

Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação liquórica

Parte II: O efeito sifão em sistemas de drenagem externa

Angelo L. Maset*, José R. Camilo**, Edson D.R. Vieira***

Laboratório de Pesquisa e Desenvolvimento de Ventura Biomédica Ltda.

RESUMO

Objetivo: a hiperdrenagem devido a acidentes e manipulação inadequada de sistemas de drenagem externa é um fato e submete o paciente a conseqüências graves, muitas vezes até à morte. Essa complicação mecânica tem sido subestimada e para a qual não existe mecanismo protetor até esse momento. Este trabalho procura responder às seguintes questões: (1) qual é o tempo necessário para que ocorra a drenagem de todo o líquido contido nos ventrículos para o sistema de drenagem externa? (2) qual é a influência do gradiente hidrostático no tempo de drenagem? (3) qual a influência da pressão intraventricular no tempo de drenagem? Materiais e métodos: utilizando-se de uma bancada de testes para hidrodinâmica, as tubagens de três sistemas, comerciais disponíveis no país, foram testadas quanto às suas características de fluxo. Foram simulados gradientes hidrostáticos negativos de 12,5; 25; 50 e 100 cm, e pressão intraventricular (PIV) de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. Resultados: o tempo de escoamento do líquido ventricular depende do raio e do comprimento do tubo do sistema utilizado. Entretanto, qualquer que seja o sistema utilizado, o escoamento ocorre muito rapidamente. O gradiente hidrostático é o fator mais importante na drenagem do conteúdo ventricular no efeito sifão; a PIV e o raio do tubo têm importâncias relativas, que se atenuam conforme aumenta o gradiente hidrostático negativo. Conclusão: a quantificação temporal do fluxo livre de uma bolsa de drenagem ressalta a importância clínica de se desenvolver mecanismos protetores contra o efeito sifão em sistemas de drenagem externa.

PALAVRAS-CHAVE

Complicações hidrodinâmicas. Drenagem ventricular externa. Efeito sifão. Hiperdrenagem.

ABSTRACT

Hydrodynamic considerations on CSF shunts. Part II: the siphoning effect on external ventricular drainage

Objective: siphoning due to accidents and erroneous manipulation of external drainage systems is a fact, and may cause severe damage to the patient. This mechanical complication has been underestimated, and do not exist a preventive mechanisms against it. In this study, we submitted three commercial external drainage systems to a bench test, in order to evaluate the flow characteristics and siphoning effect of them under different simulations of intracranial pressure and negative hydrostatic gradient. We have tried to answer the following questions: 1) what is the time necessary to occur the drainage of a volume of fluid similar to the ventricular content? 2) what is the influence of the hydrostatic gradient in the siphoning effect? 3) what is the influence of intracranial pressure in the siphoning effect? Material and methods: the study was conducted in a bench test. Negative hydrostatic gradients were reproduced at 12.5, 25, 50 and 100 cm. Intracranial pressure gradients were simulated at 5, 10, 15 and 20 cmH₂O. Results: as would be expected, the siphoning effect is most dependent on the inner diameter of the tube used by the manufacturer. However, as the negative hydrostatic gradient rises, the curves get closer and, attenuating the effect of the radius of the tube. It took only 43 seconds for a complete drainage of 30 ml content with the tube of smallest radius tested. Conclusion: our results point out the need for siphoning preventive mechanisms in external drainage systems.

KEY-WORDS

External drainage systems. Hydrodynamic complications. Overdrainage. Siphoning.

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

**Mestrando em Engenharia Mecânica (Ciências Térmicas) pela Universidade Estadual Paulista "Júlio Mesquita Filho" (UNESP),- Ilha Solteira.

***Professor Livre-Docente da Universidade Estadual Paulista "Júlio Mesquita Filho" (UNESP), Ilha Solteira. Doutor em Engenharia Aeronáutica pelo Instituto Tecnológico de Aeronáutica (ITA).

Introdução

Devido à multiplicidade de indicações, a ventriculostomia para drenagem ventricular externa (DVE) talvez seja o procedimento mais freqüentemente realizado em pacientes acometidos por doenças neurocirúrgicas. A drenagem ventricular externa é a drenagem do líquido contido nos ventrículos cerebrais, para um sistema coletor localizado fora do corpo humano. Menos comumente, pode-se fazer a drenagem do líquido do espaço subaracnóideo lombar. Ela pode ser indicada para pacientes com hemorragias subaracnóidea, intracerebral ou intraventricular, hidrocefalia transitória, infecções e inflamações do espaço cérebro-espinhal e tumores. Além disso, pode ser utilizada naquele paciente que necessite de monitoração da pressão intracraniana (PIC), para a coleta de líquido com propósitos diagnósticos ou, ainda, para instilar antibióticos.

