

Efecto de la presión arterial negativa sobre la divergencia entre el aclaramiento de solutos en el compartimento sanguíneo y líquido de diálisis

J. García-Valdecasas, M. J. Espigares, J. Molina, A. Gallardo, S. Cerezo

Resumen

El hematocrito, el diámetro de las agujas de punción y de los segmentos, así como el flujo per se, son factores que modifican el flujo a través de variaciones en la presión arterial negativa. Se estableció una relación entre flujo real, flujo indicado por la máquina y esta presión: $Q_{Breal}=Q_{Bmaq}0.22 \cdot Pa$ y $Q_{Breal}=Q_{Bmaq}-0.31 \cdot Pa$ (flujos inferiores o superiores a 400 ml/min, respectivamente).

Las diferencias observadas en el aclaramiento de urea obtenidas en el compartimento sanguíneo (21% superior, $p < 0.001$) vs. líquido de diálisis, desaparecen al considerar la recirculación y esta presión subatmosférica.

PALABRAS CLAVE: Aclaramiento. Recirculación. Presión arterial negativa.

The effect of negative arterial pressure on the divergence between the clearance of solutes in the blood compartment and dialysis liquid

The haematocrit, the diameter of puncture needles and that of the segments as well as the flow itself, are factors which modify the flow through variations in negative arterial pressure. A relationship between the real flow, the flow indicated by the machine and this pressure was established: $Q_{Breal}=Q_{Bmach}0.22 \cdot PA$ and $Q_{Breal}=Q_{Bmach}-0.31 \cdot Pa$ (flows lower or higher than 400 ml/min respectively).

The differences observed in the clearing of urea obtained in the blood compartment (21% higher, $p < 0,001$) vs. dialysis liquid, disappear when the recirculation and this subatmospheric pressure are taken in account.

KEY WORDS: Clearance. Recirculation. Negative arterial pressure.

Introducción

Con el fin de evitar una dosis inadecuada de diálisis es necesario una correcta cuantificación de la misma. En el momento actual, es el modelo cinético de la urea pro-

puesto por Gotch el más usado para valorar y cuantificar esta dosis de diálisis (13), la cual se realiza a través de la ecuación Kt/V . De estas 3 variables, K (aclaramiento de urea), t (tiempo de tratamiento) y V (volumen de distribución de la urea), solamente K y t se pueden modificar a voluntad del nefrólogo. Aunque K puede ser determinado con gran exactitud, sin embargo al comparar las determinaciones de K en el compartimento sanguíneo con las obtenidas en el líquido de diálisis se observan diferencias significativas (4-7). Estas diferencias encontradas, se consideran en parte debidas a la recirculación de la sangre en el acceso vascular (8), aunque también se ha indicado que se deben al diferente contenido en agua de la sangre con respecto al líquido de diálisis (4), al desequilibrio transcelular y catabolismo intradialítico de la urea (9) y/o al modelo cinético en sí (10, 11), ya que el modelo cinético de la urea de un solo compartimento (propuesto por Gotch) está en el momento actual muy controvertido, aceptándose casi universalmente que estaría mejor representado por un doble compartimento. A pesar de todo, los estudios del aclaramiento de urea utilizando modelos cinéticos de uno o dos compartimentos, da resultados similares, siempre que la diálisis haya sido controlada cuidadosamente (12).

Cuando se determina K en el compartimento sanguíneo, es necesario conocer el flujo de sangre que entra en el dializador (QB). Por lo general, QB es indicado por la máquina de diálisis, por lo que las diferencias encontradas en el valor de K en el lado del líquido de diálisis (KD) versus sangre (KB) pueden ser debidas a una sobreestimación de este QB. Los posibles errores metodológicos de laboratorio en la determinación de la urea, se dejan influir menos al participar este parámetro en ambas determinaciones, como se puede observar en las ecuaciones 1 y 2:

Hospital Universitario
Granada

$$KB = \frac{QB (CBa - CBv)}{CBa} \quad (\text{ecuación 1})$$

$$KD = \frac{QD \times CD}{CBa} \quad (\text{ecuación 2})$$

donde CB=concentración de urea en sangre, a=línea arterial, v=línea venosa, CD=concentración de urea en líquido de diálisis.

Es pues un prerrequisito imprescindible en la determinación de KB, un equilibrio perfecto entre la velocidad de los rodillos de la bomba de sangre y su transductor eléctrico situado en la máquina, con el fin de que QB sea correcto. Sin embargo, aun con este control cuidadoso, los resultados de K son diferentes entre ambos compartimentos (sangre vs. líquido de diálisis).

