



## CARACTERIZAÇÃO HIDRODINÂMICA DE UM SISTEMA DE DRENAGEM EXTERNA DO LÍQUIDO CEFALORRAQUIDIANO

**Victor Emanuel de Freitas Xavier**

**Edson Del Rio Vieira**

Unesp, campus de Ilha Solteira-SP  
vefxavier@aluno.feis.unesp.br; delrio@dem.feis.unesp.br

**José Ricardo Camilo**

Depto. de Pesquisa e Desenvolvimento – Ventura Biomédica Ltda  
camilo@ventura.ind.br

**Angelo Luiz Maset**

**Kleber Paiva Duarte**

Depto. de Neurocirurgia - INNEURO  
maset@ventura.ind.br, kleberduarte@uol.com.br

**Resumo:** *O fluido aquoso continuamente produzido no interior dos ventrículos cerebrais é denominado de líquido cefalorraquidiano (LCR) ou liquor. Quando ocorre um distúrbio na relação entre a produção e a absorção do LCR, observa-se uma variação significativa da pressão intracraniana, anomalia conhecida como hidrocefalia. Para esses casos, o tratamento mais utilizado é a implantação de sistemas de drenagem (SD). Ocorre que uma parte significativa das complicações dos SD é proveniente de falhas mecânicas. O objetivo do presente trabalho é a investigação experimental do escoamento em SD externos objetivando a otimização do ponto de vista hidrodinâmico. Utilizou-se de uma bancada automatizada que permite medições de vazão para diferentes gradientes de pressão hidrostática, simulando o funcionamento de um SD. A bancada construída permite o ensaio de SD completos ou partes discretas do sistema. Foram realizados ensaios de vazão em função da diferença de pressão envolvendo diferentes SD e seus diversos componentes (válvulas, cateteres, tubulações, etc). Os resultados mostram grandes variações de perda de carga média entre os componentes fornecidos por diferentes fabricantes. Por outro lado, lotes de componentes fornecidos pelo mesmo fabricante resultaram em coeficientes de perda de carga localizada com um elevado valor do desvio padrão das amostras, indicando, provavelmente, falhas no processo de controle de fabricação. Também, dentro do contexto do presente trabalho, foram realizados testes hidro/pneumáticos de resistência à pressão de componentes de SD, onde também se observou pouca uniformidade dos lotes de fabricação. Valores elevados do desvio padrão de um lote de componentes, mostrando pouca uniformidade de resultados, denunciam dificuldades de controle do processo de fabricação, que implica em um aumento significativo da probabilidade de fornecimento de peças defeituosas, situação inconcebível para fabricantes de componentes na área médica.*

**Palavras-chave:** *líquido cefalorraquidiano, hidrocefalia, sistemas de drenagem, caracterização hidrodinâmica, shunts.*

### 1. INTRODUÇÃO

O fluido aquoso intracraniano produzido continuamente no interior dos ventrículos cerebrais é denominado de líquido cefalorraquidiano (LCR) ou, simplesmente, liquor. Em condições normais, o liquor flui através das cavidades intracerebrais, por estreitas fendas que comunicam os ventrículos e através de orifícios denominados de forames. O líquido recobre todo o cérebro e ainda a medula espinhal, circulando até a sua parte inferior e retornando para ser absorvido na concavidade cerebral, por meio de tecidos especializados que lançarão o LCR na corrente sanguínea.

A pressão hidrostática exercida pelo líquido cefalorraquidiano é denominada, na literatura médica, de pressão intraventricular (PIV). A PIV sofre alterações significativas, de acordo com a posição do indivíduo. Gusmão *et al.* (2000) afirma que, em um indivíduo adulto em decúbito horizontal, a pressão intraventricular é de mesma magnitude nos ventrículos cerebrais, na cisterna magna e no fundo do saco lombar. Kajimoto *et al.* (2000), por sua vez, obtiveram em seus estudos envolvendo 80 pacientes que, na posição horizontal, a PIV é de  $4,6 \pm 3$  mm Hg e na posição vertical de  $14,2 \pm 6,3$  mm Hg.

Ocorre que, um aumento na produção de LCR ou, mais comumente, um distúrbio na circulação ou na absorção do liquor, freqüentemente em virtude de obstrução das vias de drenagem, provoca o acúmulo desse fluido no interior da cavidade intracraniana, anomalia conhecida como hidrocefalia. A hidrocefalia pode ocorrer em neonatos, em razão de três fatores principais: (a) em decorrência de causas congênitas ainda não plenamente esclarecidas; (b) devido a prematuridade, uma vez que os tecidos ainda não adquiriram a maioridade e (c) em bebês portadores de anormalidades na estrutura física do cérebro. Além disso, a hidrocefalia pode ocorrer em pacientes de todas as idades em consequência de infecções das membranas que recobrem o cérebro (meningite), de tumores intracranianos que causam edemas nos tecidos vizinhos ou de traumatismos.

Nos dias atuais, o tratamento da hidrocefalia é, na maioria esmagadora das vezes, realizado através de intervenção cirúrgica, que consiste na implantação de um sistema valvular (shunt) de drenagem do excesso de liquor. O LCR pode ser drenado para diversas partes do corpo humano, geralmente são direcionado à região peritoneal, onde pode ser absorvido pelo organismo. Tais sistemas são denominados de sistemas de drenagem interna. Quando o fluido liquórico é simplesmente drenado para uma bolsa de coleta, o sistema é denominado de drenagem externa.

