

Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação liquórica

Parte I: efeitos do cateter peritoneal

Angelo L. Maset*, Samuel Caputo de Castro**, José Ricardo Camilo***

Laboratório de Pesquisa e Desenvolvimento de Ventura Biomédica Ltda.

RESUMO

Este artigo é um estudo laboratorial das características do fluxo e resistência de modelos de vários tipos de cateteres peritoneais, inclusive os disponíveis comercialmente.

Utilizou-se uma bancada de testes que permitiu um controle preciso da pressão de perfusão do sistema. Os resultados demonstram que os cateteres comercialmente disponíveis não possuem resistência (Rout) significativa; o cateter aberto apresentou uma Rout que variou de 1,12 a 1,95 mmHg/ml/min, e o cateter com fendas de 10 mm apresentou uma Rout que variou de 1,22 a 1,26 mmHg/ml/min. Em humanos, os níveis considerados normais do elemento resistivo da dinâmica liquórica (Rout) é de até 3 mmHg/ml/min. Isso significa que os cateteres peritoneais testados reproduzem os valores dos elementos resistivos fisiológicos. Contudo, considerando-se a hipótese de Kajimoto, os cateteres de 8 mm e 9 mm possuem potencial para acrescentar o elemento resistivo adequado ao sistema de derivação. O cateter com fendas de 8 mm teve, em $\Delta P_{inicial}$ de 5,15 mmHg, um fluxo de 2,11 ml/min e Rout de 2,45 mmHg/ml/min e, em $\Delta P_{sentado}$ (14 mmHg), um fluxo de 9,96 ml/min e Rout de 1,41 mmHg/ml/min, representando um elemento resistivo adicional de 25% quando comparado ao cateter aberto tanto em $\Delta P_{inicial}$ quanto em $\Delta P_{sentado}$. O cateter com fendas de 9 mm teve, em $\Delta P_{inicial}$ de 4,05 mmHg, um fluxo de 1,93 ml/min e Rout de 2,1 mmHg/ml/min, e em $\Delta P_{sentado}$, um fluxo de 10,32 ml/min e Rout de 1,36 mmHg/ml/min, representando um elemento resistivo adicional de 7% em $\Delta P_{inicial}$ e de 21% em $\Delta P_{sentado}$ quando comparados com o cateter aberto.

Assim, os cateteres de 8 mm e 9 mm mostraram potencial para contribuir como um elemento resistivo adicional para limitar o efeito sifão, e merecerão estudos futuros para se observar os efeitos hidrodinâmicos numa bancada de testes que inclua um sistema valvular.

PALAVRAS-CHAVE

Hidrodinâmica das derivações liquóricas. Derivação ventriculoperitoneal. Efeito sifão.

ABSTRACT

Hydrodynamic considerations on CSF shunts. Part I: the elusive role of peritoneal catheters
Several peritoneal catheters were submitted to laboratorial tests for their hydrodynamic properties, under different levels of perfusion pressure.

Peritoneal catheters with open end and those with 10 mm fenestrations have similar hydrodynamic properties. The open end catheter showed Rout between 1.12 and 1.95 mmHg/ml/min, and 10 mm fenestrations catheters showed Rout between 1.22 and 1.26 mmHg/ml/min. The catheter with 8 mm fenestration had, at $\Delta P_{inicial}$ of 5.15 mmHg, a flow of 2.11 ml/min and Rout of 2.45 mmHg/ml/min, and for $\Delta P_{sitting}$ (14 mmHg), a flow of 9.96 ml/min and Rout de 1.41 mmHg/ml/min, representing an additional resistive element of 25% for both $\Delta P_{inicial}$ and $\Delta P_{sitting}$ when compared to open end catheter. The catheter with 9 mm fenestrations had, in $\Delta P_{inicial}$ of 4.05 mmHg, a flow of 1.93 ml/min and Rout of 2.1 mmHg/ml/min, and at $\Delta P_{sitting}$, a flow of 10.32 ml/min and Rout of 1.36 mmHg/ml/min, representing an additional resistive element of 7% at $\Delta P_{inicial}$ and 21% at $\Delta P_{sitting}$ when compared to open end catheter. In conclusion, from the hydrodynamic perspective, 8 mm and 9 mm catheters have shown potential to add the resistive element necessary to limit the siphoning effect, and both types of catheters deserve future laboratory tests with the addition of a valve to observe their behavior.

KEYWORDS

CSF shunt hydrodynamics. Ventriculoperitoneal shunt. Siphoning effect.

* Neurocirurgião da Sociedade Portuguesa de Beneficência de S. J. do Rio Preto. Pesquisador (PIC e Dinâmica Liquórica) do Medical College of Virginia 1983-1986. Diretor-Presidente de Ventura Biomédica Ltda.

