

Alfredo Inácio Fiorelli *
Otoni Moreira Gomes **
Nelson Luiz T. B. Moraes ***
Maria Aparecida Tolosa ****
Sérgio S. Higa *****
Erik Kirschner *****
Hilton Waksman *****
Delmont Bittencourt *****
Egas Armelin *****
E. J. Zerbini *****

CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA COM HEMOFILTRAÇÃO DURANTE CIRURGIA CARDÍACA

A hemofiltração foi estudada em 7 cães, durante circulação extracorpórea.

O hemodialisador tipo bobina (Travenol CD - 1000) foi empregado, em substituição ao hemofiltro padrão, variando-se a pressão transmembrana e o fluxo de perfusão no dialisador.

O maior volume/minuto de ultrafiltrado (36,6 ml min) foi obtido com o uso de pressão negativa, aplicada em circuito especial no hemodialisador (com 650 ml/min de fluxo de perfusão). Menos importantes para a eficiência da ultrafiltração foram as variações da pressão positiva no hemodialisador.

A hemofiltração foi proposta inicialmente por Henderson e col. ¹ em 1967, como medida alternativa no tratamento de pacientes com insuficiência renal. Desde aquela data, vem sendo empregada na prática médica e seus benefícios têm sido ressaltados em várias investigações ²⁻⁴. A hemofiltração consiste basicamente num processo de transferência de soluto e solvente através de membrana porosa obedecendo a gradiente hidrostático, ao contrário da hemodiálise que emprega, como recurso básico, gradiente osmótico. Durante o processo de hemofiltração, não se utiliza banho dialítico. Assim, o "clearance" de hemofiltração é função direta da porosidade da membrana e não da concentração plasmática e do ultrafiltrado.

Na hemofiltração, o "clearance" de um soluto depende do fluxo de ultrafiltrado e do coeficiente de permeabilidade da membrana para aquela substância. O coeficiente de permeabilidade é medido direta da porosidade da membrana e não depende do gradiente de concentração.

As membranas para confecção dos hemofiltros sofreram modificações ⁵, principalmente em relação à porosidade, permitindo a passagem de partículas com peso molecular até 5000. Atualmente, existem diversos modelos de hemofiltros empregando membranas diferentes, tais como: poliacrilonitrila (RP6 - Rhône-

Poulenc), polissulfona (Drafilter TM 30 - Amicon), triacetato de celulose (Sartorius Goettingen) e diacetato de celulose (Daicez).

A hemofiltração tem demonstrado bons resultados em pacientes com hipertensão arterial resistente à hemodiálise ⁶⁻⁷. Ela permite a remoção de líquidos ⁸⁻⁹, com menos complicações que a hemodiálise. Durante a hemofiltração é possível a obtenção de 70 ml/min de ultrafiltrado, com pressão transmembrana de 300 a 500 mm Hg e fluxo de perfusão de 250 ml. Obtêm-se dessa forma 20 a 25 litros de ultrafiltrado por sessão de tratamento. A reposição do volume é obrigatória e permite adequada manipulação dos elementos plasmáticos.

Em cirurgia cardíaca, a hemofiltração foi originalmente proposta por Darup e col. ¹⁰ em 1979, empregando hemofiltro modelo Amicon. Em seu estudo, 10 pacientes com insuficiência renal foram submetidos à cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea e hemofiltração concomitante. Através dessa técnica foi possível a retirada de 3,4 litros de ultrafiltrado por paciente. Esse procedimento com hemofiltro Amicon foi iniciado em nosso meio por San Juan e col.*

* I Simpósio de Circulação extracorpórea da Sociedade de Circulação extracorpórea e órgãos Internos Artificiais, 1981.

Trabalho realizado na Divisão de Experimentação do Instituto João Paulo II - Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

* Médico-Residente de Cirurgia Cardíaca do Instituto João Paulo II - HC - FMUSP.

** Diretor do Serviço de Pesquisas Médicas da Divisão de Experimentação.

*** Médico-Estagiário de Cirurgia Cardíaca.

**** Acadêmico-Estagiário da Divisão de Experimentação.

***** Diretor da Divisão Cirúrgica do Instituto João Paulo II.

***** Diretor da Divisão de Experimentação.

***** Diretor Geral do Instituto João Paulo II.

O emprego desse sistema é novo em cirurgia cardíaca e pouco se sabe acerca das possíveis alterações que possam ocorrer.