Un factor no tenido en cuenta hasta el momento actual, surge del estudio de la ecuación de Hagen-Poiseuille (ecuación 3):

$$\Delta P = \frac{\pi * r^4 * Q}{\mu * l} \quad (\text{ecuación 3})$$

donde circula el fluido, Q=flujo del fluido, r=radio del conducto por donde circula el fluido, μ =viscosidad del fluido y l=longitud del conducto.

Según esta ecuación, y considerando el caso particular de la diálisis, la diferencia de presión en el circuito extracorpóreo estaría en relación directa con el flujo de sangre que circula por el dializador (QB), el radio del circuito extracorpóreo (agujas de punción, líneas de sangre y segmento de bomba), e inversa a la viscosidad de la sangre y la longitud del extracorpóreo. Por otro lado, el comportamiento no newtoniano de la sangre, que modifica su viscosidad a diferentes flujos, así como ante diferencias de concentración en las partículas que tiene en suspensión (hematíes, proteínas, lípidos, etc), determina cambios en ΔP . Así pues, diferentes hematocritos dan lugar a diferencias en la viscosidad, y ello a diferencias en ΔP . De igual manera, los cambios en el contenido de agua a que se somete la sangre durante la diálisis, consecuencia de la ultrafiltración, provocan cambios en el hematocrito, y con ello cambios en ΔP .

Por todo ello, es lógico imaginar que a pesar de un perfecto equilibrio del rodillo de la bomba de sangre a su transductor, el flujo de la sangre que circula por el dializador nunca se corresponde con dicha lectura, al verse modificado por ΔP . Ello exigiría determinaciones continuas del verdadero flujo de sangre que pasa por el dializador, si no queremos sobrevalorar este flujo en la determinación de KB.

Con el fin de investigar las modificaciones que estas diferentes presiones ejercen sobre QB, y poder establecer una relación numérica que nos indique sangre real (QBreal), se realiza el presente estudio. Igualmente se ha examinado el efecto que el hematocrito ejerce sobre dicho flujo, así como el diámetro de las agujas de punción utilizadas y del segmento de bomba utilizado. Aunque la

longitud del sistema extracorpóreo también influye en ΔP , no se ha valorado el efecto de las líneas de sangre, al ser éstas de una longitud y calibre estándar.

Material y métodos

El estudio fue realizado en una primera fase en condiciones in vitro, utilizando suero salino fisiológico a 37°C y sangre con hematocrito del 20%, 30%, 40% y 50%, con control volumétrico de ambos fluidos. La bomba de sangre estaba equipada con 2 rodillos y un medidor de flujo que medía dicho flujo en función de las r.p.m. Con el fin de igualar las condiciones in vitro a la hemodiálisis, se acoplaron en dichos segmentos líneas de sangre estándar (inlet y outlet), así como un dializador en la línea outlet. Las presiones aplicadas a nivel inlet y outlet se midieron con un transductor piezoeléctrico (NEO-1 Referent Meter, Automata Inc, USA). Tanto el transductor de presión como la velocidad de los rodillos de la bomba de sangre, fueron calibrados previamente al estudio con flujo de 200 ml/min.

Se estudiaron las variaciones del QB (de 200 a 800 ml/min, incremento de 50 ml/min) utilizando un segmento de bomba de 8 mm de diámetro interno, aplicando diferentes presiones en región inlet del dializador (presión arterial subatmosférica, Pa, decremento de 50 mmHg, valor mínimo de -300 mmHg) y distintas presiones en región outlet del dializador (presión venosa atmosférica, Pv, +100, +200, +300, +400 mmHg) aplicando diversos clamps en dichas regiones. Igualmente se estudiaron las variaciones de QB y las presiones originadas al aplicar diferentes flujos, al conectar agujas de punción de diferentes diámetros internos (agujas del nº 14, 15 y 16, con diámetro interno de 2.0, 1.8 y 1.6 mm respectivamente) y las variaciones introducidas por diferentes hematocritos (20, 30, 40 y 50%).

Todas las determinaciones fueron realizadas 3 veces durante 1 min cada una (valores expresados como valor medio en ml/min). Se registraron los flujos indicados por la máquina de diálisis (QBmaq) y las obtenidas por control volumétrico (QBeff), así como las presiones originadas en el circuito.

En la segunda parte del trabajo, se estudió el aclaramiento de urea por parte de un dializador de alta permeabilidad (polisulfona 1.9 m², HF-80) tanto en el compartimento sanguíneo como en el compartimento del líquido de diálisis, en 22 pacientes (12 hombres y 10 mujeres), con edad comprendida entre los 30 y 76 años (media de 55.7 \pm 12.0 años), 12 de ellos dializados con Hemodiafiltración de Alto Flujo (HDF) y 10 con técnica de Alto Flujo (HF). Con el fin de evitar distorsiones en los resultados, se eligieron pacientes con filtrado renal residual nulo.

