



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
Câmpus de Ilha Solteira

# **Estudo Experimental de Sistemas de Drenagem Externa do Líquido Cefalorraquidiano**

**Camila Bim**

Ilha Solteira  
2012



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
Câmpus de Ilha Solteira

# **Estudo Experimental de Sistemas de Drenagem Externa do Líquido Cefalorraquidiano**

**Camila Bim**

**Orientadores:**  
**Prof. Dr. Sérgio Said Mansur**  
**Prof. Dr. Edson Del Rio Vieira**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia-  
UNESP- Câmpus de Ilha Solteira, para a obtenção  
do título de mestre em Engenharia Mecânica.  
Área de Conhecimento: Ciências Térmicas

Ilha Solteira  
2012

#### FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação  
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da UNESP - Ilha Solteira.

|       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
|-------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| B611e | <p>Bim, Camila.</p> <p>Estudo experimental de sistemas de drenagem externa do líquido cefalorraquidiano / Camila Bim. -- Ilha Solteira : [s.n.], 2012<br/>89 f. : il.</p> <p>Dissertação (mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de Conhecimento: Ciências Térmicas, 2012</p> <p>Orientador: Sérgio Said Mansur<br/>Coorientador: Edson Del Rio Vieira</p> <p>1. Hidrocefalia. 2. Líquido cefalorraquidiano. 3. Sistemas de drenagem.</p> |
|-------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA  
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

### **CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

**TÍTULO:** Estudo Experimental de Sistemas de Drenagem Externa do Líquido Cefalorraquidiano

**AUTORA:** CAMILA BIM

**ORIENTADOR:** Prof. Dr. SERGIO SAID MANSUR

**CO-ORIENTADOR:** Prof. Dr. EDSON DEL RIO VIEIRA

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica ,  
Área: CIÊNCIAS TÉRMICAS, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. EDSON DEL RIO VIEIRA

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. ANDRE LUIZ SEIXLACK

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. MARCOS PINOTTI BARBOSA

Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade Federal de Minas Gerais

Data da realização: 10 de agosto de 2012.

*“Porque a sabedoria serve de defesa,  
como de defesa serve o dinheiro;  
mas a excelência do conhecimento é que a  
sabedoria dá vida ao seu possuidor.”*  
Eclesiastes 7:12

*“Deus não joga aos dados”*  
Albert Einstein

*À minha mãe, Marli Aparecida Bim, pelo amor e dedicação incondicional e pelo exemplo de vida e caráter.*

---

# *AGRADECIMENTOS*

---

Não seria possível a realização dessa pesquisa e muito menos das metas alcançadas sem a presença de Deus abençoando todas as etapas da minha caminhada e a dádiva colocada por Ele em minha vida, uma guerreira chamada Marli Aparecida Bim, minha mãe, que tanto admiro e que sempre esteve ao meu lado me compreendendo, dando força e apoio; por isso meu amor e agradecimento a ela são imensuráveis.

A todos meus familiares pelo apoio, em especial minha avó Antonia Tésti Bim que considero minha segunda mãe, um exemplo extraordinário de vida.

Às pessoas que sempre estarão em meu coração e sem as quais não teria crescido tanto e amadurecido, meus amigos! Obrigada pela força nos momentos críticos, pela aprendizagem, conselhos e pelos tantos momentos especiais que não seria possível recordar sem vocês, pois não existiriam. Em especial agradeço aos meus amigos de mestrado pelo companheirismo, auxílio e sugestões sempre que necessário.

A todos os professores do Departamento de Engenharia Mecânica com os quais muito aprendi no âmbito pessoal e profissional, em especial meu orientador, peça fundamental para a realização desse trabalho, Edson Del Rio Vieira, pelas sugestões e exemplos de conhecimento e sabedoria.

Aos funcionários, em especial ao técnico de laboratório Edvaldo Silva de Araújo “Guati”, pela amizade criada ao longo dessa pesquisa, socorros nas horas de urgência, pelas dicas importantíssimas e paciência.

À empresa Ventura Biomédica por todo o suporte oferecido que viabilizou a realização deste trabalho.

À CNPq pelo auxílio concedido.