O presente trabalho tem como finalidade avaliar o emprego simultâneo de hemofiltração e circulação extracorpórea em cirurgia cardíaca e seu comportamento em função do gradiente pressórico transmembrana e fluxo de perfusão.

MATERIAL E MÉTODOS

Sete cães mestiços, de ambos os sexos, com peso entre 15 e 19 kg (média de 17,5 kg), foram submetidos à anestesia geral com 33 mg de pentobarbital sódico por quilograma de peso corpóreo. Todos os animais foram

submetido à toracotomia mediana, para o estabelecimento da circulação extracorpórea.

O circuito empregado acha-se representado na figura 1. Utilizou-se oxigenador de bolhas descartável modelo Fvmen e aparelho de perfusão artificial modelo HC. Para a realização da hemofiltração, empregou-se hemodialisador modelo Travenol CD - 1000, no qual o orifício de entrada do banho dialítico foi ocluído de tal forma que o ultrafiltrado foi coletado através do orifício de saída. O hemodialisador foi acoplado ao circuito extracorpóreo utilizando-se uma das bombas de roletes de aspiração para perfusão. O sangue proveniente do dialisador retornou diretamente ao oxigenador.

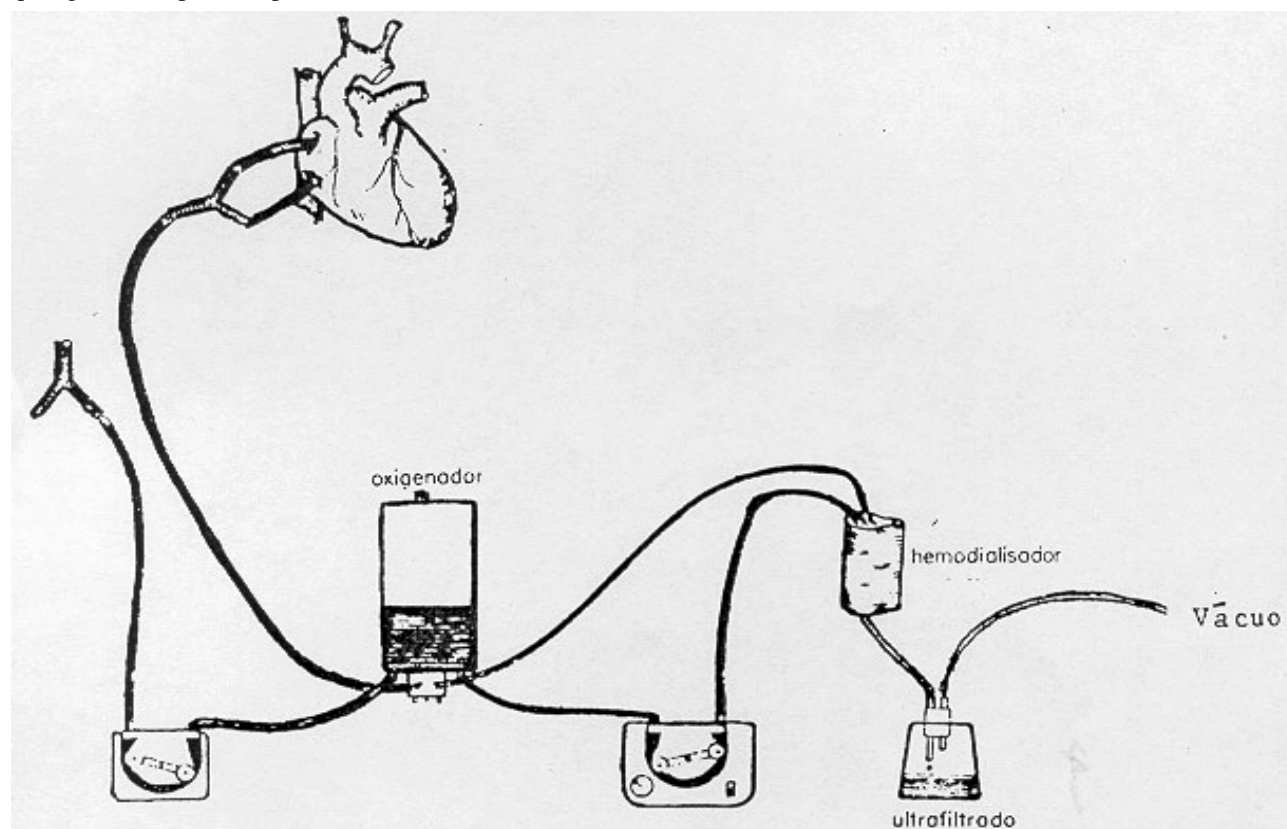


Fig. 1 - Sistema de hemofiltração empregado em cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea.