El flujo de sangre (QBmaq) utilizado en esta fase de estudio in vivo, osciló entre 500-700 ml/min, utilizándose agujas de punción del nº 14 (2.0 mm de diámetro inter-

no) y segmentos en la bomba impulsora de 8 mm de diámetro. El flujo del líquido de diálisis (QD) fue de 800 ml/min.

A los 30 min de comenzar la diálisis, se realizaron determinaciones de BUN y hematocrito en la línea arterial (a) y venosa (v) del dializador (BUNa, Hcta, BUNv y Hctv, respectivamente), así como en la porción outlet del compartimento del líquido de diálisis (BUND). El flujo del líquido de diálisis (QD) se determinó volumétricamente en la porción outlet, con el fin de incluir la ultrafiltración obtenida. Dichas determinaciones sirvieron de base para obtener el flujo de sangre en la línea venosa del dializador (QBv), el aclaramiento de urea en el compartimento sanguíneo (KB) y en el compartimento del líquido de diálisis (KD), a través de las ecuaciones 4, 5 y 6 respectivamente:

$$QBv = \frac{QBmaq * Hcta}{Hctv} \quad (\text{ecuación 4})$$

$$KB = \frac{QBmaq * BUNa (1 - Hcta + K * Hcta) - QBv * BUNv (1 - Hctv + K * Hctv)}{BUNa (1 - Hcta + K * Hcta)} \quad (\text{ecuac. 5})$$

$$KD = \frac{QD * BUND}{BUNa (1 - Hcta + K * Hcta)} \quad (\text{ecuación 6})$$

siendo K la constante de distribución de la urea en los hematíes con respecto al plasma (K = 0.859).

Por último, se evaluó en todos los enfermos el impacto de la recirculación R (tanto a nivel periférico como central) sobre KB. Para ello, inmediatamente después de obtener las anteriores muestras de sangre, se mantuvo el líquido de diálisis en bypass durante un período de 2 min y se recogió nueva muestra de sangre en región inlet del dializador (BUNs). A través de las ecuaciones 7 y 8 se estudió la recirculación y el impacto de ésta sobre KB (KBrec) (8):

$$Rec = \frac{BUNs - BUNa}{BUNs - BUNv} \quad (\text{ecuación 7})$$

$$KBrec = KBmaq * [1 - 1.05 * Rec (1 - \frac{BUNv}{BUNa})] \quad (\text{ecuac. 8})$$

Análisis estadístico: los valores medios fueron comparados usando valores de probabilidad (p) por la distribución de la t de Student y se realizaron estudios de correlación para determinar la recta de regresión y coeficiente de correlación R.

Se consideraron significativos los valores de p < 0.05.

Resultados

En las condiciones in vitro anteriormente descritas y cuando todavía no se ha aplicado ninguna presión negativa en la región inlet (Pa) o positiva en la outlet (Pv) del dializador, podemos observar que existe en todo momento una presión subatmosférica (Pa) directamente proporcional al flujo utilizado, y que modifica el flujo de sangre notificado por la máquina de diálisis (QBmaq), con variaciones que oscilan entre el 5% - 6% frente al flujo medido volumétricamente (QBeff) (Tabla I).

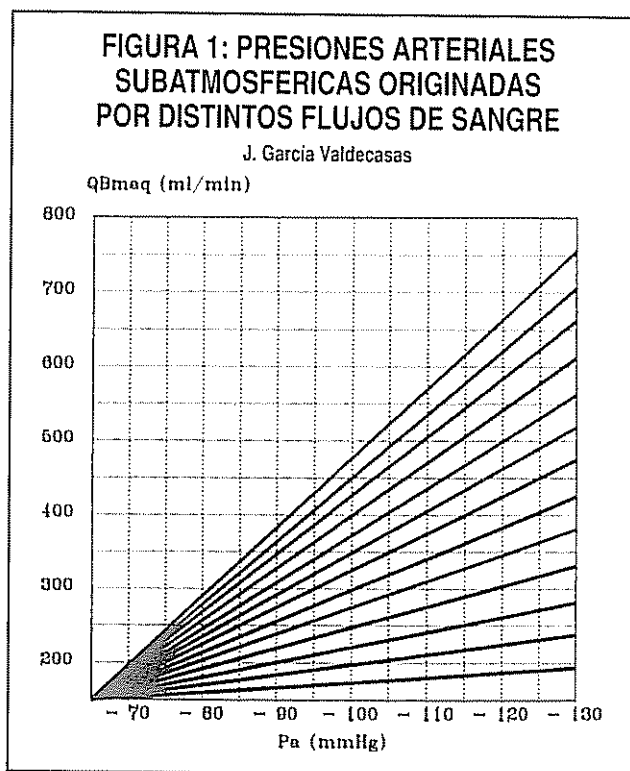


TABLA I

PRESION ARTERIAL SUBATMOSFERICA A DIFERENTES FLUJOS DE SANGRE

QBmaq	200	250	300	350	400	450	500	550	600	650	700	750	800
Pa	70	75	80	85	90	95	100	105	110	115	120	125	130
QBeff	190	237	283	330	378	425	471	518	565	611	658	706	752
⊖ (-)	10	13	17	20	22	25	29	32	35	39	42	44	48
%	5	5.2	5.6	5.7	5.5	5.5	5.8	5.8	5.8	6	6	5.8	6

