

Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação liquórica

Parte III: Distúrbios hidrodinâmicos em sistemas de drenagem externa. Proposta de solução

Ângelo L. Maset¹, José R. Camilo², Kleber P. Duarte³, Edson D. R. Vieira⁴

Instituto de Neurocirurgia e Neurociências do Oeste Paulista (INNEURO). Trabalho realizado no Laboratório de Hidrodinâmica de Ventura Biomédica, São José do Rio Preto, SP, Brasil

Prêmio Elyseu Paglioli do XXVI Congresso Brasileiro de Neurocirurgia

RESUMO

Objetivo: Simular, em bancada de teste hidrodinâmico, diversas situações clínicas que correspondem ao efeito sifão observado quando sistemas de drenagem ventricular externa são mantidos acidentalmente abaixo do conduto auditivo externo – que é o referencial anatômico para o forâmen de Monro – e, portanto, representando gradientes pressóricos negativos. Testar protótipos de dispositivo anti-sifão de potencial uso futuro em situações clínicas. **Método:** Experimento laboratorial conduzido em bancada automatizada de estudo hidrodinâmico, onde foram testados vários protótipos de dispositivo anti-sifão especialmente projetados para esta finalidade. **Conclusões:** É possível a inserção de um dispositivo de prevenção do efeito sifão em bolsas de drenagem ventricular externa. O perfil funcional dos mecanismos anti-sifão para derivação ventricular externa é diferente dos sistemas incorporados em válvulas para hidrocefalia. É possível o desenvolvimento de um mecanismo anti-sifão cujo custo financeiro não seja um fator limitante para a sua utilização, como acontece atualmente com válvulas para hidrocefalia que possuem mecanismo anti-sifão.

PALAVRAS-CHAVE

Líquido cefalorraquidiano/derivação externa. Líquido cefalorraquidiano/hidrodinâmica. Efeito sifão.

ABSTRACT

Hydrodynamic considerations on CSF shunts. Part III: A proposition to avoid the siphoning effect on external ventricular drainage

Objective: To simulate, in hydrodynamic laboratory device, several clinical situations that correspond to the siphoning effect observed in patients in whom external drainage systems are kept below to the external auditory canal which is the anatomical referencial for the Monro's foramen. To test prototypes of anti-siphoning devices for potential use in clinical situations. **Method:** Laboratory analysis of the external ventricular drainage hydrodynamics and the effectiveness of the anti-siphoning prototypes. **Conclusion:** It is possible to prevent such adverse effects applying properly designed anti-siphon devices. The functional profile of an external drainage anti-siphon device is different from those of usual ventriculo-peritoneal shunts. The development of an anti-siphon device for external ventricular drainage is possible with a financial cost that is not a limitation factor for its wide use, as it happens currently with anti-siphoning valves for hydrocephalus.

KEY WORDS

CSF/External drainage. CSF/hydrodynamics. Siphoning effect.

1 Neurocirurgião do Instituto de Neurocirurgia e Neurociências do Oeste Paulista. Pesquisador (PIC e Dinâmica Liquórica) do Medical College of Virginia (1983-1986), diretor-presidente de Ventura Biomédica.

2 Mestre em engenharia mecânica (ciências térmicas) pela Universidade Estadual Paulista Júlio Mesquita Filho (Unesp), *campus* de Ilha Solteira - SP, professor-assistente do Centro Universitário de Rio Preto (Unirp).

3 Neurocirurgião do Instituto de Neurocirurgia e Neurociências do Oeste Paulista (Inneuro).

4 Professor livre-docente da Unesp, *campus* de Ilha Solteira, doutor em engenharia aeronáutica pelo Instituto Tecnológico de Aeronáutica (ITA).

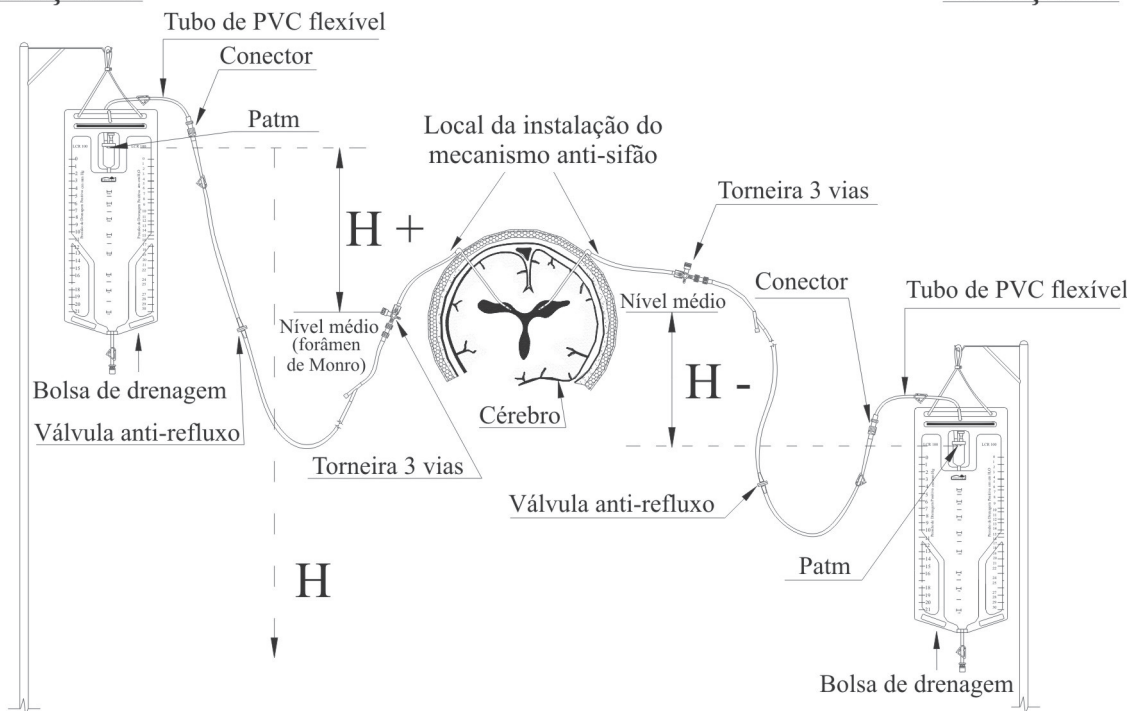
Introdução

As complicações mecânicas relacionadas à drenagem ventricular externa têm sido subestimadas. Existem poucos trabalhos científicos na literatura neurocirúrgica abordando esse tema. Entre as complicações mecânicas, certamente a hiperdrenagem liquórica é a mais ameaçadora para o paciente. Normalmente, a bolsa coletora do sistema de drenagem é posicionada a uma certa altura acima do forâmen de Monro, e essa altura representa o gradiente hidrostático ($H+$) a ser vencido pela pressão intraventricular para que ocorra a drenagem liquórica (figura 1, situação 1). A comunicação dos ventrículos cerebrais até ao recipiente final – a bolsa coletora – é livre; a válvula anti-refluxo interposta na tubagem não permite que haja um fluxo retrógrado de liquor aos ventrículos cerebrais, e impõe uma resistência desprezível ao fluxo anterógrado. Assim, o fluxo liquórico é totalmente dependente da pressão intraventricular e do gradiente hidrostático positivo exercido pela altura da bolsa coletora em relação ao forâmen de Monro ($H+$ da figura 1, situação 1). Se a bolsa coletora for mantida, mesmo que somente por alguns segundos abaixo do forâmen de Monro (figura 1, situação 2), ocorrerá súbita diminuição do gradiente hidrostático (de positivo para negativo). O grande diferencial de pressão devido

ao efeito hidrostático da altura vertical do sistema de tubagem da drenagem externa causa uma drenagem anormal de líquido cefalorraquidiano (LCR), e todo o conteúdo de liquor dos ventrículos cerebrais inevitavelmente drenará para a bolsa coletora rapidamente.

