

Recirculación cardiopulmonar: aproximación al estudio del gasto cardiaco del paciente urémico en hemodiálisis

C. Solozábal, R. Virto*, R. Pernaute**, J.M. Logroño*, C. Laviades*

Resumen

Una parte sustancial de la recirculación objetivada en el flujo sanguíneo de la fístula no va a depender de fenómenos relativos al propio acceso vascular sino que están directamente relacionados con lo que llamamos recirculación interna. El objetivo ha sido estudiar el fenómeno de recirculación pulmonar mediante una nueva técnica fácil de realizar y que nos permite calcular de forma indirecta el gasto cardiaco y así darnos una idea del estado hemodinámico del paciente.

PALABRAS CLAVE: Recirculación cardiopulmonar, hemodiálisis

Summary

A considerable amount of the recirculation observed in the arteriovenous fistula is directly related to what we call internal recirculation rather than to the phenomena associated to vascular access. The aim of this study is to analyse the phenomenon of pulmonary recirculation by means of a new, easy to perform technique which allows us to indirectly calculate the cardiac expenditure and thus, assess the haemodynamic condition of the patient.

KEY WORDS: cardiac expenditure, haemodialysis

Introducción

Tal y como se desprende de los anteriores estudios realizados por Sherman (1991, 1994), Schneditz (1992), Depner (1994) y Solozábal (1995), ya comentados anteriormente por este último autor, una parte sustancial de la recirculación objetivada en el flujo sanguíneo de la fístula no va a depender de fenómenos relativos al propio acceso vascular, sino que estarán directamente relacionados con lo que se ha venido a llamar *recirculación interna, desequilibrio arteriovenoso* (Sherman 1991, 1994) o, con mejor fortuna, *desequilibrio o recirculación cardio-pulmonar* (Schneditz 1992).

S* de Nefrología de H. Virgen del Camino, Pamplona
H. San Jorge, Huesca*
H. de Barbastró**

Sabemos que este fenómeno se produce como consecuencia de la mezcla de sangre que procede o retorna del dializador -ya "aclarada" y por ello con bajo contenido en urea- con aquella procedente de otros territorios del cuerpo, y por tanto con alto contenido en urea (Schneditz 1992). Dicha unión se va a realizar en el sistema venoso central -cavas- y aurícula derecha. Esto se traduce en una disminución de la concentración de urea de la sangre resultante de la combinación, que es la que va a volver a pasar por el dializador para ser de nuevo aclarada. La consecuencia inmediata de este proceso es una disminución de la efectividad de la diálisis al llegar al filtro menor concentración de productos de desecho.

Esto se produce por dos motivos: 1º la sangre proveniente del dializador no va a pasar por el territorio capilar -que es el de mayor contenido en productos nitrogenados- por lo que no se carga de urea; y 2º, e íntimamente relacionado con el primero, al producirse este cortocircuito por parte de la sangre proveniente de la fístula, esta sangre diluirá a aquella proveniente del resto de la economía (Solozábal 1995).

La cantidad de sangre que llega a la parte arterial del acceso vascular proveniente de este suceso, y descontando aquella sangre proveniente de la recirculación externa, no es ni igual en todos los pacientes ni constante a través de la diálisis en cada uno de ellos. Va a depender, entre otros factores, del gasto cardíaco, del flujo de sangre que imprimamos a la bomba del monitor (QB), así como del árbol vascular y de los aclaramientos tisulares de urea del paciente (Cheung 1993, Bowsher 1985). Especialmente interesante es tener presente que esta recirculación cardiopulmonar es directamente proporcional al QB e inversamente proporcional al gasto cardíaco (Solozábal 1995).

El siguiente trabajo se ha diseñado con el propósito de estudiar los siguientes objetivos.

Objetivos

1º.- Estudiar el fenómeno de recirculación cardiopulmonar en situación basal de estos pacientes mediante una nueva técnica.