A drenagem do fluido é realizada unicamente pela diferença de pressão, existente entre a PIV e a pressão atmosférica no interior de uma bolsa de coleta. A altura da bolsa em relação à cabeça do paciente é cuidadosamente indicada pelo neurocirurgião e deve ser suficiente apenas para drenar o excesso de liquor. Na Figura 1a), é mostrado um desenho esquemático de um sistema de drenagem externa juntamente com seus componentes. A altura H provoca uma pressão manométrica, que deve ser vencida pela PIV. Entretanto, caso o paciente levanta-se subitamente ou, por acidente, a bolsa de drenagem caia de seu pedestal, a altura H diminui, ou até mesmo torna-se negativa, provocando um sensível aumento na vazão de líquido, situação denominada de hiperdrenagem. O caso inverso é quando, por exemplo, no transporte do paciente, a necessidade de retirada da bolsa do seu pedestal, provoca o surgimento de uma altura H elevada. Esse caso provoca um gradiente de pressão insuficiente para a drenagem e o fluido no interior do sistema de drenagem tende indesejavelmente a retornar para o interior do cérebro, por isso a existência de uma válvula anti – refluxo no sistema.

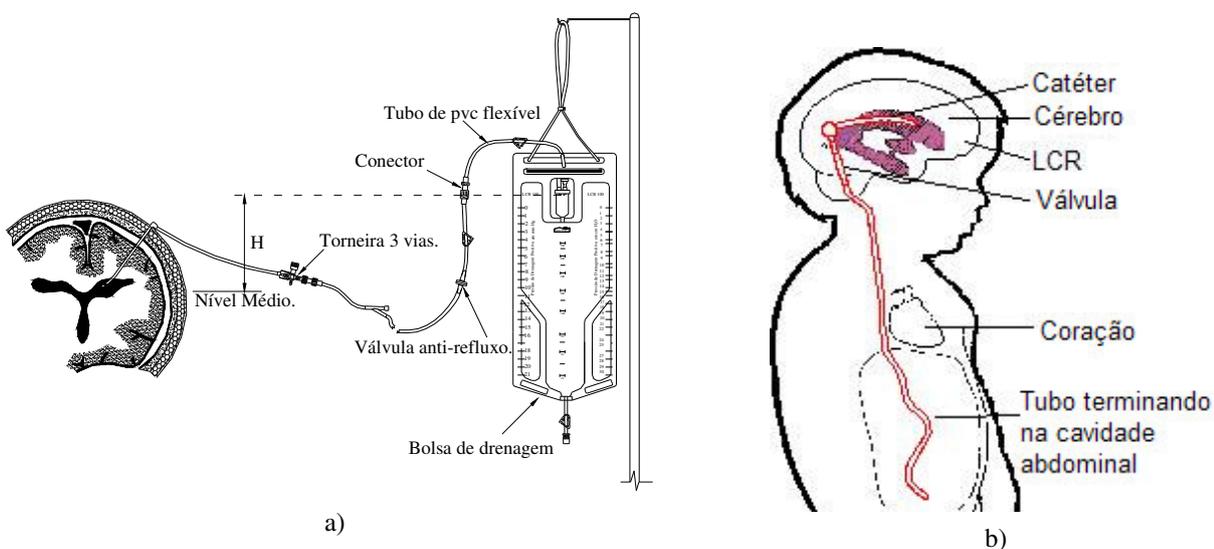


Figura 1 – Sistemas de Drenagem do LCR - a)SD Externo; b) SD peritoneal.

Por outro lado, existem ainda os sistemas de drenagem interna do líquido cefalorraquidiano. Nesse tipo de sistema, um cateter é inserido nos ventrículos cerebrais e uma tubagem subcutânea direciona o líquido para outra parte do corpo humano, geralmente na região peritoneal. Uma válvula, conhecida como válvula de drenagem é instalada próxima a orelha do paciente para controle da vazão. A Figura 1b) apresenta um esboço de um sistema de drenagem interna. Podemos observar na imagem, na região peritoneal, um comprimento adicional de tubagem prevendo que, com o passar do tempo, o paciente sofra o processo de crescimento natural.

## 2. MOTIVAÇÃO PARA O PRESENTE TRABALHO

Dos anos sessenta até os dias de hoje, devido aos tratamentos atuais, como os SD, a taxa de mortalidade devido a hidrocefalia caiu de 54% para 5% dos pacientes. Destes 5%, boa parte das mortes ocorrem devido a infecções (ventriculite, peritonite e meningite), hemorragias, complicações cardiorrespiratória e metabólicas (principalmente diabetes). Entretanto, muitos autores, afirmam que, quase a metade dessa porcentagem se deve unicamente por complicações mecânicas do SD, Sessay *et al.* (2002), Garton & Piatt Jr., (2004) e Browd *et al.* (2005). De fato, obstruções do fluxo, rupturas de partes do sistema e perfurações do material são falhas mecânicas do funcionamento do *shunt* que exigem intervenção cirúrgica imediata. Devido a esses motivos o presente trabalho investiga, experimentalmente, o escoamento em SD externos objetivando a minimização das complicações mecânicas.

## 3. MATERIAIS E MÉTODOS

### 3.1 Bancada para Testes de SDE Completos

Dentro das atividades desenvolvidas no presente esforço de trabalho, primeiramente, Camilo (2005) desenvolveu um estudo experimental visando propor um dispositivo capaz de prevenir a ocorrência da hiperdrenagem. Nesse trabalho, um aparato experimental para ensaios de diferentes sistemas de *shunts* foi projetado e construído, o qual se encontra esquematicamente representada na Figura 2.