Ventriculostomias têm sido realizadas há quase 90 anos, desde Krause⁷, Dandy² e Sjoquist¹⁷, mas a primeira descrição de um procedimento para drenagem repetida de líquido data do século XVIII, realizada pelo cirurgião francês Claude-Nicolas Lè Cat⁶. Desde então, houve o incremento de várias modificações técnicas para esse procedimento cirúrgico, que levaram à obtenção de melhores resultados, no que se refere à infecção e problemas mecânicos¹².

Ingraham⁵, Poppen¹⁶ e Pampus¹⁴ descreveram e empregaram os princípios hidrostáticos na construção desses sistemas, que são válidos ainda hoje. O procedimento ainda não é isento de complicações, sendo que a mais temida delas é a infecção.

Entretanto, existem também complicações mecânicas relacionadas à drenagem externa, muitas associadas a algumas características de desenho do sistema de drenagem. Existe também uma complicação comum a esse procedimento cirúrgico que independe do sistema comercial utilizado, que se refere à hiperdrenagem líquórica. Normalmente, a bolsa coletora do sistema de drenagem é posicionada a uma certa altura acima do forame de Monro, e esta altura representa o gradiente hidrostático (H+) a ser vencido pela pressão intraventricular, para que ocorra a drenagem líquórica (Figura 1, situação 1). A comunicação dos ventrículos cerebrais até ao recipiente final – a bolsa coletora – é livre; a válvula antirrefluxo interposta na tubagem não permite que haja um fluxo retrógrado de líquido aos ventrículos cerebrais e impõe uma resistência desprezível ao fluxo anterógrado. Assim, o fluxo líquórico é totalmente dependente da pressão intraventricular e do gradiente hidrostático positivo (H+ da Figura 1) exercido pela altura da bolsa coletora em relação ao forame de Monro. Se a bolsa coletora for mantida abaixo do forame de Monro (Figura 1, situação 2), mesmo que somente por alguns segundos, ocorrerá súbita diminuição do gradiente hidrostático (de positivo para nega-

tivo). O grande diferencial de pressão devido ao gradiente hidrostático da altura vertical do sistema de tubagem da drenagem externa causa uma drenagem anormal de líquido cefalorraquidiano (LCR), e todo o conteúdo de líquido dos ventrículos cerebrais, inevitavelmente, drenará rapidamente para a bolsa coletora. No sistema valvular, o fenômeno equivalente é conhecido como efeito sifão e as considerações físicas básicas podem ser encontradas em nosso trabalho inicial¹³. Embora existam mecanismos anti-sifão comercialmente disponíveis para sistemas valvulares, o mesmo não é verdadeiro para sistemas de drenagem externa e as complicações neurocirúrgicas, devidas à descompressão súbita do compartimento intracraniano são bem conhecidas, sendo a mais grave delas o hematoma subdural agudo, que pode causar até a morte do paciente.

O objetivo deste trabalho laboratorial foi quantificar, temporalmente, o efeito sifão na drenagem do líquido contido nos ventrículos cerebrais, sob diferentes simulações de gradientes hidrostáticos e de pressão intraventricular. Considerando-se que o volume líquórico intraventricular instantâneo seja de 30 ml, qual o tempo necessário para que ocorra a drenagem de todo o líquido contido nos ventrículos, para o sistema de drenagem externa? Qual é a influência do gradiente hidrostático no tempo de drenagem? Qual a influência da pressão intraventricular no tempo de drenagem? Considerando-se que o fluxo é dependente do raio e do comprimento do tubo utilizado (lei de Poiseuille), qual a implicação da utilização de tubagens com diferentes diâmetros e comprimentos nos sistemas comerciais utilizados atualmente?

Materiais e métodos

A bancada de testes

Para a realização dos ensaios de hidrodinâmica, utilizamos uma bancada de testes automatizada como mostrado na figura 2. No centro e em uma plataforma inferior da bancada, colocamos um mecanismo de elevação (A), acionado por um motor de passo (B), controlado por um microcomputador (C). O programa permite simular a altura "H" da figura 1, através do deslocamento controlado da saída da tubagem (M), a qual está acoplada a um recipiente de coleta (D), sob a influência da pressão atmosférica. Todo o fluido depositado no recipiente (D) é drenado pela saída situada na parte inferior do reservatório (E). Para determinação da vazão do sistema, utilizamos uma balança digital (balança eletrônica modelo AS2000C, Marte Engenharia Ltda, São Paulo, SP), com precisão