2º.- Cuantificar su importancia y valorar si existen diferencias entre ellos en función de la patología cardiovascular de base.

3º.- Ver si es posible realizar mediciones indirectas del gasto cardíaco de dichos pacientes, cuantificándolo.

4º.- Comparar las medidas del gasto cardíaco obtenidas con las obtenidas por otros autores empleando las nuevas ecuaciones de Solozábal (1995).

Pacientes y métodos:

Se han estudiado 22 pacientes, 5 mujeres y 17 varones, procedentes de los Hospitales de Barbastro y San Jorge de Huesca con las siguientes características:

Edad 54.6 ± 17.2 años (de 20 a 76 a.), en tratamiento dialítico convencional con una duración de 3 a 4 h., con un tiempo de permanencia en diálisis de 60 ± 47.8 meses (de 8 a 162 m.). Las cifras de P.A.S. eran de 150 ± 19 mm Hg. y de P.A.D. de 82 ± 8 mm Hg., con una frecuencia cardíaca de 74 ± 11 x.

Las etiologías de I.R.C.T. eran: 5 tenían nefropatía diabética, 3 glomerulonefritis crónica, 3 poliquistosis renal del adulto, 2 glomerulonefritis rápidamente progresiva, 2 nefroangioesclerosis, 2 pielonefritis crónica, 1 hialinosis segmentaria y focal, 1 glomerulonefritis membranosa y en 3 no estaba filiada.

Otras patologías de interés asociadas incluían: 20 eran hipertensos, 12 tenían algún grado de insuficiencia cardíaca, 5 eran diabéticos, 3 eran HVC (+), 3 habían recibido injerto renal -uno de ellos en dos ocasiones- que rechazaron, 2 E.P.O.C., 1 era portador de marcapasos cardíaco, 1 habla presentado infarto de miocardio y 1 presentaba isquemia crónica en E.E.I.I.

Antes de iniciar la técnica se comprobó en todos los monitores que se emplearon y en todas las fístulas de los pacientes que participaron, que los flujos tanto de la bomba de sangre del monitor a 500 ml/m como de la fístula al mismo flujo se correspondían con la realidad.

Se tuvo especial cuidado con la colocación de las agujas a ≥ 4 cm. entre ellas, y la colocación de llave de tres vías en la rama arterial, entre la aguja y la línea arterial. El control del monitor incluía la generación y mantenimiento mediante clampado -mientras durase la prueba de presión positiva (20 a 40 mm de Hg.) en el Detector de Presión Venosa, la colocación de suero salino 0.9 % (500 cc.) conectado, y abierto, al puerto de entrada de la rama arterial. También incluía el cebado del sistema con suero salino fisiológico, así como la ausencia de conexión de los Hansens -los tapones de conexión del agua del dializador permanecían hasta el final de la prueba-.

La técnica se realizó con el método de oclusión entre las dos agujas con manguito de caucho, la conexión de ambas ramas se hizo a la vez, y en ese mismo momento la bomba de flujo se subió directamente a 500 ml/m.

La toma de muestras se realizó a través de la llave de tres vías con jeringa. Los tiempos de extracción en segundos

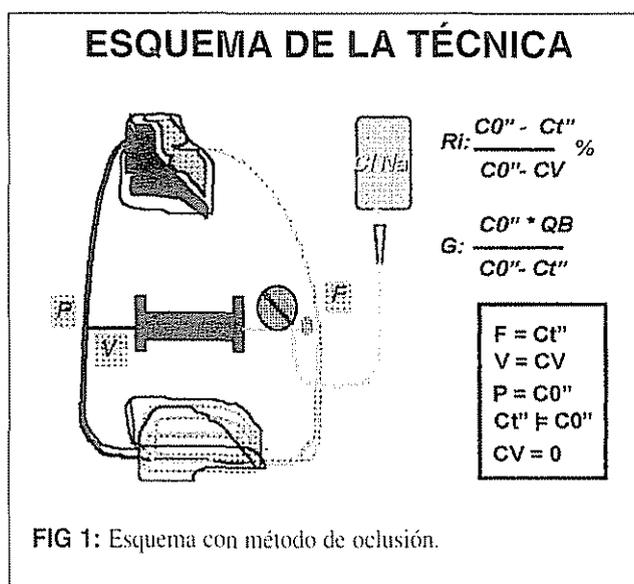


FIG 1: Esquema con método de oclusión.

