otra alteración que lo contraindique, se debe evitar utilizar heparina en el cebado.
3. Aunque de entrada no esté indicada para el paciente, siempre se carga la jeringa de heparina al montar el set. De no hacerlo, se deshabilita la bomba de heparina y no se podría utilizar si fuera necesaria más tarde, por lo que se tendría que administrar el anticoagulante con otra bomba externa.
4. Hay que llenar hasta el nivel marcado la cámara venosa y controlar que no descienda durante el tratamiento para evitar la entrada de aire y la activación de alarmas de «aire en el circuito», sin posibilidad de retornar la sangre al paciente. Si es preciso, se debe rellenar la cámara venosa con la opción que sale en la pantalla principal.
5. Se deben conocer los valores de las presiones habituales en el hemofiltro. Todos los valores han de ser positivos, a excepción de la presión de entrada o del efluente. Esto responde a que se ha de ejercer una presión negativa para «obtener» la sangre del paciente, mientras que

- el resto de las presiones reflejan la presión que se debe ejercer para «empujar» la sangre. La presión del efluente también puede ser negativa cuando se trabaja con flujos elevados o el filtro se está coagulando. Cualquier circunstancia que interfiera en este proceso hace saltar las alarmas del hemofiltro.
6. Al iniciar la terapia se han de anotar los valores de las presiones. Los cambios posteriores en dichos valores van indicando el estado de saturación del filtro y la necesidad de un posible cambio de set.
 7. Ante la aparición de una alarma es aconsejable leer en la pantalla las posibles causas y sus posibles soluciones para actuar en consecuencia.
 8. En un paciente que no esté sedado se ha de procurar colocar el catéter en el miembro que se crea vaya a dar menos problemas, ya que las mínimas movilizaciones involuntarias por parte del paciente (tos, inspiraciones forzadas, etc.) pueden ocasionar un aumento en las presiones detectadas por el hemofiltro, lo que conduce a que se activen las alarmas, se pare la bomba de sangre y el riesgo de coagulación del set sea muy elevado, con la consiguiente disminución de la eficacia de la terapia.
 9. Hay que intentar cambiar el set antes de que salte la alarma «el filtro está coagulado». Se debe poner especial atención a las presiones del filtro > 300 y a las de la presión transmembra > 250 , que indican un elevado riesgo de coagulación. Si durante el proceso de retorno de la sangre se observan coágulos en el circuito, se detiene el proceso y se cambia el set sin retornar la sangre.
 10. Cuando la presión transmembra supera los 300 mmHg pueden producirse roturas en los capilares del filtro, con coloración por la línea del efluente, y aparecer pérdidas de sangre. En ese caso, se activa la alarma «fuga de sangre» y se procede a retornar la sangre y cambiar el set.
 11. Una observación importante y que se debe reflejar en las gráficas es el hecho de no poder retornar la sangre al paciente por coagulación del circuito. El volumen de sangre que se desecha y no retorna al paciente tiene que ser contabilizado y depende de la superficie del filtro:
 - Prismaflex® HF 20 (filtro pediátrico, 60 ml).
 - Prismaflex® M60 (filtro pediátrico, 83 ml).
 - Prismaflex® M100 (150 ml).
 - Prismaflex®ST150 (189 ml).

Bibliografía recomendada

- Arantía Areosa L, Rumbo Prieto JM, Campos Manivesa JM, Paredes Paredes ML, Veiga Sandomingo. Enfermería y hemofiltración continua en UCI. 3er Congreso Internacional de Cardiología por Internet. Buenos Aires, septiembre-noviembre de 2003. Disponible en: <http://www.fac.org.ar/tcvc/llave/ti300/ti300.htm>
- Arrieta Arellano G, Reyes Guevara A, Guzmán Murcia YM, Díaz Pérez G. Técnica de hemofiltración veno-venosa continua. *Rev Mex Enferm Cardiol*. 2009;17:38-41. Disponible en: <http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion9/capitulo144/capitulo144.htm>. Disponible en: <http://www.encolombia.com/medicina/enfermeria/Enfermvol120409/Pacienteenestadocritico.htm>
- Gómez Palomar MJ, et al. Complicaciones de la hemofiltración veno-venosa continua (CVVHD) en pacientes de una unidad de críticos cardiológicos. *Revista Rol de Enfermería*. 2003;26:33-9.
- González Pérez M, Maroto Cueto S. Hemofiltración. *Tratado Enfermería Cuidados Críticos Pediátricos y Neonatales* [on line]. Sección 9, capítulo 144; 2007.
- Martín de la Torre M, Rubies Asensio J. Cuidados enfermeros del paciente crítico con terapias lentas continuas. *Metas Enferm*. 2000;3:40-6.
- Mendivelso LB, Hurtado NC. Paciente en estado crítico con hemofiltración veno-venosa continua. *Intervención de enfermería*. *Enferm* [on line]. 2009;12:18-27.
- Molano Álvarez E, Cornejo Bauer C, García Hernández R, Rojo Cabello S, Cuenca Solanas M, García Fuentes C. Enfermería de cuidados críticos y técnicas continuas de reemplazo renal en la Comunidad de Madrid. *Enferm Intensiva*. 2003;14:135-47.
- Moll Guillén R. Técnicas de depuración extracorpóreas en pacientes críticos. *Rev Soc Esp Enferm Nefrol*. 2000;11:27-35.
- Russomando SC. Hemofiltración veno-venosa continua. Una modalidad de terapia sustitutiva de la función renal en pacientes críticos con insuficiencia renal aguda. *Rev Nefrol Dial Transpl*. 2003;23:153-68.

Cómo aumentar la eficacia y duración del filtro

**María Yvars Bou, M. Jesús Sacedón Aragón,
M. Dolores Peris Traver, Elisa Moure Pitarch,
Lorena Vinuesa Soriano, Sandra Guillamón Navarro,
M. Desamparados Bernat Adell y Sonia Mas Font**

Servicio de Medicina Intensiva, Hospital General de Castellón, Castellón

INTRODUCCIÓN

Los cuidados que precisa el paciente crítico en situación de fracaso renal agudo (FRA), así como el conocimiento teórico-práctico de las técnicas de depuración extrarrenal continuas (TDEC), siguen siendo objeto de revisión y actualización. Las nuevas tendencias en depuración extrarrenal, los avances tecnológicos y, en definitiva, los resultados de la investigación motivan una continua puesta al día de los conocimientos y de las habilidades que debe reunir la enfermera para lograr el buen manejo del paciente gravemente enfermo.

Un estudio de Uchino et al revela que entre el 5 y el 6% de los pacientes ingresados en unidades de cuidados intensivos (UCI) presentan un FRA y que, de ellos, un 72% requiere tratamiento de sustitución renal. En esta misma línea, el estudio realizado por el Grupo de Trabajo de Cuidados Intensivos Nefrológicos de la Sociedad Española de Medicina Intensiva Crítica y Unidades Coronarias, en el que participaron 41 servicios de medicina intensiva, constató que el 38% de los FRA ingresados en UCI recibió tratamientos de depuración extracorpórea y que, de estos, en el 84% de los casos se optó por TDEC. En estos escuetos datos epidemiológicos se debería tener en cuenta a los pacientes críticos que, sin estar en situación de FRA, también se benefician de la aplicación de TDEC.

Aunque el objetivo de este capítulo no sea hablar de costes, no podemos obviarlos, puesto que las TDEC suponen un coste sanitario que resulta de sumar el consumo de material fungible (circuito extracorpóreo y catéteres), el consumo de líquidos, el consumo de tiempo de enfermería y los efectos adversos que puede sufrir el paciente cuando el tratamiento no se aplica adecuadamente (pérdidas de sangre, infecciones, deficiencia

de la terapia). Srisawat et al, en su estudio, refieren que el coste aproximado de una sesión de TDEC es de 3.629,80 dólares/día (incluyen recursos humanos y materiales), aunque resulta difícil dar cifras exactas puesto que los costes varían de un centro a otro dependiendo del tipo de paciente, del tipo de terapia prescrita y, por supuesto, de las políticas de personal de cada centro.

Nuestro objetivo es definir cómo se puede optimizar la aplicación de una terapia de depuración continua. Conseguir incrementar la longevidad del filtro sin mermar su eficacia es un reto para los equipos de UCI. Más si cabe, para las enfermeras, que somos, en definitiva, quienes estamos a pie de cama, junto al paciente y frente al monitor de hemofiltración. En este punto debemos plantearnos las cuestiones que a continuación se referencian.

¿CUÁL ES TIEMPO ÓPTIMO DE DURACIÓN DE UN FILTRO?

En principio, no hay un consenso establecido sobre cuánto tiempo deben durar un circuito y un filtro. Aunque la mayoría de fabricantes recomiendan cambiar el filtro y las líneas de 48 a 72 h, en la práctica se acostumbra a cambiarlos antes de las 72 h, ya que, en contadas ocasiones, llegan a ser eficaces pasadas las primeras 48 h. El problema surge cuando la duración se reduce por debajo de las 24 h; es entonces cuando se admite la existencia de una obstrucción precoz del filtro.

¿POR QUÉ SE OBSTRUYEN LOS FILTROS?

La complicación que más frecuentemente se puede presentar durante una sesión de depuración extrarrenal es la obstrucción precoz del filtro y ésta se entiende como la producción de ultrafiltrado (UF) insuficiente (< 250 ml/h). Hay muchos factores que favorecen esta obstrucción.

FACTORES MECÁNICOS

Acceso vascular y catéteres

Este concepto, ampliamente explicado en el capítulo 4 de este libro, es el punto clave y el talón de Aquiles de la técnica. Creemos interesante hacer hincapié en las recomendaciones que ofrecen las guías clínicas. Así, las guías de la Acute Kidney Injury recomiendan:

- Realizar el acceso venovenoso. En nuestro caso es el único utilizado (1A).

- El catéter debe tener una longitud determinada para evitar la recirculación (1C).
- Seleccionar tanto el acceso venoso como el catéter, en función del tipo de paciente y de su estado (2C).
- Que la técnica de inserción del catéter sea realizada por profesionales del *staff* con experiencia y bajo supervisión (1A).
- Que la inserción sea dirigida mediante ultrasonidos para canalización de la vía femoral, aunque en muchas UCI no dispongan de ella (1D).
- Evitar la canalización de la vía subclavia en pacientes crónicos o con riesgo de estenosis y/o trombosis (1D).
- Reservar los accesos venosos de miembros superiores para situaciones de emergencia, para implantación de catéteres tunelizados o para otros usos (2C).
- Cambiar el catéter de forma periódica para minimizar el riesgo de infección (1C).
- Utilizar el catéter de hemofiltración únicamente para esta función específica, también para minimizar el riesgo de infección (1D).

Filtros

La elección del tamaño del filtro debe ser acorde a la terapia seleccionada, para evitar los problemas de presión que conducen a la coagulación del circuito. Lo ideal sería adecuar las membranas al tipo de paciente y de tratamiento, aunque no siempre se dispone de todo tipo de membranas. En esta línea, las terapias de alto flujo requieren membranas de mayor tamaño y, en situaciones de coagulopatía, se pueden utilizar membranas previamente heparinizadas y que no precisan perfusión continua de anticoagulante. De todos modos, adecuar la membrana a la patología del paciente depende del criterio médico.

Gestión de las alarmas

Todos los monitores que se utilizan para llevar a cabo las TDEC están provistos de un sistema de alarma sonoro y visual que identifica distintas prioridades de actuación. Conocer ese sistema y actuar con rapidez, cuando surge una alarma, sobre todo si ésta avisa de un fallo que causa una parada de la bomba de sangre, evita una pérdida de tiempo (tiempo en el que no fluye ni sangre ni líquidos a través de la membrana). Una respuesta, por parte de la enfermera, que limite al mínimo el tiempo de parada de la bomba de sangre, puede evitar una posible obstrucción del filtro, lo que se traducirá en un incremento de su longevidad.

¿Qué alarmas son prioritarias?

Los monitores de hemofiltración disponen de un sistema intuitivo para su manejo, que no sólo avisa mediante alarmas sino que, desde el menú «solución de alarma», indica los pasos que se han de dar para resolver el problema. El sistema memoriza las 100 últimas alarmas aparecidas con fecha y hora, lo que facilita conocer si un problema se ha repetido en el tiempo o si se ha solucionado de forma adecuada.

Las alarmas descritas seguidamente se consideran prioritarias, puesto que, cuando se activan, hacen que se pare la bomba de sangre, con el riesgo de coagulación que esto supone para el filtro:

- Entrada extremadamente negativa: se produce si la presión de entrada es más negativa que el límite de advertencia.
- Entrada extremadamente positiva: se produce si la presión de entrada es más positiva que el límite de advertencia.
- Aire en línea: se produce por desconexión de la línea, fugas en la conexión o set no cebado totalmente, y presencia de aire o espuma en la línea.
- Detección de fuga de sangre: indica una fuga en la membrana del filtro. Esta alarma puede aparecer cuando el sensor detecta una burbuja de aire en la línea del efluente o cuando ésta no se halla instalada correctamente, cuando hay líquido u otros residuos en el recorrido de la línea, o el plasma está decolorado.
- Retorno extremadamente positivo: se produce si la presión de retorno es más positiva que el límite de advertencia.
- El filtro se está coagulando: se produce ante un aumento de la presión transmembrana o del descenso de presión.
- Filtro coagulado: se produce cuando el descenso de presión en el filtro es mayor al valor fijado para el filtro en uso.

Otras alarmas, como los avisos para el cambio de bolsas o los avisos de autotest (cada 2 h el sistema se autochequea y suena una alarma y, en este caso, no hay que realizar ninguna intervención) no se consideran prioritarias, puesto que no suponen una parada en la bomba de sangre.

Cuidados de enfermería asociados al control de presiones

El personal de enfermería debe comprender los valores que muestran las distintas tomas de presiones existentes a lo largo del circuito extracorpóreo, para poder conocer en todo momento su estado y, de este modo, anticiparse a cualquier problema y optimizar su rendimiento.

La monitorización horaria de las presiones es fundamental para saber cuál es el rendimiento del filtro y su duración. Lo importante no es la medición puntual de las presiones, sino la tendencia de las mismas. Se anotan las presiones y sus tendencias en la hoja de registro del paciente (es importante comprobar la fecha y la hora en el monitor previamente al inicio de una terapia). Si somos capaces de anticiparnos a una obstrucción del filtro, por lo menos se puede retornar al paciente la sangre del circuito, evitar la anemización del paciente y los riesgos de futuras transfusiones.

Anotar en observaciones en caso de cambio de set:

- Hora.
- Tamaño del filtro.
- Motivo del cambio: alarma presión de entrada/retorno; alarma presión transmembrana/efluente.
- Si se ha retornado la sangre al paciente para controlar su posible anemización.

FACTORES RELACIONADOS CON EL TRATAMIENTO

Anticoagulación del circuito

En las técnicas de depuración extrarrenal, la sangre circula por un circuito extracorpóreo que debe mantenerse intacto. El contacto de la sangre con el circuito del hemofiltro, el aire y la propia capacidad reactiva de la sangre del paciente provocan la reacción en cascada de la coagulación, de modo que se forman fibrina y coágulos. Si se tiene en cuenta que la coagulación del sistema supone entre un 40 y un 75% de las interrupciones en el tratamiento, es crucial conseguir una adecuada anticoagulación de éste a través de las siguientes medidas:

- Un buen purgado del circuito. Utilizar 5.000 UI de heparina sódica por cada litro de suero fisiológico; cebar el sistema tantas veces como sea necesario para conseguir un buen impregnado del filtro y una mayor elasticidad de las fibras, así como eliminar las burbujas de aire que provocan la coagulación al entrar en contacto con la sangre.
- Una perfusión continua del anticoagulante durante el tratamiento. El anticoagulante ideal debería cumplir los siguientes requisitos:
 - Vida media corta.
 - Fácil monitorización.
 - Libre de efectos secundarios.
 - Disponibilidad de antagonista en caso de necesidad.

Actualmente, ningún anticoagulante reúne todas estas características. Por lo tanto, dependiendo de la situación de cada paciente, se utilizan bajo criterio médico una de las siguientes opciones:

- Heparina sódica: es la más utilizada por su fácil manejo y control.
- Heparina de bajo peso molecular.
- Prostaglandinas.
- Citratos.

Cabe destacar que hay más opciones de anticoagulación, aunque las anteriores son las más frecuentemente utilizadas.

La coagulación del filtro continúa siendo el mayor problema que se plantea en la hemofiltración continua, y esto motiva que la investigación en este campo siga adelante en un intento de alargar la vida de las membranas, reducir la agregación plaquetaria, la acumulación de proteínas y la formación de trombos. Vu et al estudian la eficacia que supone implantar células endoteliales para formar un recubrimiento interno de los agujeros de las fibras de las membranas a fin de alargar la vida de éstas.

Ajuste del tratamiento adecuado (fracción de filtración)

La fracción de filtración (FF) es la cantidad de suero que se ultrafiltra del total del plasma que pasa por el filtro en un determinado período. Hay que tener en cuenta que el plasma está compuesto, además de por líquido, por células formes, es decir, la FF es cuanto plasma se extrae en un tiempo determinado.

Antes de pautar un tratamiento es importante saber con qué FF se debe trabajar, ya que de ella depende la eficacia y duración del filtro.

Se aconseja trabajar con una FF no superior al 20-25%. Para calcular la FF se debe tener en cuenta el flujo plasmático y el flujo de UF.

$$\mathbf{FF = \text{flujo UF} / \text{flujo plasmático}}$$

Flujo UF = extracción líquido paciente + reposición prefiltro + reposición posfiltro.

Flujo plasmático = flujo de sangre \times (1 – hematocrito/100) + reposición prefiltro.

También hay que pensar que incrementar la reposición prefiltro (en pre-dilución) puede ser útil para prevenir la obstrucción del filtro a expensas de modificar el factor de filtración, que disminuye. La reposición administrada antes del filtro diluye la sangre del filtro, disminuye la hemoconcentración y mejora las condiciones reológicas.

Los monitores de hemofiltración disponen de una función de memoria, y acceder a ella es imprescindible para la comprobación del tratamiento y control de balances. Desde el mismo menú, acceder al histórico facilita información sobre las tendencias al respecto de tratamiento y presiones.

FACTORES PROPIOS DEL PACIENTE

La bibliografía no relaciona una menor vida del filtro con hipotensión arterial, pero sí admite que la hiperproteinemia (las proteínas plasmáticas se depositan en el lado sanguíneo de la membrana del hemofiltro) y las perfusiones repetidas de albúmina reducen la permeabilidad del filtro. También se cita la hiperviscosidad sanguínea (hematocrito elevado) como causa de disminución de la tasa de UF. Esto obliga a programar un mayor control y seguimiento del paciente trasfundido. El déficit de ciertos factores de la coagulación, como antitrombina III, así como ciertas situaciones de trombocitopenia (en ocasiones inducidas por la administración de heparina) son también motivo de obstrucción precoz del filtro.

En muchas ocasiones, el paciente crítico presenta situaciones en las que coexisten un hipermetabolismo y un FRA, por lo que es necesario reponer lípidos en la nutrición parenteral total (NPT) y hemofiltrar de forma simultánea. En esta línea, el estudio de Kazory et al describe que un aporte de lípidos en la NPT incrementa la formación de fibrina en la membrana y reduce la vida media de ésta.

RECOMENDACIONES

La vida de un filtro (membrana) depende, como se ha descrito, de múltiples factores. En ciertas ocasiones, y desde sus competencias, el personal de enfermería puede mejorar el tiempo de duración de un filtro. Para ello, se propone:

- Tener una formación adecuada y actualizada.
- Dedicar el tiempo necesario para la preparación de la técnica. Hay que dejar que el monitor pase el autochequeo, y que el filtro y las líneas se ceben por completo (si se duda, hay que repetir el cebado).
- Si el monitor no pasa el autochequeo, en ocasiones basta con apagarlo, limpiar los sensores y/o lectores de presión con una gasa seca o humedecida con alcohol y, posteriormente, reintentar su puesta en marcha.
- Realizar una observación continua del paciente y dar una respuesta rápida a las alarmas del monitor.