Em nosso trabalho anterior⁹, demonstramos que o tempo de escoamento do sistema ventricular depende do raio e do comprimento do tubo do sistema de drenagem utilizado. Entretanto, qualquer que seja o sistema, o fluxo da drenagem é extremamente rápido, ocorrendo a drenagem de todo o conteúdo ventricular em segundos. O gradiente hidrostático é o fator mais importante na drenagem do conteúdo ventricular no efeito sifão; a pressão intraventricular (PIV) e o raio do tubo têm importâncias relativas, que se atenuam conforme aumenta o gradiente hidrostático negativo. A quantificação temporal do fluxo livre em bolsas de drenagem externa ressaltou a importância clínica de se desenvolver um mecanismo protetor contra o efeito sifão em sistemas de drenagem, pois esse mecanismo diminuiria consideravelmente várias complicações clínicas decorrentes da hiperdrenagem e conseqüente desequilíbrio biomecânico, tais como o hematoma subdural agudo pós-operatório, que pode levar inclusive ao óbito.

Situação 1



Situação 2

Figura 1 – Derivação ventricular externa ilustrada em situação correta (situação 1) e incorreta de uso (situação 2).

Este artigo tenta responder às seguintes questões fundamentais: 1) se um mecanismo protetor anti-sifão tem importância clínica, qual seria o perfil funcional ideal para este mecanismo?; 2) os mecanismos anti-sifão presentes em válvulas de hidrocefalia e disponíveis atualmente no mercado internacional satisfazem a este perfil funcional ideal?; 3) é possível o desenvolvimento de um mecanismo anti-sifão específico para drenagem externa, que possa ser utilizado por todas as classes sociais, cujo custo financeiro não seja um fator limitante para a sua utilização, como acontece atualmente com válvulas para hidrocefalia que possuem mecanismo anti-sifão?

Materiais e métodos

A bancada de testes

Para a realização dos ensaios de hidrodinâmica, utilizamos uma bancada de testes automatizada, já descrita detalhadamente em publicações anteriores^{2,9,10}. Para este trabalho, vários modelos de mecanismo anti-sifão (item “L” na figura 2) foram alternadamente interpostos entre o pertuito de saída “J” do frasco de Mariotte “G” e fixados num apoio “N” da figura 2, de tal maneira que sofresse influência gravitacional da altura relativa do reservatório coletor “D” e da parte mais inferior do tubo de vidro “K” que contata o meio exterior com o fluido do reservatório “G” da figura 2.

O reservatório “G” simula o volume intraventricular; apesar de a alteração volumétrica durante o experimento, a pressão permanecer constante, pois é determinada pela parte inferior do tubo “K”, a altura da parte inferior do tubo “K” pode ser predeterminada, o que permite a simulação de várias pressões intracranianas (PIC). O reservatório “D” simula a bolsa coletora e recebe a drenagem do líquido pela tubagem “M”; a altura do reservatório “D” pode ser controlada eletronicamente através de computador e *software* específico.

Para esse tipo de estudo, a confiabilidade dos dados obtidos torna-se crítica, razão pela qual relatamos a avaliação de todo componente e função da bancada. Inicialmente, determinamos as características do escoamento no sistema utilizado para pesquisa e da interface do sistema para mensuração de grandezas envolvidas nos experimentos. Sabe-se que o fluxo líquórico é laminar; por conseguinte, devemos nos certificar que estamos reproduzindo o mesmo tipo de fluxo. Para tal, foi necessário calcular o número de Reynolds e o tempo necessário para a estabilização do sistema após cada ação de coleta de dados da bancada (interferência imposta). Do mesmo modo, foram definidos parâmetros, tais como taxa de transmissão de dados da balança para o computador, velocidade determinada para o deslocamento da plataforma do mecanismo elevador e procedimento para o cálculo da vazão do sistema mediante a conversão dos valores de massa em relação ao tempo. Para nos certificarmos da confiabilidade da balança eletrônica que registra automaticamente a descarga de fluido presente no reservatório “G”, verificou-se a intensidade da histerese.

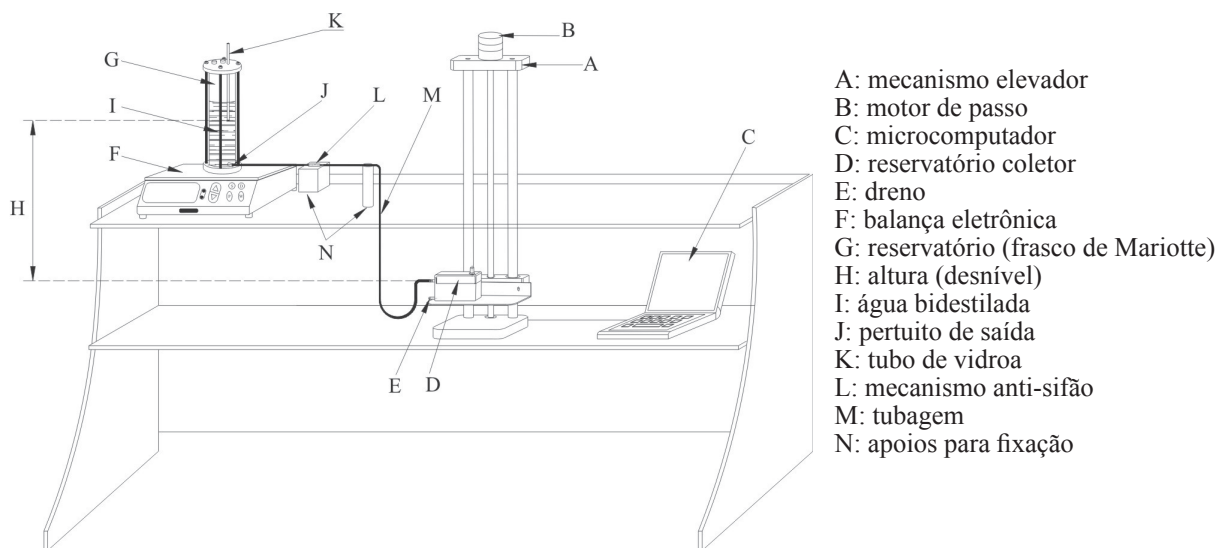


Figura 2 – Bancada para simulação hidrodinâmica.

Metodologia para os ensaios dos mecanismos anti-sifão

Para compararmos o desempenho de mecanismos anti-sifão idealizados para drenagem externa e outros idealizados para válvulas de hidrocefalia, reproduzimos as simulações de pressões intraventriculares publicadas por Kremer e Aschoff⁸. Eles efetuaram experimentos em válvulas para hidrocefalia simulando pressões intraventriculares de 10, 15, e 20 cm de coluna de água. Neste estudo, estamos utilizando os valores de PIV de 5, 10, 15 e 20 cm de coluna de água. Para a caracterização do funcionamento dos mecanismos anti-sifão propostos, adotamos diferenciais de pressões máximos equivalente ao abaixamento da bolsa de drenagem de até 70 cm de altura "H", altura suficiente para todos os mecanismos agirem dentro as pressões intraventriculares simuladas. Obviamente, é correto, e até intuitivo, assumir que quanto maior a PIV maior é o gradiente hidrostático negativo para o fechamento do mecanismo anti-sifão, razão pela qual o eixo das abscissas dos gráficos das figuras 5 e 6 não são exatamente iguais para todos os níveis pressóricos. Assim, os mecanismos anti-sifão denominados MAS-2, MAS-4, MAS-5, MAS-6, MAS-7, MAS-8, MAS-9, MAS-10 e MAS-11 foram submetidos a ensaios visando à caracterização destes dispositivos com relação à diferença da altura manométrica necessárias para interrupção do escoamento e aos parâmetros utilizados na construção dos modelos e diferentes pressões presentes, na entrada dos mesmos, as quais simulam as diferentes pressões intraventriculares. A vazão obtida permite a comparação do desempenho dos diferentes sistemas hidrodinâmicos para cada situação experimental.