** Neurocirurgião da Universidade Federal de Uberlândia, MG. Doutor em Neurocirurgia pela FMRP, USP.

*** Engenheiro Mecânico. Mestrando em Engenharia Mecânica (Ciências Térmicas) pela Unesp, Ilha Solteira. Engenheiro do Grupo de Pesquisa e Desenvolvimento de Ventura Biomédica Ltda.

Introdução

A pressão intracraniana (PIC) diminui rapidamente e repentinamente com a alteração postural. O grande diferencial de pressão devido ao efeito hidrostático do comprimento vertical do tubo peritoneal causa drenagem anormal de líquido cefalorraquidiano (LCR); o conceito convencional desse fenômeno de hiperdrenagem tem sido explicado como o efeito sifão (ES). Existem inúmeros trabalhos que expressam a relação matemática das forças envolvidas no efeito sifão, mas credita-se a Fox e McCullough^{10,11,16} a primeira descrição dos fatores que influenciam a pressão de perfusão (ΔP) e fluxo (F) através da seguinte relação:

$$\Delta P = PIC + PH - (PCD + PF)$$

Onde, ΔP é a pressão de perfusão, PIC é a pressão ventricular, PH é a pressão hidrostática, PCD é a pressão na cavidade distal e PF é a pressão de fechamento da válvula.

A variável PF também tem sido denominada de *working pressure* ou *performance level*. Entretanto, existem evidências de que os mecanismos são mais complexos, ou pelo menos que o desequilíbrio das forças mencionadas acima não são as únicas envolvidas no mecanismo de hiperdrenagem. Uma dessas evidências é o trabalho de Kajimoto e cols.¹⁴; que consideraram que a maioria dos trabalhos existentes^{1,9-11,16,17} pressupõe a pressão na cavidade peritoneal como uma pressão estática, sem muitas variações entre a posição deitada e a posição sentada. Além disso, ponderaram que apenas uma pequena parcela dos indivíduos com *shunt* se torna sintomática devido aos efeitos de hiperdrenagem. Assim, mediu-se simultaneamente as pressões dos diversos compartimentos e concluiu que o aumento da pressão intra-abdominal decorrente do movimento de líquidos e órgãos permite ao organismo se adaptar, na maioria das vezes, ao efeito sifão. Em média, a pressão intra-abdominal compensou em 67% os efeitos do aumento da pressão hidrostática quando os pacientes ficaram na posição sentada. Por outro lado, no que concerne ao cateter distal, as abordagens até o momento se ativeram a duas situações extremas. Ou o modelo do cateter possui propriedades hidrodinâmicas desprezíveis ou ele funciona como o próprio sistema valvular, ou seja, toda a resistência ao fluxo líquido está concentrada no tipo de fenestração na extremidade distal do cateter distal.

Partindo do pressuposto não-convencional de Kajimoto, este artigo é um ensaio com os seguintes objetivos:

1. Realizar em laboratório um estudo das características do fluxo e resistência de modelos de cateteres distais disponíveis comercialmente.

2. Simular novas situações, numa tentativa de definir as alterações de fluxo e resistência da drenagem líquórica causadas por diferentes secções na extremidade distal do cateter peritoneal que pudessem, teoricamente, preencher os requisitos necessários para acrescentar pouco efeito resistivo ao sistema na posição deitada e aproximadamente 33% de aumento na resistência ao fluxo líquido na posição sentada.

Materiais e métodos

Os ensaios foram realizados numa bancada de testes como mostrado na figura 1. No centro e numa plataforma superior da bancada colocamos um mecanismo de elevação (A) ativado por um motor de passo (B) que, por sua vez, é controlado eletronicamente através de um programa ligado a um computador (C). O programa permite controlar a altura do sistema, que determinará a pressão de perfusão (ΔP). Na base móvel (sentido vertical) do mecanismo de elevação colocou-se um recipiente cilíndrico hermeticamente fechado (D), com um pertuito em sua parte inferior (E) onde se insere a extremidade proximal do cateter peritoneal. Existe um outro pertuito na base superior do recipiente, por onde se insere uma cânula de vidro (F) até uma certa altura dentro do nível de água. A cânula de vidro permite a constância de pressão de perfusão (ΔP) durante os testes. Cada cateter foi inserido no pertuito (E) em sua extremidade proximal, e a extremidade distal foi posicionada verticalmente acima do recipiente (G) posicionado em uma balança eletrônica AS2000C (Marte Engenharia Ltda., São Paulo, SP) localizada à esquerda na bancada (H), com capacidade de medida até 2 kg e 0,01 g de discriminação. A balança eletrônica por sua vez está conectada ao microcomputador (C), e os programas são sincronizados de tal maneira que o início da atividade do motor de passo se dá simultaneamente com a captação de dados e cálculos.