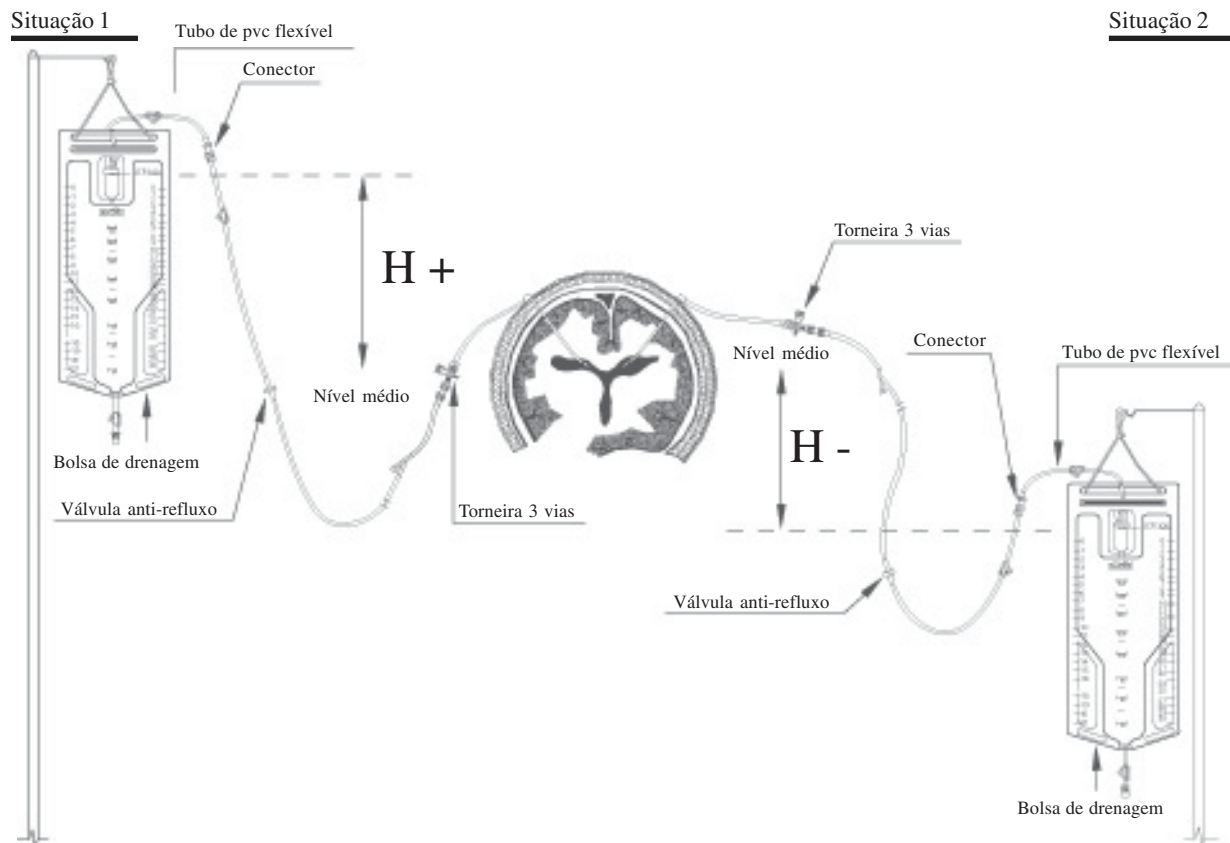


Figura 1 – Posicionamento do sistema de drenagem em relação aos ventrículos.