Na tabela 1 estão discriminados os valores dos parâmetros de ensaio da bancada experimental que foram considerados constantes para todos os ensaios realizados. As razões referentes à caracterização da bancada estão detalhadas a seguir.

Tabela 1.
Parâmetros para os ensaios

Parâmetros da bancada	Valores
Frequência de amostragem	253 dados por minuto (4,22 Hz)
Velocidade do mecanismo para deslocamento linear vertical	V2 = 1,07 m/h
Cálculo da vazão média para cada ponto coletado	Intervalo de 57 pontos: equivalente a uma amplitude ± 2 mm de deslocamento vertical.

Caracterização do tipo de fluxo (escoamento) da bancada

Os escoamentos nesses sistemas de drenagem são chamados de internos, visto que ocorrem no interior dos tubos e, sem uma perda considerável de precisão, podem ser considerados unidimensionais, em que uma única coordenada se torna suficiente para definir as propriedades do escoamento. A vazão volumétrica pode ser calculada utilizando-se a seguinte fórmula (Equação 1):

$$\text{Equação 1} \quad Q = S \cdot V$$

Onde Q é a vazão volumétrica (volume) escoada na unidade de tempo através da área da seção (S) normal do tubo. Tem-se, para uma tubagem com diâmetro interno de 3,2 mm, a velocidade média máxima ($V_{\text{máx}}$) do escoamento equivalente a:

$$V_{\text{máx}} = \frac{(1)0,0039}{(2)0,8042 \times 10^{-5}} = 485 \text{ m/h}$$

(1) = Extraído da maior vazão obtida entre os dispositivos (MAS-5, figura 6)

(2) = Área da tubagem utilizada convertida para unidade métrica.

Sendo a água destilada o fluido empregado no sistema hidrodinâmico, têm-se escoamentos incompressíveis, pois as variações da densidade desse fluido são desprezíveis na temperatura e pressão ambiente. Calculando-se o número de Reynolds através da equação 2:

$$\text{Equação 2} \quad \text{Re} = \frac{\rho \bar{V} D_i}{\mu}$$

Onde ρ é a densidade do fluido (em kg/m³), \bar{V} é velocidade média do escoamento (em m/h), D o diâmetro do tubo (em m) e μ a viscosidade dinâmica do fluido (em N.seg/m²), aplicando valores de Fox & McDonald⁵ tem-se que:

$$\text{Re} = \frac{997 \times 485 \times 0,0032}{0,0008 \times 3.600} \approx 538$$

Sabe-se que, para valores de $\text{Re} < 2.300$, o escoamento é classificado como laminar, ou seja, caracterizado pelo suave movimento do fluido em lâminas ou camadas. A viscosidade e a densidade da água bidestilada não apresentam variações consideráveis em relação à temperatura ambiente (aproximadamente 29,3°C) e a temperatura do corpo humano (37°C). Portanto, supôs-se desprezível a variação das propriedades físicas da água correspondente às variações da temperatura ambiente ($\pm 2,9^\circ\text{C}$ considerando a probabilidade de 95%). Portanto, o fluxo estudado foi caracterizado como laminar.

Estabilização da bancada de testes

Kajimoto e col.⁷ demonstraram, por meio de medições realizadas em seres humanos, que o tempo necessário para a estabilização das pressões intraventricular e intra-abdominal foi de aproximadamente 30 segundos em ambas as pressões, quando submetidas à mudança da posição horizontal para a vertical. O tempo necessário para a estabilização no sistema da bancada de testes foi definido estudando-se o reservatório simulador da pressão intraventricular presente na bancada experimental (item “G” da figura 2), através da verificação de seu comportamento quando aplicada uma interferência proposital. O procedimento usado para a imposição da interferência foi efetuado por intermédio da introdução de 2 ml de água bidestilada, injetada no reservatório hermeticamente fechado, utilizando uma bomba de infusão do fabricante Fundação Adib Jatene, modelo DIGIBOMB. A quantidade de fluido injetada provocou um aumento instantâneo na pressão interna do reservatório, sendo registrado, assim, um acréscimo da vazão do sistema. Decorrido o tempo necessário para a drenagem do volume acrescido, o reservatório voltou a manter a pressão inicial e a mesma taxa de vazão anterior. Verificou-se, então, que a bancada permite uma rápida estabilização do sistema hidrodinâmico, inclusive em relação à imposição de uma interferência. Em vista disso, definiu-se o procedimento de manter o escoamento do sistema por 2 minutos, antes da coleta de dados de cada experimento, sendo esse tempo muito superior ao necessário para a estabilização do sistema hidrodinâmico.

Definição da velocidade da plataforma do mecanismo para deslocamento linear vertical

Em geral, ensaios similares são realizados utilizando-se a imposição dos diferenciais de pressão nos sistemas em posições fixas e em alturas pré-determinadas. Neste artigo optou-se pela aquisição contínua de dados, frente às variações dinâmicas dos diferenciais de pressão ocasionados pelo abaixamento controlado da bolsa de drenagem. Isso permitiu a redução dos tempos de experimentos de forma significativa. Contudo, geram questões quanto à velocidade a ser empregada no abaixamento da bolsa de drenagem de forma a corresponder, efetivamente, aos resultados obtidos quando comparados aos ensaios realizados em determinadas alturas fixas do desnível da bolsa para cada pressão intraventricular imposta.

Para confirmar a confiabilidade da realização dos ensaios dinamicamente, comparamos resultados obtidos em ambas as situações (estática e dinâmica). Sabendo-se que o mecanismo para deslocamento linear vertical

possibilita a programação de velocidades constantes, e utilizando a bancada com um mecanismo anti-sifão (M11) escolhido aleatoriamente acoplado ao sistema, ensaiaram-se três velocidades de abaixamento do reservatório coletor “D”, que simula a bolsa de drenagem e está localizado na plataforma do mecanismo de deslocamento linear. Foram utilizadas as velocidades $V1 = 0,72$ m/h, $V2 = 1,07$ m/h e $V3 = 2,10$ m/h e, para cada velocidade, foram repetidos três vezes os ensaios.

A seguir, foram realizados ensaios estáticos no mesmo mecanismo, onde foram repetidos os experimentos por 10 vezes, em posições fixas do reservatório coletor nas alturas $H = (-)50$ mm, $H = (-)100$ mm e $H = (-)150$ mm, e para a mesma pressão exercida na entrada do mecanismo (10 cm de coluna de água). Definiu-se o tempo de 2 minutos como o intervalo de tempo antes do início da coleta de cada ensaio, e o tempo de coleta de 3 minutos para cada experimento. Os resultados foram comparados com os outros obtidos nos ensaios dinâmicos realizados anteriormente para as mesmas alturas “H”, sendo que a velocidade de referência corresponde aos valores obtidos nos ensaios estáticos. A tabela 2 resume os resultados obtidos, e a figura 3 é a expressão gráfica da tabela 2, e demonstra os valores experimentais obtidos comparando-se três diferentes velocidades de ensaio ($V1, V2, V3$) com um ensaio estático *vref*.

Os resultados acima permitem concluir que a velocidade de trabalho do equipamento de deslocamento linear (elevador) igual a $V2 = 1,07$ m/h para a realização dos ensaios obteve os resultados mais próximos dos valores da vazão, quando comparados com os valores obtidos com o equipamento de deslocamento linear, posicionado nas alturas pré-determinadas em $H = (-)50$ mm, $H = (-)100$ mm e $H = (-)150$ mm.