Determinação das variáveis

Para o estudo dos diferentes cateteres, é conveniente rever algumas variáveis hidrodinâmicas básicas.

A drenagem de um volume através de um tubo é determinada pela diferença das pressões entre as duas extremidades do tubo, denominada diferencial de pressão (ΔP). O fluxo é a quantidade de fluido que passa por um ponto do tubo durante um certo período de tempo. Matematicamente, expressamos como volume por unidade de tempo:

$$F = V / T \text{ (equação 1)}$$

Onde, F = fluxo (ml/min), V = volume (ml) e T = tempo (min).

Uma força contrária ao fluxo e inerente ao tubo é a resistência (R), que é uma função influenciada por vários fatores. A fórmula matemática que melhor expressa a resistência (R) ao fluxo através de um tubo, assumindo-se um fluxo laminar, é a lei de Poiseuille:

$$R = 8 \eta \cdot L / \pi \cdot r^4 \text{ (equação 2)}$$

Onde, η = viscosidade (em centipoise), L = comprimento do tubo (em mm), r = ao raio da luz do tubo.

Assim, o comprimento do tubo (L) e a viscosidade do fluido no tubo (η) influenciam diretamente a resistência, enquanto o raio do tubo influi na razão inversa à quarta potência. Ora, o fluxo (F) em um tubo está ligado à resistência (R) através da relação

$$F = \Delta P / R \text{ (equação 3)}$$

Assim, testando-se diferentes cateteres com o mesmo raio e comprimento, mantendo-se a mesma temperatura ambiente, utilizando-se o mesmo fluido (constância de viscosidade), e quantificando-se o volume percorrido durante um certo período de tempo, podemos determinar o **fluxo** do fluido (equação 1); sabendo-se o fluxo, podemos calcular as resistências dos tubos sem fenestrações (Rout livre) e com fenestrações (Rout) sendo que esta é composta pela resistência do tubo e a resistência imposta pelas fenestrações (RC).

Fisiologicamente, o fluido tende a escoar facilitado pela PIC (número e gradiente hidrostático), sendo PCD equivalente à pressão intra-abdominal (PIA) e responsável pela resistência ao escoamento. Portanto, consideraremos experimentalmente P conforme indicado na equação 4.

$$\Delta P = PIC + PH - PIA \text{ (equação 4)}$$

Para nossos propósitos, consideraremos os valores de Kajimoto²⁵ para o indivíduo na posição horizontal: PIC = $4,6 \pm 3$ mmHg; PIA = $5,7 \pm 3,3$ mmHg e PH = $3,3 \pm 1$ mmHg; portanto, $\Delta P_{\text{deitado}} = 2,2$ mmHg. Na posição vertical: PIC = $-14,2 \pm 4,5$ mmHg; PIA = $14,7 \pm 4,8$ mmHg e PH = $42,9 \pm 3,5$ mmHg; portanto, $\Delta P_{\text{sentado}} = 14$ mmHg. Nos testes do cateter isolado, teremos que adicionar na equação 3 um novo parâmetro que representará a resistência adicional (RC) das variações nos pertuitos do cateter distal. Assim, temos:

$$F = \frac{\Delta P}{R_{\text{out}}} = \frac{\Delta P}{R_{\text{out livre}} + RC} \text{ (equação 5)}$$

Termos utilizados neste trabalho:

$\Delta P_{\text{deitado}} = 2,2$ mmHg – pressão de perfusão do *shunt* na posição deitada (Kajimoto e cols.)

$\Delta P_{\text{sentado}} = 14$ mmHg – pressão de perfusão do *shunt* na posição sentada (Kajimoto e cols.)

$\Delta P_{\text{inicial}}$ = pressão de perfusão necessária para iniciar o fluxo pelas diferentes fendas

$$R_{\text{out}} = R_{\text{out livre}} + RC$$

Rout livre = resistência ao fluxo de fluido para o cateter com extremidade aberta

SDV = sistema de derivação ventricular

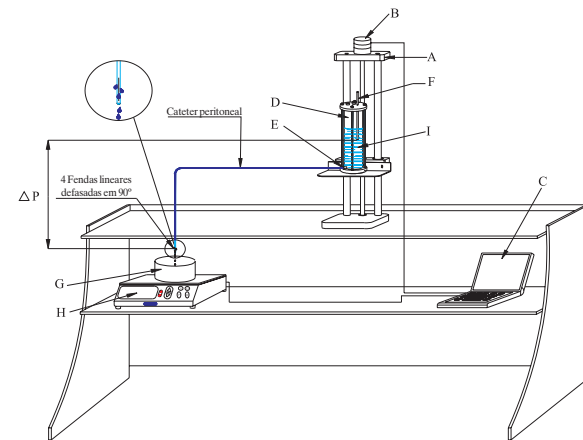


Figura 1 – Bancada de testes.