siendo ⊖ (-) = reducción de QBmaq en ml/min y % = porcentaje de reducción de QBmaq.

TABLA II

VARIACIONES DEL FLUJO DE SANGRE A DIFERENTES PRESIONES SUBATMOSFERICAS

Pa	100	125	150	175	200	225	250	275	300	RECTAS DE REGRESION
QBi 200	192	187	182	178	173	170	166	162	158	$Q_{Beff} = 210 - 0.18 * Pa$
QBi 250	242	237	232	228	223	216	211	206	202	$Q_{Beff} = 264 - 0.20 * Pa$
QBi 300	290	285	280	275	270	265	259	253	248	$Q_{Beff} = 314 - 0.22 * Pa$
QBi 350	341	333	328	323	318	313	308	303	298	$Q_{Beff} = 363 - 0.24 * Pa$
QBi 400	393	385	378	373	369	363	358	352	348	$Q_{Beff} = 416 - 0.26 * Pa$
QBi 450	446	438	432	427	420	414	408	400	396	$Q_{Beff} = 472 - 0.28 * Pa$
QBi 500		492	480	475	468	462	458	450	444	$Q_{Beff} = 524 - 0.30 * Pa$
QBi 550		542	535	526	518	510	503	498	492	$Q_{Beff} = 579 - 0.32 * Pa$
QBi 600		592	584	578	570	563	556	550	544	$Q_{Beff} = 629 - 0.34 * Pa$
QBi 650		641	634	628	620	614	606	600	592	$Q_{Beff} = 680 - 0.36 * Pa$
QBi 700		692	685	677	671	665	659	652	645	$Q_{Beff} = 729 - 0.38 * Pa$
QBi 750			738	728	719	711	704	698	692	$Q_{Beff} = 787 - 0.40 * Pa$
QBi 800			791	780	770	760	752	745	737	$Q_{Beff} = 845 - 0.42 * Pa$

En la figura n.º 1 se muestran las Pa subatmosféricas originadas por los diferentes flujos de sangre. En ella se puede observar que existe una relación lineal entre ambos factores.

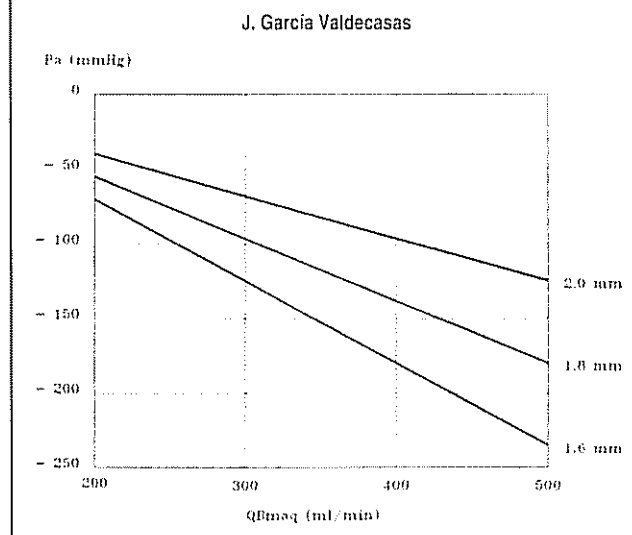
La tabla II muestra el elevado efecto significativo de la Pa sobre la disminución del flujo medido volumétricamente (Q_{Beff}), así como las rectas de regresión obtenidas entre este Q_{Beff} , las Pa subatmosféricas aplicadas en la zona inlet y los flujos notificados por la máquina de diálisis. Los coeficientes de correlación R fueron de 0.99 en todas ellas, indicando la relación lineal entre dichos parámetros. El valor de Pa se indica en su valor absoluto.

La media en la reducción del flujo (Q_{Bmaq} vs. Q_{Beff}) fue de $13.3\% \pm 4.5\%$ con diferencias entre ambos flujos estadísticamente significativas ($p < 0.01$).