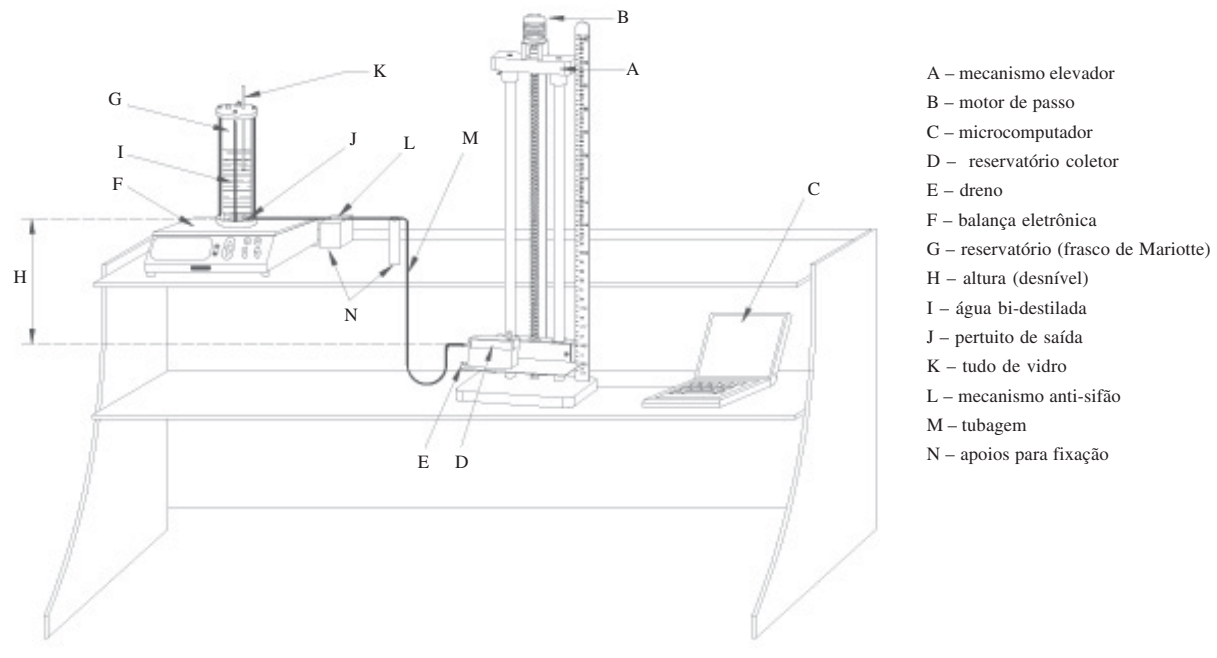


Figura 2 – Bancadas de testes. Veja descrição no texto.

de centésimos de grama, situada à esquerda na bancada e em nível superior (F). Sobre o prato da balança deve ser colocado um reservatório (G), conhecido como frasco de Mariotte, capaz de manter o nível da pressão interna constante, mesmo com a drenagem do fluido. Esse reservatório é hermeticamente fechado e possui um tubo de vidro (K) inserido na tampa superior e em contato com a pressão atmosférica que permitirá a manutenção da pressão imposta internamente de valor correspondente à altura entre a saída do recipiente (J) e a extremidade inferior do tubo de vidro. Assim, essa altura representa a pressão intraventricular (PIV) no sistema e pode ser determinada imediatamente antes do início de cada procedimento. O sistema foi preenchido com água esterilizada bidestilada (I); alterando-se instantaneamente a altura (H), entre a saída (J) e o recipiente de coleta (D), pode-se quantificar o tempo de escoamento para cada tubo utilizado em relação ao gradiente hidrostático e PIV determinados.

Kremer e Aschoff⁸ descreveram uma bancada de testes empregando o mesmo princípio, mas com um sistema de aquisição de dados diferente. O gradiente hidrostático foi definido como a diferença de altura (em cm) existente entre o ponto zero da bolsa coletora (entrada do cateter no reservatório “D” da figura 2) e o referencial externo do forame de Monro, aqui simulado

como o ponto “J”, da figura 2. Um gradiente hidrostático negativo significa que o ponto zero da bolsa de drenagem está abaixo do referencial do forame de Monro.

Análise das características de fluxo da bolsa de drenagem

A partir do ponto de saída “J”, do frasco de Mariotte, utilizamos três sistemas distintos de tubagem existentes para drenagem externa no Brasil, identificados como sistemas A, B e C (item descrito como tubo de PVC flexível na figura 1 e adicionado no item “M” na figura 2). Os sistemas A, B e C possuem tubagem com diâmetro interno (DI) de 3,2 mm, 1,9 mm e 1,6 mm, respectivamente, diâmetro externo (DE) de 4,3 mm, 3,2 mm e 3,2 mm e comprimentos de 120 cm, 220 cm e 200 cm, respectivamente. Todos os sistemas foram submetidos à mesma metodologia.

O gradiente hidrostático é criado rapidamente, simulando as condições observadas na clínica, até que haja a drenagem de 30 ml de fluido, volume equivalente ao conteúdo instantâneo dos ventrículos cerebrais. Cada valor obtido, em cada gradiente hidrostático, representa a média (μ) de cinco eventos temporais (em segundos) com seu respectivo desvio padrão (σ).

Foram simulados gradientes hidrostáticos negativos de 12,5 cm, 25 cm, 50 cm e 100 cm. Para cada gradiente hidrostático, obtivemos valores do tempo de

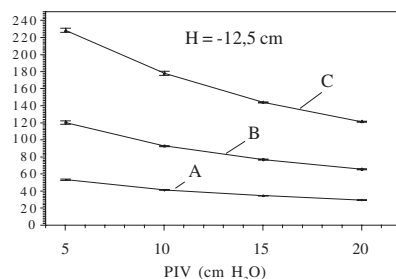


Figura 3-A – Resultados obtidos para altura hidrostática de -12,5 cm.

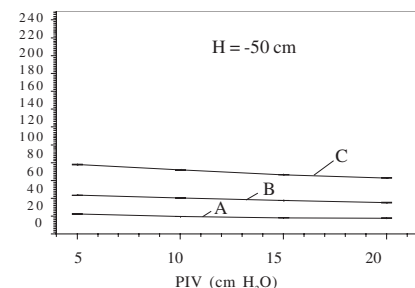


Figura 3-C – Resultados obtidos para altura hidrostática de -50 cm.