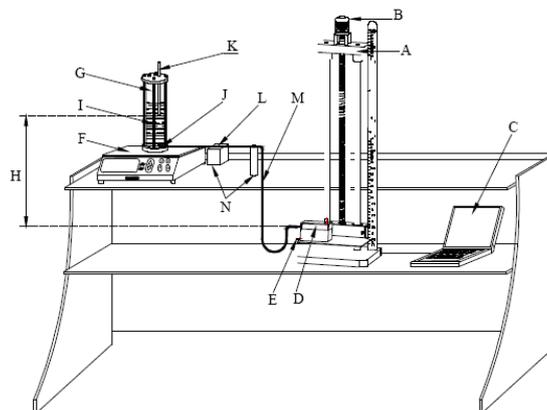


Figura 2 – Esquema da bancada experimental

O mecanismo elevador (A) é composto por um fuso micrométrico acoplado a um motor de passo (B) controlado por um microprocessador (C), permitindo que o reservatório coletor (D) seja cuidadosamente posicionado em diferentes alturas H, com rigoroso controle de velocidade. Um dreno (E) é adequadamente instalado no reservatório coletor, possibilitando sua limpeza depois de efetuados os testes. Sobre o prato de uma balança eletrônica de precisão (F) com incerteza de  $\pm 0,005\text{g}$ , que se comunica com uma interface RS 232 com o microcomputador (C), coloca-se o reservatório (G), constituído de um frasco de Mariotte. O tubo de vidro (K), inserido na extremidade superior do frasco de Mariotte, tem a finalidade de comunicar a pressão atmosférica ao interior do recipiente. A saída do reservatório (J) é conectada ao cateter e os suportes (L) fixam a tubagem (M) para que o movimento do mecanismo elevador não interfira na pesagem da balança.

### 3.1.1 – Válvula Anti-Refluxo

Foram realizados testes estáticos e dinâmicos de válvulas anti-refluxo. Cinco diferentes modelos de válvulas anti-refluxo foram submetidas a gradientes de pressão diferentes. O primeiro teste, chamado de subida lenta, teve seu início com um gradiente de pressão de -15 mm de coluna d'água (gradiente favorável à drenagem) e terminando com +33 mm de coluna d'água (gradiente não favorável) em um intervalo de tempo de 250 segundos. Este teste foi realizado com coleta estática com duração de 10 segundos em cada gradiente de pressão, sendo que o mesmo foi elevado de 2 em 2 mm de coluna d'água, ou seja, 25 gradientes de pressão diferentes. Os primeiros resultados são colocados em um gráfico de massa drenada em função do tempo e posteriormente um gráfico da vazão mássica em função da altura da bolsa de coleta. Um segundo teste, chamado de teste dinâmico, foi realizado com um gradiente de pressão, variando de -100 a +100 mm de coluna de água com velocidades de subida de 1,0 e 1,6 mm/s controlados pelo computador e o motor de passo da bancada. Os resultados das duas diferentes velocidades foram colocados no mesmo gráfico em nível de comparação.

Finalizando, um último teste dinâmico das válvulas anti-refluxo foi realizado através da subida abrupta da bolsa de coleta, onde as válvulas foram submetidas a um gradiente de pressão variando de -15 a +200 mm de coluna d'água em apenas 2,5 segundos, e a coleta dos dados foi estendida (além dos 2,5 segundos) até a estabilização da resposta do sistema.

Para a determinação da perda de carga, os testes realizados utilizaram a seguinte configuração típica de um SDE: (1) apenas a tubagem, (2) = (1) mais o conector “Y”, (3) = (2) mais a válvula anti-refluxo, (4) = (3) mais a torneira de três vias e (5) = (4) mais o mecanismo anti-sifão. Para as configurações ensaiadas implementou-se um diferencial de pressão de 100 mm de coluna de água. No presente trabalho são apresentados testes somente com 3 diferentes válvulas anti-refluxo. Os gradientes de pressão implementados foram 60, 90, 120, 150 e 200 mm de coluna d'água, onde, inicialmente, foi coletada a vazão em mg/s com a tubagem lisa e posteriormente coletada a vazão com a inserção das 3 diferentes válvulas anti-refluxo. Os primeiros resultados foram organizados em um gráfico comparativo, onde são mostradas as perdas de carga referentes à queda de vazão mássica provocada no sistema de drenagem pela inserção das válvulas.

As perdas de carga localizadas podem se adimensionalizadas através do termo K da Eq. 01, chamado de coeficiente de perda de carga localizado:

$$\Delta P = \frac{K\rho\bar{V}^2}{2} \quad (01)$$

onde  $\Delta P$  é a variação de pressão provocada pela inserção do componente na tubagem,  $\rho$  é a densidade do fluido de trabalho,  $\bar{V}$  é a velocidade média do escoamento.

### 3.2 Bancada para Testes de resistência à pressão em Torneiras de Três Vias

O dispositivo, mostrado na Figura 3, permite a realização de ensaios com ar atmosférico para determinação da resistência à pressão pneumática ou com líquidos, mais freqüentemente água bidestilada, para determinação da resistência máxima à pressão hidráulica de componentes de SD.

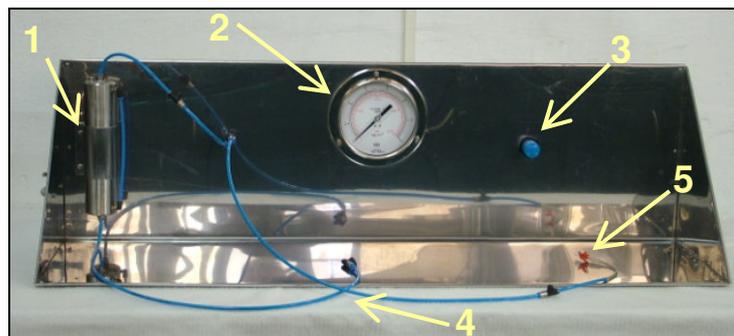


Figura 3: Dispositivo de ensaio de torneiras de três vias

Na Figura 3 pode-se observar : 1 - Câmara de pressurização; 2 - Manômetro Classe A1 ABNT; 3 - Válvula reguladora de pressão; 4 - Saída da tubagem para teste hidráulico; 5 - Saída para teste pneumático. Os ensaios pneumáticos são realizados com a torneira de três vias completamente imersa em água em um recipiente tipo becker. A pressão da linha de ar comprimido é lentamente aumentada através de um fino ajuste da válvula 3. A pressão de trabalho é elevada até o ponto em que ocorre o desprendimento da primeira bolha de ar. O valor da pressão para o desprendimento da primeira bolha de ar é denominado de pressão do ponto crítico do ensaio pneumático.