A interposição de conector especial na linha venosa do hemodialisador, diretamente ligado ao manômetro de mercúrio, possibilitou a monitorização de pressão sangüínea de saída e, conseqüentemente, da pressão transmembrana.

A aplicação de vácuo no orifício de saída do ultrafiltrado foi outro recurso para variação da pressão sangüínea de saída e, conseqüentemente, da pressão transmembrana.

A aplicação de vácuo no orifício de saída do ultrafiltrado foi outro recurso para variação da pressão transmembrana.

Durante o experimento, fixaram-se as seguintes magnitudes para as diversas variáveis controladas: fluxo de perfusão no hemodialisador: 650, 1150 e 1650 ml/min; pressão de saída na linha venosa do hemodialisador:

0, 100, 200 e 300 mm Hg e pressão no orifício de saída do ultrafiltrado: 0 e - 400 mm Hg.

Em todos os animais, empregou-se hemodiluição total com Ringer-lactato. A heparina, durante a circulação extracorpórea, foi administrada na dose inicial de 2 mg/kg de peso corpóreo, complementada a cada 60 min, com 0,5 mg/kg. As seguintes variáveis metabólicas foram controladas: pH, pO₂, pCO₂, HCO₃⁻, BE, Na, K, hematócrito e hemoglobina. Alterações eventuais no equilíbrio eletrolítico e acidobásico foram prontamente corrigidas.

RESULTADOS

Com a combinação das variações do fluxo e das pressões citadas, foram obtidos valores do volume-minuto de ultrafiltrado, apresentados nas tabelas I e II e nos gráficos 1 e 2.

TABELA I - Variação do volume-minuto * de ultrafiltrado sem o emprego de vácuo - Valores médios.

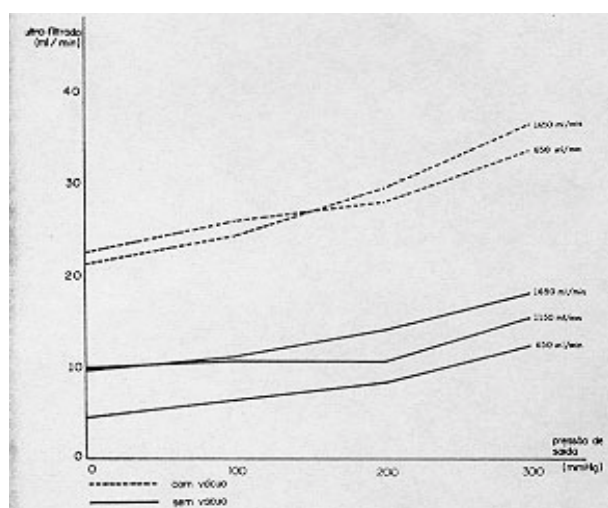
Pressão de Saída (mmHg)	0	100	200	300
Fluxo de perfusão (ml/min)				
650	4,4	6,4	8,4	12,5
1150	10,0	10,8	10,7	15,5
1650	9,6	11,1	14,1	18,1

(*) ml/min

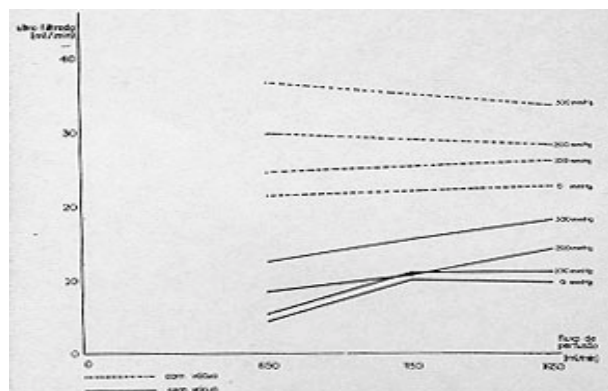
TABELA II - Variação do volume-minuto * de ultra-filtrado com o emprego de vácuo ** - Valores médios.

Pressão de Saída (mmHg)	0	100	200	300
Fluxo de perfusão (ml/min)				
650	21,3	24,4	29,7	36,6
1650	22,5	26,0	28,1	33,9

(*) ml/min -400 mmHg.



Gráf. 1 - Variação do volume de ultrafiltrado em função da pressão de saída sanguínea do hemodialisador.



