



ISSN: 1697-090X

Rev Electron Biomed / Electron J Biomed 2007;3:3-7

Inicio
Home

Indice del
volumen
Volume index

Comité Editorial
Editorial Board

Comité Científico
Scientific
Committee

Normas para los
autores
Instruction to
Authors

Derechos de autor
Copyright

Contacto/Contact:



Editorial:

FISIOLOGÍA DEL RIÑÓN ARTIFICIAL

Carlos G. Musso¹ y Gerardo Torres Torres²

**¹Servicio de Nefrología. Hospital Italiano de Buenos Aires.
Argentina**

**²Servicio de Nefrología. Hospital General Yagüe. Complejo
Asistencial de Burgos. España**

[carlos.musso @ hospitalitaliano.org.ar](mailto:carlos.musso@hospitalitaliano.org.ar)

English version

Introducción

Las técnicas depurativas extrarrenales se basan en el encuentro indirecto de la sangre del paciente con un baño dialítico. Dicho encuentro, realizado a través de una membrana semipermeable (membrana dialítica), permite el intercambio de sustancias entre ambos compartimientos: sanguíneo y dializador. Es entonces durante dicho proceso que sustancias tóxicas como la urea son removidas del organismo y sustancias necesarias para el mismo, como el bicarbonato ingresan a él. Si dicho encuentro tiene lugar fuera del cuerpo del paciente (en el filtro de hemodiálisis) requiriéndose para lograrlo un circuito de circulación extracorpórea de la sangre y un circuito de agua para diálisis: se trata de un procedimiento de hemodiálisis, mientras que si el mismo se realiza dentro del organismo (cavidad peritoneal), oficiando el peritoneo de filtro, y realizándose recambios periódicos de baño dialítico peritoneal: se trata de un procedimiento de diálisis peritoneal¹.

Fisiología del riñón artificial: métodos

El riñón artificial ofrece una serie de métodos de depuración / infusión cada uno de los cuales permite extracción / incorporación corporal de un tipo particular de sustancia. Los métodos antes mencionados son: Difusión, ultrafiltración, convección, adsorción, bufferación y calefacción. Desarrollamos a continuación cada uno de ellos:

Difusión: consiste en el pasaje de solutos a través de una membrana semipermeable del compartimiento en el que se encuentra en mayor concentración hacia aquel en

donde se encuentra en menor concentración. En general se basa en el uso de membranas de baja permeabilidad al agua y, que permiten sólo el pasaje de pequeñas moléculas (< 500 daltons: ejemplo la remoción dialítica de la urea, potasio, etc (1).

Ultrafiltración: consiste en el pasaje de agua de un compartimiento a otro motivado por una diferencia osmótica entre los mismos a favor del

Convección: se basa en el transporte de solutos de un compartimiento a otro como consecuencia del pasaje de fluido a través de una membrana de alta permeabilidad hidráulica. Este proceso permite la remoción de moléculas de tamaño mediano (hasta 30.000 dalton) entre las cuales se encuentran muchos de los mediadores de la inflamación¹. Para que esta remoción sea significativa la cantidad de fluido desplazado debe ser elevado (35 ml/Kg / h) Un ejemplo típico es la hemofiltración². Teóricamente un método convectivo puede eliminar solutos (moléculas pequeñas) al ser arrastradas por el pasaje del solvente, pero para que ella sea significativa debería ser la remoción del fluido tan grande que en la práctica se debe recurrir al uso de métodos difusivos³. Los métodos convectivos remueven mediadores que participan en el síndrome de respuesta de la inflamatoria sistémica: TNF, IL 6, etc. Dicha depuración sería lograda gracias a la remoción de un alto volumen de líquido (para algunos autores 50 litros/día), así como por la adsorción de los mismos a la membrana del hemofiltro (requerimiento de un frecuente recambio del mismo). Sin embargo estudios han demostrado que pese a esta efectiva depuración, no se logran modificaciones significativas en los niveles séricos de estos mediadores, ni en la mortalidad de los pacientes tratados. Por otra parte durante estos procedimientos son también removidos mediadores de acción protectora (anti-inflamatoria) tales como la IL 10.³⁻⁵

Adsorción: Este proceso consiste en la remoción de solutos por medio de su adhesión a la membrana del filtro. Dicha propiedad es aprovechada para depurar la sustancia en cuestión del compartimento sanguíneo, como sucede con algunos tóxicos que pueden ser removidos mediante el uso de filtros con carbón activado. Un ejemplo es la hemoperfusión¹.