Cuando se estudió el efecto que el diámetro de las agujas de punción ejerce sobre el flujo de sangre Q_{Bmaq} , se pudo observar que existía en todas las determinaciones volumétricas una sobrevaloración de Q_{Bmaq} , y ello como consecuencia de que el paso del fluido a través del pequeño diámetro de las agujas (en relación con el diámetro del segmento de bomba), produce un aumento importante de la presión subatmosférica de la región inlet de la bomba (Figura n.º 2). Es evidente que la reducción en el flujo es mas intenso con agujas de menor diámetro interno, existiendo también una reducción lineal del flujo en relación con esta presión arterial subatmosférica. Las diferencias estadísticas entre el flujo indicado por el monitor de diálisis y el flujo obtenido volumétricamente, fueron también significativas ($p < 0.001$).

En la Tabla III se muestra la presión negativa originada en la región inlet del dializador como consecuencia de diferentes hematocritos (50, 40, 30 y 20%) y la utiliza-

FIGURA 2: EFECTO DEL DIAMETRO DE LAS AGUJAS DE PUNCION SOBRE LA PRESION SUBATMOSFERICA EN LA REGION INLET A DIFERENTES FLUJOS



ción de agujas de punción de diferente tamaño (nº 14, 15 y 16). Dicha presión subatmosférica fue mas intensa a hematocritos mas elevados y con agujas de punción cuyo diámetro interno era menor.

La excelente correlación encontrada entre el flujo Q_{Bmaq} , la presión arterial subatmosférica (Pa) y el flujo de sangre efectivo (Q_{Beff}) medido volumétricamente in vitro, nos permitió obtener una recta de regresión que relacionaba las 3 variables. Para una mayor aproximación a la diálisis, se establecieron dos medidas de flujo diferentes:

TABLA III

EFFECTO DEL HEMATOCRITO Y AGUJA DE PUNCION SOBRE LA PRESION ARTERIAL SUBATMOSFERICA A DIFERENTES FLUJOS DE SANGRE

Hct	AGUJA N.º	QBmaq (ml/min)						
		200	250	300	350	400	450	500
50	14	115	150	183	215	248	275	304
50	15	128	163	201	236	273	300	328
50	16	167	207	251	282	312	345	376
40	14	72	97	125	150	174	200	227
40	15	82	119	135	162	192	223	255
40	16	110	145	178	213	251	280	309
30	14	50	70	93	113	134	156	180
30	15	62	87	113	138	165	190	219
30	16	81	113	145	178	212	245	276
20	14	34	52	69	86	106	126	146
20	15	44	65	86	108	133	155	181
20	16	66	98	130	158	187	217	247

Flujos entre 200-400 ml/min: $Q_{Beff} = Q_{Bi} - 0.22 * Pa$ (ecuac. 9)

Flujos entre 400-650 ml/min: $Q_{Beff} = Q_{Bi} - 0.31 * Pa$ (ecuac. 10) tomando para los cálculos siempre el valor absoluto de la presión subatmosférica de la línea arterial.

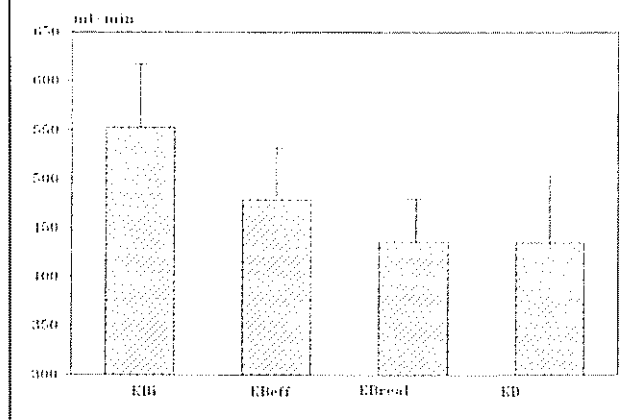
A la inversa de lo que ocurre en la región outlet del rodillo de la bomba se caracteriza por una presión atmosférica positiva, consecuencia de que el fluido circula desde una región con mayor calibre (segmento de este rodillo) hacia otra con menor calibre interno (línea de sangre). El estudio de la repercusión que diferentes presiones venosas positivas (Pv desde +100 a +400 mmHg) ejercían sobre el flujo indicado por la máquina de diálisis, no permitió en ningún momento detectar variaciones en dicho flujo. Esta fase del estudio se realizó manteniendo la ultrafiltración en cero, pues de lo contrario se hubiera introducido un error importante en el estudio de Q_{Beff} . Solamente se observó una reducción en el flujo mientras se establecía la presión positiva (apenas unos segundos), reducción que desaparecía cuando esta presión positiva estaba establecida.