Gráf. 2 - Variação do volume de ultrafiltração obtido em função do fluxo de perfusão no hemodialisador.

Sem o emprego de vácuo (tab. I), com fluxo de 650 ml/min, o volume de ultrafiltrado elevou-se apenas de 4,4 para 12,5 ml/min, apesar da pressão de perfusão variar de 0 a 300 mm Hg, respectivamente.

Com o emprego de vácuo (-400 mm Hg) (tab. II), com fluxo de 650 ml/min, o volume de ultrafiltrado elevou-se de 21,3 para 36,6 ml/min, apesar da pressão de perfusão variar de 0 a 300 mm Hg. Com fluxo de 1650 ml/min, o volume de ultrafiltrado elevou-se de 22,5 para 33,9 ml/min, em níveis de pressão de 0 e 300 mm Hg, respectivamente.

DISCUSSÃO

Graças aos recentes progressos no campo da circulação extracorpórea e aos métodos de proteção miocárdica, atualmente as indicações de cirurgia cardíaca têm possibilitado o benefício de número crescente de pacientes. Cardiopatias que outrora eram tratadas apenas clinicamente, hoje são passíveis de correção cirúrgica. É bem conhecida a concomitância de nefropatias com graus variáveis de insuficiência renal em tais pacientes, constituindo grupo de alto risco operatório. Muitas vezes, a cirurgia cardíaca é contraindicada ante o estado avançado do comprometimento renal.

Procurando reunir os modernos avanços da hemodiálise e da circulação extracorpórea, Darup e col.¹⁰, em 1979, empregaram pela primeira vez a hemofiltração em nefropatas submetidos à circulação extracorpórea para correção de defeitos cardíacos, obtendo resultados satisfatórios.

Ao contrário da cirurgia cardíaca, na clínica nefrológica a hemofiltração acha-se em fase avançada de desenvolvimento, com seus princípios básicos fundamentados em protocolos de rotina estabelecidos por vários centros de estudo¹¹⁻¹². Os hemofiltros apresentaram profundas mudanças, principalmente em relação às propriedades físicas das membranas, existindo diferentes modelos no mercado. Em nosso meio, porém, ainda representa importante dificuldade a obtenção de tais unidades.

Procurando uma alternativa, no presente trabalho realizamos estudos utilizando hemodialisador tipo bobina ("coil") com modificações, em substituição aos hemofiltros convencionais.

A utilização de circuito extracorpóreo, constituído por dois sistemas em paralelo (circulação extracorpórea e hemofiltração) permitiu total autonomia. Ao contrário do esperado pela técnica proposta por Darup (na qual o circuito de hemofiltração deriva diretamente da linha arterial, através de conector em Y), com os circuitos independentes, a qualquer instante é possível interromper a hemofiltração, sem que ocorra distúrbios na perfusão do paciente.

O sangue que flui no hemodialisador retorna ao reservatório arterial do oxigenador após passar pela câmara de desborbulhamento, eliminando assim o risco de embolia gasosa. O diagnóstico de rotura de membrana pode ser feito precocemente, pela presença de sangue no ultrafiltrado. A hemofiltração é interrompida e a circulação extracorpórea segue normalmente, sem risco de infecção ou embolia.

A hemofiltração emprega como princípio básico o transporte de solutos e água obedecendo a gradiente de pressão hidrostática. O gradiente transmembrana pode ser gerado por aumento da pressão do lado sangüíneo da membrana ou por redução da pressão no compartimento do ultrafiltrado. O método de pressão positiva no compartimento sangüíneo do hemodialisador parece o menos satisfatório, pois aumenta o risco de hemólise, hiperpotassemia e rotura da membrana. O emprego de pressão negativa no compartimento do ultrafiltrado, ao contrário, exclui tais possibilidades, determinando menor seqüestro de volume extracorpóreo no interior do hemodialisador.

Analisando-se os gráficos 1 e 2, verifica-se que o volume-minuto de ultrafiltrado é função do fluxo de perfusão e da pressão positiva no interior do hemodialisador. Estudando-se as diversas curvas, conclui-se que se obtém melhor rendimento mais pelas variações de pressão do que do fluxo de perfusão.

Os resultados obtidos com o emprego de pressão negativa (tab. II) evidenciam com clareza a superioridade do processo, associado à ausência dos inconvenientes referidos.