fueron: 0" o basal, 20", 40" y 60". La muestra 0" o basal se cogía con el pinchazo en zona arterial inicial, a flujo parado y sin diluir con suero ni heparina. El volumen de sangre por extracción fue de 4 cc., lo que nos permitía realizar un mínimo de tres determinaciones de urea y de creatinina por cada muestra para realización de controles intra-análisis. Mientras duró la prueba -1 minuto- el suero estuvo conectado y abierto para que pasara, siendo éste un factor importante pues tanto éste como el suero del cebado son los que nos iban a crear el fenómeno dilucional -como un rebote inverso- que es lo que realmente queríamos medir. Una vez finalizadas las extracciones se dio por concluida la prueba y se procedió a retirar la llave de tres pasos y el manguito, se conectaron los hansens y se inició la diálisis, teniendo en cuenta que había que extraer todo el suero administrado. La técnica siempre se realizó el primer día de la semana en cada turno -bien lunes o martes-.

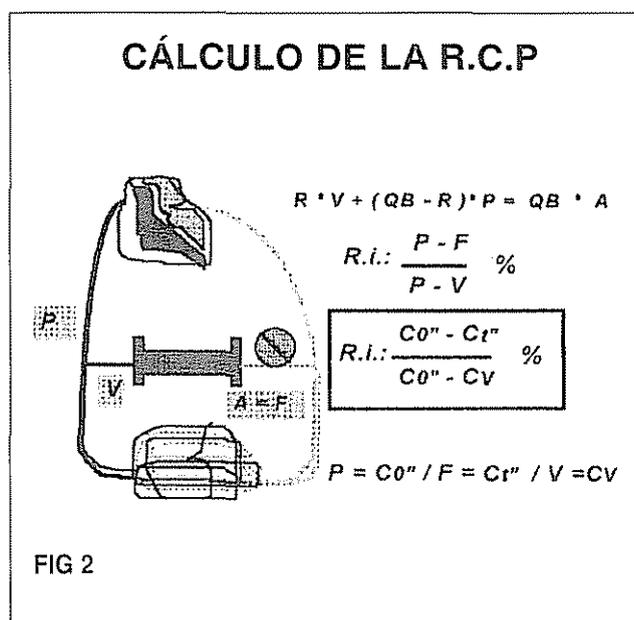


FIG 2

CÁLCULO DEL GASTO CARDIACO

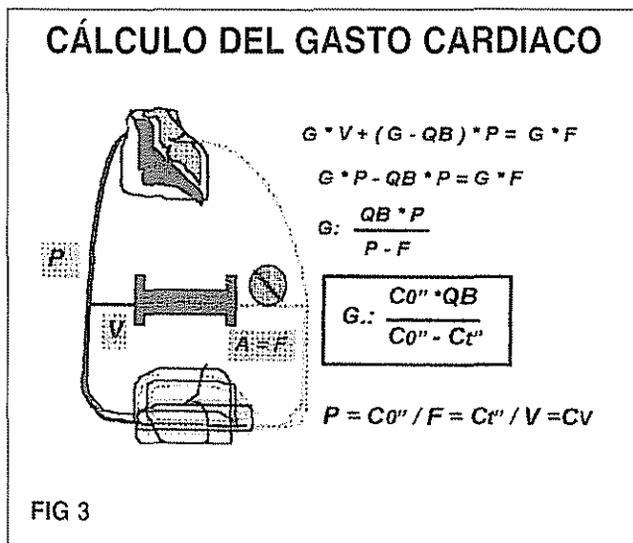


FIG 3

Es importante reseñar que antes de realizar la técnica tal y como la hemos descrito se realizó una prueba piloto en que las únicas variantes fueron que el flujo sanguíneo fue de 300 ml/m., se administró menos suero, y los tiempos de extracción se realizaron a los 0, 30, 45, 60, 90, 120 y 180 segundos.