Depois de observado o valor do ponto crítico, deve-se aumentar gradativamente, ainda mais, a pressão até o instante da formação de uma pluma de bolhas. O valor da pressão em que ocorre a formação da pluma de bolhas de ar é denominado de ponto de falha do ensaio pneumático.

Foram realizados testes pneumáticos com lotes de 4 diferentes fabricantes.

## 4.RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1Válvulas anti-refluxo

A Figura 4 mostra gráficos referentes a subida lenta da válvula #4 e válvula #2, onde o gráfico a) permite uma análise do comportamento da válvula em função do tempo e o gráfico b) permite observar-se a vazão mássica em função do gradiente de pressão implementado no sistema.

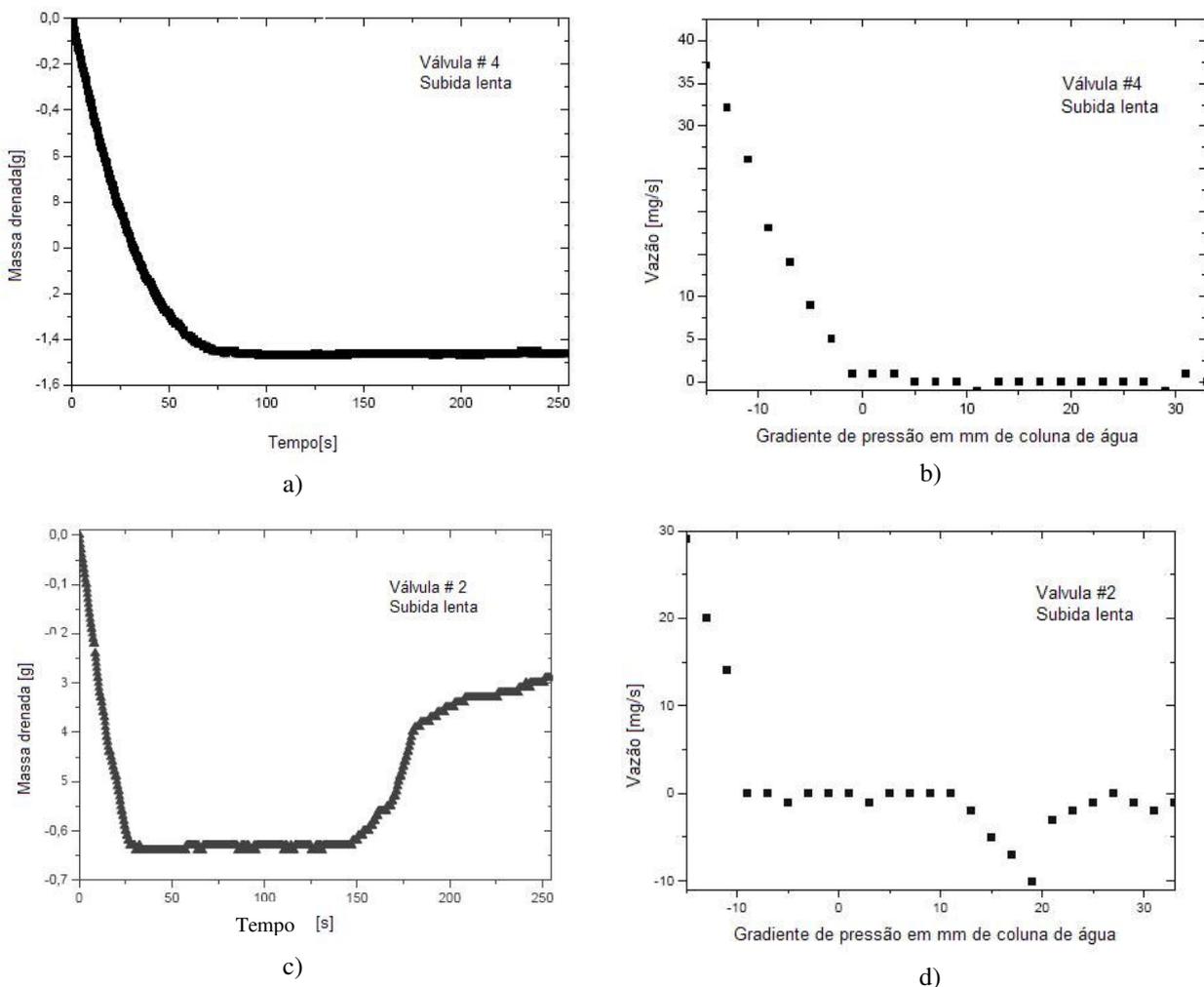


Figura 4 – a) e c) Massa drenada em função do tempo de subida lenta da bolsa de coleta; b) e d). Vazão mássica em função do gradiente de pressão.

Pode-se observar na Figura 4 o comportamento da massa drenada em função do tempo para uma subida lenta. A perda de massa drenada representa a saída de LCR dos ventrículos e o ganho

representa retorno no escoamento, ou seja, massa voltando para os ventrículos. Na Figura 4a) e b), torna-se possível verificar o bloqueio do escoamento realizado pela válvula #4 perto de 95 s (um gradiente de pressão de 3 mm de água) ao contrário da válvula #2, que apresenta um bloqueio perto de 30,4 s (-9 mm de gradiente de pressão), mas aumentando o valor do gradiente de pressão (13 mm positivo; por volta de 150 s), ocorre, claramente, um refluxo no escoamento. Fica evidente a operação inadequada da válvula #2 sobre o teste estático com subida lenta. O comportamento das válvulas # 1, 3 e 5 são observados bem próximos da válvula #4 para esta situação de subida lenta.

As Figuras.5 e 6 mostram os primeiros resultados de testes dinâmicos com diferentes válvulas anti-refluxo.