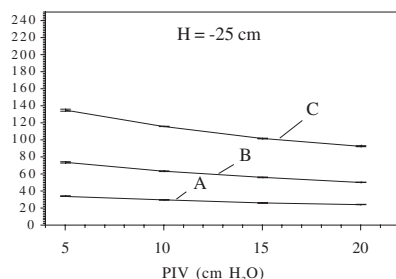


Figura 3-B – Resultados obtidos para altura hidrostática de -25 cm.

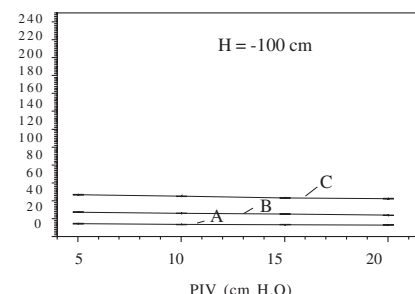


Figura 3-D – Resultados obtidos para altura hidrostática de -100 cm.

Figura 3 – Gráfico do tempo de escoamento de 30 ml de fluido. As abscissas refletem a simulação do nível da pressão intraventricular (PIV) testado com diferentes gradientes hidrostáticos negativos, com relação ao foramen de Monro. As ordenadas refletem o tempo necessário para o escoamento de um conteúdo ventricular de 30 ml.

Tabela 1 – Tempo de escoamento de cada sistema de tubagem, testado de acordo com cada pressão intraventricular (PIV) e gradiente hidrostático negativo. Os valores de fluxo são aproximados, devido ao emprego do tempo total para o escoamento de 30 ml de fluido, incluindo o tempo para abaixamento da bolsa e resposta do sistema para as diferentes situações hidrostáticas da tubagem.

	Gradiente hidrostático	Sistema A			Tempo de escoamento (seg)			Sistema C		
		Média	Desvio-padrão	Fluxo (ml/seg)	Média	Desvio-padrão	Fluxo (ml/seg)	Média	Desvio-padrão	Fluxo (ml/seg)
PIV (cm H ₂ O)	Altura (cm)									
5	-12,5	53,55	0,88	0,56	120,66	1,91	0,25	228,57	2,42	0,13
	-25	34,01	0,40	0,88	73,94	0,66	0,41	135,42	1,22	0,22
	-50	22,91	0,40	1,31	43,78	0,13	0,69	78,12	0,27	0,38
	-100	14,70	0,34	2,04	27,60	0,27	1,09	47,15	0,31	0,64
10	-12,5	41,64	0,13	0,72	93,01	0,57	0,32	178,34	2,32	0,17
	-25	29,83	0,26	1,01	63,56	0,29	0,47	116,11	0,32	0,26
	-50	19,97	0,11	1,50	40,70	0,43	0,74	72,05	0,26	0,42
	-100	13,80	0,11	2,17	26,32	0,17	1,14	45,30	0,17	0,66
15	-12,5	34,72	0,27	0,86	77,22	0,60	0,39	144,28	0,66	0,21
	-25	26,28	0,35	1,14	56,21	0,34	0,53	101,88	0,27	0,29
	-50	18,55	0,11	1,62	37,94	0,17	0,79	66,74	0,21	0,45
	-100	13,52	0,24	2,22	25,47	0,21	1,18	43,49	0,43	0,69
20	-12,5	29,64	0,17	1,01	65,88	0,61	0,46	121,42	0,56	0,25
	-25	24,33	0,13	1,23	50,32	0,31	0,60	92,82	0,64	0,32
	-50	18,02	0,17	1,66	35,48	0,32	0,85	63,27	0,20	0,47
	-100	13,14	0,13	2,28	24,14	0,11	1,24	42,50	0,31	0,71

escoamento para PIVs de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. Os dados foram resumidos na tabela 1 e disponibilizados graficamente na figura 3, de acordo com os respectivos gradientes hidrostáticos. Os valores de fluxo (expressos em ml/seg) também foram disponibilizados, mas utilizaremos, nas seções de Resultados e Discussão, o termo “tempo de escoamento”, que é o inverso do fluxo e é mais intuitivo ao neurocirurgião.

Resultados

O fator predominante na drenagem do conteúdo de 30 ml foi o gradiente hidrostático.