Metodologia para os objetivos 1 e 2

Fatores comuns: comprimento total do cateter = 100 cm; diâmetro interno = 1,5 mm; diâmetro externo = 2,5 mm.

O fluxo foi calculado baseado no volume coletado no recipiente da balança durante 15 minutos, mantendo-se ΔP constante. Os cateteres foram testados individualmente, conectando-se as extremidades proximais de cada um na saída do recipiente que simula o ventrículo (letra E da figura 1), e as extremidades distais se localizaram no recipiente disposto na balança eletrônica (letra H da figura 1). O recipiente cilíndrico (D) foi preenchido com água bidestilada (J), e os cateteres foram submetidos a quatro níveis de ΔP : 2,2 mmHg, 14 mmHg, 28 mmHg e 56 mmHg. Para uma análise mais extensiva, estendemos os cálculos dobrando a pressão de perfusão obtida por Kajimoto e cols. (2,2 mmHg e 14 mmHg) na posição sentada por duas vezes (28 mmHg e 56 mmHg), e também determinamos a pressão de abertura de cada cateter testado elevando eletronicamente o recipiente (D) (níveis ascendentes de ΔP) até o início da drenagem. Utilizamos oito tipos de cateteres, cada um deles com extremidades distais diferentes. O cateter de números 1 e 8 representam os cateteres comumente disponíveis no mercado. Os cateteres de números 2 a 7 apresentam quatro

fendas laterais, defasadas em 90° com comprimentos preestabelecidos, com variações de 1 mm. Rout livre foi calculado utilizando-se a equação 3. Rout foi calculado utilizando-se a equação 5. O percentual de aumento de Rout imposto pela restrição ao fluxo devido às fendas com relação à resistência imposta pelo cateter aberto (Rout livre) foi calculado utilizando-se a fórmula $\left(\frac{\text{Rout} - \text{Rout livre}}{\text{Rout livre}}\right)$ para cada ΔP e transformando o resultado em valores percentuais.

Resultados

Os testes de vazão demonstraram uma relação linear entre o comprimento da fenda, diferencial de pressão e fluxo de fluido (Figura 2). A tabela 1 sumariza os resultados de fluxo obtidos como o volume total dividido pelo tempo (ml/min) após 15 minutos de coleta de fluido através dos cateteres. Como seria de se esperar, o fluxo de fluido aumentou na razão direta ao comprimento da fenda, e o fluxo no cateter com fendas de 10 mm se aproximou do fluxo do cateter com extremidade aberta (compare a coluna da esquerda com a coluna da direita, ambas em cinza, da tabela 1).

A figura 2 permite a observação visual deste fato. Com um diferencial de pressão que simulava a posição deitada ($\Delta P_{\text{deitado}} = 2,2 \text{ mmHg}$), não houve fluxo em nenhum dos cateteres com fenda utilizados (primeira linha da tabela 1, indicando zero como fluxo), exceto no cateter sem fendas. A tabela 2 esmiúça esse fato, e determina o diferencial de pressão inicial necessário para que haja a drenagem, sendo, portanto, a “pressão de abertura” para aquele determinado cateter. Assim, o cateter de 10 mm teve fluxo de 1,56 ml/min com um $\Delta P_{\text{inicial}}$ de 3,68 mmHg, o cateter de fendas de 9 mm teve fluxo correspondente a 1,93 ml/min com um $\Delta P_{\text{inicial}}$ de 4,05 mmHg, o cateter com fendas de 8 mm teve fluxo de 2,11 ml/min com um $\Delta P_{\text{inicial}}$ de 5,15 mmHg e assim sucessivamente. O cateter peritoneal com fendas de 4 mm teve um fluxo inicial de 0,03 ml/min com um $\Delta P_{\text{inicial}}$ de 13,61 mmHg, ou seja, este modelo de cateter peritoneal permite uma drenagem inicial basicamente a partir da posição sentada, na hipótese de Kajimoto e cols.

