

Los filtros en la Depuración Extrarrenal Extracorpórea

Autor: Manuel Silva Perejón
A.T.S. del Servicio de Nefrología
H. General de la Ciudad Sanitaria V. del Rocío
Sevilla

Supervisado por: M^a Dolores García-Jalón de la Lama
Supervisora del Servicio de Nefrología
H. General de la C.S.V. del Rocío
Sevilla

Los filtros en la Depuración Extrarrenal

El filtro es el elemento clave en la depuración extrarrenal extracorpórea: Hemodiálisis (H.D.), hemofiltración (H.F.), hemodiafiltración (H.D.F.), hemofiltración arteriovenosa continua (H.A.V.C.), hemofiltración continua espontánea (H.C.E.) y plasmadiafiltración (P.D.F.). Su origen se remonta a mediados del siglo XIX, cuando Thomas Graham demostró que el pergamino de materia vegetal actuaba como una membrana semipermeable.

Hoy disponemos en las Unidades de Diálisis de un amplia gama de filtros que permiten tratamientos muy individualizados y adaptabilidad ante diversas demandas terapéuticas.

El ATS-DE de los Servicios de Nefrología estará trabajando continuamente con este material, y vamos a exponer para su conocimiento algunos aspectos y características de estos diversos filtros.

Descripción

Los filtros convencionales constan de una carcasa donde se incluyen orificios para la entrada y salida de la sangre y del líquido dializante, conteniendo en su interior dos compartimentos diferenciados, divididos por la membrana, uno para la sangre y otro para el líquido dializante. En el caso de los filtros para hemofiltración, al no utilizarse líquido dializante, se pueden obviar los orificios para dicho líquido, sustituyéndose por otro donde se acoplará la línea de ultrafiltración.

Para la estructura tenemos dos tipos de filtros, de placas y de capilares. El de placas consiste en

una serie de compartimentos paralelos, (placas), por donde circulan, generalmente en sentido contrario, y separados por la membrana la sangre y el líquido de diálisis.

El de capilares o de fibra hueca, consiste en un haz de tubos finísimos, (capilares), por donde circula la sangre. Estos capilares están inmersos en el líquido de diálisis que llena la carcasa, siendo la dirección de ambos fluidos, sangre y dializante, inversa generalmente.

Funcionamiento

El transporte de solutos, electrolitos y agua de un compartimento a otro se verifica merced a dos mecanismos fundamentales, la difusión y la convección. Mediante estos mecanismos se depura la sangre de determinados elementos que normalmente excretaría el riñón, se restablece el equilibrio electrolítico y se contribuye al mantenimiento del equilibrio ácido-básico.

Capacidades

La capacidad de un dializador se evalúa por su poder de aclaramiento de solutos y de ultrafiltración. El aclaramiento se define como la capacidad de depurar una cantidad de soluto en un tiempo determinado, expresándose esta capacidad en ml/min. La ultrafiltración se expresa en función de la pérdida de agua por cada unidad de presión en un tiempo determinado, que suele ser de horas o minutos, o sea, ml/mmHg/min o ml/mmHg/h. Para concretar la capacidad de ultrafiltración (K_{uf}), que es el resultado de dividir la pérdida transmembrana (P.T.M.). Por ejemplo, si en una hora se ha logrado una U.F. de 500 ml. con una

P.T.M. de 100 mmHg, el K_{uf} será: 500 ml.

$\frac{500}{100} = 5$, es decir, 5 ml/100mmHgx1h mmHg/hora, o lo que es igual, 0,08ml/mmHg/minuto. Las capacidades de los dializadores varían según la superficie, el tipo y el grosor de la membrana. La capacidad de un mismo filtro varía también según se use en H.D., H.D.F. o H.F.

Varía también el rendimiento de un mismo dializador en función del flujo de sangre (Q_b), flujo de dializante (Q_d) y la tasa de U.F. (Q_{uf}).

Cada paciente en concreto, dependiendo de su superficie corporal, catabolismo, función renal residual y situación particular necesitará un filtro específico.

El Q_b mínimo requerido para que un dializador sea eficaz es de 150ml/min, siendo los flujos normales de 200 a 300 ml/min. en H.D. y H.D.F. y algo más altos en H.F.