Definição da taxa de transmissão

O sistema de medição aplicado à mensuração da massa de fluido que escoou no sistema é efetuado pela balança eletrônica e é registrado instantaneamente no microcomputador. Foi definida uma amostragem de 4,21 Hz, ou seja, exatamente 253 pontos a cada minuto. Esses valores são suficientes para a apresentação gráfica dos resultados ponto a ponto.

Procedimento para o cálculo da vazão do sistema

Valendo-se dos valores de massa registrados pela balança correlacionados com o tempo de ensaio a uma taxa de 253 dados coletados a cada minuto, e considerando o valor da densidade da água bidestilada igual a 1 kg/m^3 , tem-se que cada grama registrada equivale a

Tabela 2.
Valores experimentais para três diferentes velocidades de ensaio.

Velocidades	Valores	Valores da vazão em ml/h para H = -50 mm	Valores da vazão em ml/h para H = -100 mm	Valores da vazão em ml/h para H = -150 mm
V1 (0,72 m/h)	Média	1,1572	4,1715	6,5208
	Desvio-padrão	0,1438	0,2135	0,1380
V2 (1,07 m/h)	Média	1,3704	4,4124	6,7467
	Desvio-padrão	0,0690	0,0690	0,0941
V3 (2,1 m/h)	Média	1,4758	4,6685	7,1081
	Desvio-padrão	0,0940	0,0522	0,1711
Elevador parado	Média	1,4402	4,5052	6,7284
	Desvio-padrão	0,0204	0,0586	0,1267

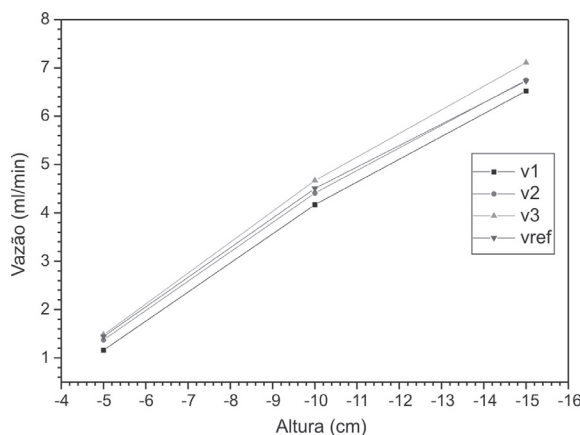


Figura 3 – Valores experimentais obtidos comparando-se três diferentes velocidades de ensaio (V1, V2, V3) com um ensaio estático “vref”.

1 ml de volume de fluido. Sendo a vazão média ($Q_{\text{méd}}$) a quantidade de volume (ou massa “m”) por unidade de tempo, obtém-se (Equação 3):

Na equação 3, tem-se $m_1 - m_2$ pelo motivo de que a balança registra a saída de fluido do reservatório:

$$\text{Equação 3} \quad Q_{\text{méd}} = \frac{m_1 - m_2}{t_2 - t_1}$$

Portanto, a massa no instante 2 será menor em relação à massa no instante 1 quando o sistema estiver drenando. Sabe-se que um pequeno intervalo de tempo aplicado às respectivas massas registradas ocasiona grandes variações no cálculo da vazão quando se mensura dois pontos consecutivos. Assim, calculamos a vazão média dos pontos entre cada um dos 57 registros de massa registrada pela balança, que assim conferiu condições de apresentação dos resultados com considerável estabilidade.

Verificação da histerese da balança

A balança eletrônica é o principal instrumento empregado na coleta de dados, registrando a quantidade de massa que escoou do reservatório. Assim, para estudo da confiabilidade das informações obtidas, realizaram-se ensaios para verificação do desempenho da balança quando submetida dinamicamente ao carregamento, e depois ao descarregamento de massas padrões. Foram realizados três ensaios de carregamento e descarregamento. Os dados obtidos estão registrados na tabela 3. Concluiu-se que a balança apresenta histerese desprezível.

Modelo de mecanismo anti-sifão proposto para a pesquisa

Para caracterização do mecanismo anti-sifão a ser ensaiado (item “L” na figura 2), foram produzidos onze protótipos similares ao demonstrado na figura 4. Os protótipos foram elaborados utilizando-se o CAD SolidWorks, versão 2005, e as peças foram fabricadas pelo processo de prototipagem rápida, com precisão da ordem de $\pm 0,05$ mm. As dimensões dos protótipos foram conferidas empregando-se um projetor de perfil da marca Prazis, modelo PO300 V-C, com resolução de 0,001 mm. A altura (Z) dos componentes foi verificada utilizando-se lâminas com espessuras padronizadas e um microscópio D.F. Vasconcelos, modelo MC-A186, ajustado para ampliação de 25 vezes o objeto, aplicando método comparativo da altura (Z). Constatamos que todos os dimensionais correspondiam ao projeto proposto. O mecanismo é acoplado entre o cateter ventricular e a tubagem que direciona o fluido para a bolsa de drenagem. A entrada do dispositivo sofre influência da pressão intraventricular, e a saída encontra-se sob a influência da diferença de altura da coluna do fluido encontrado na tubagem e da pressão atmosférica na extremidade da tubagem. O dispositivo é controlado por meio da deflexão de uma membrana

Tabela 3.
Verificação experimental da histerese da balança eletrônica

Massa (g)	Ensaio 1 (g)	Ensaio 2 (g)	Ensaio 3 (g)	Média (g)	Desvio-padrão (g)
1.000	998,85	998,85	998,93	998,877	0,046
1.500	1.498,66	1.498,7	1.498,68	1.498,680	0,02
1.550	1.548,65	1.548,67	1.548,66	1.548,660	0,01
1.600	1.598,63	1.598,65	1.598,66	1.598,647	0,015
1.650	1.648,62	1.648,63	1.648,62	1.648,623	0,006
1.700	1.698,7	1.698,7	1.698,7	1.698,700	0
1.750	1.748,69	1.748,69	1.748,68	1.748,687	0,006
1.800	1.798,69	1.798,69	1.798,68	1.798,687	0,006
1.750	1.748,71	1.748,7	1.748,69	1.748,700	0,01
1.700	1.698,73	1.698,72	1.698,72	1.698,723	0,006
1.650	1.648,75	1.648,65	1.648,64	1.648,680	0,061
1.600	1.598,67	1.598,67	1.598,66	1.598,667	0,006
1.550	1.548,68	1.548,68	1.548,67	1.548,677	0,006
1.500	1.498,71	1.498,71	1.498,7	1.498,707	0,006

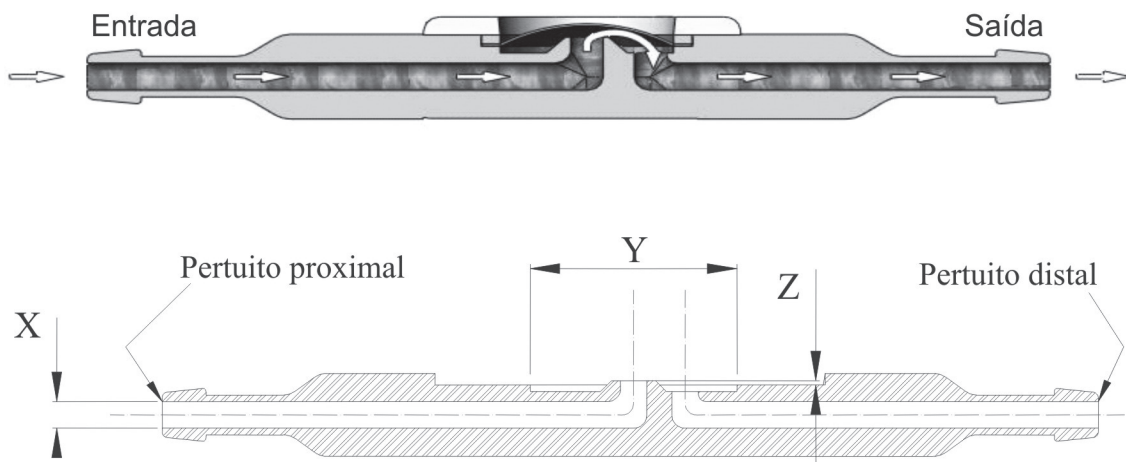


Figura 4 – Mecanismo anti-sifão.