Bibliografía recomendada

- Gainza FJ. Problemas de coagulación de los circuitos extracorpóreos y estrategias para mejorar la duración de los filtros. En: Gainza FJ, Liaño F, editores. Guías SEN de Actuación en el Fracaso Renal Agudo. Nefrología. 2007;27 Supl 3:166-77.
- Herrera-Gutiérrez M, Seller-Pérez G, Maynar-Moliner J, Sánchez-Izquierdo, Riera JA; y Grupo de Trabajo de Cuidados Intensivos Nefrológicos de la SEMICYUC. Epidemiología del fracaso renal agudo en las UCI españolas. Estudio prospectivo multicéntrico FRAMI. Med Intensiva. 2006;30:260-7.
- Kazory A, Clapp WL, Ejaz AA, Ross EA. Shortened hemofilter survival time due to lipid infusion in continuous renal replacement therapy. Nephron Clin Pract. 2008;108:5-9.
- Lewington A, Kanagasundaram S. Clinical Practice Guidelines. Acute Kidney Injury. 5th ed [consultado 4-10-2010]. Petersfield, Hampshire: The Renal Association; 2010. Disponible en: <http://www.renal.org/Clinical/GuidelinesSection/AcuteKidneyInjury.aspx>
- López Ferré J, Corner N, Raurich JM, Bargay J, Besalduch J, Ibañez J. Hemodiafiltración arteriovenosa continua y obstrucción precoz del hemofiltro. Nefrología. 1995;15:268-72.
- Santana L, Sánchez M, Ramírez A, Villanueva A. Depuración extrarrenal continua sin anticoagulación. Nefrología. 2009;29:608-9.
- Srisawat N, Lawsin L, Uchino S, Bellomo R, Kellum JA. Cost of acute renal replacement therapy in the intensive care unit: results from The Beginning and Ending Supportive Therapy for the Kidney (BEST Kidney) Study. Crit Care. 2010;14:R46.
- Uchino S, Kellum JA, Bellomo R, Doig GS, Morimatsu H, Morgera S, et al; Beginning and Ending Supportive Therapy for the Kidney (BEST Kidney) Investigators. Acute renal failure in critically ill patients: a multinational, multicenter study. JAMA. 2005;294:813-8.
- Vu DM, Yokohama TA, Sawada K, Inagaki M, Kanai G, Lu J, et al. Enhancement of permeability in endothelial cells for the development of an antithrombogenic bioartificial hemofilter. Biotechnol Bioeng. 2008;101:634-41.

Finalización del tratamiento

**Laura Clavero López, Rosa M. Barquero Ruano,
Gema Palacios García y M. Jacoba Rodríguez Peña**

Servicio de Nefrología, Hospital Universitario Ramón y Cajal, Madrid

INTRODUCCIÓN

La finalización de una técnica de tratamiento renal sustitutivo, como es el caso de las diferentes técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC), es una parte del proceso global que entraña fundamentalmente 4 aspectos importantes para el paciente:

- Evitar infecciones asociadas al manejo del catéter.
- Minimizar las pérdidas sanguíneas.
- Impedir posibles embolias gaseosas.
- Preservar el catéter para su utilización posterior.

MOTIVOS DE FINALIZACIÓN

De manera generalizada, se pueden englobar los motivos por los que se ha de proceder a finalizar la TDEC en 2 grupos: los relacionados con el paciente y los relacionados con la técnica en sí.

Entre los motivos relacionados directamente con el paciente se pueden enumerar:

- La situación clínica del paciente, bien por una inestabilidad hemodinámica que desaconseje seguir con la técnica e, incluso, la contraindique, o bien porque el paciente ya no requiera seguir con el tratamiento de manera temporal o definitiva. En este último caso se incluye a los pacientes a los que se les suspende la terapia continua, porque su estado permite administrarles tratamiento con hemodiálisis convencional intermitente.
- La realización de una prueba diagnóstica, generalmente radiológica, que requiera la desconexión del monitor.
- La práctica de una cirugía, programada o urgente.
- La modificación de la pauta médica que implique un cambio del tipo de tratamiento. Por ejemplo, pasar de administrar SCUF (ultrafiltración continua lenta) a CVVHDF (hemodiafiltración venovenosa continua).

Respecto a los relacionados directamente con la técnica, se pueden incluir los siguientes:

- Alcanzar el tiempo recomendado de «vida» del filtro (fig. 15.1). Como norma general, se recomienda no mantenerlo más de 72 h en el caso de la hemodiafiltración, no más de 48 h en el de ultrafiltración aislada y no más de 12 h en los casos de paciente séptico (estos tiempos hay que considerarlos de forma orientativa y en ningún caso se asocian a una evidencia absoluta).
- Problemas técnicos relacionados con el circuito extracorpóreo. Por ejemplo, su coagulación parcial o total.
- Problemas técnicos relacionados directamente con el monitor o unidad de control.

TIPOS DE FINALIZACIÓN

Se pueden distinguir 2 tipos de finalización de la TDEC:

- **Definitiva:** cuando el paciente no precisa seguir con el tratamiento.
- **Temporal:** cuando, de manera inmediata o en un período previsiblemente corto, se va a reanudar el tratamiento (con la misma pauta médica o modificada), con el mismo equipo/set o diferente.

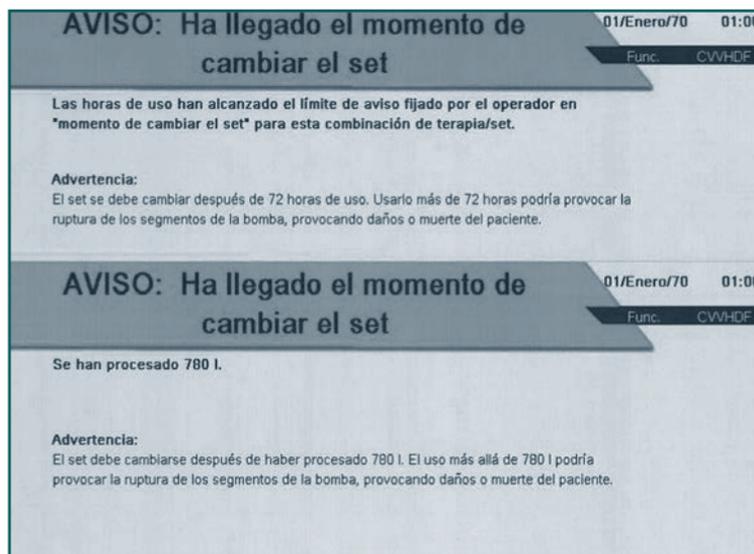


Figura 15.1. Pantalla de límite de horas.

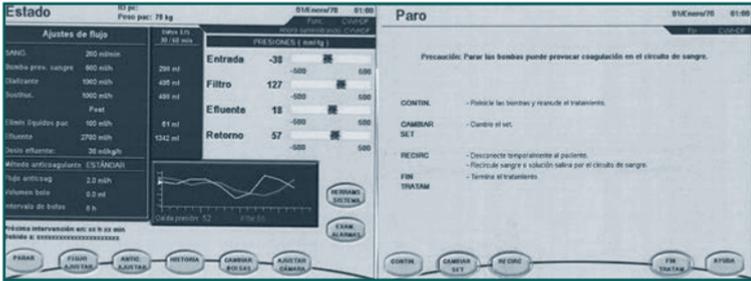


Figura 15.2. Pantallas «estado» y «paro».

En concreto, con el monitor o unidad de control Prismaflex® se dispone de todas estas posibilidades de actuación a la hora de finalizar la TDEC. Tendremos (al pulsar «parar» en la pantalla principal) las siguientes opciones:

- **Cambiar set:** en el caso de que se vaya a continuar con el mismo paciente. Esta opción se elige cuando se producen fallos técnicos en el circuito extracorpóreo (el más frecuente de los cuales es la coagulación parcial o total de éste) y cuando el filtro alcanza la vida media recomendada, por lo que sería necesario cambiar el equipo por uno nuevo.

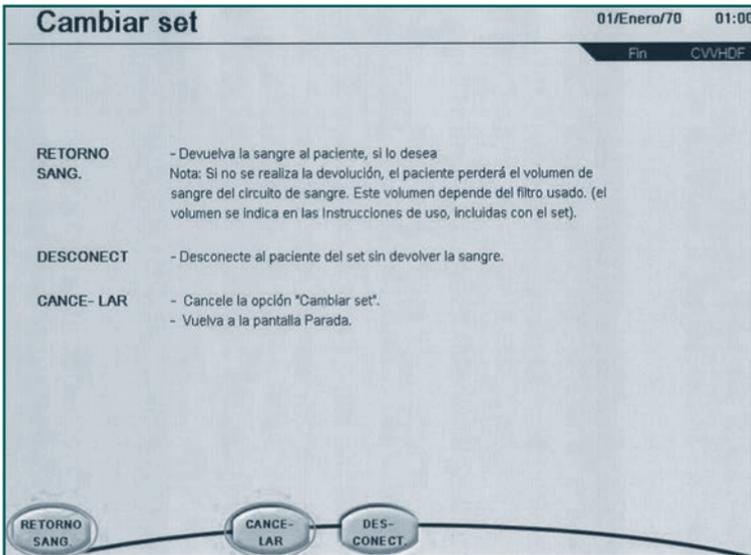


Figura 15.3. Pantalla «cambiar set».

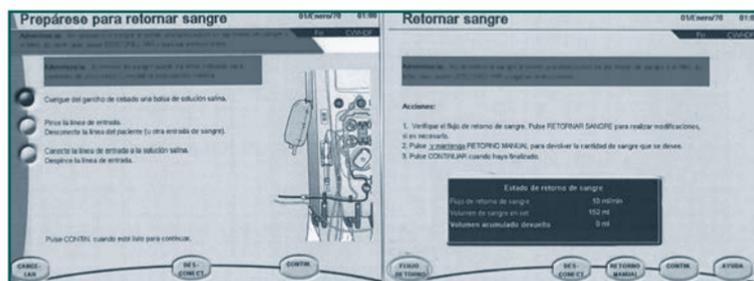


Figura 15.4.

- **Recirculación:** si se precisa desconectar temporalmente al paciente.
- **Fin tratamiento:** cuando se requiera finalizar de manera definitiva el tratamiento actual.

También hay la posibilidad de «continuar» para reanudar la técnica cuando, por ejemplo, se haya pulsado la tecla «parar» por error (fig. 15.2).

PROCEDIMIENTO PARA CAMBIAR EL SET

Pulsar «parar» en la pantalla principal de tratamiento, momento en el que se activan las alarmas correspondientes y se ilumina la luz de estado.

Elegir la opción «cambiar set» (fig. 15.3).

Siempre que sea posible se ha de retornar la sangre al paciente, con «retorno sang» (fig. 15.4).

Desconectar al paciente «desconect» (fig. 15.5), según el protocolo de la unidad.

Descargar el set y retirarlo (fig. 15.6).

Nuevo tratamiento. Hay que cargar el nuevo set para reiniciar la técnica (fig. 15.7).

Nota: se pueden consultar los datos históricos del tratamiento finalizado en «historia».

PROCEDIMIENTO PARA FINALIZAR TRATAMIENTO

Se proceder de una manera muy similar: pulsar «parar» en la pantalla principal de tratamiento, momento en el que se activan las alarmas correspondientes y se ilumina la luz de estado. Elegir la opción «fin tratam» (fig. 15.8).

- Siempre que sea posible se ha de retornar la sangre al paciente.
- Desconectar al paciente según el protocolo de la unidad.

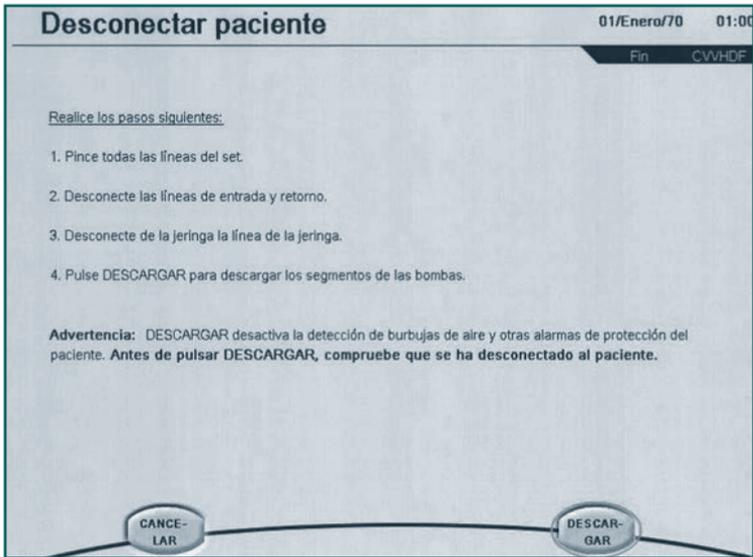


Figura 15.5.

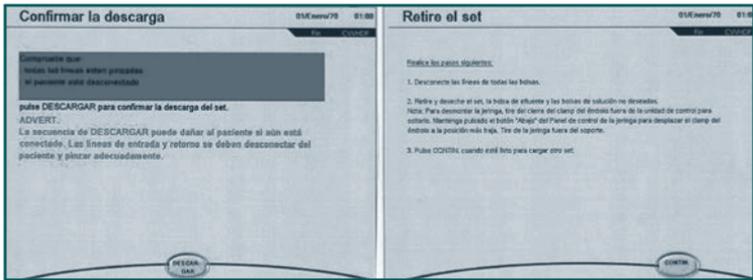


Figura 15.6.

- Descargar y retirar el set de la unidad Prismaflex®.
- Revisar los datos históricos del tratamiento («historia»).
- Apagar el monitor o unidad de control.

PROCEDIMIENTO PARA RECIRCULAR

Hay 2 alternativas:

- Recirculación con salino.
- Recirculación con sangre.

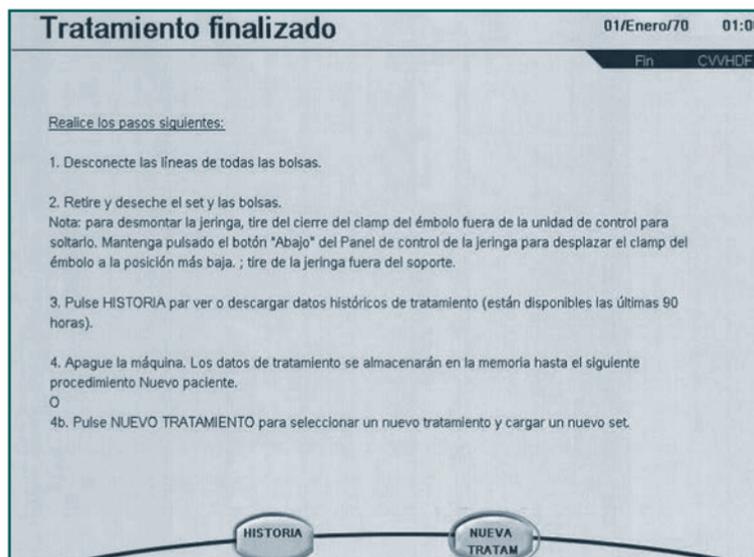


Figura 15.7.

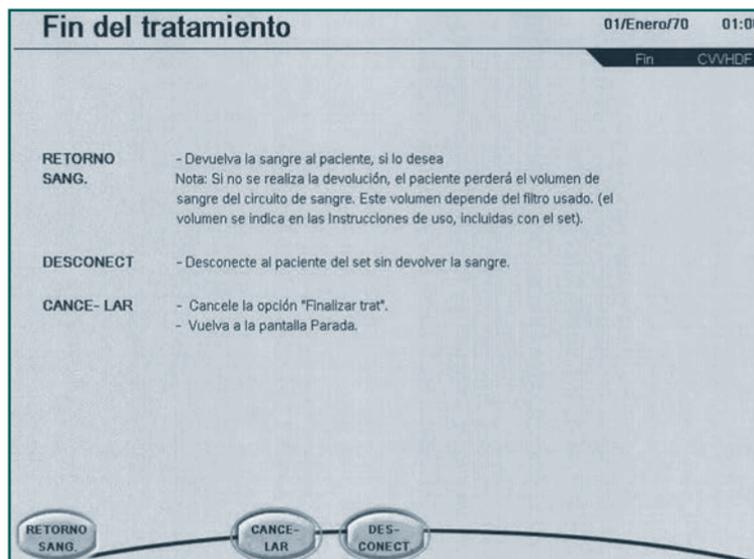


Figura 15.8.

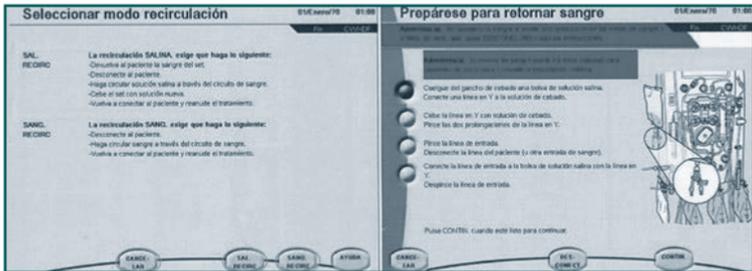


Figura 15.9.

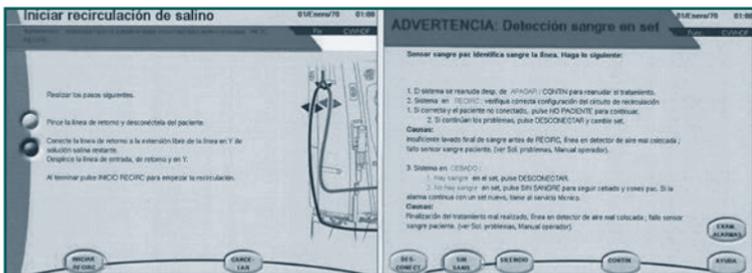


Figura 15.10.

Recirculación con salino

Pulsar «parar» en la pantalla principal de tratamiento, momento en el que se activan las alarmas correspondientes y se ilumina la luz de estado.

Elegir la opción «recirc».

Seleccionar el modo de recirculación salina «sal. recirc» (fig.15.9).

– Retornar la sangre al paciente conectando la línea de entrada a la línea en Y con la solución salina.

– Hay que tener en cuenta que, tras retornar la sangre al paciente, se debe inspeccionar el circuito y comprobar que éste se encuentra en condiciones adecuadas para proceder, posteriormente, a reiniciar la técnica. Si esto no fuera así se debería cambiar el equipo.

– Desconectar la línea de retorno y conectarla a la extensión libre de la línea en «Y».

– Lavar y sellar el catéter del paciente según el protocolo de la unidad.

– Una vez conectadas ambas líneas a la solución salina se puede iniciar la recirculación (fig. 15.10).

Según la coloración del circuito, por la sangre que ha quedado en su interior, es posible que aparezca la advertencia «detección sangre en el set». Es importante confirmar «sin sangre», ya que el paciente no está conectado.

La duración máxima de la recirculación, cuando se efectúa con solución salina, es de 120 min, pudiendo aumentar la velocidad de la bomba de sangre o bien programar la perfusión de algún bolo de heparina (fig. 15.11).

Una vez parada la recirculación se puede elegir entre finalizar el tratamiento o reconectar al paciente, para lo cual es necesario un nuevo cebado del circuito y que el monitor realice los tests (fig. 15.12).

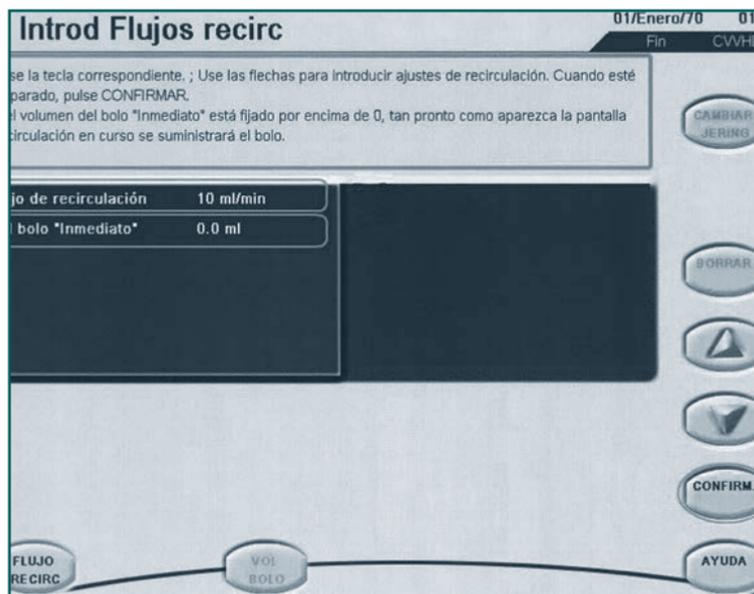


Figura 15.11.