Superficies

Los filtros se presentan con superficies muy variadas, que van desde los 0,20 a los 2 m². Los motivos de esta variedad son múltiples. En primer lugar tenemos las características de los pacientes, donde nos encontramos desde niños con 25 Kg de peso a adultos de 90. Después, el estado específico de cada enfermo, ya que no tiene las mismas necesidades de tratamiento un paciente controlado, que este mismo paciente en una situación de sepsis, traumatismo grave, riesgo hemorrágico, etc.

El material empleado en la membrana influye también en la superficie que presentan los filtros, ya que membranas más permeables logran mejores aclaramientos y U.F. que las convencionales, reduciéndose de esa forma la superfi-

cie necesaria de los filtros.

El tipo de tratamiento también condiciona la superficie necesaria en un filtro. En una H.A.V.C. bastan filtros con una superficie muy reducida (0,20-0,60 m²), mientras que para resolver la misma situación en el mismo paciente mediante H.D. necesitaríamos filtros con superficies de 1 a 1,5 m².

distintos grosores de la membrana (entre 8 y 15 micras).

Las nuevas membranas sintéticas PAN y polisulfona han supuesto un cambio notable respecto a las convencionales de Cuprofán. Como dijimos antes, dos características definen principalmente a estas membranas: Su gran permeabilidad y su buena biocompa-

adversas por parte de éste en un intento de rechazar dichos cuerpos extraños. Cuando realizamos la depuración extrarrenal, ponemos la sangre en contacto con un material extraño, la membrana, lo cual tiene diversas consecuencias: activación del complemento sérico, alteración de los leucocitos, activación plaquetaria, depósito de proteínas sobre la membrana, etc. se dice que un material, en este caso una membrana, es biocompatible, cuando el organismo tolera bien el ser puesto en contacto con dicho material. Membranas biocompatibles, pues, serán, aquellas que logren una mejor tolerancia del organismo. Para valorar el grado de tolerancia usaremos una serie de marcadores como, leucopenia, activación del complemento y otros indicadores.

CUADRO DE SUPERFICIES (en m²)

0,20-0,65	0,70-0,90	1-1,20	>1,25
Spiraflo HFO20: 0,24 Biospal 1.200: 0,5 Hemoflow F40: 0,65 Hemoflow D1: 0,6	Spiraflo HFO60: 0,7 Lundia 10-3: 1 Biospal 1.800: 0,7 Hemoflow E2: 0,85 Spiraflo HF100: 1 Biospal 2.400S: 1 UltrafluxAV400: 0,70	Spiraflo HF100: 1 Biospal 3.000S: 1,2 Disscap 110: 1,1 Gambro GF120L: 1,1 GF 120 MyH: 1,1 Spir.SD 811:1,11	Spiraflo HF140: 1,35 Lundia 10-5: 1,4 Spir.SD816: 1,47 HemoflowF60: 1,25 Hemoflow D3:1,6 Hemoflow D6: 2 KF 101 PLUS: 1,3

Material de las membranas

La membrana de uso más corriente es la de Cuprofán. Esta membrana, o aquellas de las que deriva directamente, ha estado presente desde los primeros pasos de la depuración extrarrenal extracorpórea. Tiene en su contra su escasa capacidad para depurar sustancias de mediano y alto peso molecular. Por eso, desde que se describió la "Hipótesis de las moléculas medias", una nueva generación de membranas ha hecho su aparición. Son las membranas de gran permeabilidad, que a su vez presentan buena biocompatibilidad.

Dos membranas componen fundamentalmente este grupo: las de poliacrilonitrilo (PAN) y las de polisulfona. A medio camino entre éstas y las convencionales está la fibra de etilvinilalcohol (EVAL), con unos parámetros de biocompatibilidad que no alcanzan al PAN y a la polisulfina, pero que sí la diferencian de las membranas convencionales. Existen además otras membranas, de las que no dispongo de información, como el polimetacrilato o la membrana biocompatible de la casa Gambro, el policarbonato (Gambrene).

Como ya hemos dicho, la membrana de Cuprofán presenta un bajo poder de aclaramiento de sustancias de medio y alto peso molecular, aunque sí presenta un buen aclaramiento de sustancias de bajo peso molecular, y una buena gama de U.F. que se logra mediante las distintas superficies y

tibilidad. Gracias a la estructura porosa y uniforme de estas membranas, se logra una gran capacidad de U.F., con una mejora del transporte convectivo y una transferencia de moléculas de medio y alto peso molecular mucho mayor que con el Cuprofán.

El alto poder de U.F. de estas membranas (K^{uf} de 30, 40, 80 ml/mmHg/h), obliga a utilizarlas con monitores de U.F. controlada volumétricamente.