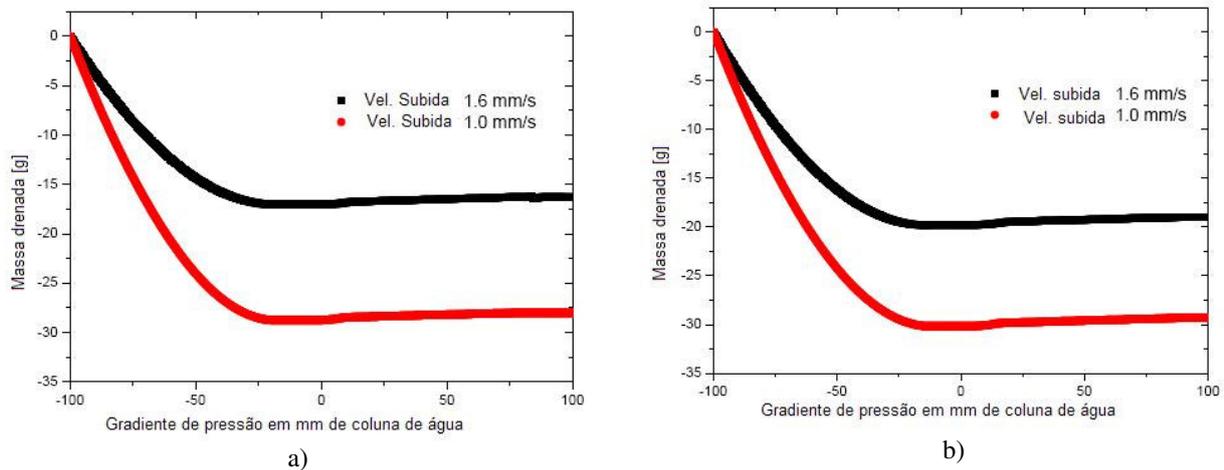


Figura 5 – a) Massa drenada em função do gradiente de pressão para Válvula #1; b) Massa drenada em função do gradiente de pressão para Válvula #2.

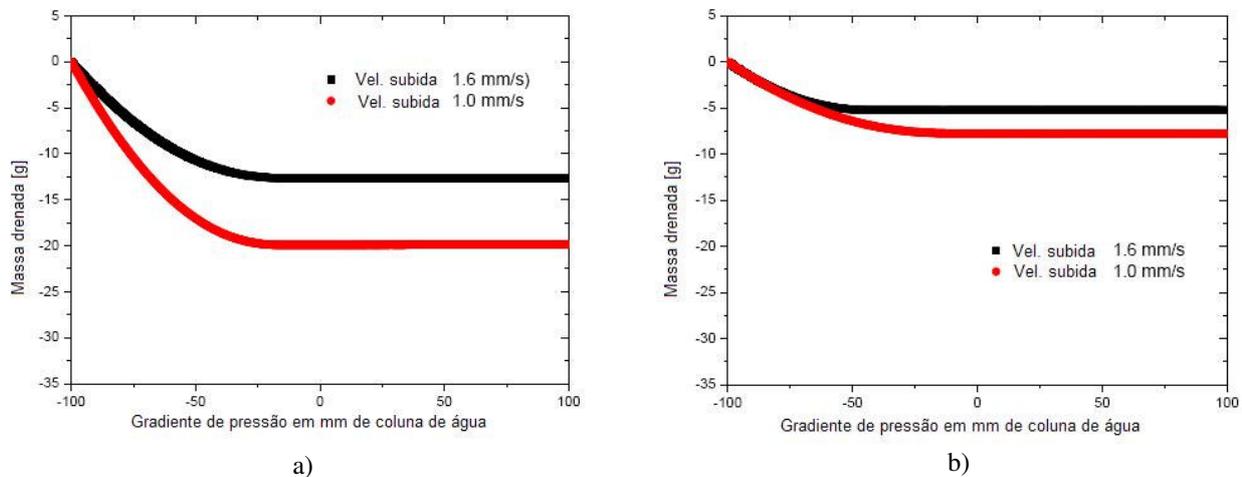


Figura 6 – a) Massa drenada em função do gradiente de pressão para Válvula #3; b) Massa drenada em função do gradiente de pressão para Válvula #5.

A Figuras 5 a) e b), revelam um ligeiro refluxo nos testes, visualizado através da inclinação do final da curva em relação à horizontal, independentemente da velocidade de subida.

Por sua vez, a Figura 6 mostra que as válvulas #3 e 5 possuem um correto funcionamento nas condições dinâmicas submetidas. Finalizando os testes com as válvulas anti-refluxo, elas foram submetidas a uma subida abrupta do reservatório coletor. Essa subida abrupta pode ser provocada inadequadamente pela ascensão da bolsa de coleta por algum agente de saúde no transporte ou mudança do paciente de lugar. Essa subida abrupta de -15 mm a +200 mm de gradiente de pressão provoca na válvula #2, como pode ser observado na Figura 9b) um operação com fechamento anômalo. A válvula #2 não é recomendada para utilização no SDE devido à sua elevada regurgitação.

Os seguintes resultados da Figura 7 são os primeiros dados referentes ao comportamento de diferentes válvulas anti-refluxo submetidas a uma subida abrupta da bolsa de coleta, implementando um gradiente de pressão contrário a vazão, ou seja, induzindo um retorno.