Figura 15.12.

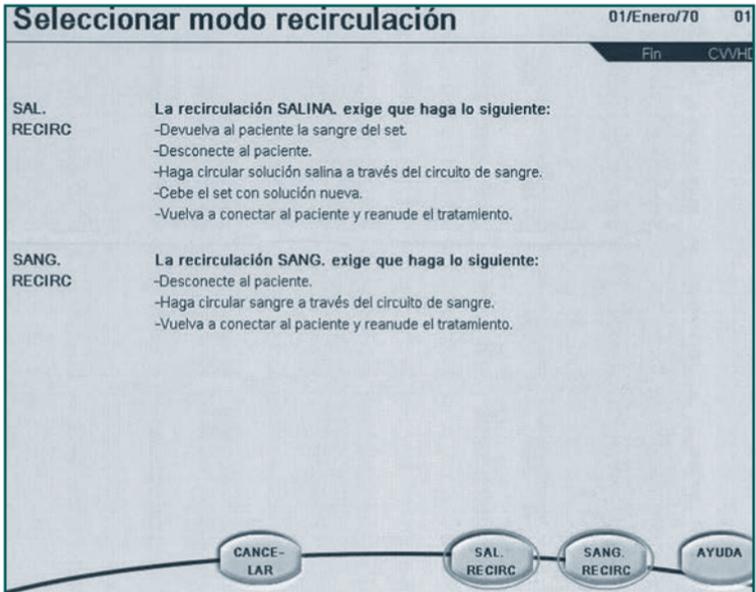


Figura 15.13.

Recirculación con sangre

Pulsar «parar» en la pantalla principal de tratamiento, momento en el que se activan las alarmas correspondientes y se ilumina la luz de estado.

Elegir la opción «recirc».

Seleccionar en la pantalla el modo de recirculación sanguínea «sang. recirc» (fig. 15.13).

Desconectar al paciente y unir ambas líneas del circuito extracorpóreo.

Pulsar «contin.» para iniciar la recirculación (fig. 15.14).

Lavar y sellar el catéter del paciente según el protocolo de la unidad.

Cuando la recirculación se realiza con sangre, el tiempo máximo permitido es de 60 min, se puede modificar el flujo de la bomba de sangre y programar la infusión de algún bolo de heparina.

Al inicio de la recirculación con sangre, puede aparecer la advertencia «detección sangre en set». Para poder seguir el proceso de recirculación se pulsa «contin» (fig. 15.15).

Una vez parada la recirculación existe la opción de finalizar el tratamiento o reconectar al paciente, sin que sea necesario realizar ningún cebado del circuito (la reanudación de la técnica es inmediata) (fig. 15.16).

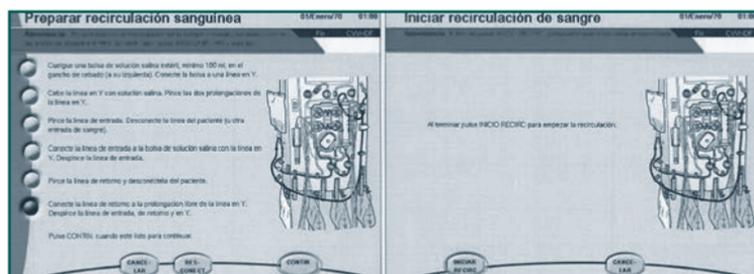


Figura 15.14.

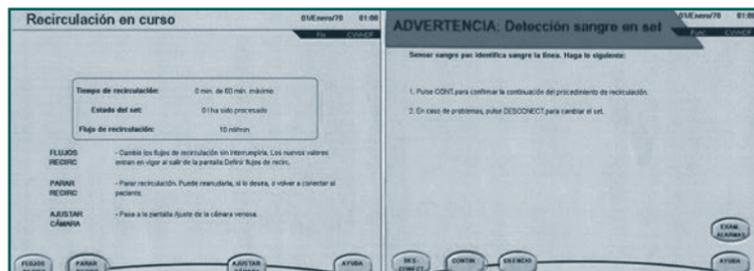


Figura 15.15.

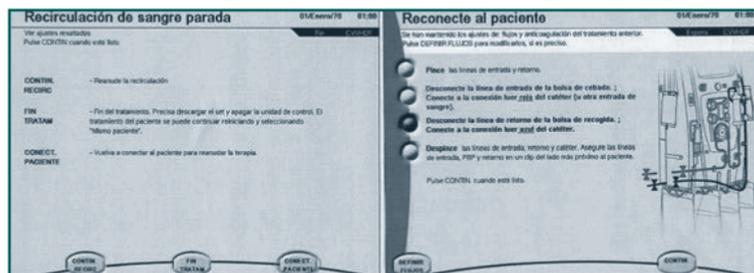


Figura 15.16.

PROTOCOLO DE RETORNO Y DESCONEXIÓN

A continuación se expone, como complemento que puede resultar de mucha utilidad para el asunto que se ha tratado y de gran importancia para la enfermería, el protocolo que seguimos en nuestra unidad para retornar la sangre al paciente y desconectarlo posteriormente.

Material necesario (fig. 15.17)

- Guantes desechables.
- Mascarilla.

- Bata.
- Gafas.
- Compresa o paño estéril.
- Gasas estériles.
- Clorhexidina 1%.
- Dos jeringas de 10 ml.
- Dos jeringas de 5 ml.
- Agujas intravenosas.
- Anticoagulante.
- Dos tapones de oclusión.
- Guantes estériles.
- Dos pinzas para clampaje.
- Suero salino al 0,9% de 500 ml.
- Sistema de perfusión de suero.
- Llave de 3 pasos.
- Contenedor para residuos biológicos.



Figura 15.17.

Esquema de actuación

- Purgar el sistema de perfusión con el suero salino conectado a una llave de 3 pasos.
- Cargar las jeringas de 10 ml con suero salino al 0,9% y las jeringas de 5 ml con el anticoagulante prescrito para el lavado y heparinización del catéter.
- Equiparse (guantes desechables, mascarilla, bata y gafas).
- Preparar un campo estéril.
- Pulsar «parar» en la pantalla principal del monitor y seleccionar la opción deseada.
- Pinzar la línea de sangre procedente del paciente o «línea arterial», así como la rama del catéter correspondiente.
- Desconectar la línea «arterial» del catéter y lavar esa rama con la jeringa de 10 ml cargada previamente con suero salino al 0,9%.
- Conectar la línea «arterial» a la llave de 3 pasos, anteriormente adaptada al sistema de perfusión (punto 1).
- Abrir el sistema de suero y despinzar la línea «arterial».
- Seleccionar «retorno» y determinar el flujo de sangre deseado.
- Mantener pulsada la tecla «retorno manual» para que se ponga en marcha la bomba de sangre.
- Una vez devuelta la mayor parte de la sangre del circuito (usando como referencia que el líquido en la cámara venosa o atrapaburbujas

adquiera un color rosado), se procede a terminar la desconexión del paciente.

- Pinzar la línea «arterial» y la línea de retorno o «venosa».
- Pinzar, a continuación, la rama del catéter por donde se haya retornado la sangre (habitualmente la rama venosa).
- Lavar esta rama del catéter del mismo modo que la rama arterial.
- Sellar ambas ramas del catéter con el anticoagulante elegido (la cantidad está determinada por el tipo y características del catéter) y colocar los 2 tapones de oclusión.
- Curar la zona de inserción del catéter y protegerla con apósitos adecuados.
- Desechar el circuito y las bolsas usadas en el contenedor correspondiente.

Bibliografía recomendada

Liaño F, Junco E, Pascual J, Madero R, Verde E. The spectrum of acute renal failure in the intensive care unit compared with that seen in other settings. *Kidney Int Suppl.* 1998;66:S16-24.

López Herce Cid J. Técnicas de depuración extrarrenal continua y plasmaféresis con monitor de depuración extrarrenal PRISMA. *Protocolos UCIP.* Madrid: Hospital General Universitario Gregorio Marañón; 2003.

Sirvent JM, Vallés M, Navas E, Calabia J, Ortiz P, Bonet A. Evolución de los pacientes críticos con fracaso renal agudo y disfunción multiorgánica tratados con hemodiafiltración venovenosa continua. *Med Intensiva.* 2010;34:95-101.

Terapias de reemplazo renal continuo (CRRT): modo final. En: *Prismaflex®: Sistema integrado para las terapias de gestión continua de fluidos y de sustitución renal (CRRT).* Manual del Operador. Suecia: Gambro Lundia AB; 2007. p. 3-36 a 3-43.

CAPÍTULO 16

Técnicas de depuración extrarrenal continua en el paciente pediátrico

M. José Santiago Lozano, Jesús López-Herce Cid, Isabel Sánchez Mayor y María Rodríguez Núñez

Servicio de Cuidados Intensivos Pediátricos, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid

INTRODUCCIÓN

El fallo renal agudo en los niños tiene una elevada morbilidad y mortalidad, sobre todo cuando se desarrolla en un paciente con fallo multiorgánico. El avance en las técnicas de depuración extrarrenal continua (TDEC) ha permitido mejorar el manejo de estos pacientes y optimizar su tratamiento.

En el niño, las TDEC las maneja frecuentemente el personal de enfermería de las unidades de cuidados intensivos pediátricos (UCIP). Las TDEC son una terapia de alto riesgo que precisa un importante control y vigilancia. Por ello, es imprescindible que todo el personal médico y de enfermería de la UCIP tenga un adecuado conocimiento teórico y práctico del manejo de las TDEC, para conseguir la mayor eficacia del tratamiento y prevenir complicaciones.

Las indicaciones de las TDEC en el niño son las mismas que en el adulto y pueden resumirse con las letras vocales:

A: acidosis metabólica.

E: electrolitos: alteraciones electrolíticas severas: hiperkalemia, hipocalcemia, hipercalcemia, hipernatremia, hiponatremia, hipermagnesemia, enfermedades metabólicas descompensadas.

I: intoxicaciones (ácido acetilsalicílico, litio, alcoholes, aminoglucósidos, teofilina, fenobarbital).

O: oliguria y/o hipervolemia.

U: uremia.

Además, las TDEC cada vez se utilizan más en otras indicaciones, como estas:

- Shock séptico y fallo multiorgánico.
- Insuficiencia cardíaca refractaria a tratamiento médico.

- Síndrome de lisis tumoral y rabdomiólisis.
- Fallo hepático agudo.
- Cirugía cardíaca con circulación extracorpórea a la salida de bomba.

Las causas más frecuentes de insuficiencia renal que precisan una TDEC en el niño en estado crítico son el fallo multiorgánico, frecuentemente secundario a sepsis, el shock cardiogénico en el postoperatorio de cirugía cardíaca y las enfermedades hematooncológicas.

DIFERENCIAS ENTRE EL NIÑO Y EL ADULTO PARA LAS TÉCNICAS DE DEPURACIÓN EXTRARRENAL CONTINUA

Las técnicas de depuración extrarrenal se diseñaron inicialmente para pacientes adultos y, posteriormente, se han adaptado a los pacientes pediátricos. Los problemas principales de aplicar esta técnica a los niños críticos son los siguientes:

- Los niños tienen un volumen plasmático menor. Por tanto, el circuito y la superficie del filtro, al ser un sistema extracorpóreo, deben adaptarse al tamaño del paciente, para no producir inestabilidad hemodinámica. A pesar de ello, el volumen del circuito y el del filtro son proporcionalmente mucho mayores para el lactante que para el niño mayor y el adulto.
- Los cambios de la volemia durante el tratamiento, y sobre todo en el momento de la conexión del filtro, tienen mayor repercusión cuanto más pequeño es el paciente.
- El acceso vascular es de menor calibre, su canalización es más complicada, permite flujos sanguíneos menores y produce mayores problemas para la extracción y retorno de sangre.
- Se utilizan flujos sanguíneos más bajos, lo que produce una mayor tendencia a la coagulación del filtro, y se precisan dosis más elevadas de anticoagulantes.
- Tienen una menor capacidad de termorregulación y, por tanto, son más susceptibles a la hipotermia.
- Las grandes diferencias de peso hacen que la programación de líquidos, ultrafiltrado y balance de líquidos sean más individualizadas que en adultos.
- Algunas indicaciones de TDEC en niños son muy raras en adultos, los errores congénitos del metabolismo (acidemias orgánicas, desórdenes de los aminoácidos y defectos del ciclo de la urea principalmente).

Tabla 16.1. Calibre de los catéteres utilizados para TDEC en niños

Peso	Catéter
< 3 kg	5 F (doble luz) o 2 de 4 F de 1 luz. En caso de mala función se puede colocar un catéter de 4-5 F y 2 luces colocando la punta en la aurícula derecha
3-20 kg	6,5-7 F (doble luz)
> 20 kg	8-11 F (doble luz)

ACCESOS VASCULARES Y CATÉTERES

La técnica precisa de la obtención de una vía venosa central. La localización del acceso depende de la situación y características del paciente. La vena yugular es la que produce menos trombosis, pero es más difícil de fijar y mantener en pacientes pediátricos no relajados. La vena femoral tiene menor tasa de complicaciones en la canalización, pero mayor riesgo de trombosis y de problemas de aspiración y de retorno e infección. La vena subclavia es la de mejor fijación y mantenimiento, aunque tiene mayor riesgo de sangrado durante su canalización, sobre todo en pacientes con coagulopatías, y de estenosis a largo plazo. Se recomienda la canalización guiada por ecografía y utilizar catéteres de 2 luces cortos y de gran calibre para conseguir un buen flujo sanguíneo. Los calibres recomendados para las TDEC en niños están recogidos en la tabla 16.1.

Se recomienda colocar una llave de 3 pasos con tapones antirreflujo en cada una de las líneas para poder comprobar rápidamente la permeabilidad del catéter durante la terapia, sin necesidad de desconexión o, si se precisa, retornar la sangre del circuito. Se deben mantener siempre las conexiones limpias y a la vista para evitar desconexiones accidentales que pueden producir una pérdida sanguínea importante.

En los pacientes que están siendo asistidos por un sistema de oxigenación por membrana extracorpórea (ECMO), el sistema de TDEC se puede introducir en línea dentro del circuito de ECMO, lo que evita la necesidad de canalización de otro acceso vascular y mejora su funcionamiento.

FILTROS Y CIRCUITOS

Hay distintos tipos de filtro que cambian en su composición (polisulfonas, poliácilonitritos) y, sobre todo, la superficie, según la edad y el peso del paciente (tabla 16.2). Los circuitos, especialmente en los niños pequeños, deben ser lo más cortos posibles, para disminuir el volumen de purgado, reducir la repercusión hemodinámica y la termorregulación.

Tabla 16.2. Indicaciones de los filtros según el peso del paciente

Superficie (m ²)	Volumen de cebado (ml)	Peso (kg)
0,015-0,08	6-15	< 4
0,2-0,3	15-38	3-20
0,5-0,7	39-54	20-40
0,9-1,2	66-73	30-70
1,9	109	> 50

LÍQUIDOS DE REPOSICIÓN Y DE DIÁLISIS

En los niños se utilizan los mismos líquidos específicos de reposición y diálisis para TDEC que en los adultos. El líquido de reposición debe tener una concentración parecida a la de los electrolitos de la sangre, con mayor cantidad de bicarbonato. En los pacientes con shock u otras patologías que produzcan hiperlactacidemia es preferible utilizar un líquido en el que se sustituya el lactato por bicarbonato. Debido a que los líquidos de reposición y diálisis no tienen fosfato, es frecuente que durante la TDEC se produzca hipofosfatemia. Para evitarlo se pueden añadir tanto en el líquido de reposición como en el de diálisis entre 0,8 y 1,2 ml de fosfato monosódico por cada litro. El líquido de reposición se puede administrar antes del filtro (reposición prefiltro), lo que diluye la sangre y disminuye la necesidad de anticoagulación, aunque reduce ligeramente la eficacia al diluir las sustancias que se quiere depurar, ya que parte del ultrafiltrado es líquido de reposición, o después del filtro (posfiltro) (fig. 16.1).

Es necesario leer cuidadosamente las instrucciones del monitor de depuración antes de empezar a utilizarlo. Además es muy recomendable que cada UCIP desarrolle su propio protocolo de TDEC, adaptado a las características de sus pacientes, así como al monitor, filtros y líquidos que se utilicen.

1. Montaje del sistema. Depende del monitor empleado. Hay que seguir los pasos cuidadosamente y con un orden estricto. Los fallos en el montaje erróneo del circuito son uno de los problemas más frecuentes, incluso en personas con experiencia.
2. Purgado del sistema. El purgado del circuito se realiza con 1 o 2 l de suero salino heparinizado (5.000 UI/l), según el tipo



Figura 16.1. Conexión de la técnicas de depuración extrarrenal continua en un niño.

- de monitor, comprobando meticulosamente que no queden burbujas de aire en el filtro y circuito. Se debe valorar el tipo de conexión y la necesidad de un cebado complementario.
3. Programación del tratamiento. Programar el flujo sanguíneo, el líquido de reposición, la diálisis, el flujo de ultrafiltrado y/o balance de líquidos, y la perfusión de heparina.
 4. Antes de la conexión al paciente, se ha de comprobar la permeabilidad del catéter y tener preparado volumen para su administración en caso de hipotensión.
 5. Conexión al paciente. Se puede realizar de varias formas:
 - Conectar el extremo de la entrada del circuito «arterial» al paciente para que la sangre rellene líneas y el filtro, mientras que el líquido heparinizado con el que se había purgado el filtro y el circuito se desecha. El extremo de retorno «venoso» se conecta al paciente, al rellenarse completamente de sangre el filtro y el circuito. Esto evita la perfusión al paciente de una cantidad muy importante de heparina (250 UI en circuitos de 50 ml y 500 UI en circuitos de 100 ml), pero produce una disminución aguda de la volemia, más importante cuanto más pequeño sea el niño. Por ello, *no es el método más recomendable en niños*.
 - Conectar a la vez los extremos de entrada y retorno del circuito. Éste es el método más utilizado en adultos y niños mayores. En neonatos y lactantes hay que valorar el riesgo de sobreheparinización reduciendo o eliminando el bolo de heparina inicial.
 - Tras el purgado inicial con suero salino heparinizado se puede cebar el circuito con albúmina al 5%, sangre, plasma, o coloide sintético para poder administrar este purgado y evitar la hipovolemia brusca al conectarle. Es un método que se aplica con frecuencia en neonatos y lactantes pequeños. Antes de iniciar la conexión se debe comprobar la permeabilidad del catéter y preparar volumen para su administración en caso de inestabilización.
 6. Anticoagulación. Si se utiliza anticoagulación con heparina, cuando la sangre esté llenando el circuito, administrar un bolo de heparina (20 a 50 UI/kg) en la conexión prefiltro.
 7. Inicio del tratamiento. Se puede programar un flujo de sangre inicial bajo y, si todo funciona bien y el paciente lo tolera hemodinámicamente, aumentar de forma progresiva hasta el flujo de sangre deseado. En los lactantes y en pacientes con alteración hemodinámica se puede iniciar la TDEC con balance neutro e ir incrementando progresivamente el volumen de ultrafiltrado de acuerdo a la tolerancia del paciente.

FLUJO DE SANGRE

Se suelen utilizar flujos de sangre de entre 3 y 10 ml/kg/min (es proporcionalmente mayor cuanto menor es el paciente) hasta un máximo de 180 ml/min, según la tolerancia del niño y el calibre de las vías y la superficie del filtro.