Bufferación: La solución buffer a utilizar puede estar hecha a base de bicarbonato o lactato (el cual se convierte en bicarbonato, en proporción equimolar, a nivel hepático). No obstante se debe usar bicarbonato y no lactato en algunas situaciones tales como acidosis láctica, insuficiencia hepática y post - operatorio inmediato de trasplante hepático⁶⁻⁷.

Calefacción: En las técnicas continuas debe controlarse la temperatura corporal y evaluar si se calentará el líquido de reposición ya que existe pérdida de calor y riesgo de hipotermia⁸.

Esquemas de prescripción

Los métodos ofrecidos por el riñón artificial pueden ser aplicados en forma simple o combinada siguiendo esquemas de distinta duración, frecuencia y velocidad de bomba dependiendo del objetivo que se desee alcanzar. A continuación desarrollamos cada uno de estos esquemas alternativos:

○ **Velocidad de las bombas extracorpóreas:**

Por lo general, en el paciente crítico se utilizan procedimientos lentos (con velocidad de bombas de sangre y dializado lentas) a fin de no propiciar con el tratamiento la inestabilización hemodinámica del paciente.

Se prefiere entonces en estos casos el uso de procedimientos que tienen mayor probabilidad de ser mejor tolerados hemodinámicamente: tales como los semicontinuos y continuos. Entre las razones por las cuales los métodos convectivos implican un menor riesgo de hipotensión arterial se encuentran: la lenta remoción de fluido que permite el rellenado (refilling) del compartimiento intravascular, la lenta remoción de soluto del intravascular que evita el masivo pasaje osmótico de líquido del intravascular hacia el compartimento intracelular (como sucede con la hemodiálisis), la reducción de la temperatura corporal de 2-3 grados (vasoconstricción), la remoción de mediadores con propiedades cardio-depresoras (en recambios de alto volúmen).

Estos métodos permiten lograr mayores volúmenes de ultrafiltración con mejor tolerancia hemodinámica, situación que conduce a un mejor manejo del volumen incorporado por el paciente a través de la alimentación parenteral y del suministro de drogas intravenosas^{3, 8}.

○ **Tiempo y Frecuencia de las sesiones:**

Desde esta perspectiva los métodos sustitutivos de la función renal pueden ser intermitentes como la hemodiálisis trisemanal, semicontinuos: diarios y prolongados en el tiempo entre 8-18 horas, como por ejemplo la diálisis prolongada de baja eficiencia (SLED) o la diálisis diaria prolongada.

Finalmente, están los procedimientos continuos que se caracterizan por ser diarios y de 24-48 horas de duración., con requerimiento adicional de líquido de reposición de modo que permita un alto volumen de desplazamiento de fluido. Ejemplo: hemofiltración veno venosa, hemodiafiltración, etc.

Con respecto a la velocidad de las bombas de sangre y baño dialítico, 300 ml/min y 500 ml/min respectivamente suelen ser las velocidades para los procedimientos intermitentes, con velocidades iguales o menores a las anteriores para los procedimientos semicontinuos, y finalmente de velocidades más lentos (100 ml/min y 300 ml/min respectivamente) para los procedimientos continuos.

Cabe destacar que en todo procedimiento de depuración extrarrenal los solutos extraídos son removidos del compartimiento sanguíneo al baño de diálisis, proceso que genera a su vez un gradiente favorable para el pasaje de dichos solutos del compartimiento intracelular (que es en definitiva aquel que se desea depurar) al compartimiento intra-vascular. Este fenómeno aumenta el gradiente de solutos entre el compartimiento intra-vascular y el dialítico, aumentando en consecuencia la eficiencia del proceso depurativo. Sin embargo, en los procedimientos intermitentes (hemodiálisis) el pasaje de solutos entre el compartimiento sanguíneo y el dializador resulta más rápido que el suscitado entre el compartimiento intracelular y el sanguíneo. Este fenómeno explica por qué en procedimientos intermitentes la mayor remoción de solutos se logra en las primeras 2 horas de la sesión, que es el momento de mayor gradiente sanguíneo - dializador; así como por qué luego de interrumpir una sesión dialítica sigue habiendo pasaje de solutos desde el compartimiento intracelular al intra-vascular, por el cual se produce aproximadamente 30 minutos post-desconexión un ascenso de 10-20% de los niveles séricos del soluto en remoción (fenómeno de rebote)¹.