En la figura nº 1 está representado el esquema de la técnica, y en las siguientes las fórmulas utilizadas para los cálculos de la recirculación interna y del gasto cardíaco.

Estudio estadístico: Se ha realizado estudio de Análisis de la Variancia (ANOVA) para datos pareados y contrastes a priori corregidos por la prueba de Bonferroni.

Resultados:

Todos los resultados están referidos a la variación en la concentración de creatinina (Cr), dado que si bien tanto la Cr como la urea mostraban un buen Coeficiente de Variación intraanálisis, el de la Cr fue mucho mejor.

Como se ha comentado antes, se realizó una prueba piloto con 6 pacientes donde se pudo establecer de una forma

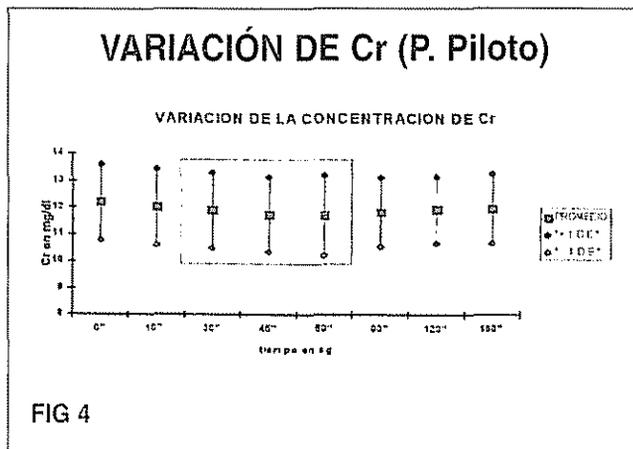


FIG 4

más aproximada cuáles eran los tiempos donde se producía el efecto dilucional máximo y de esta forma pudo simplificarse por un lado la prueba al acortar la duración de la misma. Por otra parte, también observamos que el efecto dilucional, aunque se apreciaba bien, era pequeño, por lo que se decidió además de administrar el circuito lleno de suero, aumentar el flujo de la bomba y conectar un suero salino al puerto arterial. En la figura nº 4 tienen representados en valores promedio \pm 1 D.E. los resultados de dicha prueba, dentro del recuadro están aquellos tiempos donde se aprecia el efecto dilucional y que nos sirvieron de base para la prueba definitiva:

En la tabla nº 1 se presentan los resultados descriptivos para todos los tiempos. En ella se puede ver que se produce un descenso paulatino de la concentración de creatinina, menos notorio entre los tiempos 40" y 60" como se puede ver sobre todo en los intervalos de confianza al 95 %.

TABLA Nº 1

Resultados descriptivos

tiempo	n	media	D. E.	E.E.	I.C. 95%
0"	22	12,351	1,761	0,375	11,571 a 13,132
20"	22	11,925	1,795	0,383	11,129 a 12,722
40"	22	11,297	1,590	0,339	10,592 a 12,002
60"	22	11,234	1,705	0,364	10,478 a 11,990

En la tabla nº 2 están presentados los datos de la prueba Shapiro-Wilks que nos permiten comprobar que la distribución de la variable en todas las muestras seguía una ley de Normalidad.