La membrana EVAL tiene unos aclaramientos de solutos y una capacidad de U.F. similar a la membrana Cuprofán, pero tiene a su favor una mejor biocompatibilidad y la posibilidad de baja o ninguna heparinización.

Espesor de las membranas

Además de la superficie de la membrana, afecta a las capacidades de los filtros el grosor que presente ésta. La membrana Cuprofán se presenta con grosores que van desde las 8 a las 15 micras, generalmente. A menor grosor de la membrana, mejores aclaramientos y mayor poder de U.F.

Las membranas sintéticas, PAN, EVAL, polisulfona, a pesar de su mayor rendimiento, presentan membranas de mucho más espesor, 40 micras, aproximadamente.

Concepto de biocompatibilidad

Cuando los tejidos humanos se ponen en contacto con elementos extraños, se producen reacciones

Diferencia entre H.D., H.D.F. y H.F.

La H.D. como su nombre indica, se basa en el principio de la diálisis (difusión de solutos a través de una membrana porosa colocada entre dos soluciones), depurándose los solutos principalmente por difusión, quedando la convección para el transporte de líquidos y una pequeña fracción de solutos. Mediante la difusión se logra un aclaramiento aceptable de solutos de bajo peso molecular (urea, creatinina) y de electrolitos (dependiendo en gran parte de la concentración a uno y otro lado de la membrana), pero no de solutos de medio y alto peso molecular. Estos solutos se aclaran mejor cuanto más grande sea el transporte convectivo. Al formularse la "hipótesis de las moléculas medias", responsabilizando a éstas de diversos síntomas que acontecen en el I.R.C. como las polineuropatías, se buscó un sistema de depuración que proporcionara un alto aclaramiento de moléculas medias. Esto se alcanzó potenciando el transporte convectivo mediante la H.F. (hemofiltración), que consiste en depurar la sangre alcanzando grandes cotas de U.F., sin que exista en este método el fenómeno de "diálisis". Para que la hemodepuración sea efectiva, se necesita ultrafiltrar a partir de la sangre al menos 20 litros. Para que esto sea posible, al paciente se le va refundiendo una solución sustituyente. Pero éste sistema, además de caro, presentaba un déficit de depuración de bajo peso molecular.

Para aunar la eficacia de la diálisis (transporte difusivo) para moléculas pequeñas y de la hemofiltración (transporte convectivo) para medianas y grandes, nació la H.D.F. (hemo-dia-filtración), donde se potencia la U.F., reponiendo a lo largo del tratamiento unos 9 litros de líquido sustituyente, y se mantiene la diálisis, utilizando un líquido dializante normal.

sistema), puede ser sangre procedente de donantes.

Todos los filtros y líneas necesitan ser lavados antes de su uso, ya que pueden quedar restos de materiales tóxicos usados para su fabricación (productos reactivos, aditivos), o de los productos de la esterilización.

Por otra parte, cuando entra la sangre en contacto con superficies

de lavado se las hepariniza, para tratar de mejorar la compatibilidad sanguínea de estas superficies artificiales recubriéndolas con una capa de heparina.

Los diferentes fabricantes acompañan los filtros con unas hojas de instrucciones en las que se detallan las características del filtro y el proceso de lavado, cebado y restitución. No obstante, de-

ACLARAMIENTOS CUPROFAN

M ² ef.	Filtro	Q _b	Urea(60)	Creat(113)	Fosf.	B ₁₂	Ac. Ur.	Inulina
0,6	Hflow D1	200	143	127	103	34		
0,8	L10-3N	200	156	123	97		113	
1,1	L10-5N	200	171	142	118		127	
1,2	GF120 M	200	167	146	131		121	
1,1	Sp.SD811	200	165	1455	120	50	145	
1,47	Sp.SD816	200	180	160	150	55	150	

ACLARAMIENTOS MEMBRANAS BIOCOMPATIBLES

M ² ef.	Peso mol.	Q _b	60	113	1.355	168	5.200	Inulina
	Filtro		Urea	Creat.	Fosf.	B ₁₂	Ac.Ur.	
1	Biospa124S	200	161	136	109	69		38
1	Sp.HF 100	200	180	168	160	105		68
1,25	Hflow F60	200	190	182	176	125	(en HDF)	86

ACLARAMIENTOS FIBRA EVAL

M ² ef.	Filtro	Urea	Creat.	B ₁₂	Inulina
1	KF 101	130	104	39	25
1,3	KF 101 Plus	143	119	50	30

DIFERENCIA DE ACLARAMIENTOS ENTRE H.D. y H.D.F.