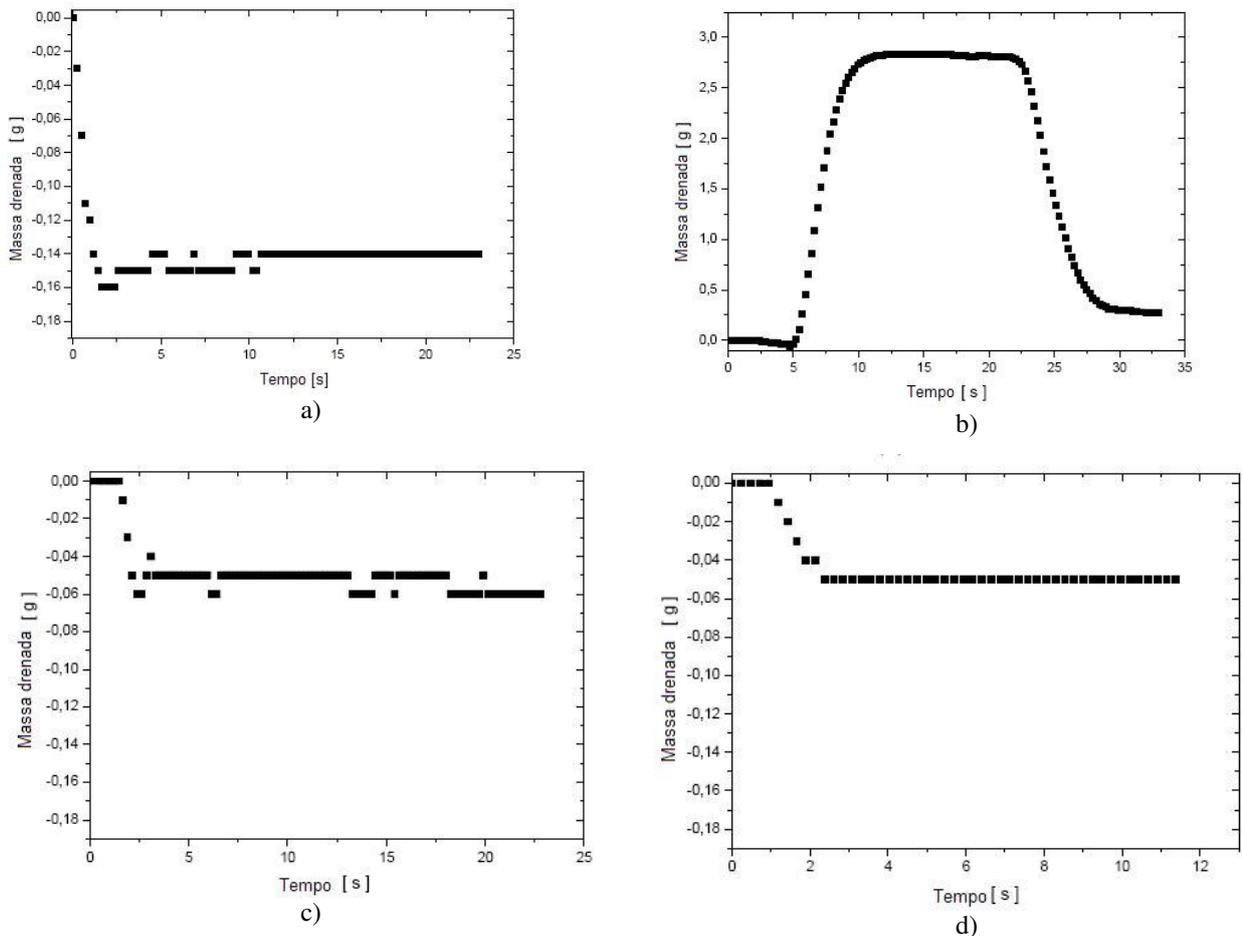
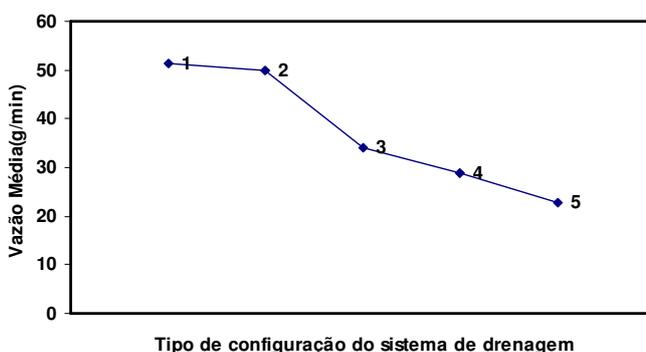


Figura 7 – Comportamento das Válvulas anti-refluxo em um teste dinâmico com uma subida abrupta da bolsa de coleta, onde: a) Válvula #1, b) Válvula #2, c) Válvula #3, d) Válvula #5

As Figuras 7 a) e c) apresentam pequenos níveis de regurgitação das válvulas que são consideráveis não-perigosos para o tratamento. Para um futuro trabalho seria necessário determinar o nível máximo de regurgitação admissível para um bom funcionamento dos SDE.

## 4.2 Perdas de Carga

Seguindo a numeração para cada configuração mostrada abaixo temos os resultados de vazão para cada inserção de componentes mostrados na Figura 8.



- 1) = Tubagem “lisa”,
- (2) = (1) mais o conector “Y”,
- (3) = (2) mais a válvula anti-refluxo,
- (4) = (3) mais a torneira de três vias e
- (5) = (4) mais o mecanismo anti-sifão

Figura 8 – Perdas de carga devido a inserção de componentes

Na Figura 8 pode-se observar, claramente, a redução na vazão provocada pela inserção de diferentes componentes. A maior perda de carga observada no sistema é ocasionada pela válvula anti-refluxo (55,7 %). Isso pode ser observado melhor na Figura 9a) pelas distâncias entre as curvas.

Para a determinação do parâmetro adimensional que representa a perda de carga de cada válvula anti-refluxo, primeiramente construiu-se, com o auxílio da Equação 01 os gráficos da Figura 9b), onde após um ajuste linear e diferenciação da equação da reta em relação a  $\Delta P$ , pode-se obter o coeficiente de perda K, indicado na figura, para cada válvula.