TABLA Nº 2

Resultados: P. Normalidad

Tiempo	Estad.	G.L.	P
0"	0,9654	22	0,592
20"	0,9627	22	0,537
40"	0,9706	22	0,701
60"	0,9670	22	0,625

P. de Shapiro-Wilks

En la tabla no 3 está expuesto el resultado de la prueba de análisis de la variancia (ANOVA) para datos medidas repetidas. En ella se observa que el valor de la prueba (F 3: 63: 0,5) es de 49, 018 con una significación de $p < 0,0001$ para la prueba global; y que además la medida de la relación de intensidad, Eta^2 , es un valor muy alto (0,70) tratándose de un fenómeno biológico como es este caso:

TABLA N° 3

Resultados: ANOVA (D. P.)

Fuente Variación	Suma Cuadrados	G.L.	Variancia	F
Sujetos	239.085	21	11.385	49,018
Entre grupos	18.755	3	6.252	p<0,0001
Residual	8.035	63	0.128	
Total	49,875	87	0,573	

ETA²: 0,700

En la siguiente tabla (Tabla n° 4) están representados los resultados de los "contrastes a priori" para medidas repetidas, corregidos con el procedimiento de Bonferroni para contrastes múltiples, pues la prueba de Scheffé es aquí excesivamente conservadora.

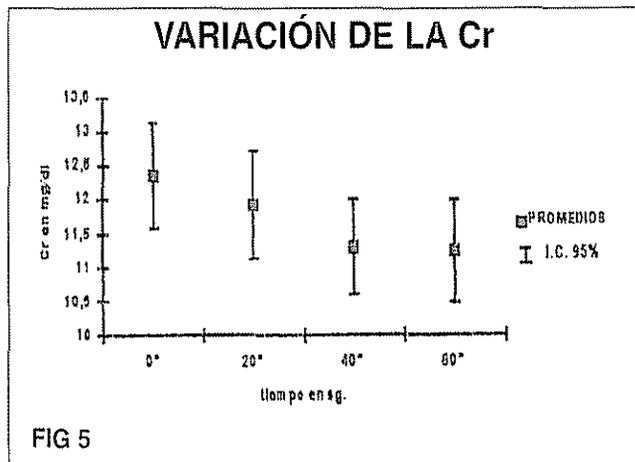
TABLA N° 4

Resultados: Contrastes "A priori" (P. BONFERRONI)

Contraste	MEDIA	E.E.	F	P	I.C.95%
C global	0.866	0.083	109.137	0.0000127	0.693 a 1.039
0"/20"	0.426	0.065	43.448	0.0000486	0.29 a 0.561
0"/40"	1.054	0.118	79.785	0.0000482	0.68 a 1.428
0"/60"	1.117	0.121	85.073	0.0000446	0.865 a 1.369
20"/40"	0.629	0.112	31.344	0.000282	0.396 a 0.862
20"/60"	0.691	0.131	27.635	0.000498	0.418 a 0.963
40"/60"	0.063	0.081	0.595	N.S.	N.S.

P. Bonferroni (0,05/7): 0,007143

El valor a* de riesgo obtenido por el procedimiento de Bonferroni es . Esto quiere decir que el valor de significación (p) para que sea significativo, valga la redundancia, tiene que ser menor que este valor a*.



Como se puede observar todos los contrastes (ø) fueron significativos a excepción del ø 40"/60", que presentó un valor no ya > 0,007143 sino igual a 0,411. Los contrastes más significativos son global, 0"/60", 0"/40" y 0"/20". Es interesante observar que después el contraste 20"/40" es más significativo que el 20"/60", lo que indica que aún siendo muy significativos, los valores de Cr a nivel del 1º 20" y 60" se irán aproximando en función de un probable inicio de reequilibrio en algunos pacientes. Los intervalos de confianza nos indican que en la población general de urémicos la diferencia de concentración de Cr entre los diferentes tiempos se situarían entre esos límites.

En la figura superior (n° 5) se puede ver la variación de la creatinina promedio en los diferentes tiempos y cómo entre los tiempos 40" y 60" no hay diferencias.