Por el contrario en los procedimientos lentos la velocidad de pasaje de solutos entre los distintos compartimientos se realiza aproximadamente a la misma velocidad, de modo que la depuración de soluto es prácticamente constante a lo largo de todo el procedimiento y en consecuencia los métodos lentos carecen prácticamente de fenómeno de rebote post - desconexión.

Es muy importante evitar la inestabilidad hemodinámica durante los tratamientos de depuración extrarrenal: pues al dializar un paciente hipotenso se corre el riesgo de dializar sólo su compartimiento intra-vascular y no su intracelular, que es en definitiva el objetivo del tratamiento sustitutivo. Esto se debe a que en un paciente hipotenso, sus tejidos al estar mal perfundidos, acumulan los solutos, pues su pasaje al compartimiento vascular es escaso, en consecuencia no son adecuadamente dializados del organismo. Al finalizar la sesión dialítica y mejorar la situación hemodinámica del paciente, los tejidos ahora mejor perfundidos comienzan a pasar los solutos al compartimiento intravascular lo cual genera un marcado ascenso de los niveles séricos del soluto (urea), reflejando la baja eficiencia alcanzada durante la sesión dialítica³.

Tipos de circuitos

En los métodos de depuración extrarrenal, basados en circuitos de circulación extracorpórea, estos sistemas requieren de un circuito de salida de la sangre del cuerpo y otro para su reingreso una vez ya depurada. Mientras que los circuitos de reingreso son siempre venosos, los de salida pueden ser arteriales o venosos.

En el primer caso es la propia circulación del paciente el motor del sistema mientras que en el segundo caso se requiere de una bomba para movilizar extracorporeamente la sangre. Se trata de los circuitos arterio-venoso y veno-venoso respectivamente. El primero de estos circuitos presenta un especial riesgo de sangrado, isquemia del miembro involucrado, así como de eventos trombóticos y/o troboembólicos. Los circuitos veno-venosos presentan muchas menos complicaciones, requieren una sola canalización (venosa) al poderse utilizar catéteres doble lumen, pueden mantener un flujo sanguíneo continuo a pesar de presentarse hipotensión arterial dado que emplean una bomba de sangre extracorpórea. Por las razones antes mencionadas los accesos preferidos son los veno-venosos (3,9)

Conclusión:

El conocimiento de la fisiología del riñón artificial permite comprender cuales son tanto sus potenciales beneficios terapéuticos como sus limitaciones al momento de tener que sustituir la función renal nativa.

REFERENCIAS

- 1.- Van Stone J, Daugirdas J. Physiologic principles. In Daugirdas J, Ing T (Eds). Handbook of dialysis. Boston. Little Brown & Company. 1994: 13-29**
- 2.- Ronco C, Bellomo R, Hotel P, Brendolan A, Dan M, Piccini P, La Greca G. Effects of different doses in continuous veno-venous hemofiltration on**

outcomes of acute renal failure: a prospective randomised trial. Lancet 2000; 355: 26-30

3.- Junco E, Verde E. Depuración extrarrenal en el paciente agudo: fracaso renal agudo, alteraciones hidroelectrolíticas, ácido-base e intoxicaciones. En Valderrábano F. (Ed). Tratado de hemodiálisis. Barcelona. Editorial Médica JIIMS. 1999: 421-438

4.- Augustine J, Sandy D, Seifert T, Paganini E. A randomized controlled trial comparing intermittent with continuous dialysis in patients with ARF. 2004; 44 (6): 1000-1007

5.- Bellomo R, Ronco C. Continuous renal replacement therapy in the intensive care unit. Int Care Med 1999; 25: 781-789

6.- Barenbrock M, Hausberg M, Matzkies F, de la Motte S, Schaeffer M. Effects of bicarbonate and lactate -buffered replacement fluid on cardiovascular outcome in CVVH patients. Kidney Int 2000; 58: 1751-1757.

7.- Mas A, Salmerón J. Sistemas de sustitución hepática bioartificial. En Net A, Reglan A (Eds). Depuración extrarrenal en el paciente grave. Barcelona. Masson. 2004: 39-50.

8.- Sánchez Izquierdo JA, Toral D. Utilidad de las técnicas continuas de reemplazo renal en la enfermedad traumática. En Net A, Reglan A (Eds). Depuración extrarrenal en el paciente grave. Barcelona. Masson. 2004: 265-279

9.- Bellomo R, Ronco C. Continuous versus intermittent renal replacement therapy in the intensive care unit. Kidney Int 1998; 53: S 182-185