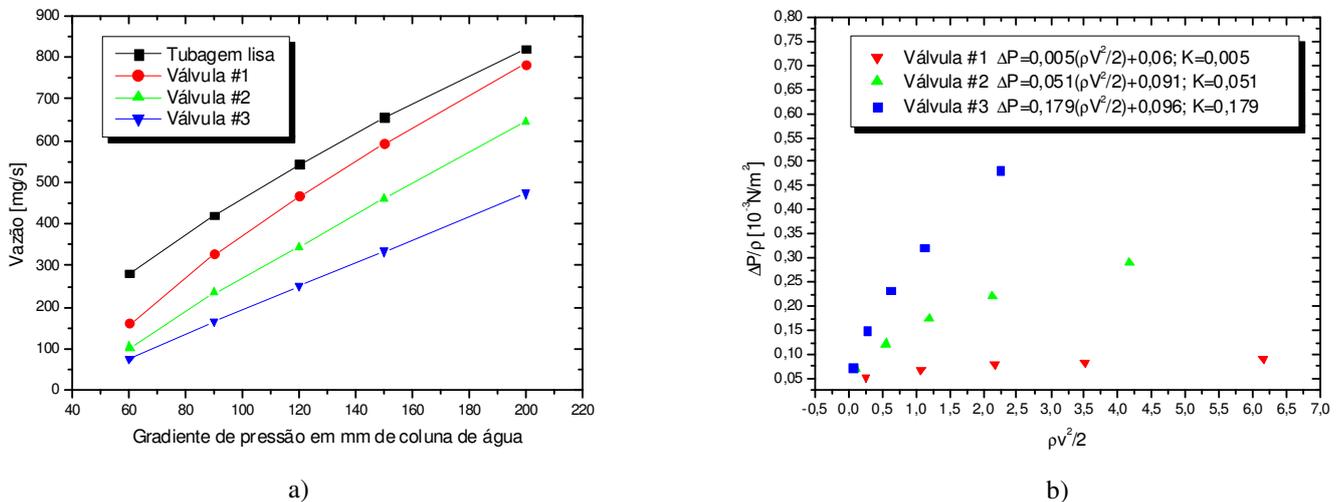


Figura 9 – a) Vazão em variados gradientes de pressão para diferentes válvulas; b) Coeficientes de perda de carga para diferentes válvulas

No gráfico da Figura 9a) pode-se observar um melhor desempenho da válvula #1 que apresentou menor diferença entre as vazões quando comparada com a tubagem lisa, mostrando então através do gráfico um coeficiente de perda localizada de  $K = 0,005$ . Já as demais válvulas # 2 e 3 apresentaram maiores perdas de carga demonstrando coeficientes de perda localizadas de  $K = 0,051$  e  $K = 0,179$  respectivamente. As válvulas # 2 e 3 são de um mesmo fabricante, diferente da válvula #1. Devido a um número limitado de válvulas novas para testes, não pôde afirmar qual fabricante apresenta uma válvula anti-refluxo com menor perda de carga, mesmo porque as válvulas #2 e 3 são dos mesmos fabricantes e possuíram distintos coeficientes de perda de carga, isso, provavelmente, devido a problemas de falta de uniformidade de processo de fabricação, bem como manutenção de moldes de injeção e possíveis alterações no tamanho da membrana da válvula.

Para os testes de pressão pneumática com torneira de três vias através da obtenção do ponto crítico, obteve-se os primeiros ensaios de um lote de 40 torneiras de quatro fabricantes diferentes (A, B, C, D), os resultados são mostrados na Figura 10:

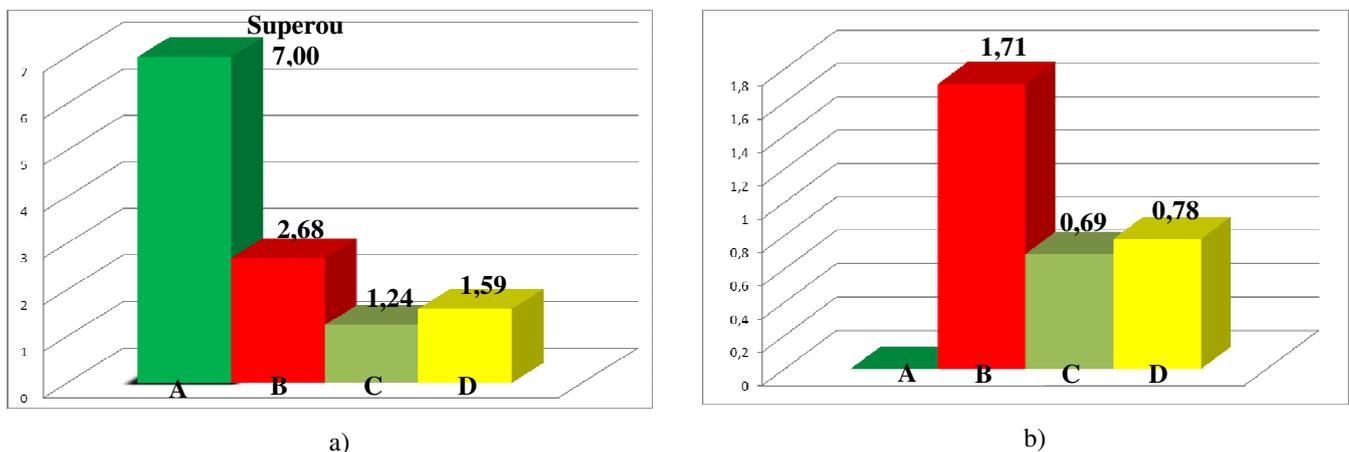


Figura 10 – a) Ponto crítico pneumático em  $\text{kp/cm}^2 \pm 0,5\%$ ; b) Desvio padrão das amostras

Os testes foram limitados a pressão de trabalho máxima de  $7 \text{ kp/cm}^2$ . A torneira do fabricante "A" suportou seguramente o valor máximo em todas as amostras ensaiadas. Por sua vez as torneiras ensaiadas do fabricante "B" apresentaram um ponto crítico pneumático médio de  $2,68 \pm 0,5 \% \text{ kp/cm}^2$ , porém um elevado desvio padrão denunciando uma provável deficiência no processo de fabricação. As empresas "C" e "D" mostraram um desvio padrão próximo, porém os resultados de ponto crítico do fabricante "C" apresentaram os menores valores.