En la siguiente tabla (n° 5) se presenta el cálculo de la recirculación cardio-pulmonar y del gasto cardíaco con las nuevas fórmulas de Solozábal a los tiempos 20", 40" y 60". Recordemos que el tiempo 0" es el basal y se utiliza precisamente para hallar el efecto dilucional desde dicho tiempo hasta los demás. Son valores promedios y están expresados en % la recirculación cardiopulmonar y l/m el gasto cardíaco:

TABLA N° 5

Cálculo de la R.C.P. y G.C.

Tiempo	20"	40"	60"
R.I. (%)	3,45	8,53	9,04
G.C. (l/m)	14,496	5,859	5,528

Valores promedio

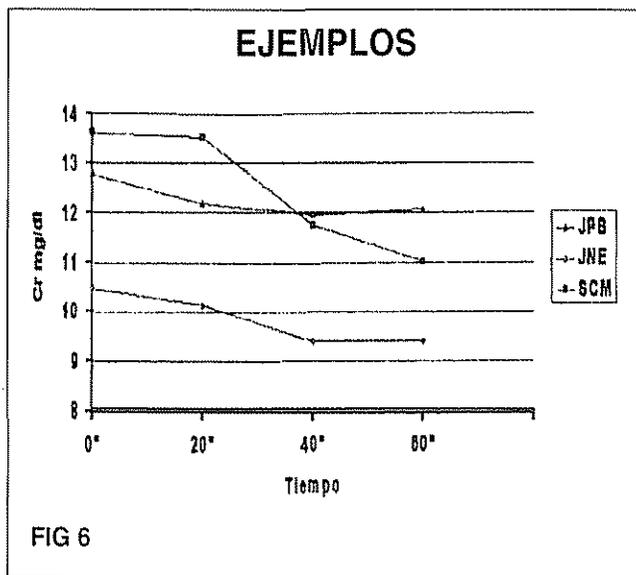
Así se ve cómo la recirculación interna va aumentando paulatinamente, si bien el aumento mayor se produce entre los 20 y 40", siendo mucho menor ya entre los 40 y los 60". El proceso inverso se observa en el gasto cardíaco, como era de esperar, donde la mayor caída se produce entre los 20 y los 40", siendo menor la caída observada entre los 40 y los 60". Por otra parte, un gasto cardíaco de 14.496 l/m como promedio es irreal, y además aquí todavía no se observan los picos dilucionales máximos que son los que nos marcan realmente el fenómeno.

La tabla y la figura n° 6 nos muestran, a modo de ejemplo, el comportamiento de tres personas con gasto cardíaco diferente:

TABLA N° 6

R.i. y G.C. de los ejemplos

Pacientes	JPB	JNE	SCM
R.I. (%)	6,56	10,19	19,15
G.C. (l/m)	7,619	4,905	2,611



Los valores del gasto cardíaco y de la recirculación cardio-pulmonar están en la tabla; en la gráfica podemos observar el pico dilucional máximo en cada paciente:

1º.- El paciente JPB presenta el gasto cardíaco alto, con pico dilucional a los 20" y con reequilibrio ya iniciado a los 40". Presenta una curva muy plana, indicativa de un buen gasto cardíaco

2º.- El paciente JNE presenta un pico dilucional a los 20" con una pendiente mayor que el anterior, si bien a los 40" se aplana en forma de meseta, lo que indica que ya no desciende más y que pronto iniciará el reequilibrio. Sería un gasto cardíaco medio.

3º.- El paciente SCM presenta un gasto cardíaco bajo. A los 20" prácticamente no hay descenso de la Cr, mientras que el pico dilucional máximo se va producir a los 60", presentando una pendiente muy grande y tardía, lo que es indicativo de un gasto cardíaco malo.

Discusión

Tal y como ya hemos comentado antes, a pesar de la gran fiabilidad de las determinaciones de urea se prefirió las determinaciones de creatinina por presentar unos coeficientes de variación intraanálisis todavía mejores (C.V. intraanálisis $\leq 1,5\%$).