La segunda parte del trabajo se realizó in vivo, con el fin de estudiar el aclaramiento de solutos por el dializador en el compartimento sanguíneo y en el líquido de diálisis, y sus modificaciones atendiendo a la presión subatmosférica de la región inlet y a la recirculación. En la Tabla IV se muestran los datos relativos a edad, sexo, peso seco en Kg, pérdida de peso durante la diálisis por ultrafiltración (delta, Kg), flujo de sangre indicado por la máquina de diálisis (Q_{Bmaq} , ml/min), presión subatmosférica en región inlet (Pa, mmHg), flujo del líquido de diálisis (QD, ml/min) y recirculación (R, %) de los 22 enfermos estudiados.

La Figura n.º 3 muestra gráficamente los valores medios y DS del aclaramiento de urea en el compartimento

FIGURA 3: VALORES MEDIOS Y DESVIACION ESTANDAR DEL ACLARAMIENTO DE UREA OBTENIDO EN EL COMPARTIMENTO SANGUINEO (K_{Bi} , K_{Beff} y K_{Breal}) Y EN EL COMPARTIMENTO LIQUIDO DE DIALISIS

J. García Valdecasas



sanguíneo (K_{Bi} , 553.2 ± 48.5 ml/min) tomando los valores del flujo de sangre notificados por el monitor de diálisis (Q_{Bmaq}), el aclaramiento efectivo de urea (K_{Beff} , 479.3 ± 44.8 ml/min) considerando los flujos de sangre modificados por la presión negativa de la región inlet (ecuación 10), el aclaramiento real de urea (K_{Breal} , 436.3 ± 40.5 ml/min) obtenido al considerar además la recirculación (ecuación 8) y el aclaramiento de urea obtenido en el líquido de diálisis (KD, 435.2 ± 84.3 ml/min). El estudio estadístico mostró diferencias significativas ($p < 0.01$) entre K_{Bi} , K_{Beff} y KD, no existiendo diferencias entre K_{Breal} y KD.

TABLA IV
DATOS GENERALES DE LA DIALISIS

PACIENTE	EDAD	SEXO	PESO SECO	Delta	QBmaq	Pa	QD	R
1	75	H	48.0	2.2	560	220	738	12.5
2	40	H	67.9	4.7	550	220	738	8.1
3	50	M	71.8	3.1	630	250	825	10.0
4	53	H	114.4	6.2	630	250	780	12.5
5	48	M	105.6	4.1	560	220	740	10.9
6	74	M	99.4	1.2	640	260	820	10.0
7	49	H	89.5	6.2	580	230	815	7.3
8	49	H	61.5	4.4	570	225	825	9.3
9	61	H	85.8	4.4	630	250	720	10.0
10	30	M	52.5	3.2	635	250	785	13.6
11	62	H	96.1	4.0	650	270	820	7.8
12	54	M	65.3	3.0	620	240	740	11.5
13	76	M	49.2	2.2	560	210	735	11.1
14	41	H	69.1	4.7	550	210	740	13.2
15	54	M	115.6	6.2	630	250	780	12.7
16	49	H	106.8	4.1	560	220	740	13.3
17	75	H	100.6	1.2	640	260	820	10.0
18	51	M	90.7	6.2	580	230	815	8.3
19	51	M	62.7	4.4	570	225	825	8.3
20	62	H	87.0	4.4	630	250	720	10.0
21	63	H	97.3	4.0	650	265	820	12.5
22	55	M	66.5	3.0	620	240	740	8.3
Media	55.7		82.0	4.0	602	238.4	776.5	10.5
D.S.	12.0		21.3	1.5	37	18.2	41.0	2.0

Discusión

Una de las mayores incógnitas que tiene el estudio cinético de la diálisis, es la divergencia encontrada siempre entre el compartimento sanguíneo y el del líquido de diálisis por lo que al aclaramiento de solutos por parte del dializador se refiere. Entre las causas notificadas como responsables de esta diferencia, se han indicado el efecto de la recirculación de la sangre, tanto a nivel de la fístula arteriovenosa como a nivel cardiopulmonar (8), el diferente contenido en agua del líquido de diálisis con respecto a la sangre (9), el modelo cinético en sí (11), el desequilibrio transcelular de la urea y catabolismo intradialítico de la misma (10, 13) o la mala compatibilidad entre el binomio paciente-membrana de diálisis+líquido de diálisis, mediado por la inducción de interleukina-1 (14, 15). Esta última teoría, atractiva y que aporta una excelente explicación al fenómeno de la hipotensión durante la diálisis (16), sin embargo no puede considerarse como responsable de las divergencias en el aclaramiento de solutos por parte del compartimento sanguíneo versus líquido de diálisis, ya que pocos estudios han podido poner en evidencia este acelerado hipercatabolismo

(13, 14). Así pues, ninguna de estas hipótesis justifica plenamente dichas diferencias.