FLUJO LÍQUIDO DE REPOSICIÓN O REINYECCIÓN

Habitualmente se utilizan flujos de entre 20-30 ml/kg/h. En caso de reposición posfiltro se recomienda que el flujo de reinyección no sea > 20% del flujo sanguíneo (riesgo de coagulación del filtro). No existe evidencia que la ultrafiltración de alto volumen (> 35 ml/kg/h) mejore el pronóstico.

DIÁLISIS

Se debe usar diálisis (hemodiafiltración) siempre que la hemofiltración no sea suficiente para depurar los solutos. Se emplean flujos de diálisis de entre 100 y 1.500 ml/h, según la edad y peso del paciente, el filtro utilizado y los valores sanguíneos de urea y creatinina. Algunos autores recomiendan utilizar siempre hemodiafiltración regulando el flujo de líquido de diálisis según la concentración de urea y creatinina, porque puede aumentar la duración de los filtros y, en algunos estudios, se ha relacionado con un mejor pronóstico.

ULTRAFILTRADO Y BALANCE HÍDRICO

Se tiene que programar el balance negativo deseado y realizar un cuidadoso balance horario de entradas y salidas. En los monitores de TDEC actuales se puede programar el balance de líquidos horario, ya que controlan y coordinan el funcionamiento de las bombas e informan continuamente del balance de entradas y salidas por el filtro.

A pesar de ello es necesario comprobar, al menos horariamente, si el balance real es igual al programado.

ANTICOAGULACIÓN

El objetivo es prevenir la coagulación del filtro con el menor riesgo para el paciente. Generalmente, con heparina administrada previa al filtro.

- Un bolo de 20 a 50 UI/kg/intravenoso al conectar al paciente.
- Una perfusión a 5-20 UI/kg/h.

La anticoagulación se controla mediante el tiempo de coagulación activado postfiltro, que debe estar entre 180 y 200 s, o el tiempo de trombo-plastina activado entre 1,5 y 2 veces el control. En general, a menor flujo sanguíneo mayor necesidad de heparinización.

Como alternativa a la heparina, en pacientes de alto riesgo de sangrado, se puede realizar anticoagulación con citrato.

CAMBIO DE FILTRO

Los filtros se pueden cambiar de forma programada cada 24-72 h o cuando haya signos de coagulación del filtro (aumento de la presión transmembrana y descenso de presión del filtro). Los cambios programados permiten elegir la mejor hora para realizarlos y reperfundir la sangre del circuito al paciente, pero suponen mayor trabajo de enfermería y gasto, ya que, habitualmente, suponen un cambio más frecuente de filtros.

En el cambio del filtro se debe retornar la sangre al paciente, siempre que sea posible, para evitar la anemia y disminuir la necesidad de transfusiones. Sin embargo, en niños pequeños, sobre todo en los de menos de 5 kg, el volumen del circuito extracorpóreo supone una proporción importante de su volemia y su reperfusión rápida puede producir una importante sobrecarga de volumen. Por ello, el retorno de sangre se debe realizar con una velocidad baja, de 10-15 ml/min, y controlando con cuidado la presión arterial (PA) y la presión venosa central (PVC).

CONTROL DE LA TEMPERATURA

Las TDEC producen hipotermia. Para evitarla se pueden utilizar sistemas externos (cunas térmicas, mantas), sistemas de calentamiento de la sangre o calentar los líquidos de reposición y/o diálisis (algunos monitores disponen de un sistema de calentamiento de los líquidos de diálisis y reposición).

MONITORIZACIÓN, CONTROLES Y ALARMAS

1. Monitorización hemodinámica: se debe monitorizar de forma continua la frecuencia cardíaca, el electrocardiograma, la PA habitualmente de forma invasiva y la PVC.

2. Balance hídrico: se debe realizar un balance de líquidos horario y explorar, de forma frecuente, los signos de deshidratación o hiperhidratación, y la temperatura central y periférica.
3. Controles periódicos según el estado del paciente y el funcionamiento de la técnica de: equilibrio del ácido-base, electrolitos (Na, K, Cl, Ca, calcio iónico, P y Mg), hemograma, función renal, albúmina y estudio de la coagulación.
4. Control de la heparinización: con el tiempo de coagulación activado posfiltro (al inicio, al menos cada 8 h y, posteriormente, según el estado del paciente y la coagulación de los filtros).
5. Vigilar la presencia de coágulos y burbujas de aire en el circuito. Se debe realizar una manipulación cuidadosa para evitar desconexiones y contaminación.
6. Se deben vigilar y apuntar periódicamente los flujos y las mediciones de presiones, para poder anticiparse a las complicaciones.
7. Controles y alarmas de los monitores de TDEC:
 - Presión arterial o de entrada: mide y avisa de los problemas para extraer la sangre del paciente (coagulación, acodamiento, mala posición del catéter o el circuito).
 - Presión venosa o de retorno: mide y alerta de los problemas para retornar la sangre al paciente (coagulación, acodamiento, mala posición del catéter o el circuito, o coágulos en la cámara atrapaburbujas).
 - Descenso de presión del filtro: es la diferencia entre la presión previa al filtro y la presión de retorno. Aumenta cuando el filtro se va coagulando o si el flujo sanguíneo y/o el volumen de reposición son excesivos para el tamaño del filtro.
 - Presión transmembrana: mide la presión que soporta la membrana del filtro. Aumenta cuando el filtro se va coagulando, cuando los poros de la membrana están saturados o cuando se le está exigiendo al filtro un volumen de ultrafiltrado mayor del que puede conseguir con el flujo de sangre programado.
 - Presión y volumen de ultrafiltrado: mide y avisa de la presión necesaria para extraer líquido e indirectamente de la coagulación del filtro.
 - Aire en el circuito: alerta, para automáticamente la bomba y cierra el paso de sangre al paciente cuando hay aire en el circuito venoso o en la cámara atrapaburbujas.
 - Sangre en ultrafiltrado: avisa de la presencia de sangre en el líquido ultrafiltrado por rotura de microfibrillas. Da falsas alarmas con la presencia de aire u otras sustancias (bilirrubina) que colorean el ultrafiltrado.

COMPLICACIONES

Es fundamental realizar un entrenamiento en el manejo de los problemas técnicos por parte del personal de enfermería de las UCIP, porque una resolución rápida de estos problemas puede ayudar a prevenir complicaciones y conseguir una mejoría en el tratamiento.

Complicaciones técnicas

- Mal funcionamiento del acceso vascular (succión de la pared del vaso alrededor del catéter, acodamiento, coagulación). Si el catéter se dobla o torsiona se producen depósitos de fibrina que inducen la formación de trombos.
- Si se sospecha un problema de la vía se puede parar el tratamiento un momento y comprobar la permeabilidad a través de la llave de 3 pasos. Si es necesario cambiar el catéter, puede desconectarse el sistema y dejarlo recircular, conectando la línea arterial y venosa entre sí con una llave de 3 pasos, así se inicia de nuevo y programa un balance de 0 mientras se soluciona el problema.
- Coagulación del circuito y/o del filtro: la coagulación prematura del filtro es una de las complicaciones más comunes de las TDEC en niños. Esto se debe fundamentalmente a interrupciones frecuentes del funcionamiento, anticoagulación insuficiente o uso de un flujo sanguíneo bajo.
- Desconexión accidental y hemorragia: es una complicación poco frecuente pero potencialmente muy grave. Para evitarla se debe comprobar periódicamente el estado de las conexiones y mantenerlas siempre a la vista.
- Embolia aérea: es una complicación excepcional, pero muy grave. Sólo se produce por una incorrecta utilización del monitor de TDEC.

Complicaciones clínicas

- Hipotensión por hipovolemia durante la conexión. Para evitarla, se puede cebar con sangre o coloides y/o expandir por otra vía en el momento de la conexión. También puede aparecer hipotensión durante el tratamiento al producirse una depleción de volumen intravascular si se exige un excesivo balance negativo.
- Hemorragia. Para prevenirla es preciso realizar controles periódicos de coagulación. La anticoagulación con citrato disminuye el riesgo de sangrado, pero tiene mayor riesgo de alteraciones metabólicas como alcalosis, hipocalcemia, hipernatremia o intoxicación por citrato.
- Anemia por cambios repetidos de filtros.

- Trombopenia. Aparece con mucha frecuencia en los niños tratados con TDEC debido a su activación y agregación en el filtro. Menos frecuente es la trombopenia inducida por heparina. Sólo se debe realizar transfusión de plaquetas cuando hay hemorragia o cifras de plaquetas muy bajas (habitualmente menos de 50.000).
- Alteraciones en el balance hídrico (hipo o hipervolemia): se debe ajustar la alarma de «pérdida o ganancia máxima involuntaria de líquido del paciente» a su peso; para evitar errores que conduzcan a la hipo-hipervolemia y vigilar periódicamente el estado clínico de hidratación del paciente.
- Alteraciones electrolíticas: las más frecuentes son la hipofosfatemia, hipokalemia, hipomagnesemia, hipocalcemia, hiponatremia, hipernatremia. Se deben realizar controles periódicos de electrolitos y compensar las alteraciones, generalmente añadiendo los electrolitos necesarios en los líquidos de reposición y diálisis.
- Hipotermia: es más frecuente en los lactantes y niños pequeños y cuanto mayor sea el flujo sanguíneo y el volumen de ultrafiltrado. En esta situación, se produce una pérdida de temperatura de 2,8 °C de media. Habitualmente se necesitan sistemas para calentar la sangre, los líquidos de reposición y diálisis o mantas de calor. Se debe tener en cuenta que los niños con TDEC difícilmente presentan fiebre, aunque tengan una infección importante.
- Infección. La infección más frecuente es la bacteriemia relacionada con el catéter venoso central utilizado en la TDEC. Para prevenirla, es esencial la utilización de una técnica estéril para la canalización, conexión y manipulación del sistema.
- Pérdidas nutricionales. Los niños con insuficiencia renal aguda tienen una situación de hipercatabolismo con necesidades nutricionales aumentadas. A través del filtro se pierden aminoácidos minerales y proteínas. Es, por tanto, esencial realizar una nutrición precoz, si es posible por vía enteral, con un adecuado aporte calórico y proteico.

FINALIZACIÓN DEL TRATAMIENTO

El tratamiento se finaliza habitualmente cuando el paciente recupera la diuresis espontánea y no presenta importantes desequilibrios electrolíticos ni del equilibrio ácido-base. Se puede aprovechar la necesidad de cambio del filtro para esperar, durante unas horas, la recuperación de la diuresis y, en función de ella, valorar la administración de una dosis de diurético.

Bibliografía recomendada

- Barletta GM, Bunchman TE. Acute renal failure in children and infants. *Curr Opin Crit Care.* 2004;10:499-504.
- Bock KR. Renal replacement therapy in pediatric critical care medicine. *Curr Opin Pediatr.* 2005;17:368-71.
- Cimochowski GE, Worley E, Rutherford WE, Sartain J, Blondin J, Harter H. Superiority of the internal jugular over the subclavian access for temporary dialysis. *Nephron.* 1990;54:154-61.
- Del Castillo J, López-Herce J, Cidoncha E, Urbano J, Mencía S, Santiago MJ, et al. Circuit life span in critically ill children on continuous renal replacement treatment: a prospective observational evaluation study. *Crit Care.* 2008;12:R93.
- Espino MM, Antón M. Fallo renal agudo. Enfoque diagnóstico. En: García Nieto V, Santos F, editores. *Nefrología Pediátrica.* Madrid: Biblioteca Aula Médica; 2006.
- Finkel KW, Podoll AS. Complications of continuous renal replacement therapy. *Semin Dial.* 2009;22:155-9.
- Goldstein SL. Overview of pediatric renal replacement therapy in acute kidney injury. *Semin Dial.* 2009;22:180-4.
- Hackbarth R, Bunchman TE, Chua AN, Somers MJ, Baum M, Symons JM, et al. The effect of vascular access location and size on circuit survival in pediatric continuous renal replacement therapy: a report from the PPCRRT registry. *Int J Artif Organs.* 2007;30:1116-21.
- López-Herce J, Santiago Lozano MJ, Bustinza Arriortúa A, Del Castillo Peral J. Técnicas de depuración extrarrenal continua y filtrado plasmático. *Manual de Cuidados Intensivos pediátricos.* Madrid: Publimed; 2009. p. 986-96.
- López-Herce J, Sánchez C, Carrillo A, Mencía S, Santiago MJ, Bustinza A, et al. Transpyloric enteral nutrition in the critically ill child with renal failure. *Intensive Care Med.* 2006;32:1599-605.
- Medina Villanueva A, López-Herce J, López Fernández Y, Antón Gamero M, Concha Torre A, Rey Galán C, et al. Insuficiencia renal aguda en niños críticamente enfermos. Estudio preliminar. *An Pediatr (Barc).* 2004;61:509-14.
- Palevsky PM, Zhang JH, O'Connor TZ, Chertow GM, Crowley ST, Choudhury D, et al. Intensity of renal support in critically ill patients with acute kidney injury. *N Engl J Med.* 2008;359:7-20.
- Parienti JJ, Thirion M, Megarbane B, Souweine B, Ouchikhe A, Polito A, et al. Femoral vs jugular venous catheterization and risk of nosocomial events in adults requiring acute renal replacement therapy: a randomized controlled trial. *JAMA.* 2008;299:2413-22.
- Santiago MJ, López-Herce J, Urbano J, Bellón JM, Del Castillo J, Carrillo A. Hypophosphatemia and phosphate supplementation during continuous renal replacement therapy in children. *Kidney Int.* 2009;75:312-6.
- Santiago MJ, López-Herce J, Urbano J, Solana MJ, Del Castillo J, Ballesteros Y, et al. Complications of continuous renal replacement therapy in critically ill children: a prospective observational evaluation study. *Crit Care.* 2009;13:R184.
- Santiago MJ, López-Herce J, Urbano J, Solana MJ, Del Castillo J, Ballesteros Y, et al. Clinical course and mortality risk factors in critically ill children requiring continuous renal replacement therapy. *Intensive Care Med.* 2010;36:843-9.
- 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.

- Shiga H, Hirasawa H, Oda S, Matsuda K, Ueno H, Nakamura M. Continuous hemodiafiltration in pediatric critical care patients. *Ther Apher Dial.* 2004;8:390-7.
- Strazdins V, Watson AR, Harvey B. Renal replacement therapy for acute renal failure in children: European guidelines. *Pediatr Nephrol.* 2004;19:199-207.
- Vijayan A. Vascular access for continuous renal replacement therapy. *Semin Dial.* 2009;22:133-6.
- Williams DM, Sreedhar SS, Mickell JJ, Chan JC. Acute kidney failure: a pediatric experience over 20 years. *Arch Pediatr Adolesc Med.* 2002;156:893-900.

Plasmaféresis

Belén Machuca Ayuso y Roser Jané Navarro

Servicio de Medicina Intensiva, Hospital Universitario Mutua de Terrassa,
Terrassa, Barcelona

INTRODUCCIÓN

La sangre está compuesta en un 45% por elementos formes (glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas) y en un 55% por líquido (plasma). El plasma es en un 90% agua, en un 7% proteínas (albúmina, fibrinógeno, protrombina y globulinas) y en el resto sales minerales (cloruro potásico, cloruro sódico y sales de calcio), hormonas, enzimas, aminoácidos, glúcidos, lípidos y sustancias de desecho, resultado del metabolismo corporal.

La función del plasma es variada: transporta las células sanguíneas y alimentos a todos los tejidos corporales y las sustancias de desecho recogidas de las células, también sintetiza las globulinas; mantiene el volumen plasmático y la volemia (función oncótica); colabora en la estabilidad del pH sanguíneo (función de tampón); interviene en el equilibrio electroquímico de concentraciones de iones (función electroquímica), y contribuye a la viscosidad de la sangre (función reológica).

La técnica de plasmaféresis (TPE) constituye una variedad de aféresis, y su finalidad principal es la extracción y eliminación del plasma de los componentes considerados responsables patógenos de una enfermedad o bien de sus manifestaciones clínicas.

El término plasmaféresis deriva de la palabra griega *feresis* que significa «quitar o remover una parte de su todo». Desde la antigüedad se tenía la creencia médica de que la composición de la sangre era el determinante central de la enfermedad o de la salud. El hombre, a lo largo de su historia, siempre ha pretendido eliminar del torrente circulatorio aquellos «malos humores» o toxinas que creían condicionar su enfermedad.

Las bases actuales de la aféresis terapéutica fueron descritas por primera vez en 1914 por Abel et al, de la Universidad de John Hopkins, que reconocieron la necesidad de mantener los hematíes en los procesos de renovación del plasma. Lo llevaron a cabo con la técnica de centrifugación. No fue hasta los años setenta cuando se desarrollaron las nuevas membranas que permitían la separación del plasma, a través de la técnica de plasmafiltración. Esto supuso un gran avance, ya que la plasmaseparación,

que se efectúa mediante filtración es mucho más simple y eficaz que la realizada por centrifugación.

DESCRIPCIÓN DE LA TÉCNICA

Los métodos que se utilizan para la separación del plasma son: centrifugación (mediante flujo continuo o discontinuo) y filtración. Con la filtración se separan los componentes celulares y no celulares de la sangre a través de los poros de una membrana que permiten el paso del plasma, pero impiden el de las células sanguíneas.

La separación del plasma depende de 3 factores principales:

- Composición de la sangre.
- Características de la membrana.
- Factores técnicos.

A través de un catéter venoso central (CVC) de 2 lúmenes se extrae la sangre del paciente, que pasa por un circuito extracorpóreo donde la unidad principal es el plasmafiltro. Este filtro está formado por membranas porosas de alta permeabilidad, lo que permite filtrar todo el plasma y sus moléculas, y retener sólo las células sanguíneas. El plasma eliminado se sustituye por líquido de reposición adecuado en el posfiltro.

Tabla 17.1 Clasificación de las patologías según el nivel de evidencia

Categoría I	Categoría II	Categoría III	Categoría IV
<ul style="list-style-type: none"> – Crioglobulinemia – Sd. de Goodpasture – Sd Guillain Barré – Hipercolesterolemia familiar – Sd. de hiperviscosidad – Púrpura trombocitopénica trombótica (TTP) – Miastenia gravis – Púrpura posttransfusional – Enfermedad de Refsum – Inhibidores de factor coagulación 	<ul style="list-style-type: none"> – Sd. hemolítico urémico – Intoxicación venenosa o drogas – <i>Pemphigus vulgaris</i> – Glomerulonefritis rápida progresiva – Vasculitis sistémica – Transplantes ABO incompatibles – Enfermedad de Raynaud – Neuropatía periférica – Neuropatía del mieloma – Polineuropatía I desmielinizante 	<ul style="list-style-type: none"> – Incompatibilidad fetomaterna – Crisis hipertiroides – Esclerosis múltiple – Esclerodermia – Refractariedad plaquetaria – AHA1 – PTI – Sd paraneoplásicos – Insuficiencia hepática aguda – Polimiositis/dermatomiositis 	<ul style="list-style-type: none"> – ELA – Nefritis lúpica – Psoriasis – Rechazo trasplante renal – Artritis reumatoide – HIV

INDICACIONES

La TPE ha alcanzado un papel muy relevante en el tratamiento de algunas patologías, especialmente en procesos reumatológicos, neurológicos inmunológicos y hematológicos.

La elección del procedimiento responde al conocimiento de la sustancia que se ha de eliminar.

En 1993, la American Society of Apheresis clasificó la eficacia de la técnica, según su nivel de evidencia (tabla 17.1):

- Categoría I. El recambio plasmático se considera de primera elección.
- Categoría II. El recambio plasmático tiene una indicación aceptada.
- Categoría III. El recambio plasmático terapéutico debe realizarse ante el fracaso de tratamientos convencionales.
- Categoría IV. La eficacia del recambio plasmático es nula.

PERIODICIDAD DE LA TÉCNICA

Una adecuada TPE depende de la composición de la sangre: el valor del hematocrito, la cifra de plaquetas y los distintos constituyentes plasmáticos. Está indicada una protocolización analítica pre y post-TPE.

El flujo sanguíneo, a través del filtro, el volumen total de intercambio y el hematocrito del paciente determinan la duración de cada sesión, que aproximadamente es de 3 h.