de silicone interposta entre o corpo do dispositivo e a tampa fixadora da membrana. O fluido utilizado para o ensaio hidrodinâmico foi água bidestilada esterilizada. O mecanismo anti-sifão funciona pelo seguinte princípio, estando o sistema preenchido de fluido: quando a pressão intraventricular exceder a pressão necessária para a elevação da membrana de silicone, o fluido escoará da entrada do dispositivo (sentido da esquerda para a direita, figura 4), atravessando o tronco do cone central e preenchendo a câmara, que possui uma saída que di-

reciona o fluido para a tubagem. Enquanto a diferença de pressão entre a entrada e a saída do mecanismo for positiva (figura 1, situação 1), o dispositivo permite a drenagem do fluido na razão direta à diferença de pressão do sistema; quando o sentido da força hidrostática é alterado (figura 1, situação 2), de forma que a pressão na saída do mecanismo se torna negativa em relação à atmosfera (devido ao gradiente hidrostático negativo gerado pela tubagem) e menor que a pressão exercida na extremidade proximal do mecanismo, ocorre uma

deflexão da membrana de silicone em razão desse diferencial de pressão negativo sentido dentro da câmara. Essa deflexão da membrana de silicone obstrui a secção de entrada do fluido e interrompe o escoamento. Depois do restabelecimento das condições adequadas de uso (diferencial de pressão positivo), a membrana retorna à sua posição inicial e o mecanismo permite a drenagem novamente.

Dentro deste modelo conceitual, várias dezenas de protótipos foram inicialmente avaliadas e descartadas antes do início deste estudo, e apenas onze modelos foram considerados aptos a iniciá-lo. Estes modelos serão reconhecidos como MAS-1 a MAS-11 (mecanismo anti-sifão nº 1 a nº 11).

As seguintes variáveis foram estudadas entre os modelos: diâmetro da membrana de silicone (Y), o diâmetro de entrada e saída do mecanismo (X) e a diferença de altura entre a base da membrana e a parte superior do tronco de cone central (Z), como indicado na figura 4.

Resultados

Já no início dos ensaios, os dispositivos MAS-1 e MAS-3 apresentaram desempenho longe do satisfatório e foram eliminados do estudo. Para melhor facilidade didática, o restante dos dispositivos foi distribuído em dois grupos, de acordo com os resultados obtidos.

Todos os gráficos disponibilizam no eixo das abscissas a altura negativa "H" em centímetros de água conforme a plataforma do mecanismo elevador "A" movia o reservatório "D" na descendente em relação à ponta do tubo de vidro "K" imersa no reservatório "G". A altura manométrica "H" variou de zero até -70 cm. Variou-se a altura negativa dentro dos parâmetros de interesse clínico. No eixo das ordenadas, os gráficos demonstram a vazão (ou fluxo) em ml/min. Os estudos foram conduzidos com simulações de pressões intraventriculares (PIV) de 5, 10, 15 e 20 cm de coluna de água.

A figura 5 reúne um grupo de dispositivos identificados no estudo como MAS-2, MAS-4, MAS-7 e MAS-8. Observa-se pela figura que todos os dispositivos iniciaram a vazão (fluxo) com alguns centímetros de altura negativa, e o fluxo aumentou à medida que o dispositivo elevador aumentava a altura negativa da bolsa em referência aos parâmetros estabelecidos (distância "H" da figura 2, situação 2). Não houve interrupção do fluxo em nenhum momento. Em todos os níveis de simulação de PIV, o dispositivo MAS-7 apresentou a menor vazão em todo o espectro de altura negativa "H", e em seguida vieram MAS-2, MAS-4 e MAS-8.

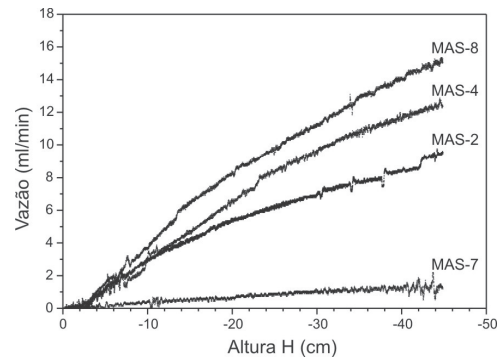


Gráfico obtido para a pressão de 5 cm de coluna de água

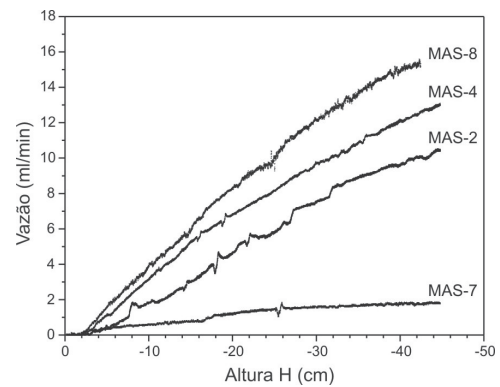


Gráfico obtido para a pressão de 10 cm de coluna de água

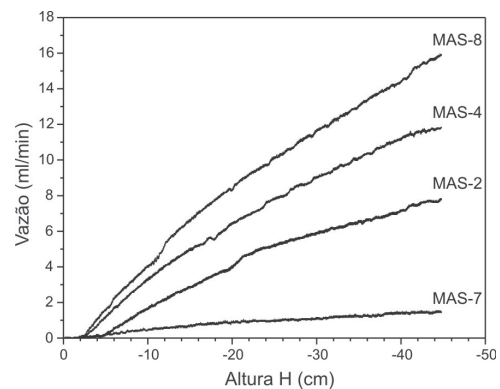


Gráfico obtido para a pressão de 15 cm de coluna de água

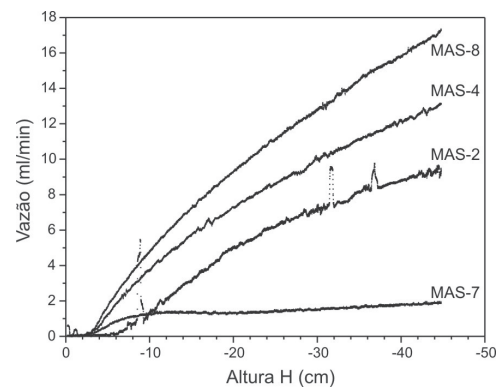


Gráfico obtido para a pressão de 20 cm de coluna de água

Figura 5 – Grupo de dispositivos que não interromperam o fluxo.

A figura 6 reúne um grupo de dispositivos identificados no estudo como MAS-5, MAS-6, MAS-9, MAS-10, e MAS-11. Todos os dispositivos iniciaram a vazão (fluxo) com alguns centímetros de altura negativa, e o fluxo aumentou conforme o dispositivo elevador aumentava a altura negativa da bolsa em referência aos parâmetros estabelecidos (distância “H” da figura 2). Entretanto, em cada um deles e em cada nível de simulação da PIV houve a interrupção abrupta do fluxo, como demonstrado graficamente com a curva descendendo para zero de vazão. A interrupção da vazão se manteve mesmo – e principalmente – com a continuidade da elevação da altura negativa “H”.