Entre los factores que influyen esta divergencia entre ambos aclaramientos, como nosotros demostramos, encontramos que se debe a una sobreestimación del flujo de sangre: no solamente este parámetro debe modificarse de acuerdo a la recirculación, sino que al encontrarse sometido a diferentes presiones subatmosféricas en el circuito extracorpóreo, consecuencia de diversos factores (flujo de sangre per se, calibre interno de las agujas de punción, hematocrito de la sangre y velocidad de los rodillos de la bomba de sangre), el flujo notificado por la máquina de diálisis sobrevalora el flujo real. Este estudio muestra que la bomba de sangre genera una presión subatmosférica en la región inlet de las líneas del sistema extracorpóreo, que hace colapsar dichas líneas. Efectos similares han sido notificados previamente por otros (17, 18).

Esta presión subatmosférica, determinada por la ecuación de Hagen-Poiseuille, viene originada como consecuencia de que las líneas de PVC tienen un diámetro interno de 4.75 mm, inferior al diámetro del segmento

situado en los rodillos de la bomba de sangre (8 mm), lo que produce un gradiente de presión al moverse el fluido interno desde una zona con menor radio interno hacia otra con mayor radio (segmento de la bomba): la velocidad de los rodillos genera una demanda de fluido que no puede ser aportado por las líneas de PVC, produciéndose un colapso parcial de estas líneas. Este colapso parcial, da como resultado un flujo pulsátil. El flujo neto se ve reducido, no siendo detectado por la máquina de diálisis, ya que ésta muestra el flujo teórico que corresponde a la velocidad de los rodillos. Esta presión arterial negativa originada en la línea previa al rodillo, se ve modificada por diferentes hematocritos, diferentes concentraciones en proteínas y en lípidos. Aunque los cambios de la temperatura también modifican la viscosidad de la sangre, este parámetro es despreciable durante la diálisis ya que no existen modificaciones significativas de la temperatura durante la misma. Las variaciones detectadas en el flujo, que llegan hasta incluso a una disminución del 26%, son de gran importancia en la práctica clínica. Es necesario considerar esta reducción del flujo para valorar adecuadamente la cuantificación de la diálisis.

Los esfuerzos para combatir los efectos adversos de esta presión subatmosférica, podría incluir el uso de agujas arteriales más anchas, y líneas de PVC del mismo diámetro que el segmento de la bomba de sangre.

No pudimos observar ninguna variación en el flujo cuando se aplicaron presiones atmosféricas positivas en la región outlet, al igual que lo notificado por Depler (18).

Una vez corregidos ambos factores (recirculación y presión arterial subatmosférica), los resultados obtenidos nos muestran que ambos parámetros (K_{Breal} y K_{D}) son similares, sin diferencias estadísticas significativas. El aclaramiento de urea en el compartimento del líquido de diálisis resultó inferior en un 21% del obtenido en el compartimento sanguíneo; cuando se tuvo en cuenta el efecto de la presión subatmosférica en el circuito extracorpóreo, sólo era inferior en un 9%, diferencias que desaparecieron al considerar también el efecto de la recirculación de la sangre. La excelente correlación encontrada entre el flujo real de sangre y la presión arterial subatmosférica, nos ha permitido establecer una relación entre ambos parámetros (ecuaciones 9 y 10). Su aplicabilidad clínica en los estudios cinéticos de cualquier dializador, nos permitirá el conocer en cada momento el flujo real de sangre, conociendo solamente el flujo indicado por la máquina de diálisis y la presión arterial negativa generada en la región previa a los rodillos de la bomba de sangre. Cualquier cambio en la estabilidad cardiovascular del paciente, en la estabilidad hemodinámica, o incluso en la orientación de la aguja de punción sobre el acceso vascular, producirá diferentes presiones subatmosféricas que condiciona diferentes flujos reales de sangre.