El número y frecuencia de sesiones que se han de realizar, y el volumen de plasma que se ha de intercambiar, varían según la patología que se deba tratar y su curso clínico.

CARACTERÍSTICAS DE LOS PLASMAFILTROS

En 1977, Yamazaki e Inoue de Japón proporcionaron las primeras indicaciones específicas para la aplicación clínica con plasmaseparadores. Desde entonces hasta la actualidad se ha ido demostrando su eficacia.

En la eficacia de la TPE tienen una influencia crucial las características de las membranas separadoras: su forma (hueca o plana), su material (actualmente son de fibra hueca), el tamaño del poro, que suele ser grande (0,3-0,6 μm), la longitud del filtro, el diámetro de la fibra y su área de superficie.

Por su composición pueden ser de diacetato de celulosa, polietileno, polimetilmetacrilato, aleación de polímeros, polipropileno, polisulfona y polivinilalcohol.

Las membranas plasmaseparadoras disponibles en la actualidad poseen unas propiedades casi ideales para la permeabilidad, sin apenas retención proteica. El plasmafiltro usado en la terapia con Prismaflex® es de polipropileno (fig. 17.1).

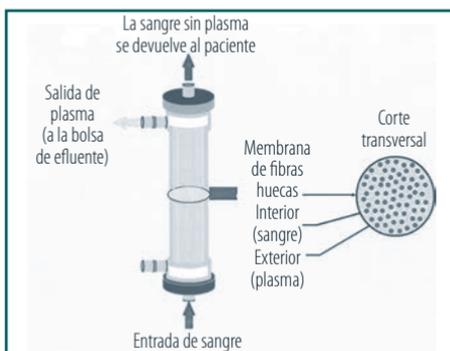


Figura 17.1 Configuración de un plasmafiltro.

LÍQUIDOS DE REPOSICIÓN

El líquido que reemplaza el plasma siempre debe contener albúmina, por ser el principal determinante de la presión oncótica. La reposición de un volumen equivalente, mediante albúmina al 5%, es más que suficiente para mantener la presión oncótica.

La situación específica del paciente o patología que se debe tratar determina el líquido de reposición que se ha de utilizar.

Los líquidos de reemplazo que se usan normalmente son:

- Plasma fresco congelado. Éste es, sin duda, el líquido fisiológicamente idóneo para este fin. Sin embargo, su alto coste, la dependencia del grupo sanguíneo, lo que en ocasiones dificulta su disponibilidad, el riesgo de reacciones anafilácticas y las transmisiones de enfermedades virales, han propiciado que se sustituya por otros líquidos, y que únicamente se utilice en los casos de púrpura trombocitopénica trombótica y otras coagulopatías.
- Solución de albúmina. Tiene la ventaja de carecer de transmisión de enfermedades virales y reacciones anafilácticas, pero puede causar la depleción de los factores de coagulación y la renovación de inmunoglobulinas séricas, con un alto riesgo de producir sangrado e infecciones.
- Plasmaproteínas pasteurizadas líquidas (PPL). Este líquido está compuesto por proteínas plasmáticas estables a 60° C (más del 80% de albúmina) y es más económico. Por todo ello, las PPL son las más utilizadas hoy como líquido de reemplazo.

INICIO DEL TRATAMIENTO

Es fundamental realizar cualquier manipulación con asepsia extrema, tanto la de los materiales que se utilizan en todo el proceso de preparación como durante el montaje del monitor.

Antes de iniciar el tratamiento de TPE se requiere una analítica completa, según el protocolo, que incluya: hemograma, coagulación (fibrinógeno, tiempo de tromboplastina parcial activada, ionograma (calcio, fósforo, sodio, potasio y magnesio) y proteinograma. También se precisa el peso corporal del paciente para calcular parámetros de la TPE durante la terapia.

Se coloca un CVC de doble luz exclusivo para la terapia. Para conseguir altos flujos venosos se aconseja que el diámetro del CVC sea ≥ 13 French. El lugar de inserción debe ser la vena yugular o la femoral como primera opción, ya que permite trabajar con flujos de sangre elevados y se debe intentar descartar la subclavia.

CÁLCULO DEL VOLUMEN DE INTERCAMBIO

Una correcta TPE requiere la estimación del volumen de plasma que se ha de tratar (VPT). En cada sesión, el VPT debe ser aproximadamente igual al volumen del plasma circulante (VPC), y éste depende, sobre todo, de la cifra de hematocrito del paciente.

Hay diferentes fórmulas para calcular el VPT.

– Si el hematocrito es normal (aproximadamente 45%):

$$\text{VPC} = 40 \text{ a } 45 \text{ ml/kg/sesión}$$

– Si el hematocrito es $< 40\%$. Fórmula de Buffaloe:

$$\text{VPC} = \text{VSC} \times (1 - \text{hematocrito}/100)$$

Donde VSC es el volumen de sangre circulante (= peso del paciente [kg] \times 70 ml).

TRATAMIENTO CON EL SOFTWARE PRISMAFLEX®

Comprende los siguientes pasos:

1. Seleccionar «nuevo paciente».
2. Introducir «peso paciente».
3. Seleccionar «TPE 1000», «TPE 2000».
4. Cargar set TPE:

- Línea del efluente (amarilla).
 - Línea prebomba de sangre (blanca), unida al punto de acceso al paciente (PBP).
 - Línea de entrada de sangre (roja).
 - Línea de líquido de sustitución posfiltro (morada).
 - Línea de retorno de sangre (azul) con cámara atrapaburbujas.
 - Conector en «Y» para el cebado, unido a las líneas del efluente y de retorno.
 - Bolsa del efluente de 5 l.
 - Línea de heparina (clara) con válvula antirretorno. No existe línea de diálisis.
5. Preparar y conectar las soluciones.
 6. Cebado del set y prueba de cebado.
 7. Prescripción de TPE.
 8. Conectar al paciente.
 9. Fin de tratamiento.

PREPARACIÓN Y CONEXIÓN DE LAS SOLUCIONES

Preparar y conectar las soluciones según el orden que indique la máquina.

- Líquido de sustitución o de reposición.
- Líquido de cebado. Para cebar el TP 1000 hay que preparar 2 bolsas de 1 l de líquido salino con heparina sódica (50 mg de heparina sódica por litro de líquido salino). Y para cebar el TP 2000 se deben preparar 3 bolsas de 1 l de líquido salino con heparina sódica (50 mg de heparina sódica por litro de líquido salino).
- PBP. El objetivo del uso de la bomba de PBP es diluir la sangre prefiltrada. La pérdida de plasma del paciente no tiene relación con la perfusión de PBP. Su uso es opcional.
- Heparina. Se conecta una jeringa de 20 ml cargada con 5 ml de heparina al 1% y 15 ml de suero fisiológico en la línea de la heparina (1 ml = 5 mg = 500 U). En las nuevas modalidades de Prismaflex®, donde la jeringa es de 50 ml, se cargan 5 ml de heparina al 1% y 45 ml de suero fisiológico (1 ml = 100 mg = 100 UI).

CEBADO DEL SET Y PRUEBA DE CEBADO

Cargar el set específico de TPE en la máquina (identificación del set). En el monitor Prismaflex® se ha de usar el plasmafiltro TPE 1000 para pacientes con peso > 9 kg, o el TPE 2000 para adultos.

Durante el cebado, las líneas del efluente y retorno están unidas mediante el conector en «Y», por donde se conecta el líquido de cebado.

Hay que realizar el cebado del circuito siguiendo las indicaciones del monitor. El TPE 1000 requiere 2 cebados y el TPE 2000, 3. El primer cebado dura 7 min y los restantes, 5 min cada uno.

La línea del líquido de sustitución se ceba 2 o 3 veces con un volumen de 20-30 ml (dependiendo de si se utiliza el TP 1000 o el TP 2000). Durante el proceso de cebado se pierden 20 o 30 ml del líquido de sustitución empleado.

La bolsa del efluente, durante el cebado, hace de bolsa recolectora del líquido de cebado.

Al finalizar todos los ciclos de cebado se realiza automáticamente una prueba de cebado que dura unos minutos.

PRESCRIPCIÓN DE FLUJOS

En una primera pantalla se introducen los siguientes datos (fig. 17.2):

- Hematocrito del paciente (previo al tratamiento). Es necesario para conocer el volumen de plasma del paciente, el hematocrito posfiltro y la fracción de filtración (FF).

The screenshot shows a software interface titled "Introd prescripción TPE:". At the top right, it displays the date "01/Enero/70" and time "01:00". Below the title, there is a status bar with "Espera" and "TPE". A text box contains instructions: "Para ajustar parámetros, pulse la tecla adecuada y use las flechas. Cuando termine, pulse CONFIRM. Consulte la ayuda para más información." The main area is divided into two columns. The left column has three input fields: "Hct previo al tratam" with the value "36 %", "Vol sustitución total" with "0 ml", and "Vol recip sustitución" with "0 ml". The right column contains a "Rango: 10 a 60 %" and four objective fields: "Hct posterior al filtro: 0 %", "Fracción de filtrado: 0 %", "Objetivo de efluente: 0 ml", and "Objet pérd plasma pac: 0 ml". Below these is the label "Hct = Hematocrito". On the right side of the screen, there are three vertically stacked buttons: "BORRAR", an up arrow, and a down arrow. At the bottom, there are five buttons: "HCT PRE TRAT", "VOL SUSTITUC", "RECIP SUSTITUC", "CONFIRM", and "AYUDA".

Figura 17.2. Introducción de la prescripción.

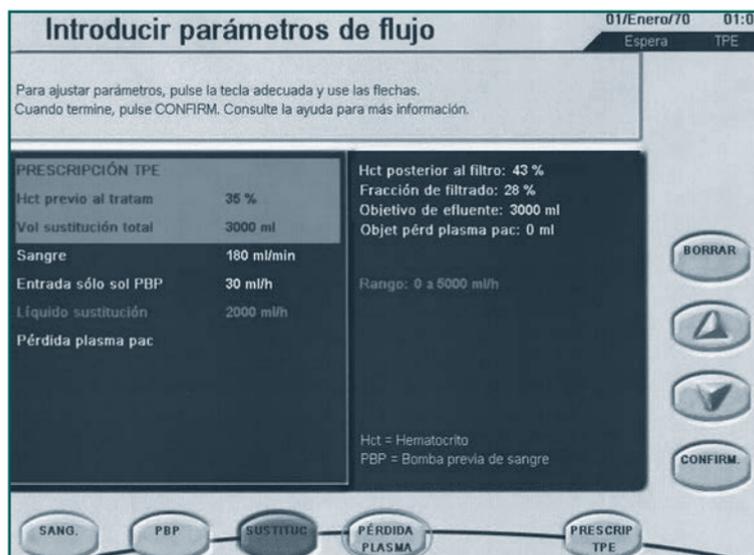


Figura 17.3. Introducción de parámetros.

- VPT. Se aplica la fórmula de Buffaloe para calcular el volumen de VPC, según se muestra en el siguiente ejemplo: paciente de 80 kg de peso y con un hematocrito de 40: $VPC = (80 \times 70) \times (1 - 40/100) = 3.360 \text{ ml}$
- Volumen del recipiente de sustitución. Normalmente se pide al servicio de farmacia del hospital el líquido de reposición que se vaya a utilizar (3.360 ml). En este apartado se introduce el volumen de la bolsa proporcionada y se le resta un 10%, para asegurarse una correcta alarma de finalización del líquido de sustitución y evitar la entrada de aire al circuito.

Pulsar «confirm» para acceder a la siguiente pantalla de programación de flujos (fig. 17.3).

- Flujo de la bomba de sangre. Es de 50-180 ml/min para TPE 1000 y de 100-450 ml/min para TPE 2000. Se comienza con un flujo bajo hasta ver la evolución de las presiones.
- Flujo de PBP. Es de 0-1.000 ml/h hasta un máximo de 2.000 ml por tratamiento. Hay que tratar cualquier solución de PBP perfundida como entrada de fluidos al calcular el balance de entradas/salidas del paciente.

- Líquido de sustitución (equivalente al flujo de extracción del plasma). Es de 50-5.000 ml/h. Al introducir el flujo de sustitución, Prismaflex® calcula el hematocrito posfiltro y la FF. Se recomienda empezar lentamente hasta ver la evolución de las presiones y la tolerancia del paciente.
- Pérdida de plasma del paciente. Siempre debe ser de 0. Si la pérdida de plasma no es 0, el paciente finaliza con un balance de plasma negativo.
- Flujo de la bomba de heparina. El circuito extracorpóreo requiere de 1 dosis de heparina para evitar su coagulación. Esta dosis se ajusta a cada paciente y, si no hay alteraciones de coagulación en él, la dosis suele ser el doble que en una hemodiálisis normal, por la pérdida de heparina que se produce junto al plasma.

De acuerdo con la prescripción y flujos pautados, la máquina calcula lo siguiente (fig. 17.4):

- Hematocrito posfiltro (%). Debe mantenerse con un valor inferior al 65%, para evitar la hemoconcentración del set.
- Fracción de filtración (%). Cantidad de plasma que se extrae del total que circula por los capilares (el valor solamente es indicativo).
- Programación del efluente por tiempo de tratamiento.

The screenshot shows the 'Revisar prescripción' (Review prescription) screen of a Prismaflex machine. At the top, it displays patient information: 'ID pc: 01/Enero/20' and 'Peso pac: 80 kg'. Below this, there are instructions: 'Para modificar la selección, pulse AJUSTS TRATAMIENTO, AJUSTS ANTICOAG o AJUSTS FLUJO. Pulse CONTIN. para aceptar. Consulte la AYUDA para obtener más información.' The main area is titled 'Ajustes prescripción' (Prescription adjustments) and is divided into several sections:

- Trat. (Treatment):** 'Rango de supervisión de la presión de entrada' set to 'Negativo'.
- Flujos (Flows):** 'Sangre' 180 ml/min, 'PBP' 30 ml/h, 'Sustituc.' 2000 ml/h, 'Pérdida de plasma del' 0 ml/h, and 'Efluente' 2000 ml/h.
- Prescripción TPE (TPE Prescription):** 'Hct previo al tratam.' 35 %, 'Vol. total de sustitución' 3000 ml.
- Método anticoagulante ESTÁNDAR (Standard Anticoagulant Method):** 'Continuo' 2.0 ml/h, 'Bolo' 0.0 ml, 'Periodo' 6 h.
- Indicadores prescrip. (Prescription Indicators):** 'Hct posterior al filtro' 43 %, 'Fracción de filtrado' 28 %, 'Tiempo PTM' 90 min, and 'Intercambio vol plasma' 1.5.

On the right side, there are three large buttons: 'TRATAM. AJUSTAR', 'FLUJO AJUSTAR', and 'ANTIC. AJUSTAR'. At the bottom right, there is a 'CONTIN.' button.

Figura 17.4. Revisar la prescripción.

- Pérdida de plasma del paciente. La pérdida de plasma del paciente debe permanecer en 0.

CONEXIÓN DEL PACIENTE

Una vez programados todos los flujos se debe conectar el circuito con el paciente. En la pantalla «estado» se muestran los flujos programados, los datos del líquido acumulado del tratamiento, el tiempo de tratamiento y los valores de las presiones, con sus gráficos correspondientes (presión transmembrana de entrada [PTMa], descenso de presión).

Al inicio del tratamiento y durante los primeros minutos, la sangre circula por el plasmafiltro sin que haya intercambio de plasma. Esto permite que la sangre contacte con el filtro sin influencia de presiones de ultrafiltración.

CAMBIO DE BOLSAS

Cuando la bolsa del líquido de sustitución esté vacía, aparece la alarma «contenedor de reposición vacío». En este caso hay que cambiar la bolsa por una llena e introducir el volumen de la nueva bolsa en el monitor. Después se teclaea «continuar».

Si se desea cambiar la bolsa del líquido de sustitución por otra antes de que se vacíe la bolsa se debe teclrear «cambio de bolsas»; escoger «sustitución» y modificar el nuevo volumen. Al finalizar, se tecllea «continuar».

Si se quiere cambiar las bolsas de PBP o del efluente cuando estén vacías o llenas, antes de que alguna alarma lo indique se ha de teclrear «cambio de bolsas»; escoger el tipo de bolsa e indicar el nuevo volumen de la bolsa colocada. Al finalizar se tecllea «continuar» para seguir con la terapia.

CAMBIO DE JERINGA DE HEPARINA

Si salta la alarma «jeringa vacía» se debe preparar una nueva jeringa con la disolución de heparina y seguir las indicaciones que aparecen en el monitor.

COMPLICACIONES DURANTE EL TRATAMIENTO

Durante todo el procedimiento se han de monitorizar la presión arterial, la frecuencia cardíaca, la temperatura y la frecuencia respiratoria.

También se han de comprobar y registrar los parámetros de los flujos, presiones y volúmenes procesados.

Las complicaciones durante las sesiones se pueden deber a varios factores:

Derivadas de las patologías

Son las más complicadas y requieren una mayor rapidez en la resolución:

- Dolores precordiales, propios de enfermedades hiperlipídicas.
- Alteraciones respiratorias y motoras, propias de enfermedades neurológicas.
- Calambres y dolores musculares en alteraciones neurológicas e hipocalcemia.

Ante estas situaciones se ha de valorar y restituir la volemia perfundiendo suero salino, suspender temporalmente la TPE y/o administrar la medicación prescrita previamente para estos casos.

Derivadas de los accesos vasculares

- Para evitar la infección del CVC hay que extremar las medidas de asepsia durante su inserción y manipulación.
- Para garantizar la permeabilidad del catéter, tras su inserción y después de cada sesión de plasmaféresis, se debe lavar cada luz con 10 ml de solución salina, para eliminar restos de sangre, y heparinizar con heparina sódica al 5% (el catéter lleva inscrito en cada luz la dosis exacta de heparina que se ha de usar). Al inicio de cada sesión se debe retirar la heparina de cada luz con una jeringa antes de proceder a su conexión. Así se evita la entrada de heparina al torrente circulatorio y se verifica la permeabilidad del catéter.

La presión de entrada, si es extremadamente negativa, indica dificultad para extraer la sangre del catéter. En este caso se debe verificar la permeabilidad y/o el catéter.

La presión de retorno, si es extremadamente positiva, indica dificultad para devolver la sangre al paciente. Por ello hay que verificar la permeabilidad y/o recolocación del catéter.

- Presencia de hematomas. Vigilancia.
- Sangrado por el orificio de punción. En este caso se ha de realizar una compresión local y, si sigue el sangrado, utilizar un apósito de colágeno.
- Flebitis, infección, sepsis originada por el CVC, flujo insuficiente y coagulación del catéter. En este caso se ha de parar temporalmente la TPE, retirar el catéter e insertar uno nuevo.

Derivadas de la técnica

En el circuito

- Acodamiento de las líneas. Se han de recolocar en posición correcta.
- Coagulación del filtro. Se ha de suspender la TPE y, si se puede, volver a iniciar el procedimiento con un nuevo set. También se ha de revalorar la descoagulación del circuito, si se reinicia la terapia.
- Aumento del hematocrito posfiltro > 65%. Se tiene que aumentar el flujo de sangre y/o reducir el flujo de reposición.
- Alarmas de presiones del circuito. Las presiones elevadas por encima de los márgenes permitidos pueden obligar a reducir los flujos de sangre, vigilar la aparición de depósitos de fibrina o coágulos en cámaras y filtros. Se puede solucionar alargando los tiempos de sesión y aumentando la dosis del anticoagulante.
- PTMa. Corresponde a la presión del filtro menos la presión del efluente. Este valor controla el riesgo de la hemólisis. El límite de aviso de la PTMa alta es variable, desde +10 a +100 mmHg sobre el valor inicial. Si estuviera elevada habría que comprobar la falta de flujo y verificar si existe la coagulación de filtro. Cuando la PTMa empieza a aumentar de valor se debe disminuir el flujo de reperusión (o la pérdida del plasma del paciente) o incrementar el flujo de sangre.
- Plasmafiltro coagulando/coagulado o PTMa excesiva. El aviso ocurre cuando el descenso de presión del plasmafiltro (descenso de presión = presión filtro – presión de retorno) llega al límite soportado por el plasmafiltro; se alcanzan los límites de la PTMa; el máximo descenso de presión para TPE 1000 = 100 mmHg, y para TPE 2000 = 200 mmHg; el límite de aviso de coagulación del plasmafiltro es variable, desde +10 a +60 respecto al valor inicial.