A tabela 3 é uma derivação da tabela 1 utilizando-se a equação 3, mostrando os valores absolutos de resistência ao fluido (Rout) em mmHg/ml/min. O cateter peritoneal aberto acrescentaria um Rout ao sistema de DVP dentro da variação considerada fisiológica em humanos. Com um ΔP de 2,2 mmHg (posição deitada de Kajimoto), Rout foi de 1,95 mmHg/ml/min, e com

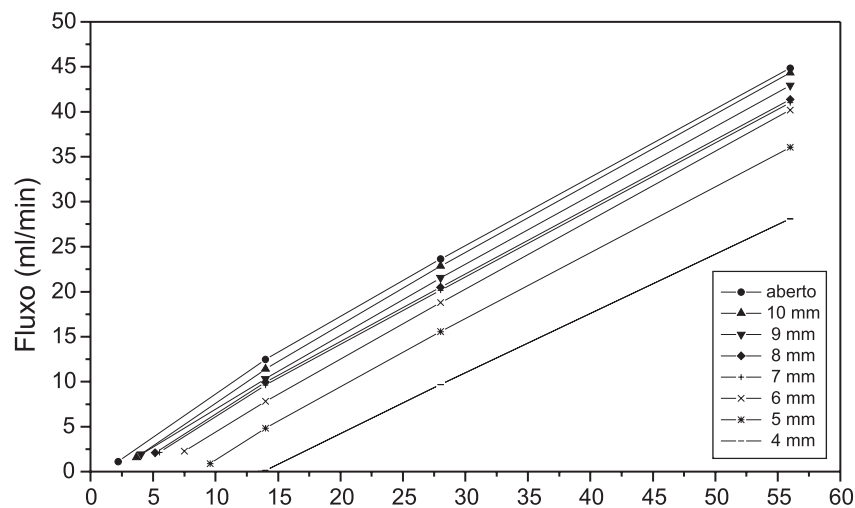


Figura 2 – Gráfico do fluxo com relação à pressão de perfusão.

Tabela 1
Fluxo (em ml/min) versus comprimento das fendas nas extremidades dos cateteres

Dif. pressão (mmHg)	Comprimento da fenda							
	Livre	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm	8 mm	9 mm	10 mm
2,20	1,13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
14,00	12,47	0,14	4,81	7,80	9,62	9,96	10,32	11,44
28,00	23,65	9,67	15,55	18,78	20,15	20,50	21,55	22,86
56,00	44,86	28,09	36,05	40,19	41,00	41,38	42,92	44,31

Tabela 2
Relação fluxo inicial versus diferencial de pressão necessário para o fluxo

Dif. pressão (mmHg)	Comprimento da fenda							
	Livre	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm	8 mm	9 mm	10 mm
13,61		0,03						
9,56			0,87					
7,50				2,26				
5,52					2,15			
5,15						2,11		
4,05							1,93	
3,68								1,56

Tabela 3
Relação resistência de fluidos versus diferencial de pressão versus comprimento das fendas
Rout = mmHg/ml/min

Dif. pressão (mmHg)	Comprimento da fenda							
	Livre	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm	8 mm	9 mm	10 mm
2,20	1,95							
14,00	1,12	100,00	2,91	1,79	1,46	1,41	1,36	1,22
28,00	1,18	2,90	1,80	1,49	1,39	1,37	1,30	1,22
56,00	1,25	1,99	1,55	1,39	1,37	1,35	1,30	1,26

um ΔP de 14 mmHg (posição sentada) foi de 1,12 mmHg/ml/min. Nos cateteres fenestrados, a resistência ao fluxo diminui progressivamente à medida que se aumenta o comprimento da fenda e/ou o diferencial de pressão ΔP .

A tabela 4 mostra o percentual do aumento da Rout para os vários tipos de cateteres com fendas expressa em valores percentuais, quando comparados ao cateter de extremidade aberta. Exemplificando, o cateter com fendas de 9 mm possui uma resistência ao fluxo de

fluido 21% maior do que o cateter com extremidade distal aberta quando houver um ΔP de 14 mmHg, uma Rout 10% maior do que o cateter com extremidade distal aberta quando houver um ΔP de 28 mmHg, e uma Rout 5% maior do que o cateter com extremidade distal aberta quando houver um ΔP de 56 mmHg.

A tabela 5 mostra o percentual do aumento da resistência Rout no fluxo inicial de cada cateter, e suas respectivas ΔP , quando comparadas com a resistência

Tabela 4
Aumento percentual da resistência (comparado ao cateter aberto)
% Aumento Rout

Dif. pressão (mmHg)	Comprimento da fenda							
	Livre	4 mm	5 mm	6 mm	7 mm	8 mm	9 mm	10 mm
2,20	1,95							
14,00	1,12	8829%	159%	60%	30%	25%	21%	9%
28,00	1,18	145%	52%	26%	17%	15%	10%	3%
56,00	1,25	60%	24%	12%	9%	8%	5%	1%

Tabela 5
Aumento percentual da resistência versus fluxo inicial

Dif. pressão (mmHg)	Rout livre	Comprimento da fenda						
		4 mm	5 mm	6 mm	7 mm	8 mm	9 mm	10 mm
13,61	453,67	23165%						
9,56	11,03		466%					
7,50	3,31			70%				
5,52	2,57				32%			
5,15	2,45					25%		
4,05	2,10						7%	
3,68	2,36							21%

calculada para o cateter com extremidade livre para o respectivo ΔP (de maneira que $\%Rout = Rout / Rout \text{ livre } \Delta P$).