De los resultados de la prueba se desprende que se obtuvo una buena reproducción del fenómeno de recirculación cardio-pulmonar con esta técnica, que podríamos llamar, "de provocación" pues lo que se pretendía era obtener un pico dilucional máximo creado por el propio fenómeno, que existe en todas las personas con fístula arterio-venosa funcionante, para poder cuantificarlo. Este proceso remedó aquella situación fisiológica que se produce después de finalizadas las sesiones de hemodiálisis, momento en que se inicia el reequilibrio entre los diferentes tejidos y compartimentos del organismo.

Para estar seguros de que el fenómeno que medíamos era únicamente el desequilibrio cardio-pulmonar, o recirculación interna: 1º Se utilizó la técnica de oclusión colocando un manguito de caucho entre las dos agujas. Con ello se impidió el paso de sangre desde la zona venosa del acceso vascular a la zona arterial, anulando de esta forma la posible existencia de recirculación externa dependiente de fenómenos inherentes al acceso vascular (Depner 1991, Sherman 1994). 2º Como la prueba se realizó al inicio de la diálisis, por definición, no existían desequilibrios veno-venosos o tisulares pues estos no aparecen hasta que la diálisis no comienza, originándose los desequilibrios por el diferente aclaramiento y las diferentes situaciones vasculares, hemodinámicas y celulares de los diferentes tejidos de la economía (Depner 1994, Bowsheer 1985).

El 70 % del descenso de la creatinina observada en los picos dilucionales es debida al fenómeno que queremos cuantificar (R. C.-P.), como se desprende del índice ETA2 que nos mide la intensidad de relación entre el descenso de la creatinina y el fenómeno de recirculación interna, donde una relación perfecta tratándose de fenómenos biológicos es muy difícil y un valor del 70 % es muy alto. El 30% restante podría ser debido a diferentes procesos no bien conocidos, entre los que se encontraría la existencia de un fenómeno de Venturi por la creación de una presión negativa debida al flujo de la bomba de sangre a 500 ml/m. la llegada de colaterales venosas al acceso justo antes de la punción arterial (Solozábal 1995), el diámetro de la fístula y las particularidades de la misma después de la punción venosa, etc..

Existen diferencias significativas en todos los contrastes estudiados salvo en el ϕ 40"/60", y esto puede ser debido al hecho de que en esos tiempos prácticamente se inicia el reequilibrio en muchos de los pacientes después del pico máximo o una fase de meseta. También es importante observar que aunque es significativo el ϕ 20"/40" es el de menor significación de todos, posiblemente porque la mayoría de los pacientes están ya cercanos al pico dilucional máximo que creemos se encuentra en el entorno de los 40" como promedio en esta población (entre los 35" y los 50"). Hay que tener en cuenta que las mediciones del tiempo fueron controladas manualmente, por lo que no hay una exactitud total.

Así pues, si asumimos el tiempo de 40" como tiempo promedio de los valores porcentuales obtenidos en el cálculo de la recirculación cardio-pulmonar (figura nº 2), podemos afirmar que nuestros valores son similares a los obtenidos por otros autores como Sherman (1994) y Depner (1994), situándose entre el 8 y el 9% (8,53%). El gasto cardíaco calculado por las ecuaciones anteriormente dichas (figura nº 3) se sitúa, como valor promedio, en los 5,86 l/m. que sería mas alto de lo normal dado el aumento del mismo provocado por la fístula arterio-venosa, por lo que este valor parece razonable para ser una medida indirecta del mismo. Por desgracia el hecho de no disponer de un ecocardiógrafo u otras técnicas con capacidad, ya comprobada, para medir gastos cardíacos ha impedido que podamos contrastar en el momento actual nuestros resultados con los que se hubieran obtenido con las otras técnicas.