Conclusiones

1. El circuito extracorpóreo de diálisis está sometido a diferentes presiones, consecuencia del distinto calibre en el diámetro interno de las agujas de punción, líneas de sangre y segmento de línea situado en la bomba de sangre. Otros factores como el hematocrito, el flujo per se o la velocidad de los rodillos de la bomba de sangre, que modifican la viscosidad de la misma, producen variaciones en dichas presiones.
2. Consecuencia de estos factores, es la formación de una presión subatmosférica (negativa) en la región inlet del circuito extracorpóreo, y de una presión atmosférica (positiva) en la región outlet de dicho circuito.
3. La presión subatmosférica origina una disminución del flujo de sangre que pasa por el dializador. Por el contrario, la existencia de una presión atmosférica positiva no se traduce en variaciones del flujo de sangre.
4. Existe una relación lineal entre la presión subatmosférica y la disminución del flujo. Hemos establecido que para flujos entre 200-400 ml/min, esta relación viene definida por la ecuación: Flujo efectivo = Flujo notificado por la máquina de diálisis - 0.22 * Presión subatmosférica. Para flujos situados entre 400-650 ml/min, esta relación viene definida por la ecuación: Flujo efectivo = Flujo notificado por la máquina de diálisis - 0.31 * Presión subatmosférica.
5. El aclaramiento de urea por parte de un dializador, muestra valores en el compartimento líquido de diálisis un 21% inferiores al determinado en el compartimento sanguíneo.
6. Estas diferencias son debidas a dos factores principalmente: en primer lugar, a la presión subatmosférica originada en el circuito extracorpóreo y en segundo lugar, a la recirculación de la sangre. No tener en cuenta ambos factores en dicha determinación, hace sobrevalorar el flujo de sangre por el dializador.
7. El considerar el efecto de la presión subatmosférica permite disminuir las diferencias entre ambos aclaramientos: el aclaramiento obtenido en el compartimento líquido de diálisis es sólo inferior en un 9% al obtenido en el compartimento sanguíneo. Estas diferencias desaparecen cuando se considera además el efecto de la recirculación.

Bibliografía

1. Laird NM, Berkey CS, Lowrie EG. Modeling success or failure of dialysis therapy: The National Cooperative Dialysis Study. *Kidney Int* 1983; 23 (supl 13): S101-S106.

2. Gotch FA, Sargent JA. A mechanistic analysis of the National Cooperative Dialysis Study (NCDS). *Kidney Int* 1985; 28: 526-534.
3. Gotch FA. Kinetics of hemodialysis. *Artif Organs* 1986; 10: 272-281.
4. Malchesky Ps, Ellis P, Nosse C, Magnusson M, Lankhorst BJ, Nakamoto S. Direct quantification of dialysis. *Dial Transplant* 1982; 11: 42-44.
5. Lankhorst BJ, Ellis P, Nosse C, Malchesky PS, Magnusson M. A practical guide to kinetic modeling using the technique of direct dialysis quantification. *Dial Transplant* 1983; 12: 694.
6. Aebischer P, Schorderet D, Juillerat A, Wanters JP, Fellay G. Comparison of urea kinetics and direct dialysis quantification-in hemodialysis-patients. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1985; 31: 338-341.
7. Ilstrup K, Hanson G, Shapiro W, Keshaviah P. Examining the foundations of urea kinetics. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1985; 31: 164-168.
8. Bosch JP, Ronco C. High-Efficiency treatments: Risks and common problems encountered in clinical application. In *Contemporary Issues in Nephrology. Hemodialysis: High Efficiency treatments*. Bosch JP, and Stein JH., Churchill Livingstone, 209-224, New York, 1993.
9. Alloati S, Bosticardo G, Torazza MC, Gaiter AH, Nebiolo PE. Transcellular disequilibrium and intradialytic catabolism reduce the reliability of urea kinetic formulas. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1989; 35: 328-330.
10. Keshaviah P, Ilstrup K, Shapiro W, Hanson G. Hemodialysis urea kinetics is not single pool. *Kidney Int* 1985; 27: 165.
11. Schneditz D, van Stone JC, Daugirdas JT. A regional blood circulation alternative to in-series Two compartment urea kinetic modeling. *ASAIO Journal* 1993; 39: M573-M577.
12. Depner TA, Cheer A. Modeling urea kinetics with two vs. three BUN measurements: A critical comparison *Am Soc Artif Intern Organs* 1989; 35: 499-502.
13. Farrel PC, Hone PW. Dialysis induced catabolism. *Am J Clin Nutr* 1980; 33: 1417-1422.
14. Gutiérrez A, Alvestrand A, Wahren J, Bergstrom J. Blood membrane interaction without dialysis increased protein catabolism in normal man. *Proc Eur Dial Transpl Assoc* 1985; 22: 107.
15. Dinarello CA. Interleukin-1. *Rev Infect Dis* 1984; 6: 51-95.
16. Shaldon S, Deschodt G, Branger B, Granolleras C, Baldamus CA, Koch KM, Lysaght MJ, Dinarello CA. Hemodialysis hypotension: The interleukin hypothesis restated. *Proc Eur Dial Transpl Assoc* 1985; 22: 229-243.
17. Schmidt DF, Kurtz SB, Mc Carthy JT. Inaccurate blood flow rate during efficient hemodialysis with high negative arterial pressure. *Kidney Int* 1990; 37: 319.
18. Depner TA, Rizwan S, Stasi TA. Pressure effects on roller pump blood flow during hemodialysis. *Am Soc Artif Intern Organs* 1990; 31: M456-459.