Assim, exemplificando, a avaliação das tabelas 4 e 5 indica que o cateter fenestrado de 10 mm apresentou um acréscimo na Rout de 21% quando comparado com o cateter aberto em níveis de ΔP de 3,68 mmHg (paciente deitado, tabela 5) e um acréscimo na Rout de 9% quando comparado com o cateter aberto em níveis de ΔP de 14 mmHg (paciente sentado, tabela 4). Da mesma maneira, o cateter fenestrado de 9 mm apresentou um acréscimo na Rout de 7% quando comparado com o cateter aberto em níveis de ΔP de 4,05 mmHg (paciente deitado, tabela 5) e um acréscimo na Rout de 21% quando comparado com o cateter aberto em níveis de ΔP de 14 mmHg (paciente sentado, Tabela 4).

Discussão

Tornou-se convencional, desde os trabalhos de Fox e McCullough^{10,11,16}, considerar a cavidade abdominal um compartimento de pouca influência na hidrodinâmica da derivação liquórica. Drake e Saint-Rose³, no livro *The shunt book*, consideram a PIA como zero nas posições horizontal e vertical, ou seja, consideram a pressão abdominal próxima à pressão atmosférica. Gusmão e cols.¹⁵ referem que na posição ereta a PIA seria anulada pela pressão hidrostática dentro do cateter, correspondente ao comprimento do cateter na cavidade abdominal.

Entretanto, existem evidências de que os mecanismos são mais complexos, ou pelo menos de que o equilíbrio das forças mencionadas acima não são as únicas envolvidas no mecanismo de hiperdrenagem. Laws e Mokri¹⁵, e Puca e cols.¹⁸ mostraram em suas respectivas publicações que cateteres distais situados na cavidade peritoneal e atrial podem ter percentuais de complicações relacionadas à hiperdrenagem similares, muito embora exista uma diferença considerável no diferencial de pressão (ΔP na fórmula) entre os dois cateteres, o que deveria influir no comportamento da derivação liquórica de acordo com Gusmão e cols.¹⁵. Drake, num trabalho preliminar, encontrou 21 casos de hiperdrenagem em crianças que presumivelmente deveriam estar deitadas a maior parte do tempo (citado em de Jong e cols.²). Baseado nesses indícios, de Jong e cols.² criaram uma hipótese alternativa para explicar a hiperdrenagem, denominada de *underfilled CSF compartment*. Eles consideram que os aumentos temporários do volume sanguíneo cerebral, um fenômeno natural causado pelas ondas B, e que normalmente é compensado por uma “fuga” temporária de liquor para o compartimento lombar, possam agora seguir o caminho alternativo da derivação, e que este

caminho causaria uma drenagem excessiva e anômala de liquor. O sistema liquórico ficaria, assim, com um volume menor que o habitual (hiperdrenagem) levando à descompensação de todo o sistema.

Existem vários autores que preconizam o aumento da resistência ao fluxo liquórico ao nível do cateter distal do SDV como fator que inibe a hiperdrenagem. El-Shafei⁴⁻⁸, em trabalhos com El-Rifaii e Hafez, inseriu o cateter distal na veia jugular, mas com a extremidade aberta do cateter distal voltada contra o fluxo sanguíneo. A drenagem sanguínea opôs uma resistência contra o fluxo liquórico, criando um mecanismo anti-sifão biológico. Frim e cols.¹² utilizaram a mesma técnica em uma jovem paciente e monitorizaram a PIC utilizando telemetria. Assim, eles foram capazes de obter dados *in vivo* da *performance* da abordagem de El-Shafei, e compará-los ao resultado hidrodinâmico de uma válvula de diferencial de pressão sem nenhum outro atributo. O sistema valvular com a abordagem de El Shafei apresentou queda bem menos acentuada na pressão intraventricular à medida que a cabeça do paciente era elevada. A pressão intraventricular em nenhum momento atingiu valores negativos ou mesmo zero. Sotelo²⁰⁻²³ possui uma experiência considerável na utilização de um simples tubo ligando o ventrículo à cavidade peritoneal. O tubo possui um diâmetro interno inferior ao dos cateteres convencionais, o que aumenta a resistência ao fluxo liquórico e permite uma drenagem máxima próxima aos níveis fisiológicos. Em um de seus artigos²², ele e colaboradores apresentaram um estudo prospectivo de dois anos com grupo-controle (*shunt* convencional). O seguimento foi de 18,5 meses para o grupo com cateter e 19,1 meses para o grupo com *shunt* convencional. O grupo com cateter teve percentual de falha de apenas 7%, e com *shunt* convencional apresentou percentual de falha de 39%. Sotelo concluiu que o cateter com diâmetro interno menor permite um fluxo liquórico contínuo, ininterrupto, propelido pela força hidrocínética gerada pela combinação da pressão ventricular e o efeito sifão, compatível com o arquetipo fisiológico de fluxo e drenagem contínua de acordo com a produção liquórica.