Pode-se realizar hemofiltração em circulação extracorpórea empregando-se baixo fluxo de perfusão no hemodialisador sem obstrução da linha venosa e com retirada de 20 ml/min (1200 ml/h) de ultrafiltrado, mesmo com o emprego de hemodialisador comum e auxílio de pressão negativa. Esses resultados são compatíveis com os obtidos com hemofiltros e oferecem grandes possibilidades de aplicação na prática cirúrgica.

Na cirurgia cardíaca, a hemofiltração deve encontrar campo fértil para o seu desenvolvimento. Atualmente, parece mais indicado o emprego dessa técnica nas seguintes situações: - circulação extracorpórea em pacientes com grave comprometimento renal; tratamento de hiperpotassemia e equilíbrio hídrico em perfusões prolongadas.

Com base nos resultados obtidos no presente estudo, as seguintes conclusões parecem prováveis: 1 - os hemodialisadores do tipo "coil" oferecem importante recurso no emprego de hemofiltração; 2 - melhores resultados são obtidos pela aplicação de pressão negativa; 3 - é possível a mobilização de 3 a 4 litros de ultrafiltrado em perfusões prolongadas e 4 - o volume de ultrafiltrado

é diretamente proporcional ao gradiente transmembrana e ao fluxo de perfusão.

SUMMARY

The hemofiltration was studied in seven dogs during extracorporeal circulation. A conventional coil hemodialyser (Travenol CD - 1000) was used in substitution to the standard hemofilter by varying transmembrane pressure and perfusion flow valves in the dialyzer.

Maximum ultrafiltrate minute-volume (36.6 ml/min) was obtained with the use of negative pressure, applied by special circuit in the dialyzer (with perfusion flow of 650 ml/min). Positive pressure variations through the coil hemodialyzer were not as important for the efficacy of the ultrafiltration.

REFERÊNCIAS

1. Henderson, L. W.; Besarab, A.; Michaels, A.; Bluemle, L. W., Jr. - Blood purification by ultrafiltration and fluid replacement (Diafiltration). *Trans. Am. Soc. Artif. Internal Organs* 13: 216, 1967.
2. Kramer, P.; Sergers, A.; DeVivie, R.; Matthaeh, D.; Trautmann, M.; Scheler, F. - Therapeutic potential of hemofiltration. *Clin. Nephrol.* 11: 145, 1979.
3. Leber, H. W.; Wizemann, V.; Goubeaud, G.; Rawer P.; Schütterle, G. - Simultaneous hemofiltration/hemodialysis: an effective alternative to hemofiltration and conventional hemodialysis in the treatment of uremic patients. *Clin. Nephrol.* 9: 115, 1978.
4. Quellhorst, E.; Schuenemann, B.; Borghardt, J. - Clinical and technical aspects of hemofiltration. *Artificial Organs* 2: 334, 1978.
5. Klein, E. - Progress in hemodialyzers and membranes in the last 20 years. *Clin. Nephrol.* 9: 131, 1978.
6. Wehle, B.; Asaba, H.; Castenfors, J.; Fürst, P.; Grahn, A.; Gunnarsson, B.; Shaldon, S.; Bergström, J. - The influence of dialysis fluid composition on the blood pressure response during dialysis. *Clin. Nephrol.* 10: 62, 1978.
7. Henderson, A. W. - Hemofiltration for the treatment of hypertension associated with end-stage renal failure. *Artificial Organs.* 4: 103, 1980.
8. Bergström, J. - Ultrafiltration without dialysis for removal of fluid and solutes in uremia. *Clin. Nephrol.* 9: 156, 1978.
9. Quellhorst, E.; Schuenemann, B.; Borghardt, J.; Jacob, I.; Mietzch, G. - Influence of hemofiltration on blood pressure regulation. *Clin. Nephrol.* 11: 150, 1979.
10. Darup, J.; Bleese, N.; Kalmar, P.; Lutz, G.; Pokar, H.; Polonius, M. J. - Hemofiltration during extracorporeal circulation. *Thorac. Cardiovasc. Surg.* 27: 227, 1979.
11. Maekawa, M.; Kishimoto, T.; Ohyama, T.; Tanaka, H. - Present status of hemofiltration and hemodiafiltration in Japan. *Artificial Organs* 4: 85, 1980.
12. Ing, T. S.; Chen, W. T.; Daugirdas, J. T.; Kwaan, H. C.; Hano, J. E. - Isolated ultrafiltration and new techniques of ultrafiltration during dialysis. *Kidney Int.* 18: 77, 1980.