Em níveis de PIV de 5 cm de H₂O, MAS-5 interrompeu o fluxo a (-)34,5 cm, MAS-6 a (-)17,5 cm, MAS-9 a (-)28,6 cm, MAS-10 a (-)15,8 cm e o MAS-11 interrompeu o fluxo a (-)14,8 cm. Em níveis de PIV de 10 cm de H₂O, MAS-5 interrompeu o fluxo a (-)43,9 cm, MAS-6 a (-)25,0 cm, MAS-9 a (-)38,6 cm, MAS-10 a (-)26,0 cm, e MAS-11 interrompeu o fluxo a (-)19,5 cm. Em níveis de PIV de 15 cm H₂O, MAS-5 interrompeu o fluxo a (-)45,0 cm, MAS-6 a (-)34,0 cm, MAS-9 a (-)44,4 cm, MAS-10 a (-)34,6 cm, e MAS-11 interrompeu o fluxo a (-)26,6 cm. Em níveis de PIV de 20 cm H₂O, MAS-5 interrompeu o fluxo a (-)63,3 cm, MAS-6 a (-)46,1 cm, MAS-9 a (-)49,5 cm, MAS-10 a (-)40,0 cm, e MAS-11 interrompeu o fluxo a (-)36,8 cm.

É importante ressaltar que os valores acima foram obtidos de referenciais da bancada de testes que, como mencionados no início (em “Matérias e métodos – bancada”), tem como referência a parte mais inferior do tubo de vidro “K” (parte móvel que simula a PIV) e o reservatório “D” que simula a bolsa coletora e recebe a drenagem do líquido pela tubagem “M”.

Entretanto, o referencial estático externo para o forâmen de Monro é o conduto auditivo externo (referencial “J” da bancada de testes, que é o orifício de saída do reservatório de Mariotte); portanto, é mais intuitivo e de mais fácil compreensão para o neurocirurgião se considerarmos os valores a partir desse referencial externo. Assim, referenciamos na tabela 4 a altura negativa necessária para o fechamento do mecanismo anti-sifão em relação ao conduto auditivo externo, subtraindo os valores da PIV para cada teste realizado.

Tabela 4.
Grupo II : Mecanismos que interromperam o fluxo.
Altura negativa em relação ao referencial externo (conduto auditivo)

Dispositivo	Pressão (cm H ₂ O)			
	5	10	15	20
MAS-5	(-)29,5	(-)33,9	(-)30,0	(-)43,3
MAS-6	(-)12,5	(-)15,0	(-)19,0	(-)26,1
MAS-9	(-)23,6	(-)28,6	(-)29,4	(-)29,5
MAS-10	(-)10,8	(-)16,0	(-)19,6	(-)20,0
MAS-11	(-)9,8	(-)9,5	(-)11,6	(-)16,8

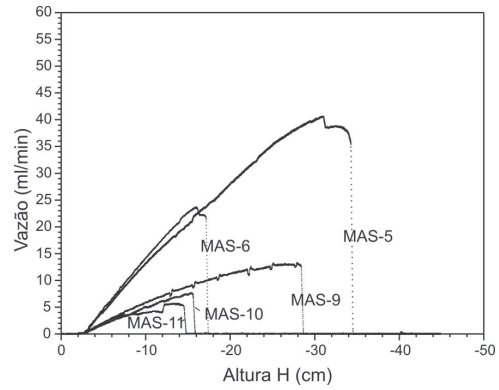


Gráfico obtido para a pressão de 5 cm de coluna de água

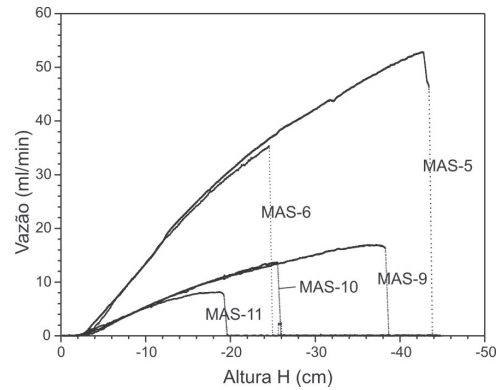


Gráfico obtido para a pressão de 10 cm de coluna de água

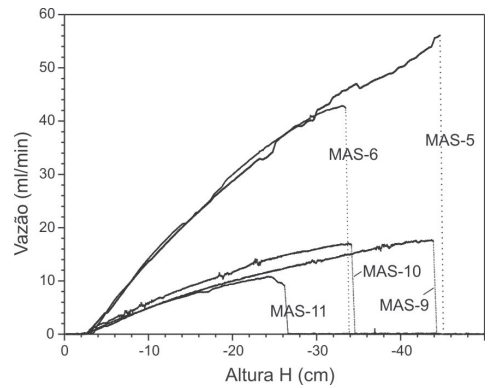


Gráfico obtido para a pressão de 15 cm de coluna de água

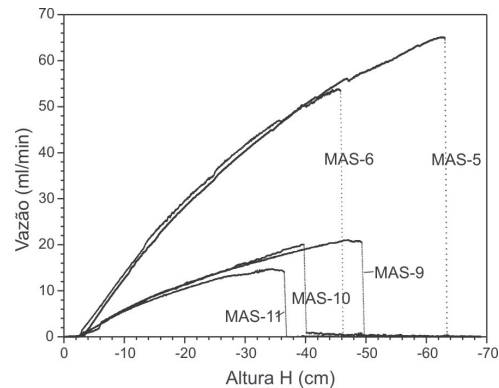


Gráfico obtido para a pressão de 20 cm de coluna de água

Figura 6 – Grupo de dispositivos que interromperam o fluxo.

Discussão

Existem muitas complicações mecânicas na utilização de sistemas de drenagem externa (ventricular ou lombar), e elas não são infreqüentes. A patogênese dos distúrbios hidrodinâmicos em suas diversas formas pode ser complexa e controversa, como é o caso da Síndrome da Hidrocefalia de Pressão Normal (HPN), descrita por Hakim e Adams⁶ há mais de 40 anos. Eventos incomuns como a HPN associada a quadros clínicos que lembram situações de herniação cerebral como causa de estados alterados de consciência têm sido descritos na literatura^{1,13,14,15}.

Outras complicações de descompensações hidrodinâmicas súbitas foram descritas nas cirurgias de aneurisma aórtico abdominal^{3,11,12}. Dardik³, num trabalho retrospectivo relativamente recente do John Hopkins Hospital, reportou uma incidência de 3,5% de hematoma subdural agudo numa população de 230 pacientes operados num período de 10 anos, com uma taxa de mortalidade de 67% neste grupo de pacientes. Outros referiram descompensação em pacientes submetidos à punção lombar e epidural para procedimentos anestésicos^{4,6}.

Tronnier e col.¹⁷, num artigo de 1991, analisaram 12 sistemas comerciais de drenagem em vários aspectos, tais como manuseio, desenho, facilidades de fixação do cateter ventricular e outros. Eles concluíram que todos os sistemas mostravam deficiências consideráveis em confiabilidade e manuseio, e sugeriram que todos os projetos deveriam ser revistos pelos fabricantes. O trabalho de Tronnier foi importante, pois deflagrou uma revisão para melhorias em quase todos os sistemas comerciais da época. Entretanto, Tronnier¹⁷ abordou o tema das complicações mecânicas sob a ótica da fabricação inferior à ótima de todos os sistemas, e não considerou problemas de hiperdrenagem referentes aos efeitos colaterais devido ao manuseio incorreto dos sistemas, talvez porque a drenagem excessiva de liquor em pacientes graves submetidos à derivação externa não seja uma complicação comum em países desenvolvidos, mas ela não é infreqüente em países de terceiro mundo.