Por outro lado, os cateteres comercialmente disponíveis não possuem resistência (Rout) significativa; o cateter aberto apresentou uma Rout que variou de 1,12 a 1,95 mmHg/ml/min, e o cateter com fendas de 10 mm apresentou uma Rout que variou de 1,22 a 1,26 mmHg/ml/min. Em humanos, os níveis considerados normais do elemento resistivo da dinâmica liquórica (Rout) determinado por Shapiro e cols.¹⁹ são de até 3 mmHg/ml/min. Isso significa que os cateteres peritoneais testados e com as especificações mencionadas anteriormente reproduzem os valores dos elementos resistivos fisiológicos. Entretanto, obviamente o efeito sifão não é

um fenômeno fisiológico, e as soluções de restrição ao fluxo liquórico mencionadas no início desta discussão aumentam o efeito resistivo ao fluxo liquórico. Hidrodinamicamente, uma outra opção de restrição do fluxo seria alterar o comprimento da fenda do cateter. Neste ensaio, idealmente, o modelo de cateter que pode restringir o fluxo de fluido e se encaixar na hipótese de Kajimoto deveria acrescentar pouca resistência com $\Delta P = 2,2$ mmHg (posição deitada) e acrescentar no máximo 33% de resistência adicional ao sistema como um mecanismo compensatório do efeito sifão. Os cateteres com fendas de 4,5 mm e 6 mm apresentam $\Delta P_{\text{inicial}}$ elevado, Rout percentual elevado, pouco fluxo em suas respectivas $\Delta P_{\text{iniciais}}$, e estão fora de cogitação para exercícios futuros. O cateter com fenda de 7 mm, embora apresente um fluxo adequado em $\Delta P_{\text{inicial}}$ e em $\Delta P_{\text{sentado}}$, ainda assim apresenta uma Rout inicial 32% maior do que Rout aberto em $\Delta P_{\text{inicial}}$, de maneira que essa alta resistência inicial também o desabilita para outros estudos. Os cateteres de 8 mm e 9 mm possuem potencial para acrescentar o elemento resistivo adequado ao sistema de derivação. O cateter de 8 mm acrescentou 25% de resistência tanto na $\Delta P_{\text{inicial}}$ de 5,15 mmHg quanto na posição sentada ($\Delta P = 14$ mmHg), enquanto o cateter de 9 mm acrescentou 7% de resistência na $\Delta P_{\text{inicial}}$ de 4,05 mmHg e 21% na posição sentada.

Conclusão

Este ensaio demonstrou o impacto hidrodinâmico dos diferentes tipos de fendas de cateteres peritoneais em diversos níveis de pressão de perfusão. Até onde pudemos constatar, este é o único trabalho que avalia as implicações hidrodinâmicas do cateter peritoneal em laboratório. Sob o aspecto puramente hidrodinâmico, os cateteres de 8 mm e 9 mm mostraram potencial para contribuir como um elemento resistivo adicional para limitar o efeito sifão, e merecerão estudos futuros para se observar os efeitos hidrodinâmicos numa bancada de testes que inclua um sistema valvular. Até que se determinem os efeitos hidrodinâmicos no sistema valvular e até que se avalie o possível aumento de oclusões de cateter devido à limitação das fendas, a utilização clínica desse tipo de cateter não é indicada.