Com um **gradiente hidrostático de -12,5 cm**, o tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema A** foi de (μ) = 53,55 seg (σ = 0,88), (μ) = 41,64 seg (σ = 0,13), (μ) = 34,72 seg (σ = 0,27) e (μ) = 29,64 seg (σ = 0,17) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. O tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema B** foi de (μ) = 120,66 seg (σ = 1,91), (μ) = 93,01 seg (σ = 0,57), (μ) = 77,22 seg (σ = 0,60) e (μ) = 65,88 seg (σ = 0,61) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. O tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema C** foi de (μ) = 228,57 seg (σ = 2,42), (μ) = 178,34 seg (σ = 2,32), (μ) = 144,28 seg (σ = 0,66) e (μ) = 121,42 seg (σ = 0,56) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O.

Com um **gradiente hidrostático de -25,0 cm**, o tempo de escoamento médio necessário para a drenagem

do **sistema A** foi de (μ) = 34,01 seg (σ = 0,40), (μ) = 29,83 seg (σ = 0,26), (μ) = 26,28 seg (σ = 0,35) e (μ) = 24,33 seg (σ = 0,13) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. O tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema B** foi de (μ) = 73,94 seg (σ = 0,66), (μ) = 63,56 seg (σ = 0,29), (μ) = 56,21 seg (σ = 0,34) e (μ) = 50,32 seg (σ = 0,31) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. O tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema C** foi de (μ) = 135,42 seg (σ = 1,22), (μ) = 116,11 seg (σ = 0,32), (μ) = 101,88 seg (σ = 0,27) e (μ) = 92,82 seg (σ = 0,64) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O.

Com um **gradiente hidrostático de -50,0 cm**, o tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema A** foi de (μ) = 22,91 seg (σ = 0,40), (μ) = 19,97 seg (σ = 0,11), (μ) = 18,55 seg (σ = 0,11) e (μ) = 18,02 seg (σ = 0,17) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. O tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema B** foi de (μ) = 43,78 seg (σ = 0,13), (μ) = 40,70 seg (σ = 0,43), (μ) = 37,94 seg (σ = 0,17) e (μ) = 35,48 seg (σ = 0,32) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. O tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema C** foi de (μ) = 78,12 seg (σ = 0,27), (μ) = 72,05 seg (σ = 0,26), (μ) = 66,74 seg (σ = 0,21) e (μ) = 63,27 seg (σ = 0,20) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O.

Finalmente, com um **gradiente hidrostático de -100,0 cm**, o tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema A** foi de (μ) = 14,7 seg (σ = 0,34), (μ) = 13,8 seg (σ = 0,11), (μ) = 13,52 seg (σ = 0,24) e (μ) = 13,14 seg (σ = 0,13) para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. O tempo de escoamento médio

necessário para a drenagem do **sistema B** foi de $(\mu) = 27,6 \text{ seg } (\sigma = 0,27)$, $(\mu) = 26,32 \text{ seg } (\sigma = 0,17)$, $(\mu) = 25,47 \text{ seg } (\sigma = 0,21)$ e $(\mu) = 24,14 \text{ seg } (\sigma = 0,11)$ para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O. O tempo de escoamento médio necessário para a drenagem do **sistema C** foi de $(\mu) = 47,15 \text{ seg } (\sigma = 0,31)$, $(\mu) = 45,30 \text{ seg } (\sigma = 0,17)$, $(\mu) = 43,49 \text{ seg } (\sigma = 0,43)$ e $(\mu) = 42,50 \text{ seg } (\sigma = 0,31)$ para as respectivas PIV de 5, 10, 15 e 20 cm H₂O.

Discussão

A DVE expõe o cérebro a complicações infecciosas e mecânicas. Existe farta literatura sobre as complicações infecciosas^{1,3,4,9-11,15,18}, mas o assunto foge aos objetivos deste trabalho. Entretanto, a literatura sobre os problemas mecânicos de bolsas de drenagem é relativamente escassa, talvez porquê o mais grave deles, que é a hiperdrenagem líquórica, ocorra devido ao manuseio incorreto do sistema de derivação externa, e talvez esse fato não seja comum em países desenvolvidos, mas ocorre com frequência em países de terceiro mundo.

Os gradientes negativos de pressão reproduzidos neste trabalho simulam situações clínicas comuns na prática neurocirúrgica. As situações clínicas compatíveis com a situação 2 da figura 1 e que, portanto, causam hiperdrenagem são: (1) alterações posturais do paciente, eventualmente provocadas pela elevação da cabeceira do leito ou, mais frequentemente, quando o paciente repentinamente assume a posição sentada no leito; (2) quedas ao solo acidentais do sistema de drenagem, a partir do local de fixação; (3) manuseio incorreto pelo pessoal paramédico, fixando a bolsa em locais abaixo da cabeça do paciente; (4) manutenção da bolsa coletora na maca, durante o transporte de pacientes para a realização de exames (tomografia, ressonância etc.). De fato, todas essas situações refletem o manuseio incorreto da bolsa de drenagem, pois em qualquer situação ela deveria estar fechada para a atmosfera, seja pela posição da torneira três vias ou pelos clampes de segurança. Também é fato que essas situações, muitas vezes, não estão aos olhos do neurocirurgião ou do intensivista, que se dá conta (ou infere) do ocorrido quando há piora neurológica do paciente ou observa um volume exacerbado de líquido no compartimento da bolsa de drenagem, e solicita um exame de imagem, observando, então, o colapso ventricular ou mesmo a presença de hematoma subdural agudo. Essa ocorrência não é incomum e, muitas vezes, podemos observar a adaptação de válvulas para hidrocefalia no sistema de drenagem externa, no intuito de acrescentar um elemento resistivo preventivo à drenagem externa. Essa adaptação não é a ideal pois, além de encarecer o procedimento, válvulas