Em nosso trabalho anterior⁹, investigamos qual seria o tempo necessário para o esvaziamento de ventrículos laterais que contivessem 30 ml de liquor num determinado momento, e fosse submetido a uma súbita descompressão devido a um efeito gravitacional; essa situação é a que ocorre em pacientes com ventriculotomias externas, onde o sistema de drenagem esteja aberto continuamente, e que porventura a bolsa coletora caia ao solo, ou seja depositada temporariamente no leito do paciente; ou seja, uma simulação de uma situação onde a bolsa coletora esteja abaixo do conduto auditivo externo (referência externa). A investigação foi realizada em três tubagens que são parte integrante

dos sistemas de drenagem mais comumente utilizados comercialmente no Brasil, em quatro níveis pressóricos negativos. Os sistemas possuíam comprimentos similares, mas diâmetros internos diferentes (1,6, 1,9 e 3,2 mm). Os desempenhos dos tubos mostraram que para situações de baixo gradiente hidrostático negativo, e portanto potencialmente de menor risco, houve uma variação de aproximadamente 1 minuto para 4 minutos entre o sistema com menor raio da tubagem para o de maior raio. Por outro lado, na simulação de pressão intraventricular de 20 cm de H₂O e gradiente negativo de (-)100 cm, o sistema A levaria 13,14 segundos para drenar o conteúdo ventricular, o sistema B levaria 24,14 segundos e o sistema C levaria 42,5 segundos, ou seja uma diferença agora de aproximadamente 30 segundos entre o sistema com maior raio para o de menor raio. Na prática neurocirúrgica, a drenagem é simplesmente muito rápida, e qualquer descuido permite o completo esvaziamento do sistema ventricular. Esse esvaziamento repentino causa a um desequilíbrio hidrodinâmico que pode levar ao rompimento de vasos corticais e a conseqüente formação de hematoma subdural agudo com suas complicações nefastas para o paciente, e às herniações cerebrais. Assim, um dispositivo incorporado aos sistemas de drenagem que previna a ocorrência do efeito sifão seria extremamente útil, e provavelmente evitaria a perda de muitas vidas abortando complicações decorrentes da descompensação volumétrica intracraniana súbita.

Mas, se um mecanismo protetor anti-sifão tem importância clínica, qual seria o perfil funcional ideal para este mecanismo? Este mecanismo deve ter características internas que não interfiram no funcionamento normal da bolsa de drenagem. Portanto, este mecanismo não pode oferecer resistência ao fluxo líquórico, e deveria atuar somente na eventualidade de um gradiente pressórico negativo, ou seja, em situações incomuns. Uma outra característica é o fato de que a interrupção do fluxo líquórico deve ser brusca, ou rápida, não permitindo o esvaziamento parcial (que significará descompensação parcial) do conteúdo ventricular. Finalmente, este mecanismo deve possuir um dimensionamento interno que não agregue outras complicações, tais como diâmetros internos diminutos que favoreçam a obstrução do sistema de drenagem.

Conclusão

Tendo estes preceitos em mente, os dispositivos apresentados na figura 5 (MAS-2, MAS-4, MAS-7, MAS-8) foram considerados inaptos para serem utilizados como mecanismos anti-sifão, pois não interromperam parcialmente ou totalmente o fluxo em nenhum nível de PIV testado. Ao contrário, na faixa ensaiada, os mecanismos

acima apresentaram uma relação direta de aumento da vazão com o aumento da altura “H”. Portanto, não atenderam aos requisitos clínicos de funcionalidade para evitar a hiperdrenagem. Por outro lado, os dispositivos da figura 6 (MAS-5, MAS-6, MAS-9, MAS-10, MAS-11) satisfizeram o primeiro atributo, que foi a interrupção rápida do fluxo, fato que ocorreu em todos os níveis pressóricos testados. Também se pode observar que MAS-5 e MAS-6 permitiram a maior vazão (ou fluxo) dentre todos os dispositivos antes de seus respectivos fechamentos, o que infere que aqueles dispositivos estariam menos propensos a oclusões. Entretanto, a análise da altura negativa de fechamento evidencia que o dispositivo MAS-5 atua tardiamente, pois ele interrompe o fluxo a (-)29,5 cm para a PIV de 5 cm de H₂O, (-)33,9 cm para a PIV de 10 cm de H₂O, (-)30 cm para a PIV de 15 cm de H₂O, e (-)43,3 cm para a PIV de 20 cm de H₂O, tendo como referencial o conduto auditivo externo (tabela 4). Fato semelhante ocorreu com o dispositivo MAS-9. Esses números significam que, mesmo que o paciente possua uma PIV baixa (5 cm de H₂O), o dispositivo MAS-5 atuaria somente a um gradiente negativo de (-)29,5 cm. Exemplificando, se a bolsa coletora fosse colocada na maca, por exemplo, portanto abaixo do conduto auditivo externo, provavelmente este paciente drenaria todo o conteúdo ventricular sem que o dispositivo MAS-5 atuasse, pois não haveria altura negativa suficiente. Assim, os dispositivos MAS-5 e MAS-9 não foram considerados mecanismos ideais para a adaptação em bolsas de drenagem.

Os dispositivos MAS-6, MAS-10 e MAS-11 apresentaram perfis hidrodinâmicos possíveis de serem incorporados em sistemas de drenagem; o dispositivo MAS-11 tem o melhor perfil deles, mas possui algumas inconveniências práticas, assim como o dispositivo MAS-10. A maior inconveniência de ambos se refere ao diâmetro interno reduzido do conector de acesso, que é de 1,2 mm. Levando-se em conta que este dispositivo estará freqüentemente em contato com liquor hemorrágico, a possibilidade de entupimento do mecanismo não pode ser considerada desprezível, razão pela qual consideramos o dispositivo MAS-6 como o mecanismo ideal para a utilização em bolsas de drenagem. O dispositivo MAS-6 possui um diâmetro interno de conector de 1,8 mm, e interrompeu o fluxo nas seguintes alturas negativas: (-)12,5 cm para a PIV de 5 cm de H₂O, (-)15 cm para a PIV de 10 cm de H₂O, (-)19,0 cm para a PIV de 15 cm de H₂O, e (-)26,1 cm para a PIV de 20 cm de H₂O (tabela 4). Os dados do dispositivo MAS-6 foram compilados para um gráfico à parte (figura 7). Assim, se a bolsa coletora do sistema de drenagem for colocada num gradiente de pressão positiva de 5 cm de H₂O num determinado paciente, em qualquer situação acidental de posicionamento abaixo do forâmen de Monro fará com que a bolsa interrompa a drenagem numa altura negativa de (-)12,5 cm.

A segunda questão colocada é se os mecanismos anti-sifão disponíveis no mercado internacional e utili-

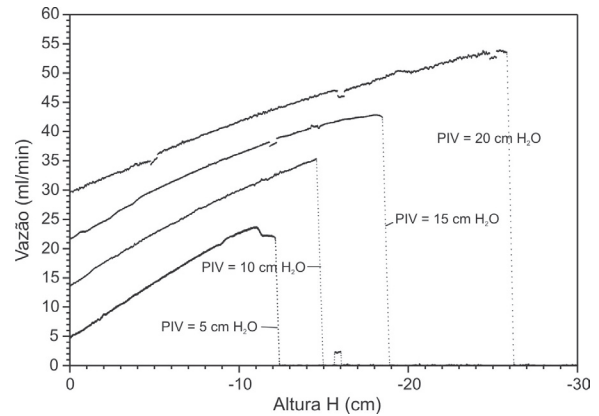


Figura 7 – Gráfico do desempenho do mecanismo anti-sifão MAS-6, tomando como referência o forâmen de Monro e submetido a pressões intra-ventriculares de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O.

zados em válvulas para hidrocefalia satisfazem a esse perfil funcional ideal, isto é, se poderiam ser conectadas aos sistemas de drenagem. A resposta é não. Mecanismos anti-sifão para válvulas possuem um perfil hidrodinâmico que se caracterizam por permitir um aumento gradativo do fluxo até (-)40 cm de altura negativa, fluxo que atinge aproximadamente 500 ml/h para o dispositivo com maior complacência para o fluxo. A partir daí, os dispositivos tendem a atenuar o fluxo, também gradativamente. Vários dispositivos não interrompem totalmente o fluxo mesmo com o gradiente máximo testado de (-)70 cm. Ao contrário, dispositivos para bolsas de drenagem devem possuir um perfil hidrodinâmico que interrompa o fluxo totalmente e rapidamente.