No hay que dejar que ninguna de las presiones sobrepase el límite superior permitido, ya que una excesiva presión puede dar lugar a la coagulación del filtro y la suspensión del procedimiento.

En el paciente

- Hipotensión, bradicardias, taquicardias, sensación de mareo debidas a la hipovolemia de la TPE. Esta volemia se restituye perfundiendo suero salino hasta que desaparezcan los síntomas.
- Hipotermias y tiritonas producidas por la circulación extracorpórea y líquidos de perfusión. Se deben aplicar medios externos (calentador de líneas, mantas de aire caliente, mantas eléctricas, etc.).

- Reacciones anafilácticas, alergias no conocidas. Se ha de suspender automáticamente el procedimiento y avisar al médico responsable.

Derivadas de los factores de coagulación

- Retraso en el inicio del procedimiento por fibrinógeno bajo.
- Signos de sangrado o aparición de hematomas.
- Alargamiento de los tiempos de hemostasia.

Ante estas situaciones se ha de esperar a la normalización de los valores analíticos y, si estuviesen producidos por la técnica, alargar el tiempo entre sesiones.

FINALIZACIÓN DEL TRATAMIENTO

Una vez conseguido el intercambio del total del volumen programado se activa la alarma de finalización del tratamiento. La bomba de sangre continúa circulando hasta que se decide detener el tratamiento y desconectar al paciente. Si procede se puede fijar un nuevo «volumen de reposición» y continuar con el tratamiento hasta vaciar el recipiente de reposición.

También se ha de lavar con solución salina el CVC y heparinizar, según el protocolo, al final de cada sesión con las máximas medidas de asepsia. Se debe tapar y evitar utilizar esta vía para otra técnica que no sea de depuración continua.

Una vez que el paciente se haya desconectado de la máquina hay que realizar otra analítica post-TPE para valorar la eficacia del procedimiento, según el protocolo.

Bibliografía recomendada

Anaya F. Aféresis terapéutica. Madrid: Norma-Capitel; 2005.

Benítez C. Uso de plasmaféresis en unidades de pacientes críticos. Revista Médica de Chile. 2005;133:1441-8.

Medina-Macias M. Aféresis terapéutica. Recambio plasmático terapéutico. Citaféresis. Revista Médica del IMSS (México). 2005;43 Supl 1:47-52.

CAPÍTULO 18

Hemoperfusión

Jesús Márquez Benítez y Lourdes Ricci Valero

Unidad de Diálisis y Trasplante Renal, Hospital Infanta Cristina, Badajoz

INTRODUCCIÓN

La hemoperfusión (HP) es una técnica de depuración extrarrenal donde se utilizan sustancias con un gran poder de adsorción, ya sean carbón o resinas sintéticas.

La adsorción es un fenómeno selectivo que da lugar a la transferencia de solutos de una fase fluida a otra de partículas sólidas (adsorbente), a consecuencia de una atracción entre las moléculas de su superficie y las del fluido que las rodea.

El adsorbente más usado es el carbón activado, en polvo o en gránulo, conocido y utilizado desde hace siglos (purificación de alcohol, máscaras anti-gas de la Primera Guerra Mundial). El carbón activado se obtiene por destilación destructiva de materia orgánica (madera, turba, cáscara de coco, etc.) y, posteriormente, se «activa» mediante un agente oxidante y a temperatura elevada. Con estos 2 procesos se pueden conseguir diferentes tipos de carbones activados, con distintas distribuciones y tamaños de poro.

Este tipo de carbón, al ponerse en contacto directo con la sangre, libera partículas que producen microembolias. Para evitarlo, este carbón se ha aislado y encapsulado, recubriendo sus gránulos con celulosa biocompatible o bien fijando los gránulos de carbón a láminas especiales para que no se movilizan ni se produzcan desprendimientos de micropartículas.

Los cartuchos de carbón activado microencapsulados tienen una gran superficie, determinada por la porosidad de los gránulos (1 g de carbón equivale a 1.000 m²) y muestran preferencia de adsorción por moléculas covalentes, no iónicas y poco polares, como la mayoría de compuestos orgánicos (fig. 18.1).

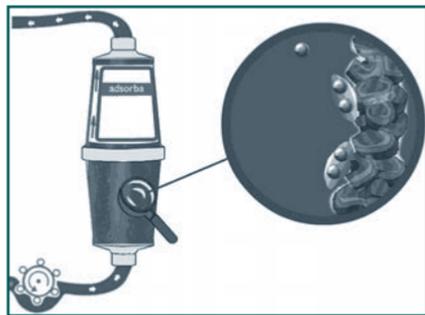


Figura 18.1. Cartucho de carbón.

INDICACIONES DE LA HEMOPERFUSIÓN

La HP tiene 2 indicaciones principales:

- Intoxicaciones por drogas o sustancias liposolubles exógenas en general.
- Insuficiencia hepática.

SUSTANCIAS ELIMINADAS MEDIANTE HEMOPERFUSIÓN CON CARBÓN ACTIVADO

La lista de sustancias que se pueden eliminar con la HP y carbón activado es amplia:

- Barbitúricos: amobarbital, pentobarbital, fenobarbital, etc.
- Sedantes no barbitúricos: meprobamato, clorpromazina, etc.
- Antidepresivos: amitriptilina, nortriptilina, desipramina, etc.
- Analgésicos: ácido acetilsalicílico, paracetamol, etc.
- Herbicidas, fosfatos orgánicos, insecticidas, pesticidas.
- Solventes y gases: tetracloruro de carbono, óxido de etileno, etc.
- Agentes cardiovasculares: digoxina, procainamida, etc.
- Antimicrobianos y antiblásticos: adriamicina, cloraquina, metotrexato.
- Componentes endógenos: aminoácidos, insulina, tiroxina, etc.
- Miscelánea: adrenalina, dopamina, serotonina, ácido fólico, vitamina B₁₂, etc.
- Otros (teofilina, litio, fenitoína, ácido valproico, etc.).
- Encefalopatía hepática en estado de coma avanzado.
- Esquizofrenia y psoriasis (los resultados son contradictorios).
- Adsorción de fármacos anticancerosos e inmunocomplejos (está en estudio).

EL PACIENTE

El pronóstico del paciente depende de su situación en el momento del inicio de la técnica. Sin embargo, la técnica de HP puede resultar beneficiosa siempre que se haga en las primeras horas de la intoxicación, pues hay muchas sustancias tóxicas que tienen fácil ligazón con los tejidos y cuyo proceso es irreversible, por lo que cualquier técnica extracorpórea sería ineficaz.

En situación de urgencia, la HP se suele realizar en una unidad de cuidados intensivos o en reanimación, y si el paciente no es crónico hay que implantarle un catéter de doble luz en la vena yugular, subclavia o femoral.

También se debe hacer controles analíticos al paciente, pues durante el tratamiento puede haber destrucción de plaquetas, disminución en los factores de coagulación y leucopenia.

MATERIAL NECESARIO

El material necesario para llevar a cabo la HP es el siguiente:

1. El monitor Prismaflex®, que debe estar preparado para esta técnica.
2. El set de HP para Prismaflex®, que a su vez está compuesto por:
 - El cartucho de carbón ADSORBA® 300 C (con un volumen de cebado de 250 ml, esterilizado con vapor) (fig. 18.2).
 - El equipo de líneas arterial y venosa, con cámaras y traductores de presión.
3. Soporte para el cartucho.
4. Suero glucosado al 5%, 500 ml.
5. Suero fisiológico al 0,9%, 2.000 ml.
6. Heparina sódica (según indicaciones médicas).
7. Material para conexión-desconexión, propio de hemodiálisis.

PRECAUCIONES

En todo momento hay que seguir las instrucciones del fabricante para realizar el cebado, respetando los volúmenes que se han de utilizar para éste. El primer cebado se efectúa con una solución de glucosa al 5% y, posteriormente, se continúa con suero fisiológico.



Figura 18.2. Cartucho de carbón y líneas.



Figura 18.3. Colocación del cartucho.

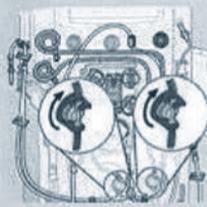
Carga del set

01/Enero/70 01:00

Ha elegido: HP. Si es incorrecto, pulse CANCELAR. Nota: El cartucho de HP no se ha fijado al set Prismaflex. Se fijará después del cebado de la línea de entrada. Lleve a cabo los pasos sigs y pulse CARGAR.

Preparar HP

- Coloque el cartucho del set en el soporte.
- Coloque anillo negro en su guía.
- Cuelgue temporalmente la línea de entrada en el gancho de cebado.
- Fijar ambas tomas de presión.



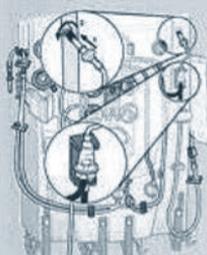
Carga del set

01/Enero/70 01:00

Ha elegido: HP. Si es incorrecto, pulse CANCELAR. Nota: El cartucho de HP no se ha fijado al set Prismaflex. Se fijará después del cebado de la línea de entrada. Lleve a cabo los pasos sigs y pulse CARGAR.

Preparar HP

- Coloque el cartucho del set en el soporte.
- Coloque anillo negro en su guía.
- Cuelgue temporalmente la línea de entrada en el gancho de cebado.
- Fijar ambas tomas de presión.
- Coloque la cámara venosa en su soporte. Instale la línea de la cámara a la toma de la presión de retorno



Cebado Línea entrada terminado

01/Enero/70 01:00

Nota: En esta fase del cebado, la línea de entrada puede tener aprox. 1 ml de aire remanente. Si es necesario, aplicar un CEBADO MANUAL para acabar de cebar la línea de entrada.

Preparar HP

Realice los pasos siguientes. Si procede a un nuevo cebado total, realice solo el paso 5.

- Si es necesario, mantenga pulsada CEBADO MANUAL para llenar totalmente la línea de entrada con solución de cebado.
- Sujete verticalmente el cartucho HP e instálelo en su soporte con las flechas hacia arriba. Fije con el mecanismo de bloqueo.
- Destape el extremo libre de la línea roja de entrada y; conéctela al puerto de entrada del cartucho HP.
- Destape el extremo libre de la línea azul de retorno y; conéctela al puerto de salida del cartucho HP.
- Compruebe que todas las líneas están despinzadas y que todas las conexiones están firmes.

Pulse CONTINUAR para completar el primer ciclo de cebado automático con glucosa/dextrosa al 5%.



CEBADO MANUAL CONTIN AYUDA

Figura 18.4. Instrucciones de montaje.

MONTAJE Y CEBADO

- Se coloca el cartucho en el soporte con las flechas hacia arriba. El cartucho está relleno de solución salina estéril (fig. 18.3).
- Luego se siguen las indicaciones de montaje que aparecen en las pantallas del monitor Prismaflex® (fig. 18.4).
- Pulsar «contin.» para iniciar el cebado automático del suero glucosado al 5%.

Durante el cebado no hay que golpear el cartucho ni realizar presiones en las líneas, para evitar desprendimientos de partículas de carbón. Si durante el cebado con suero salino se viesen partículas de carbón habría que sustituir el cartucho por otro nuevo.

CONEXIÓN DEL PACIENTE

Para conectar al paciente se deben seguir los siguientes pasos:

- Asegurar una correcta posición del paciente-catéter.
- Programar los flujos de trabajo (sangre, heparina y PBP).
- Acceder y comprobar el flujo sanguíneo manteniendo medidas asépticas.

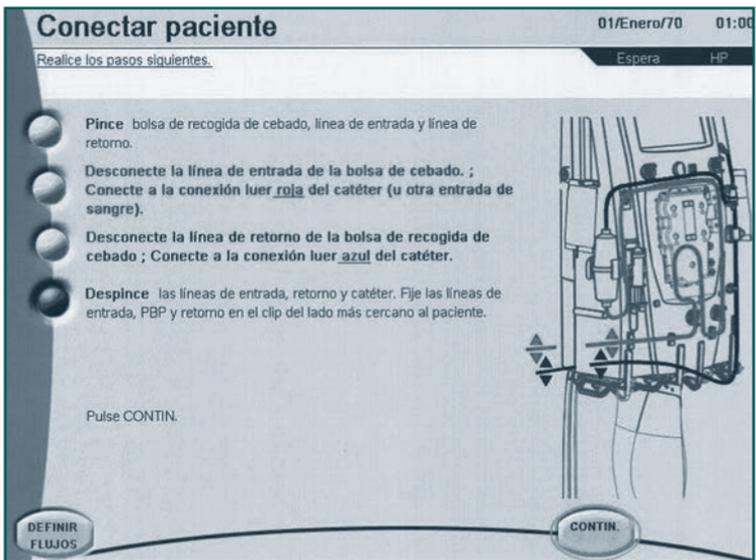


Figura 18.5. Conexión del paciente.

- Seguir las instrucciones de la pantalla y conectar las líneas arterial y venosa (fig. 18.5).
- «Desclampar» la línea arterial y la venosa.
- Pulsar «contin.» para iniciar el tratamiento.

CUIDADOS DURANTE LA SESIÓN

Estos cuidados comprenden las siguientes medidas:

- Vigilar el circuito para que no haya ninguna entrada de aire ni línea doblada o retorcida. Registrar los parámetros (fig. 18.6).
- Realizar periódicamente tiempos de coagulación (extraer muestras de sangre de la línea arterial).
- Controlar las presiones del circuito. La presión de retorno no debe exceder de 300 mmHg. En ese caso habría que parar y devolver la sangre.
- Monitorizar las constantes cada media hora. El paciente puede presentar signos de hipotermia.

Ante cualquier síntoma (hipotensión, hipertensión, edemas, erupción cutánea, asfixia, dolor abdominal o torácico, etc.) bajar la bomba de sangre y avisar al médico responsable para valorar si se termina el tratamiento.

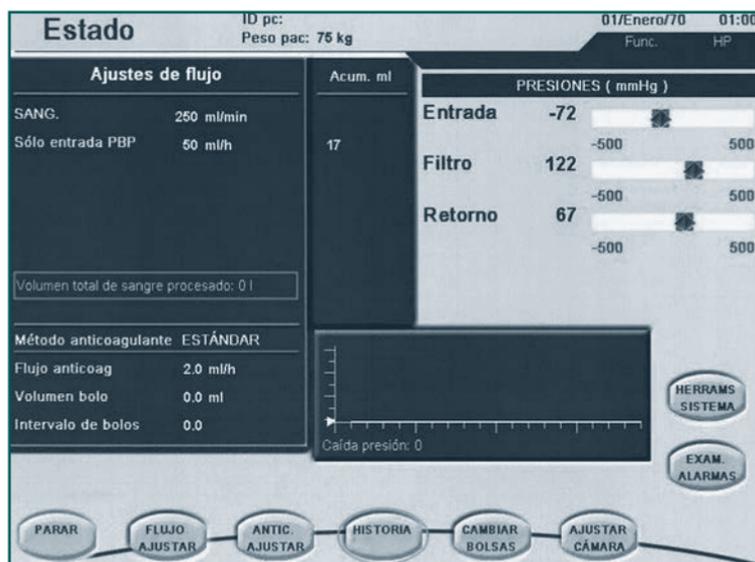


Figura 18.6. Pantalla del tratamiento.

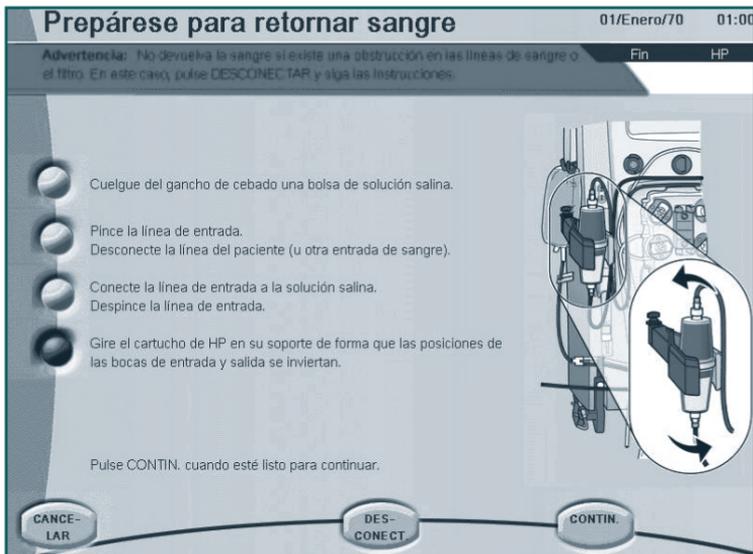


Figura 18.7. Finalización del tratamiento.

DESCONEXIÓN DEL PACIENTE

Para desconectar al paciente seguir los siguientes pasos:

- La duración del tratamiento depende del poder de depuración del cartucho y de su saturación.
- Antes de proceder a la desconexión se debe hacer una extracción analítica, para valorar la depuración efectuada durante el tratamiento.
- Seguir las instrucciones de la pantalla para retornar la sangre al paciente y finalizar el tratamiento (fig. 18.7).
- Invertir el cartucho 180° (entrada arterial arriba y salida venosa abajo).
- No pinzar ni despinzar las líneas ni dar golpes al cartucho.
- Una vez desconectado el paciente se ha de valorar la realización de un segundo tratamiento dependiendo de la concentración de la sustancia en el organismo.

Bibliografía recomendada

- Andrés J, Fortuny C. Cuidados de enfermería en la insuficiencia renal. Madrid: Gallery/HealthCom; 1993. p. 477-83.
- Daugirdas JT, Ing TS, Blake PG, editores. Manual de diálisis. 2.ª ed. Barcelona: Elsevier-Masson; 2002.
- Sociedad Española de Enfermería Nefrológica. Manual de protocolos y procedimientos de actuación de enfermería nefrológica. Madrid: Grupo E. Entheos; 2001. p. 196-204.

Sellares VL, Torres Ramírez A, Hernández Merrero D. Manual de nefrología clínica, diálisis y trasplante renal. Madrid: Elsevier España; 1997. p. 523-8.

Winchester JF, Kitiyakara C. Uso de diálisis e de hemoperfusão no tratamento de intoxicações. En: Daugirdas JT, Blake PG, Ing TS, editores. Manual de diálisis. 3.ª ed. Barcelona: elsevier-Masson; 2003.

Winchester JF, Kitiyahara C. Diálisis y hemoperfusión en el tratamiento de las intoxicaciones. En: Daugirdas JT, Blake PG, Ing TS, editores. Manual de diálisis. 2.ª ed. Barcelona: Elsevier-Masson; 2002.

Molecular Adsorbent Recirculating System (MARS®)

Miquel Sanz

Coordinador de la UCI del Instituto de Enfermedades Digestivas,
Hospital Clínic Provincial de Barcelona

Los enfermos del hígado pueden acumular sustancias tóxicas en la sangre que no son filtrables por una diálisis convencional, a causa de su enlace con las proteínas sanguíneas. La terapia MARS® (Molecular Adsorbent Recirculating System) se basa en la eliminación de sustancias solubles en agua y ligadas a la albúmina, que se acumulan en un fallo hepático. Al hacerlo, se sustituye la función de detoxificación del hígado y, por tanto, se mejora la regeneración de las células hepáticas y se reduce la toxicidad del plasma.

HISTORIA DEL MARS®

Dos investigadores de la Universidad de Rostock (Alemania), los doctores Stange y Mintzner, desarrollaron, a principios de la década de 1990, un nuevo sistema de depuración hepática denominado MARS®. Desde la publicación de su primer trabajo, sobre la aplicación clínica del sistema MARS®, en 1993 hasta la actualidad, el empleo de esta terapia se ha extendido de manera importante, como denotan los más de 9.000 pacientes tratados y 200 publicaciones que ha generado. En España, la técnica se introdujo en el año 2000, de la mano de Avilés et al. Actualmente, la mayoría de hospitales que realizan trasplante hepático disponen de un sistema MARS®.