Como se ha podido apreciar en los ejemplos presentados hay una buena correlación entre la conformación de las curvas de descenso de Cr (picos dilucionales máximos) de cada paciente y su gasto cardíaco como expresión de su estado hemodinámico a igualdad de condiciones en cuanto al acceso vascular (existencia o no de recirculación externa, problemas intrínsecos de la fístula) y el flujo de la bomba ele sangre. La curva de descenso de un gasto cardíaco alto era de pequeña profundidad, de inicio precoz y con una rápida recuperación o rcequilibrio: por el contrario, en un G. C. bajo -o malo- la curva es de inicio tardío, de gran caída o profundidad con un pico en meseta y de lenta recuperación o rcequilibrio. Entre estos dos extremos tendremos una serie de pacientes con situaciones hemodinámicas intermedias.

Durante la realización de la prueba algunos pacientes presentaron episodios de malestar general con la misma sensación que suelen tener cuando presentan fenómenos de caída de tensión arterial y/o hipotensión arterial franca. Este fenómeno ocurrió solamente en la prueba final y no en la piloto, además sólo ocurrió en pacientes con una situación hemodinámica comprometida. Por este hecho nosotros pensamos que aunque la prueba es válida, en algunos pacientes esta sobrecarga de líquido que nos ayudó a cuantificar de una forma más correcta tanto la R.C.-P. como el G.C. pudo ser excesiva, e incluso en parte de estos últimos casos comentados nos pudo haber distorsionado los calculos del gasto cardíaco en el sentido de una infravaloración del mismo. Este hecho nos hace pensar que aunque la técnica es válida sería deseable que fuera mas fisiológica, en el sentido de una menor sobrecarga de volumen, como por ejemplo la prueba piloto, y esto se podrá obtener o bien con la adición de marcadores -isotópicos o no- o con métodos ópticos, como el empleado por Hesler (1992).

En resumen, podemos afirmar que la técnica aquí descrita es fácil de realizar, que nos da una buena medida del fenómeno de recirculación cardio-pulmonar penniuédcnos calcular de forma indirecta el gasto cardíaco. Este último dato es interesante pues de una manera sencilla y sin depender de técnicas nuls sofisticadas nos puede dar una idea bastante

aproximada del estado hemodinámico del paciente. Por contrapartida presenta algunos inconvenientes que debenin mejorarse y a los que ya hemos hecho referencia anteriormente.

Bibliografía:

1. Bowsher DJ, Krejcie Te, Avram MJ, Chow MJ, del Greco F, Athinson AJ. Reduction in slow intercompartment clearance of urea during dialysis. *J. Lab. Clin. Med.* 105: 489-497; 1985.
Cheung AK, Alford MF, Wilson MM, Leypoldt JK, Henderson LV. Urea movement across erythrocyte membrane during artificial kidney treatment. *Kidney Int.* 23: 866-869; 1993.
3. Depner TA, Rizwan S, Cheer A, Eder L. High venous BUN values in the opposite arm: A consequence of hemodialysis-induced compartment disequilibrium. *ASAIO J* 37: M141 - M143; 1991.
4. Depner TA. Assessing adequacy of hemodialysis: Urea modeling. *Kidney Int.* 45: 1522 - 1535; 1994.
5. Lester RL, Ashcraft D, Curry E, Bower J. Non-invasive determination of recirculation in the patient on dialysis. *ASAIO J* 38: M190 - M193; 1992.
6. Schneditz D, Kaufman Alvi, Pluschegg H, Levin N, Daugirdas J. Cardiopulmonary recirculation during hemodialysis. *Kidney Int.* 42: 1450-1456; 1992.
7. Shennan RA. Recirculation revisited. *Seminars in Dialysis* 4: 221 - 223; 1991.
8. Sherman RA. Access recirculation. *Seminars in Dialysis* 7: 12 - 13; 1994.
9. Solozábul C. Recirculaciones y desequilibrios compartimentales en hemodialisis. Ponencia de la VI Reunión de las Sociedades Aragonesa y Norte de Nefrología. Candanchú, del 12 al 17 de marzo de 1995. Publicada en este mismo libro de ponencias.