As diversas aplicações clínicas das bolsas de drenagem e com um conteúdo liquórico diversificado (hemorragias, proteínas) pressupõe um maior volume liquórico drenado por unidade de tempo quando comparado com uma válvula. Assim, dispositivos anti-sifão para sistemas de drenagem externa deveriam permitir um fluxo instantâneo maior. A figura 8 é um gráfico comparativo do perfil hidrodinâmico entre os mecanismos anti-sifão utilizados em válvulas para hidrocefalia disponíveis comercialmente (gráfico de Kremer e Aschoff⁸, utilizado com permissão) e o dispositivo MAS-6, com os dados compilados para um fluxo em ml/hr e para PIV de 15 cm de H₂O. O gráfico mostra claramente que os dispositivos apresentam perfis hidrodinâmicos completamente diferentes. Assim, mecanismos anti-sifão para válvulas de hidrocefalia não são dispositivos ideais para utilização em bolsas de drenagem.

A última pergunta que se põe é se é possível o desenvolvimento de um mecanismo anti-sifão específico para drenagem externa que possa ser utilizado por todas as classes sociais, cujo custo financeiro não seja um fator limitante para a sua utilização, como acontece atualmente com válvulas para hidrocefalia que possuem mecanismo anti-sifão. A resposta é sim.

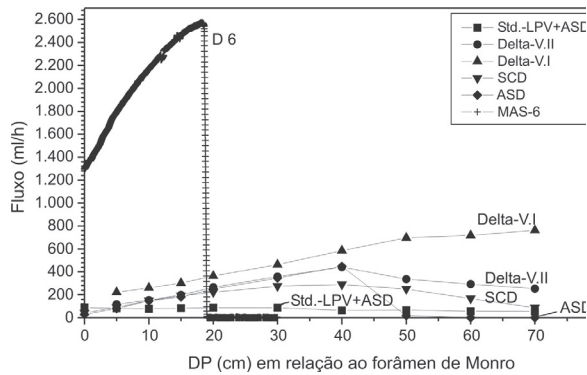


Figura 8 – Gráfico comparativo do desempenho de dispositivos redutores do efeito sifão empregados em válvulas neurológicas (Kremer e cols., 1994) e do mecanismo anti-sifão proposto (MAS-6) para PIV de 15 cm H₂O. Reprodução autorizada pelo autor (A. Aschoff).

Existem poucas empresas fabricantes de mecanismos anti-sifão para válvulas para hidrocefalia, e elas possuem um alto valor agregado. Normalmente um mecanismo anti-sifão custa mais caro do que a própria válvula, o que compromete a sua utilização e padronização em países pobres. Este dispositivo testado foi concebido com um desenho relativamente simples, que potencialmente permitirá a sua incorporação em sistemas de drenagem para toda a população, e a sua indicação deverá se limitar à decisão médica, sem que haja questões limitantes de ordem financeira.

É fato que a drenagem temporária de líquor é uma prática comum em procedimentos neurocirúrgicos eletivos e emergenciais. Também é fato que pacientes sucumbem por hematoma subdural agudo como expressão clínica de distúrbios hidrodinâmicos agudos causados por iatrogenia após procedimentos neurocirúrgicos, em pacientes ventriculostomias exteriorizadas.

Este estudo é uma contribuição à prática neurocirúrgica, na medida em que propõe um mecanismo de prevenção para esta complicação grave, que leva à morte pacientes que eventualmente foram submetidos a procedimentos neurocirúrgicos de várias etiologias e que necessitaram de uma drenagem líquórica temporária. Nenhum sistema de drenagem disponível comercialmente na atualidade oferece esse atributo. Além disso, este trabalho também inova na metodologia de captação de dados, pois introduz uma técnica dinâmica de captação de informação, ao invés de captação de dados estática; este procedimento será objeto de publicação específica em periódico adequado.

Referências

1. BERGSNEIDER M, WARWICK JP, MAZZIOTTA JC, BECKER DP: Beneficial effect of siphoning in treatment of adult hydrocephalus. Arch Neurol 56:1224-9, 1999.

2. CAMILO JR, MASET AL, MANSUR SS, VIEIRA EDR: Bancada para simulação hidrodinâmica de mecanismos anti-sifão em sistemas de drenagem externa do líquido céfalo-raquidiano. 4º Congresso Temático de Dinâmica, Controle e Aplicações (Dincon 2005), Unesp, Bauru, SP.
3. DARDIKA, PERLER BA, ROSENBOROUGH GS, WILLIAMS GM: Subdural hematoma after thoracoabdominal aortic aneurysm repair: an underreported complication of spinal fluid drainage? J Vasc Surg 36:47-50, 2002.
4. DIEMUNSCH P, BALABAUD VP, PETIAU C, MARESCAUX C, MULLER A, VAFREY J, TREISSERA: Bilateral subdural hematoma following epidural anesthesia. Can J Anaesth 45:328-31, 1998.
5. FOX RW, McDONALD AT: Introdução à mecânica dos fluidos. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1988.
6. HAKIM S, ADAMS RD: The special clinical problem of symptomatic hydrocephalus with normal cerebrospinal fluid pressure: observations on cerebrospinal fluid hydrodynamics. J Neurol Sci 2:307-27, 1965.
7. KAJIMOTO Y, OHTA T, MIYAKE H, MATSUKAWA M, OGAWA D, NAGAO K, KUROIVA T: Posture-related changes in the pressure environment of the ventriculoperitoneal shunt system. J Neurosurg 93:614-7, 2000.
8. KREMER P, ASCHOFF A, KUNZE S: Risks of using siphon-reducing devices. Child's Nerv Syst 10:231-5, 1994.
9. MASET AL, CAMILO JR, VIEIRA EDR: Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação líquórica. Parte II: O efeito sifão em sistemas de drenagem externa. Arq Bras Neurocir (S Paulo) 24:45-51, 2005.
10. MASET AL, CASTRO SC, CAMILO JR: Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação líquórica Parte I: Efeitos do cateter peritoneal. Arq Bras Neurocir (S Paulo) 24:9-16, 2005.
11. McHARDY FE, BAYLY PJM, WYATT MG: Fatal subdural haemorrhage following lumbar spinal drainage during repair of thoraco-abdominal aneurysm. Anaesthesia 56:165-70, 2001.
12. MURAKAMI H, YOSHIDA K, HINO Y, MATSUDA H, TSUKUBA T, OKITA Y: Complications of cerebrospinal fluid drainage in thoraco-abdominal aortic aneurysm repair. J Vasc Surg 39:243-5, 2004.
13. OWLER BK, JACOBSON EE, JOHNSTON IH: Low pressure hydrocephalus: issues of diagnosis and treatment in five cases. Br J Neurosurg 15:353-9, 2001.
14. PANG D, ALTSCHULLER E: Low-pressure hydrocephalus state and viscoelastic alterations in the brain. Neurosurgery 35:643-56, 1994.
15. PRATT RW, MAYER S: Normal Pressure "Herniation". Neurocritical Care 2:172-5, 2005.
16. SPANU G, BERLANDA P, RODRIGUEZ y BAENA R: Spinal subdural hematoma: a rare complication of lumbar puncture. Case report and review of the literature. Neurochirurgia 31:157-9, 1988.
17. TRONNIER V, ASCHOFF A, HUND E, HAMPL J, KUNZE S: Commercial external ventricular drainage sets: Unsolved safety and handling problems. Acta Neuroch (Wien) 110:49-56, 1991.

Original recebido em maio de 2006

Aceito para publicação em julho de 2006

Endereço para correspondência

Angelo Luiz Maset

Av Francisco C Oliveira 1100

15090-190 - São José do Rio Preto, SP, Brasil

E-mail : maset@terra.com.br