FUNDAMENTOS DE LA TÉCNICA

El sistema se basa en una primera diálisis de la sangre del paciente, frente a una solución de albúmina, a través de un filtro con una membrana que permite la diálisis de moléculas hasta los 50 kilodaltons (kD). Las moléculas libres y otras ligadas a la albúmina del paciente pasan al circuito intermedio, con la albúmina libre de ligados (fig. 19.1).

La segunda diálisis es la que se establece entre la solución de albúmina del circuito intermedio, con un sistema de diálisis tradicional o de hemofiltración, a través del cual se dializan o filtran las moléculas de menos de 15 kD (fig. 19.2).

Posteriormente, esta albúmina se regenera, al pasar por una columna de carbón activo y una segunda de resina, de intercambio aniónico (fig. 19.3).

SUSTANCIAS QUE DEPURA

Estudios iniciales muestran que el sistema MARS® es capaz de depurar las sustancias que se detallan a continuación.

Ligadas a la albúmina:

- ácidos biliares,
- bilirrubina,
- aminoácidos aromáticos,
- ácidos grasos de cadena corta y media,
- sustancias similares a las benzodiazepinas,
- indoles,
- fenoles,
- triptófano,
- mercaptanos,
- cobre,
- interleucinas 6 y 10,
- TNF-alfa.

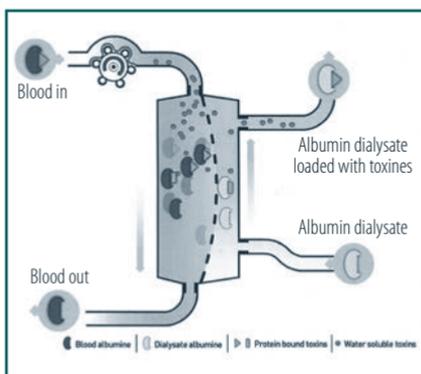


Figura 19.1. Circuito sangre/albúmina.

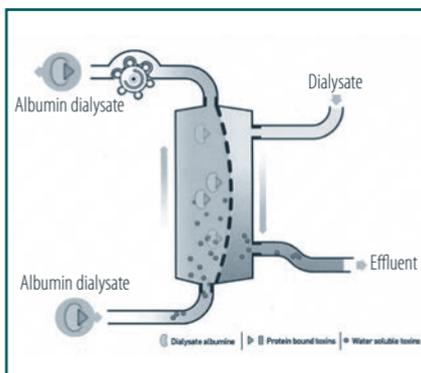


Figura 19.2. Circuito albúmina/dializante.

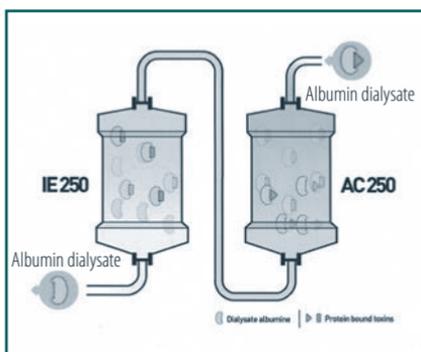


Figura 19.3. Circuito de cartuchos de adsorción.

hidrosolubles:

- amonio,
- creatinina,
- urea.

También se ha mostrado eficaz para reducir los niveles de sustancias vasoactivas como los metabolitos del óxido nítrico. Esto se traduce en una mejoría hemodinámica sistémica, tras la instauración de tratamientos con MARS®, tanto en pacientes con una descompensación aguda de una hepatopatía crónica, como en los que se produce un aumento de la tensión arterial media, y en aquellos con insuficiencia hepática aguda grave.

En cuanto a la hemodinámica hepática, MARS® disminuye la presión portal y aumenta el flujo sanguíneo hepático y renal independiente de la tensión arterial media. Una única sesión de MARS® es capaz también de elevar la velocidad del flujo sanguíneo cerebral en pacientes con una descompensación aguda de una hepatopatía crónica.

INDICACIONES DEL TRATAMIENTO

Las indicaciones del tratamiento con MARS® son las siguientes:

- Insuficiencia hepática aguda.
- Insuficiencia hepática crónica descompensada.
- Descompensación aguda en insuficiencia hepática crónica,
- complicada con ictericia progresiva,
- complicada con encefalopatía hepática,
- complicada con insuficiencia renal.
- Prurito intratable por colestasis.
- Disfunción hepática tras trasplante hepático.
- Disfunción hepática tras cirugía hepática.
- Insuficiencia hepática secundaria a fallo multiorgánico (debido a hipoxemia o perfusión insuficiente, *acute respiratory distress syndrome* (ARDS), sepsis).
- Intoxicación aguda o sobredosis por sustancias potencialmente ligadas a la albúmina.

DESCRIPCIÓN DEL CIRCUITO Y DE LOS FILTROS

El procedimiento del MARS® combina un equipo estándar de hemodiálisis o de hemofiltración, al que se incorpora un circuito intermedio con albúmina humana a concentraciones del 20% y una membrana de alta per-

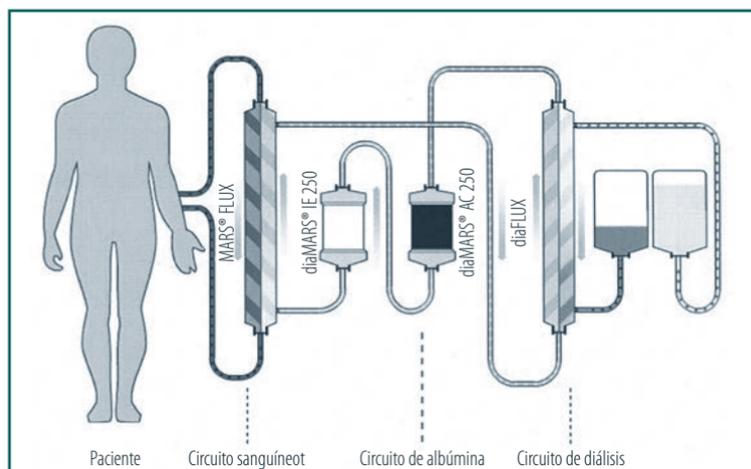


Figura 19.4. Circuitos del sistema MARS®.

meabilidad, lo que permite la detoxificación selectiva, tanto de productos tóxicos ligados a la albúmina como de sustancias hidrosolubles.

El sistema utiliza un dializador especial de alto flujo para diálisis con albúmina, cuya superficie de adsorción es de 2,2 m², con unos poros que no permiten el paso de moléculas mayores de 50 kD. Es capaz de simular las características biológicas de la membrana del hepatocito, al transferir toxinas ligadas a proteínas y metabolitos tóxicos hidrofílicos, desde el compartimento sanguíneo del paciente al compartimento de la albúmina. Por tanto, todas las sustancias hidrosolubles de bajo peso molecular pasan a través de la membrana, mientras que otras proteínas no lo hacen; gracias a ello, se mantiene el equilibrio proteico del paciente, lo que no ocurre con otras técnicas de depuración extracorpórea.

Este sistema consta de tres circuitos diferentes: el circuito sanguíneo, el circuito de albúmina y el circuito de diálisis de bajo flujo (fig. 19.4).

El **circuito sanguíneo** se conecta al paciente a través de un acceso veno-venoso, con un catéter de doble luz (preferiblemente de un calibre de 13 French (Fr). Con el flujo proporcionado por las bombas del sistema de diálisis o de hemofiltración, la sangre pasa por la membrana de diálisis de alto flujo (MARS®Flux), donde se pone en contacto con la albúmina y se produce el intercambio de toxinas.

El **circuito de albúmina** contiene 500 ml de albúmina al 20% en un circuito cerrado. La albúmina pasa, a través de una membrana de diálisis convencional de bajo flujo (dia®Flux), donde se dializa y, posteriormente, por

una columna de carbón activado y una segunda columna de resinas de intercambio aniónico, donde se regenera. El paso continuado de la albúmina por estas columnas permite eliminar las toxinas que se hallan ligadas a sus receptores, con lo que se consigue una regeneración de la albúmina que recircula en este circuito.

En el **circuito de diálisis** se suprimen las moléculas de menos de 30 kD, y este circuito, además, añade las ventajas de la hemodiálisis al sistema MARS®, al permitir realizar un correcto balance hidroelectrolítico, ultrafiltrando si fuera necesario.

MONTAJE DEL SISTEMA

El montaje del sistema conlleva un adiestramiento previo para efectuar los procedimientos correctamente y puede dividirse en tres apartados diferente.

Circuito hemático y de diálisis

Estos circuitos, en general, son iguales que los utilizados para las técnicas de diálisis o para las de depuración continuas. Para ello, en primer lugar, se debe conocer el dispositivo de depuración renal que se vaya a utilizar

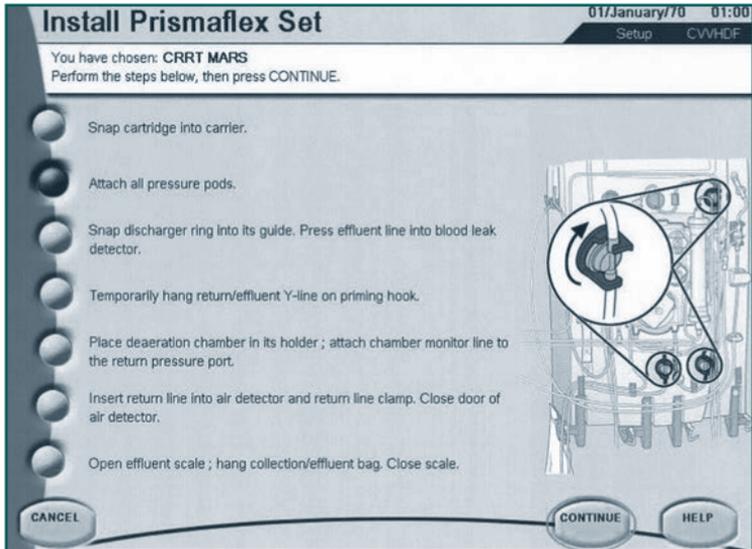


Figura 19.5. Instrucciones del montaje.

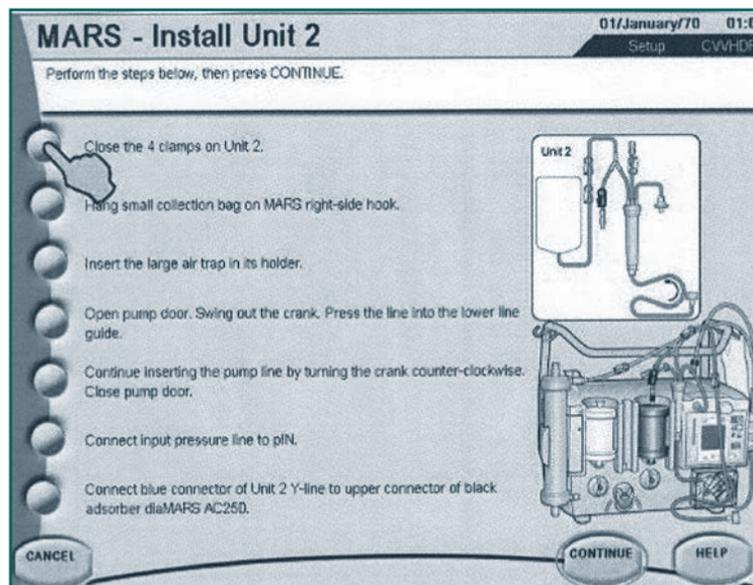
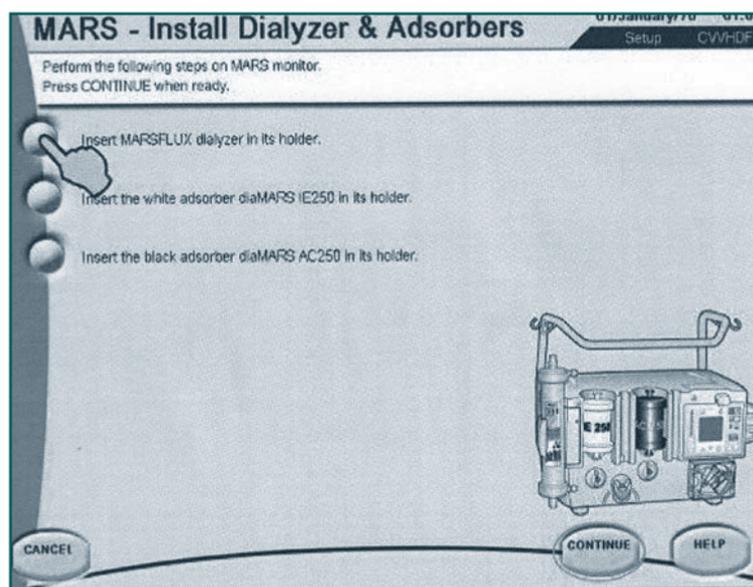


Figura 19.6. Instrucciones de montaje del circuito de albúmina.

(Prismaflex®, Prisma® Multifiltrate, monitor estándar de diálisis). En función del dispositivo de que se disponga, se elige el kit de montaje adecuado en el que se encuentran las distintas unidades necesarias para la preparación del circuito de albúmina, la unión con el circuito de sangre y el cartucho con las líneas del circuito de diálisis.

La preparación del circuito de sangre y diálisis dista muy poco del montaje de una hemodiafiltración. Siguiendo las indicaciones del monitor Prismaflex®, este guía paso a paso en el montaje del set (fig. 19.5).

Circuito de albúmina

En primer lugar, hay que iniciar el monitor MARS®, para que lleve a cabo un autochequeo, y una *comprobación*. Una vez superados estos pasos, se debe seleccionar el modo con el que se va a trabajar: insertar el dializador MARS®Flux y los adsorbentes de carbón y de resinas. Prismaflex® proporciona, en todo momento, los pasos necesarios para la configuración del circuito (fig. 19.6).

Ensamblaje de ambos circuitos

Finalmente, hay que establecer la unión entre los dos monitores, a través de las líneas de sangre (arterial y venosa) provenientes del dializador dia®Flux hacia el MARS® (fig. 19.7)

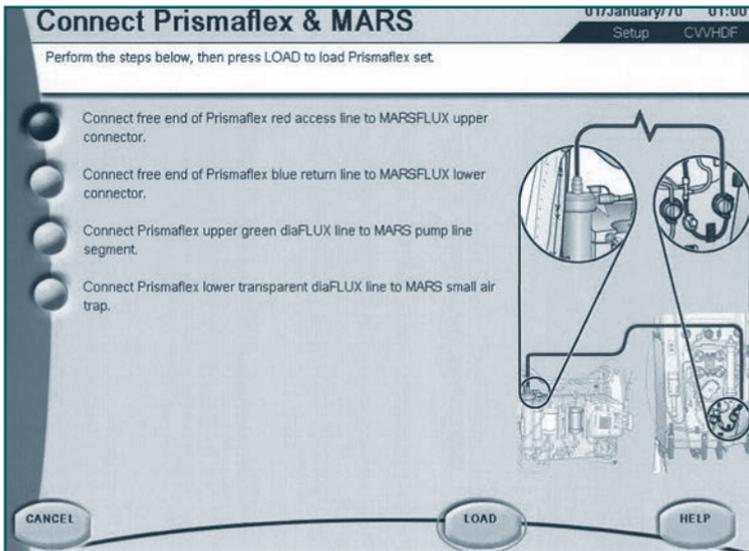


Figura 19.7. Instrucciones de conexión de Prismaflex®/MARS®.

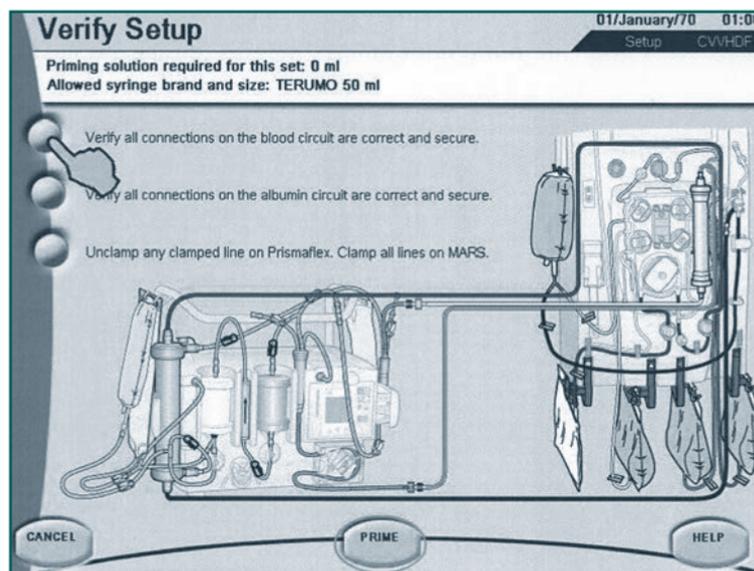


Figura 19.8. Inicio del cebado.

Líquidos necesarios

- Para el cebado del circuito de sangre y diálisis, hay que preparar una solución salina heparinizada de 2 l (si la heparina no está contraindicada).
- Para el cebado del sistema MARS®, se pueden utilizar 3,5 l de solución de cebado sin heparina. Se recomienda usar bolsas de 5 l.
- 500 ml de albúmina humana al 20%.
- Para el tratamiento, soluciones de diálisis y sustitución con tampón bicarbonato

Cebado del sistema

Tras insertar todos los componentes del kit de tratamiento, es posible comenzar con el cebado y lavado de los circuitos de ambos aparatos, según las indicaciones que aparecen en la pantalla del monitor (fig.19.8).

Una vez finalizadas las diferentes fases del cebado, se debe concluir este con la infusión de 500 ml de albúmina humana al 20% en el circuito correspondiente y haciéndola recircular por el sistema, al menos durante 15 minutos.

INICIO DEL TRATAMIENTO, CONTROLES Y CUIDADOS

Siguiendo las instrucciones de uso del aparato de diálisis empleado, se conecta el paciente al circuito de sangre del sistema extracorpóreo, se abren todas las pinzas del circuito y se pone en marcha la bomba del circuito de sangre. Se inicia con una velocidad lenta (60-80 ml/h) para detectar un posible mal funcionamiento del catéter y ver la respuesta hemodinámica del paciente. La presión de entrada y la presión de retorno son las que aportan esta información, la primera sobre el flujo de extracción de la sangre (que debe ser negativa) y la segunda sobre las resistencias al devolver la sangre al paciente (en este caso la presión es positiva).

Transcurridos unos minutos, si el paciente permanece estable y las presiones detectadas del catéter son aceptables, se aumenta progresivamente la velocidad de la bomba hasta lograr el objetivo de tratamiento o la velocidad que el catéter permita. Al llegar a este punto, se puede iniciar la bomba del circuito de albúmina que ha de ir a la misma velocidad que el circuito de sangre.

A lo largo del procedimiento, se deben monitorizar la presión de entrada y la presión de retorno que proporcionan la información sobre el funcionamiento del catéter. La presión prefiltro, la presión del efluente y la caída de presión permiten detectar precozmente si el filtro se está coagulando, para, si esto va a ocurrir de forma inminente, recuperar la sangre del circuito y devolverla al paciente (fig. 19.9).



Figura 19.9. Tratamiento MARS®.

Cuidados del catéter

La manipulación del catéter se realiza siguiendo los criterios de asepsia establecidos por el centro. Durante el tratamiento, se debe revisar el punto de inserción y, mientras, vigilar la aparición de sangrado, hematomas o signos de infección. A continuación, el punto de inserción se cubre con un apósito estéril para protegerlo de las manipulaciones y, para evitar su extracción accidental, se han de fijar las líneas.

Cuidados del paciente

Si el paciente está consciente y orientado, hay que explicarle en qué consiste el tratamiento. También es importante explicárselo a los familiares más cercanos. Además, es crucial que el paciente esté lo más cómodo posible mientras dure el tratamiento, de forma que, si se deben realizar movilizaciones, se han de evitar tracciones y/o acodamientos de las líneas.