Referências

1. CHAPMAN PH, COSMAN ER, ARNOLD MA: The relationship between ventricular fluid pressure and body position in normal subjects and subjects with shunts: A telemetric study. *Neurosurgery* 26:181-89, 1990.
2. de JONG DA, DELWEL EJ, AVEZAAT CJJ: Hydrostatic and hydrodynamic considerations in shunted normal pressure hydrocephalus. *Acta Neurochir (Wien)* 142:241-7, 2000.
3. DRAKE JM, SAINTE-ROSE C: *The shunt book*. Oxford, Blackwell Science Ltda. 1995, pp 15-32.
4. EL-SHAFEI IL: Ventriculovenous shunt against the direction of blood flow: a new approach for shunting the cerebrospinal fluid to the venous circulation. *Child's Nerv Syst* 1:200-7, 1985.
5. EL-SHAFEI IL, EL-RIFAI MA: Ventriculjugular shunt against the direction of blood flow. I) Role of the internal jugular vein as an antisiphonage device. *Child's Nerv Syst* 3:282-4, 1987.
6. EL-SHAFEI IL, EL-RIFAI MA: Ventriculjugular shunt against the direction of blood flow. II) Theoretical and experimental basis for shunting the cerebrospinal fluid against the direction of blood flow. *Child's Nerv Syst* 3:285-91, 1987.
7. EL-SHAFEI IL, EL-RIFAI MA: Ventriculjugular shunt against the direction of blood flow. III) Operative technique and results. *Child's Nerv Syst* 3:342-9, 1987.
8. EL-SHAFEI IL, HAFEZ MA: Ventriculjugular shunt against the direction of blood flow. IV) Technical modifications and policy for treatment. *Child's Nerv Syst* 7:197-204, 1991.
9. FOLTZ EL, BLANKS JP: Symptomatic low intracranial pressure in shunted hydrocephalus. *J Neurosurg* 68:401-8, 1988.
10. FOX JL, MCCULLOUGH DC, GREEN RC: Effect of CSF shunts on ICP and on CSF dynamics. 2) A new technique of pressure measurements: results and concepts. 3) A concept of hydrocephalus. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 36:302-12, 1973.
11. FOX JL, MACCULLOUGH DC, GREERT RC: Cerebrospinal fluid shunts: an experimental comparison of flow rates and pressure values in various commercial systems. *J Neurosurgery* 37:700-5, 1972.
12. FRIM DM, MUNSHI I, GOUNNEROVA L: Measurements of intraventricular pressure in a patient shunted from the ventricle to the internal jugular vein against the direction of blood flow (the El-Shafei shunt). *Child's Nerv Syst* 17:379-81, 2001.
13. GUSMÃO S, SILVEIRA RL, FILHO GC, ARANTES A: Aplicações clínicas da hidrodinâmica na derivação ventrículo-peritoneal. *Arq Bras Neurocir* 19:179-83, 2000.
14. KAJIMOTO Y, OHTA T, MIYAKE H, MATSUKAWA M, et al.: Posture-related changes in the pressure environment of the ventriculoperitoneal shunt system. *J Neurosurg* 93:614-7, 2000.
15. LAWS ER, MOKRI B: Occult hydrocephalus: Results of shunting correlated with diagnostic tests. *Clin Neurosurg* 23:316-33, 1977.
16. McCULLOUGH DC, FOX JL: Negative intracranial pressure hydrocephalus in adults with shunts and its relationship to the production of subdural hematoma. *J Neurosurg* 40:372-5, 1974.
17. MIYAKE H, OHTA T, KAJIMOTO Y: A new ventriculoperitoneal shunt with a telemetric intracranial pressure sensor: clinical experience in 94 patients with hydrocephalus. *Neurosurgery* 40:931-5, 1997.
18. PUCA A, ANILE C, MAIRA G, ROSSI G: Cerebrospinal fluid shunting for hydrocephalus in the adult: factors related to shunt revision. *Neurosurgery* 29:822-6, 1991.
19. SHAPIRO K, MARMAROU A, SHULMAN K: Characterization of clinical CSF dynamics and neural

- axis compliance using the pressure-volume index: I) The normal pressure-volume index. *Ann Neurol* 7:508-14, 1980.
20. SOTELO J: A new ventriculoperitoneal shunt for treatment of hydrocephalus. Experimental results. *RBM Eur J Biomed Eng* 15:257-62, 1993.
21. SOTELO J: Update: The new ventriculoperitoneal shunt at the Institute of Neurology of Mexico. *Surg Neurol* 46:19-20, 1996.
22. SOTELO J, IZURIETA M, ARRIADA N: Treatment of hydrocephalus in adults by placement of an open ventricular shunt. *J Neurosurg* 94:873-9, 2001.
23. SOTELO J, RUBALCAVA MA, GOMEZ-LLATA S: A new shunt for hydrocephalus that relies on CSF production

rather than on ventricular pressure. Initial clinical experiences. *Surg Neurol* 43:324-32, 1995.

Original recebido em setembro de 2004

Aceito para publicação em dezembro de 2004

Endereço para correspondência:

Angelo Luiz Maset

Av. Francisco Chagas Oliveira, 1100

CEP 15090-190 – São José do Rio Preto, SP

E-mail: maset@terra.com.br