de primeira geração não possuem mecanismos anti-sifão (elas somente aumentam a resistência ao fluxo líquórico).

Os gradientes hidrostáticos negativos estudados simulam alturas verticais aproximadas que ocorrem nas situações clínicas mencionadas. Alterações posturais do paciente, pela elevação da cabeceira do leito, provocam menor gradiente hidrostático; a rapidez com que o volume será drenado dependerá da PIV do paciente naquele momento e os efeitos no paciente dependerão do estado clínico e biomecânico momentâneo deste; nas situações quando o paciente repentinamente assume a posição sentada no leito, provavelmente a repercussão clínica não é muito significativa, pois teoricamente o paciente possui um estado biomecânico já próximo ao normal. Entretanto, quedas acidentais do sistema de drenagem, do local de fixação ao solo e a manutenção da bolsa coletora na maca, durante o transporte de pacientes para a realização de exames são situações mais graves, que podem levar o paciente inclusive ao óbito, pois submetem o conteúdo intracraniano a gradientes hidrostáticos consideráveis. Nesses casos, o gradiente hidrostático, a que o paciente é submetido, é maior e o escoamento ocorre muito mais rapidamente.

A variação entre o tempo de escoamento dos três sistemas para uma mesma situação deve-se ao diâmetro interno e ao comprimento utilizado em cada tubo. A resistência ao fluxo em tubos, ditada pela lei de Poiseuille, é inversamente proporcional à quarta potência do raio do tubo e diretamente proporcional ao comprimento do tubo. Assim, pequenas variações no diâmetro interno do tubo têm efeito considerável no fluxo (e, portanto, no tempo de escoamento). Aparentemente, os fabricantes pesam os prós e contras na escolha do tubo mais adequado, pois tubos com raio muito pequeno aumentam a resistência (e, portanto, diminuem o fluxo), mas, apresentam chance maior de oclusão.

A figura 3 é a representação gráfica da tabela 1. Pode-se observar, pela figura 3, que conforme o gradiente hidrostático torna-se mais negativo, ou seja, a bolsa é colocada em um nível cada vez mais inferior, em relação ao forame de Monro, as curvas tendem a aproximar-se e a linearizar-se. Assim, em condições extremas, tais como na figura 3A, com simulação de PIV de 5 cm H₂O e H = -12,5 cm, o sistema A levaria 53,55 segundos para drenar o conteúdo ventricular, o sistema B levaria 120,66 segundos e o sistema C levaria 228,57 segundos, ou seja, uma diferença que vai de aproximadamente um minuto para quatro minutos, entre o sistema com menor raio da tubagem para o de maior raio. Essa é a situação com a maior diferença no tempo de escoamento entre todas as estudadas, mas é também a situação potencialmente de menor risco para o paciente, pois o mesmo teria uma PIV baixa e teria sido submetido a um pequeno gradiente negativo. É provável que um determinado paciente submetido a essa situação até possa permanecer assintomático. Por outro lado, em outra

situação extrema como a da figura 3D, demonstra-se, claramente, como o gradiente hidrostático atenuou os efeitos do raio do tubo. Na simulação de PIV de 20 cm H₂O e H = -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 42,50 segundos, ou seja, uma diferença agora de aproximadamente 30 segundos entre o sistema com maior raio para o de menor raio. Na prática, a drenagem do conteúdo ventricular em 13 segundos ou 43 segundos deve ser irrelevante, pois, ambas as situações são perigosas para o paciente. A drenagem é simplesmente muito rápida e qualquer descuido permite o completo esvaziamento do sistema ventricular. Assim, a tentativa de minimizar os riscos da hiperdrenagem, através do diâmetro do tubo, não parece ser eficaz ou, na melhor das hipóteses, é parcialmente eficaz.