## 5. CONCLUSÃO

A utilização de sistemas de drenagem de LCR reduziu de 54% para 5% a taxa de mortalidade devido à hidrocefalia, porém, é observado que quase a metade dos óbitos ocorre devido a complicações mecânicas do SD. Com o intuito de reduzir ainda mais essa taxa de mortalidade o presente trabalho mostrou uma análise hidrodinâmica procurando encontrar as origens de problemas mecânicos para poder eliminar ou minimizá-los. Para válvulas anti-refluxo pode-se observar significativa perda de carga com relação a outros componentes, o que pode ser minimizado com um novo projeto hidrodinâmico. Também se observou diferentes intensidades de regurgitação nas válvulas, que com exceção da válvula #2 mostrada nas Figuras 4 e 6, não apresentam perigo, porém os diferentes comportamentos entre elas denunciam pouco controle no processo de fabricação/montagem das mesmas, o que também pode ser observado claramente nas torneiras de três vias pelo elevado desvio padrão do ponto crítico encontrado para os mesmos fabricantes.

A ausência de um processo de fabricação que proporcione características hidrodinâmicas adequadas e uniformes aos produtos aumenta a probabilidade de componentes defeituosos serem utilizados para o tratamento de pacientes, implicando em complicações mecânicas que podem resultar, muitas vezes, em óbito. Portanto uma melhoria no processo de fabricação dos componentes analisados seria uma eficiente alternativa para minimização da taxa de mortalidade existente em pacientes submetidos ao tratamento da hidrocefalia.

## 6.REFERÊNCIAS

- BROWD, S. R.; RAGEL, B. T.; GOTTFRIED, O. N. & KESTLE, J.R.W., "*Failure of Cerebrospinal Fluid Shunts: Part I: Obstruction and Mechanical Failure*", Pediatric Neurology, Vol. 34, n. 2, pp. 83-92, 2005.
- CAMILO, J.R., 2005, "*Simulação Hidrodinâmica e Caracterização Experimental de Mecanismos Anti-Sifão em Sistemas de Drenagem Externa de Líquido Cefalorraquidiano*", Dissertação de Mestrado, Unesp de Ilha Solteira.
- GARTON, H. J. L. & PIATT JR., J. H., "*Hidrocephalus*", Pediatr. Clin. N. Am., vol. 51, pp. 305-325, 2004.
- GUSMÃO, S.; SILVEIRA, R. L.; CABRAL FILHO, G. & ARANTES, A., 2000, "*Aplicações clínicas da Hidrodinâmica na Derivação Ventrículo – Peritoneal*", Arquivos Brasileiro de Neurocirurgia, Vol. 19, n. 4, pp. 179-183.
- KAJIMOTO, Y.; OHTA, T.; MIYAKE, H.; MATSUKAWA, M.; OGAWA, D.; NAGAO, K. & KUROIWA, T., 2000, "*Posture-related Changes in the Pressure Environment of the Ventriculoperitoneal Shunt Systems*" Journal of Neurosurgical, vol. 93, pp.614-617.
- SESSAY, M.; TENTILLIER, M.; MEHSEN, M.; MARGUINAUD, E.; STÖCKLE, M.; CROZAT, P.; DUBICQ, J.; BOULARD, G. & MAURETTE, P. "*Les dérivações du liquide céphalorachidien: particularités anesthésiques* ", Ann. Fr. Anesth. Réanim., vol. 21, pp. 78-83, 2002.

## EXTERNAL SHUNTS HYDRODYNAMIC CHARACTERIZATION ON THE CEREBROSPINAL-FLUID DRAINAGE

**Victor Emanuel de Freitas Xavier**

**Edson Del Rio Vieira**

Unesp, campus de Ilha Solteira-SP  
vefxavier@aluno.feis.unesp.br; delrio@dem.feis.unesp.br

**José Ricardo Camilo**

Depto. de Pesquisa e Desenvolvimento – Ventura Biomédica Ltda  
camilo@ventura.ind.br

**Angelo Luiz Maset**

**Kleber Paiva Duarte**

Depto. de Neurocirurgia - INNEURO  
maset@ventura.ind.br, kleberduarte@uol.com.br

**Abstract:** *The watery fluid continually produced inside the brain ventricles is called cerebrospinal fluid (CSF). When the production to absorption ratio of the CFS shows deficiency, can be observed a significant variation of the internal cerebral pressure (ICP), anomaly known as hydrocephalus. For these cases, the treatment usually used is the implantation of shunts. Unfortunately, occurs that a significant group of the shunts complications are provoked by mechanical imperfections. The objective of the present work is an experimental flow investigation of externals DS, looking for the mechanical imperfections minimization. An automated device has been utilized in order to measurement the flow rate for different hydrostatic pressure gradients, simulating the operation of an external DS. The constructed device promotes tests for a complete DS or discrete parts of the system. Flow rate tests have been realized in function of the pressure gradient involving different DS and several individual components (valves, catheters, tubes, and others). The results shows great variations of the average loss of load by the components supplied for different manufacturers. On other side, lots of components supplied by the same manufacturer show located loss of load coefficients with a elevated value of standard deviation, indicating, probably, imperfections in the control of the fabrication process. Additionally, in the same way of this work, were made hydro/pneumatics tests of pressure resistance for the three ways taps from external DS, where also observed little uniformity of manufacture's lots. Elevated values of standard deviation, showing little uniformity of results, show a significant increase of the probability of supply problematic components. This situation shows inconceivable for manufacturers of medical components.*

**Keywords:** *cerebrospinal-fluid, hydrocephalus, external shunts, hydrodynamic characterization, shunts.*