Filtro	Urea	Creat.	Fosf.	B ₁₂	Inulina
HDSpHF100	180	168	160	105	68
HDF HF100	195	186	180	125	88

DIFERENCIA DE ACLARAMIENTOS S/GROSOR MEMBRANA CUPROFAN

M ² ef.	Filtro	Grosor	Urea	Creat.	Ac. Ur.	Fosf.
1,2	GF 120 M	11 μm	167	146	121	131
1,2	GF120 H	8 μm	171	154	138	140

DIFERENCIA DE ACLARAMIENTO ENTRE CUPROFAN Y POLISULFONA

M ² ef.	Filtro	Membrana	Urea	Creat.	Fosfatos
1,25	HFLOW F60	Polisf.	190	182	176
1,2	GF 120 M	Cuprof.	167	146	131

Normas Generales de lavado y cebado

El lavado de un dializador consiste en hacer pasar por su compartimento hemático una cantidad de solución líquida estéril. El cebado consiste en el relleno de este compartimento con sangre, generalmente del mismo paciente, pero que en ocasiones (grave estado anémico, particularidad del filtro o

artificiales (membranas, líneas), se inician una serie de reacciones, que comienzan por la adsorción por parte de estas reacciones, que comienzan por la adsorción por parte del plasma, lo que desencadena la activación de la coagulación, pudiendo acabar estas reacciones en la formación de un trombo mural blanco compuesto de fibrina, plaquetas, leucocitos y eritrocitos. Por esto, a las soluciones

hemos recordar siempre que:

- Todos los filtros y líneas deben lavarse antes de sus uso con 1 ó 2 litros de salina fisiológica, con 20-30 mgrs. de heparina por litro.
- Es necesario desgaseificar bien los compartimentos hemático y dializante.
- En los filtros capilares, generalmente, es distinto el orden en que se efectúe el relleno de los compartimentos.

- En los filtros de placas se suele rellenar primero el compartimento de líquido dializante.

Coefficientes de ultrafiltración (K_{ur})

Estos coeficientes de U.F. son los que ofrecen los fabricantes en los folletos adjuntos a los filtros. La diferencia que hallamos en la práctica con los que hallamos nosotros se debe a que, en la práctica diaria, no tenemos en cuenta la presión oncótica de las proteínas plasmáticas, (unos 30 mmHg aprox.).

Hemoflow E2	4,6
GF 120 M	4,4
Lundia 10-3N	4,3
Lundia 10-5N	5,5
Disscap 110	3,5
Sp.SD 811	5,5

KF 101-1 m ²	4,2
Biospal 2.400 S	44
Sp.HF 100	75
Hflow F60	40
Sp.NT 1.508	%
GF 120 H	6,1
Lundia 10-3H	5,2
Lundia 10-5H	7,4
Disscap 140	4,5-5
Sp.SD 816	7,5
KF 101 Plus	5,2

Estos tres últimos dializadores sólo se pueden usar con monitores de ultrafiltración controlada volumétricamente, y no por P.T.M. dado su gran K_{ur} .

Sueros necesarios para el lavado de los filtros

Gambro, serie GF: 1.000 ml con 20 mg/litro de heparina.
 Gambro, serie Lundia 10: 1.000 ml con 20 mg/l de heparina.

Disscap 110-140: 2.000 ml con 20 mg/l de heparina.
 Biospal: 2.000 ml con 50 mgr/l de heparina.
 Spiraflo, serie SD: 2.000 ml con 30 mgr/l de heparina.
 KF 101: con líneas convencionales, 2.000 ml con 50 mgr/l de heparina.
 Hemoflow F60: 1000 ml con 20 mgr/l de heparina.

Volumen de cebado de algunos filtros (sin líneas)

Disscap 110 E: 55 ml
 Biospal 2.400 S: 105 ml
 GF 120 M y H : 80 ml
 Lundia 10-3: entre 72-96 ml
 Sp. SD 811: 90 ml
 KF 101: no consta en folleto
 Disscap 140: 90 ml
 Biospal 3.000: 130 ml
 Hemoflow E2: 57 ml
 Lundia 10-5: 92-121 ml
 Sp. SD 816: 75 ml
 Hemoflow F60: 75 ml