También es fundamental vigilar el miembro donde está canalizado el catéter por el riesgo de trombosis, y monitorizar cada hora la presión arterial, la frecuencia cardíaca, la presión venosa central, la temperatura y el sangrado por puntos de punción, los traqueos, etc.

Finalización del tratamiento

El tratamiento finaliza al alcanzar el objetivo terapéutico, se coagule el filtro o exista un mal funcionamiento del catéter o del sistema.

El tiempo de tratamiento es difícil de establecer, puesto que se desconoce el tiempo de saturación del filtro de resinas aniónicas y de carbón. Por ello, se suele programar para 6 u 8 horas de funcionamiento, aunque en algunos casos puede realizarse un tratamiento continuado entre 12-24 h.

Si la finalización responde al hecho de haber cumplido el objetivo terapéutico, se devuelve la sangre existente en el circuito al paciente. Para ello, se conecta un suero fisiológico a una llave de tres pasos, que se encuentra en la entrada arterial del catéter. A continuación, se elige finalizar tratamiento en el sistema de diálisis y, simultáneamente, se escoge finalizar tratamiento en el sistema MARS®. Después, se retorna la sangre, arrastrándola con el suero hasta que la presencia de hematíes sea mínima.

EFECTOS ADVERSOS

Los datos publicados confirman que el sistema MARS® presenta escasos efectos adversos y que los enfermos suelen tolerarlo bien.

Coagulopatía importante

La aparición de una coagulación intravascular diseminada (CID) o hemorragias no controladas se puede deber tanto a un efecto intrínseco de estos sistemas de depuración, al reducir la cifra de plaquetas, como a la necesidad de utilizar heparina sódica, epoprostenol o citrato para evitar la coagulación del circuito sanguíneo. Todo ello en enfermos que, por su hepatopatía de base, suelen presentar plaquetopenia y una disminución importante de la tasa de protrombina.

Sepsis

Es recomendable emplear profilaxis antibiótica en los enfermos que realizan este procedimiento.

Para detectar precozmente la aparición de estos efectos adversos, se recomienda el control hemodinámico del paciente durante el tratamiento, así como determinaciones frecuentes de parámetros de coagulación, electrolitos y equilibrio ácido-base.

Bibliografía recomendada

- Arroyo V, Fernández J, Mas A, Escorsell A. Molecular adsorbents recirculating system (MARS®) and the failing liver: a negative editorial for a positive trial? *Hepatology*. 2008;47(6):2143-4.
- Avilés J, Macía M., Morales S, Pérez F, Moreno A, Navarro J, Navazo L, García J. Eficacia de la diálisis con albúmina en el tratamiento de los pacientes con insuficiencia hepática avanzada: primera experiencia en España con el sistema MARS®. *Nefrología*. 2001;21(4):376-85.
- Bañares R, Catalina MV, Ripoll C. Insuficiencia hepática crónica agudizada. *Gastroenterol hepatol*. 2004;27(Suppl 4):12-4.
- Catalina MV, Bañares R. Sistemas de soporte hepático artificial: estado actual del tratamiento con diálisis de albúmina. *Gastroenterol Hepatol*. 2005;28:453-61.
- Catalina MV, Barrio J, Anaya F, et al. Hepatic and systemic hemodynamic changes after MARS® in patients with acute-on-chronic liver failure. *Liver Int*. 2003;23(Suppl 3):39-43.
- Escorsell A, Mas A. Acute on chronic liver failure. *Gastroenterol Hepato*. 2010;33(2):126-134.
- Escorsell A, Mas A, de la Mata M, and the Spanish Group for the Study of Acute Liver Failure. Acute liver failure in Spain: analysis of 267 cases. *Liver Transpl*. 2007;13:1389-95.
- Faenza S, Baraldi O, Bernardi M, et al. MARS® and Prometheus: our clinical experience in acute on chronic liver failure. *Transplant Proc*. 2008;40:1169-71.
- Laleman W, Wilmer A, Evenepoel P, et al. Effect of the Molecular Adsorbent Recirculating System and Prometheus devices on systemic hemodynamics and vasoactive agents in patients with acute-on-chronic alcoholic liver failure. *Crit Care*. 2006;10:R108.
- Liu JP, Gluud LL, Als-Nielsen B, Gluud C. Artificial and bioartificial support systems for liver failure. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004;CD003628.
- Mitzner SR, Stange J, Klammt S, Koball S, Hickstein H, Reisinger EC. Albumin dialysis MARS®: knowledge from 10 years of clinical. *ASAIO J*. 2009;55(5):498-502.
- Mora JM, Olmedo R, Curiel E, Muñoz J, Herrera M, Sèller G. MARS® como asistencia extracorpórea hepática en el fracaso hepático agudo grave de etiología enólica. *Med. Intensiva*. 2006;30(8):402-6.

- Parés A, Cisneros L, Salmerón JM, et al. El sistema de recirculación con adsorbentes moleculares mejora la hemodinámica sistémica y la encefalopatía hepática en la hepatitis alcohólica grave. *Gastroenterol Hepatol.* 2002;25(supl 1):65.
- Parés A, Herrera M, Avilés J, Sanz M, Mas A. Treatment of resistant pruritus from cholestasis with albumin dialysis: Combined analysis of patients from three centers. *J Hepatology.* 2010; 53(2):307-12.
- Rifai K, Manns MP. Review article: clinical experience with Prometheus. *Ther Apher Dial.* 2006;10:132-7.
- Santana L, Martín J, Sánchez-Palacios M. Enfermería de cuidados intensivos y terapias continuas de reemplazo renal. *Enferm Clin.* 2009;19(2):95-7.
- Salibah F, Camus C, Durand F, et al. Randomized controlled multicenter trial evaluating the efficacy and safety of albumin dialysis with MARS® in patients with fulminant and subfulminant hepatic failure. *Hepatology.* 2008;48(Suppl):377A.
- Schmidt LE, Svendsen LB, Sorensen VR, et al. Cerebral blood flow velocity increases during a single treatment with the molecular adsorbents recirculating system in patients with acute on chronic liver failure. *Liver Transpl.* 2001;7:709-12.
- Schmidt L, Wang L, Hansen B, et al. Systemic hemodynamic effects of treatment with the Molecular Adsorbent Recirculating System in patients with hyperacute liver failure: a prospective controlled trial. *Liver Transpl.* 2003;9:290-7.
- Stadlbauer V, Davies NA, Sen S, Jalan R. Artificial liver support systems in the management of complications of cirrhosis. *Semin Liver Dis.* 2008;28(Suppl 1):96-109.
- Stange J, Mitzner S, Ramlow W, Schmidt R, Klinkmann H. Dialysis against an on line recycled albumin cycle enables removal proteins bound toxins. *Artif Organs.* 1993;17:809-13.
- Vázquez M, Carrión M, García-Fernández N. MARS® (Molecular Adsorbent Recirculating System). Nueva técnica de depuración extracorpórea en el fallo hepático. *Enf. Intensiva.* 2005;16 (3)119-26.

Apuntes y consideraciones

Miguel Muñoz Serapio

Product specialist y diplomado en Enfermería. Hospal S.A.

Después de muchos años trabajando con las Técnicas de Depuración Continuas Extracorpóreas (TDCE) y de preparar a muchos profesionales, cada vez que iniciamos un proceso de formación dentro de las unidades, nos resulta fácil detectar las dudas e inquietudes del personal de Enfermería, al ver la expresión de sus caras y escuchar sus comentarios, ante un procedimiento complicado en su ejecución y que va a suponer una sobrecarga de trabajo en el cuidado del paciente crítico. Nada más lejos de la realidad, ya que actualmente los equipos de TDCE son los encargados de controlar todos los líquidos que interactúan en el tratamiento y que garantizan la seguridad del circuito hemático y del paciente. Atrás quedan las odiosas tareas de medición manual de las probetas que contenían los líquidos del tratamiento, para conseguir el balance del paciente.

Como profesionales de la Enfermería, debemos tener clara la teoría de las TDCE y adquirir un buen conocimiento del monitor que usemos; no menos importante es intentar utilizar los mismos términos para que la interpretación de los datos y la comunicación con nuestros compañeros sea eficaz.

Por todas las razones expuestas, en este capítulo he creído interesante desarrollar, de forma breve, la terminología más utilizada sobre las TDCE dentro de las unidades de Nefrología e Intensivos, para poder clarificar conceptos e ideas.

TERMINOLOGÍA

Adsorción

Fijación de una sustancia a la superficie de otra. Está delimitada por la superficie y por la saturación.

Anticoagulación

El anticoagulante de elección debe tener los siguientes requisitos:

- **Vida** media corta.
- **Acción** limitada al circuito extracorpóreo.

- **Fácil** monitorización.
- **Ausencia** de efectos secundarios sistémicos.
- **Disponer** de un antagonista en caso de necesidad.

Báscula del líquido de diálisis

Tiene un distintivo verde. Controla el peso de la bolsa del líquido de diálisis cuando se trabaja con las técnicas de CVVHD y CVVHDF. También controla la segunda bolsa del líquido de reposición cuando se trabaja en CVVHF.

Báscula del líquido de sustitución

Tiene un distintivo lila. También llamada “báscula de reposición báscula de reinfusión”, controla el peso de la bolsa del líquido de sustitución cuando al trabajar con las técnicas de CVVHF y CVVHDF.

Báscula PBP

Su distintivo es blanco. Controla el peso de la bolsa del líquido que se utiliza como anticoagulante o bien como dilución, cuando se trabaja con las técnicas de SCUf, CVVHF, CVVHD y CVVHDF.

Báscula del líquido efluente

Su distintivo es amarillo. También llamada “báscula de ultrafiltrado”, controla la eliminación de todos los líquidos que intervienen en las técnicas (sustitución, diálisis, PBP) más el peso que se desea extraer del paciente.

Caída de presión

Diferencia entre la presión del filtro y la presión de retorno, Prismaflex® realiza una corrección automáticamente, teniendo en consideración la presión hidrostática. La coagulación de los capilares genera un aumento de la presión del filtro, lo que lleva a un aumento de la caída de presión.

$$\Delta \text{ Presión} = \text{presión filtro} - \text{presión retorno}$$

Convección

Eliminación del líquido, a través de una membrana semipermeable, mediante un gradiente de presión diferencial. El líquido, al atravesar la membrana, arrastra las sustancias que tiene disueltas y que, por su tamaño, pueden pasar a través de los poros.

Depuración

Cantidad de ultrafiltración por peso de paciente y unidad de tiempo. Según los últimos documentos de consenso, la dosis óptima se situaría entre los 25 y los 45 ml/kg/h.

Difusión

Desplazamiento pasivo de solutos a través de una membrana semipermeable. La eliminación de solutos por difusión depende de estos factores:

- El gradiente de concentración del soluto a ambos lados de la membrana.
- La superficie del dializador.
- El grosor de la membrana.
- La difusión aumenta con la temperatura y disminuye con la viscosidad y el tamaño de la molécula.

Flujo

Desplazamiento de un líquido en forma de corriente laminar o turbulenta. En técnicas de hemodiálisis, la velocidad del flujo sanguíneo y la del líquido de diálisis está en relación con la mayor o menor eficacia de la técnica.

Fracción de filtración (FF)

Indica la cantidad de suero que se ultrafiltra del total de plasma, que pasa por el filtro, por unidad de tiempo. Para no fomentar la coagulación precoz del circuito se trabaja con fracciones de filtración inferiores al 25%.

$$FF = Q_{uf} / (Q_{pl} + Q_r)$$

$$Q_{uf} = Bal + Q_r$$

$$Q_{pl} = [Q_s \times (100 - Hto) / 100] \text{ ml/min}$$

- FF = Fracción de Filtración.
- Q_{uf} = Flujo de ultrafiltrado.
- Q_{pl} = Flujo plasmático.
- Q_r = Flujo reposición prefiltro.
- Q_s = Flujo de sangre.
- Hto = Hematocrito.
- Bal = Balance.

Hemodiafiltración, CVVHDF

Técnica de depuración sanguínea extracorpórea basada en la eliminación de sustancias, por medio de un transporte difusivo y convectivo, con la utilización de un líquido de diálisis (dializado) y un líquido de reposición para reemplazar el exceso de líquido ultrafiltrado.

Hemodiálisis, CVVHD

Técnica de depuración sanguínea extracorpórea basada en la eliminación de sustancias por medio de un transporte difusivo, a través de una membrana semipermeable, que separa la sangre del paciente y un líquido de diálisis (dializado) de características predeterminadas. La membrana permite que circulen, a través de ella, el agua y los solutos de pequeño y mediano peso molecular, y no otros, como las proteínas y las células sanguíneas

Hemofiltración, CVVH

Técnica de depuración sanguínea extracorpórea, basada en la eliminación de sustancias por medio de la ultrafiltración (transporte convectivo) y a través de una membrana de alta permeabilidad, sin utilizar una solución de diálisis. El volumen de ultrafiltrado puede ser de hasta 150 ml/min. La pérdida de agua y electrolitos (ultrafiltrado) se reemplaza por una solución infundida (reposición) en la línea de entrada y/o de salida del hemofiltro .

Heparina (anticoagulante más utilizado):

Protocolo de anticoagulación con heparina*

- *Evaluación del estado de coagulación del paciente.* Determinación de plaquetas y estudio de coagulación.
- *Cebado.* De 1 a 2 litros de suero fisiológico con 5.000 unidades de heparina sódica por litro.
- *Tratamiento.* Bolo inicial opcional de 2.000 unidades en la línea de entrada.
- *Mantenimiento.* En una jeringa de 20 cc se añaden 5 ml de heparina al 1% (50 mg = 5.000 UI) y 15 ml de solución fisiológica. En cada ml hay 2,5 mg = 250 UI. Siempre que no esté contraindicado, se debe administrar una infusión horaria de 5 a 10 UI por kg de peso.
- *Control.* Mantener el Tiempo de Tromboplastina Parcial Activada TTPA sistémico entre 35 y 45 segundos, y realizar una determinación cada 6, 12 o 24 horas.

Línea de diálisis

Es de color verde. Conduce el líquido de diálisis, colgado en la báscula de diálisis, hasta el compartimento de diálisis del filtro; dispone de una pinza de seguridad.

Línea del efluente

Es de color amarillo y también se denomina "línea de ultrafiltración". Conduce el líquido eliminado del paciente, junto con el líquido de sustitución, PBP y diálisis, hasta la bolsa recolectora o del efluente, que está colgada en la báscula del efluente. Dispone de un captor de presión del efluente, punto de inyección para la toma de muestras y anillo de toma de tierra para la eliminación de la electricidad estática presente en el circuito. Esta línea pasa por un detector de fuga de sangre.

Línea de entrada

Es de color rojo. También llamada «línea aferente», «línea roja» o línea «arterial». Conduce la sangre desde el catéter del paciente hacia el filtro, y en ella se encuentran la pinza de seguridad, la entrada de la infusión PBP, los puntos de inyección y toma de muestra, el punto de perfusión de la bomba de heparina, la entrada de la infusión del líquido de sustitución prefiltro, y los captores de las presiones de entrada y filtro.

Línea de heparina

Se utiliza para la conexión de la jeringa, con la concentración de heparina establecida por protocolo, y que se coloca en la bomba de heparina del monitor Prismaflex®.

Línea de la bomba previa de sangre

Es de color blanca. También llamada «línea PBP». Conduce el líquido que se emplea para la descoagulación del circuito hemático, mediante citratos, o bien se usa para diluir la sangre que se halla colgada en la báscula PBP, hasta la línea de entrada, nada más salir la sangre del catéter del paciente.

Línea de retorno

Es de color azul. También se denomina «línea eferente», «línea azul» o «línea venosa». Conduce la sangre, de nuevo, hacia el paciente, después de haber pasado por el filtro, y en ella se encuentran: el punto de inyección y la toma de muestra, la entrada de la infusión del líquido de sustitución postfiltro, la cámara venosa atrapaburbujas y de mezcla del líquido de sustitución postfiltro, el captor de la presión de retorno y la

pinza de seguridad. Esta línea pasa por un detector de aire y por un clamp de seguridad.

Línea de sustitución

Es de color lila. También se llama "línea de reposición o línea de reinfusión". Conduce el líquido de sustitución, colgado en la báscula de sustitución, hasta su punto de inyección en el circuito hemático (prefiltro o postfiltro). Dispone de una pinza de seguridad.

Líquido de diálisis

Interviene cuando se usa la difusión como método de eliminación de sustancias. Al igual que los líquidos de sustitución, los líquidos de diálisis deben tener una composición lo más parecida posible al plasma, con las correcciones necesarias.

Líquido de sustitución

También llamado «reposición» o «reinfusión». Se emplea para compensar la pérdida excesiva de líquido del paciente en los tratamientos donde se utiliza la convección como método de eliminación de sustancias. La composición de los líquidos de sustitución ha de ser lo más parecida posible al plasma, con las correcciones necesarias en los elementos que se han de eliminar.

Osmolaridad

Concentración de una solución expresada en osmoles de soluto por litro de solución.

Peso molecular

Es el peso de una molécula, que se calcula sumando los pesos atómicos de los átomos que la forman.

Presión

Resistencia que encuentran la sangre o los líquidos que intervienen en la técnica, a su paso por el circuito.

Presión de entrada

Presión medida en la línea de entrada y antes de la bomba de sangre. Su valor en las terapias veno-venosas siempre es negativo (de -50 a -150 mmHg). Indica la dificultad que tiene la bomba para extraer la sangre del paciente e introducirla en el circuito. Si la presión de entrada es muy negativa, indica

deficiencia en el flujo de sangre, bien por problemas del catéter o por la elevada velocidad de la bomba de sangre.

Presión del efluente

Presión medida en la línea del efluente. Puede ser positiva o negativa, según la tasa de ultrafiltración y el estado del filtro.

Presión del filtro

Presión medida en la línea de entrada entre la bomba de sangre y el filtro. Su valor siempre es positivo y mayor que la presión de retorno. Indica la dificultad que encuentra la sangre al atravesar el filtro.

Presión de retorno

Presión medida en la línea de retorno. Su valor siempre es positiva (de +50 a +150 mmHg). Indica la resistencia que encuentra la sangre al retornar al paciente. Si la presión de retorno es muy positiva puede ser indicativa de problemas con el catéter o de velocidad de bomba de sangre elevada.

Presión transmembrana (PTM)

Presión ejercida sobre la membrana del filtro durante el tratamiento. Refleja la diferencia de presión existente entre los compartimentos de líquido y de sangre del filtro.

Se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$\text{PTM} = (\text{presión de filtro} + \text{presión de retorno})/2 - \text{presión efluente}$$

Purgado / cebado

Eliminación de todo el aire existente en el circuito. En Prismaflex®, el purgado es automático y se utilizan sueros fisiológicos de 1 litro con 5.000 UI de heparina por litro.

SCUF (ultrafiltración continua lenta)

Técnica de depuración sanguínea extracorpórea, basada en la eliminación de sustancias por medio de la ultrafiltración (transporte convectivo), sin la utilización de solución de diálisis ni líquido de reposición. El volumen de ultrafiltrado puede oscilar entre los 2 y 5 ml/min. El objetivo de la técnica es eliminar el líquido del paciente, por lo que se utilizan en las sobrecargas hídricas (insuficiencias cardíacas congestivas, que no responden al tratamiento tradicional).

Sieving coefficient (coeficiente de cribado)

Proporción de una determinada molécula que atraviesa la membrana del filtro. Está determinada, por el peso molecular de la sustancia y por el tamaño del poro del filtro.

$$S = Cuf / [(Cart + Cvena) / 2]$$

- Cuf= Concentración de la molécula en el ultrafiltrado
- Cart= Concentración de la molécula en la línea de entrada
- Cvena= Concentración de la molécula en la línea de retorno

Bibliografía recomendada

- Bernard P, Álvarez A, Lasheras L. Técnicas continuas de depuración extrarrenal. Manual de enfermería. Diciembre 2007.
- Gainza FJ, editor. Manual de técnicas continuas de reemplazo renal. Madrid: Ergón; 2005.
- Gambro Lundia AB. Manual del operador. 2010.
- Net A, Roglan A. Depuración extrarrenal en el paciente grave. Barcelona: Masson; 2004.

HOSPAL