Conclusão

A hiperdrenagem devido a acidentes e manipulação inadequada de sistemas de drenagem externa é um fato e submete o paciente a conseqüências graves, muitas vezes com risco de vida. Essa complicação mecânica tem sido subestimada e não existem mecanismos protetores até este momento. O tempo de escoamento do sistema ventricular depende do raio do tubo do sistema de drenagem utilizado. Entretanto, qualquer que seja o sistema, o fluxo da drenagem é extremamente elevado, o suficiente para drenar rapidamente todo o conteúdo ventricular. O gradiente hidrostático é o fator mais importante na drenagem do conteúdo ventricular no efeito sifão; a PIV, o raio e o comprimento do tubo têm importâncias relativas, que se atenuam conforme aumenta o gradiente hidrostático negativo.

A quantificação temporal do fluxo livre de uma bolsa de drenagem ressalta a importância clínica de se desenvolver mecanismos protetores contra o efeito sifão em sistemas de drenagem.

Referências

1. ALLEYNE CH, HASSAN M, ZABRAMSKI JM: The efficacy and cost of prophylactic and periprocedural antibiotics in patients with external ventricular drains. *Neurosurgery* 47:1124-29, 2000.
2. DANDY WE: Ventriculography following the injection of air into the cerebral ventricles. *Ann Surg* 68:5-11, 1918.
3. HAMILTON AJ, OROZCO J, NAROTAM P, BOWERSOCK T: Efficacy of vancomycin-iododecylmethyl ammonium chloride-coated ventriculostomy catheters in reducing infection. *Neurosurgery* 40:1043-9, 1997.
4. HOLLOWAY KL, BARNES T, CHOI S, BULLOCK R, MARSHALL LF, EISENBERG HM, JANE J, WARD J, YOUNG H, MARMAROU A: Ventriculostomy infections: The effect of monitoring duration and catheter exchange in 584 patients. *J Neurosurg* 85:419-4, 1996.
5. INGRAHAM F, CAMBELL J: An apparatus for closed drainage of ventricular system. *Ann Surg* 114:1096-8, 1941.
6. KOMPANJE EJ, DELWELL EJ: The first description of a device for repeated external ventricular drainage in the treatment of congenital hydrocephalus, invented in 1744 by Claude-Ni colas Le Cat. *Pediatr Neurosurg* 39:10-13, 2003.
7. KRAUSE F: *Chirurgie des Gehirns und Ruckenmarks*. Wien, Urban und Schwarzenberg, 1911, pp 145-60.
8. KREMER P, ASCHOFF A, KUNZE S: Risks of using siphon-reducing devices. *Childs Nerv Syst* 10:231-5, 1994.
9. LOZIER AP, SCIACCA RR, ROMAGNOLI MF, CONNOLY ES: Ventriculostomy-related infections: a critical review of the literature. *Neurosurgery* 51:170-82, 2002.
10. LUNDBERG F, LI DQ, FALKENBACK D, LEA T, SJESJO P, SODERSTROM S, KUDRYK BJ, TEGENFELD JO, NOMURA S, LJUNGH A: Presence of vitronectin and activated complement factor C9 on ventriculoperitoneal shunts and temporary ventricular drainage catheters. *J Neurosurg* 90:101-8, 1999.
11. LUNDBERG F, WADY L, SODERSTROM S, SJESJO P, LARM O, LJUNGH A: External ventricular drainage catheters: effect of surface heparinization on bacterial colonization and infection. *Acta Neurochir (Wien)* 142:1377-83, 2000.
12. MAPSTONE T, RATCHESON R: Techniques of ventricular puncture. In Wilkins R, Rengachary S (eds): *Neurosurgery*. New York, McGraw-Hill, 1985, pp 151-5.
13. MASET AL, CASTRO C, CAMILO JR: Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação liquórica. Parte I: Efeitos do cateter peritoneal. *Arq Bras Neurocir* 24:9-16, 2005.
14. PAMPUS F: Zur Technik der Ventrikeldrainage. *Zbl Neurochirurgie* 13:219-23, 1953.
15. PFISTERER W, MUHLBAUER M, CZECH T, REINPRECHT A: Early diagnosis of external ventricular drainage infection: results of a prospective study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 74:929-32, 2003.
16. POPPEN J: Ventricular drainage as a valuable procedure in neurosurgery. *Arch Neurol Psychiatry* 50:587-9, 1943.
17. SJOQUIST O: Beobachtungen uber die Líquorsekretion beim Menschen. *Zbl Neurochirurgie* 1:8-18, 1937.
18. ZINGALE A, IPPOLITO S, PAPPALARDO P, CHIBBARO S, AMOROSO R: Infections and re-infections in long-term external ventricular drainage. A variation upon a theme. *J Neurosurg Sci* 43:125-33, 1999.

Original recebido em abril de 2005

Aceito para publicação em maio de 2005

Endereço para correspondência:

Ângelo Luiz Maset

Av. Francisco Chagas Oliveira, 1100

15090-190 – São José do Rio Preto – SP

E-mail: maset@terra.com.br