Aos membros da banca examinadora, pelas sugestões e comentários.

À todas pessoas que não foram citadas, mas que de alguma forma contribuíram para a concretização dessa pesquisa.

Meus sinceros agradecimentos!

---

## *Resumo*

---

Hidrocefalia, também conhecida como “água no cérebro”, é uma condição médica que afeta adultos e crianças e pode ser causada por má formação congênita, anomalias cerebrais, tumores, inflamações, infecções, encefalite, hemorragia intracraniana, traumatismos e outros. A hidrocefalia pode ser seguida por aumento significativo da pressão intracraniana (PIC), que ocorre em razão do acúmulo excessivo do líquido cefalorraquidiano (LCR) nos ventrículos ou cavidades do cérebro, resultando em danos cerebrais permanentes e até em morte. Após o diagnóstico de hidrocefalia há poucas opções de tratamento, exceto cirúrgicas. O processo envolve a implantação de um cateter ventricular para controlar o fluxo de LCR que, geralmente, é drenado das cavidades intracranianas para outro lugar. A drenagem pode ser feita por diferentes métodos. A drenagem do LCR para um reservatório fora do corpo humano é um tratamento provisório, também conhecido como drenagem ventricular externa (DVE). Também é possível realizar um tratamento permanente implantando-se um “shunt”, a fim de promover a drenagem do líquido para outra cavidade corporal, sendo a cavidade abdominal a mais comum. Esse procedimento é chamado de drenagem ventricular interna (DVI). No presente trabalho, experimentos foram realizados com alguns tipos de válvulas unidirecionais de drenagem externa do LCR, a fim de verificar seus comportamentos quando submetidas a vários gradientes de pressão encontrados no organismo humano. Para isso, houve uma sondagem quanto à metodologia de estudo mais adequada para essa investigação, a fim de proporcionar maior segurança aos resultados obtidos nessa pesquisa e em trabalhos futuros.

**Palavras-chave:** Hidrocefalia. Líquido cefalorraquidiano. Sistemas de drenagem.



---

## *Abstract*

---

Hydrocephalus, also known as “water on the brain”, is a medical condition that affects both adults and children, and it can be caused by birth defects, brain abnormalities, tumors, inflammations, infections, encephalitis, intracranial hemorrhage, trauma and others. The hydrocephalus may be followed by a significant increase of the intracranial pressure (ICP) with occurs due to the excessive accumulation of cerebrospinal fluid (CSF) in the ventricles or cavities of the brain, this can result in permanent brain damage and even death. After the diagnosis of hydrocephalus, there are some options for treatment except surgical. The process involves the placement of a ventricular catheter to control the flow of CFS with, usually, is drained of the intracranial cavity for other place. The draining can be done by different methods. Draining the CSF into a bag outside the body human is a temporary treatment, also known as external ventricular drainage (EVD). It is also possible make a permanent treatment, in this case, a “shunt” system is placed in order to promote the drainage of CSF to another body cavity, and the abdominal cavity is one of the most common, this procedure is called internal ventricular drainage (IVD). In the present work experiments were performed with some types of one-way valves for external drainage of CSF, to verify their behavior when subjected to various pressure gradients found in human organism. Para isso houve uma sondagem quanto à methodology of study more appropriate for this investigation to provide greater security in results obtained in this work and future works.

**Keywords:** Hydrocephalus. Cerebrospinal fluid. System of drainage.

---

## *Lista de Figuras*

---

|                                                                                                                                                                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 01</b> – Ilustração dos ventrículos cerebrais.....                                                                                                                                                                                 | 19 |
| <b>Figura 02</b> – Plexos coróides e sua localização nos ventrículos cerebrais.....                                                                                                                                                          | 20 |
| <b>Figura 03</b> – Estrutura do cérebro e da medula espinhal no corpo humano.....                                                                                                                                                            | 20 |
| <b>Figura 04</b> – Percurso do Líquido Cefalorraquidiano .....                                                                                                                                                                               | 21 |
| <b>Figura 05</b> – Comportamento do compartimento ventricular.....                                                                                                                                                                           | 22 |
| <b>Figura 06</b> – Variação de pressão em função do volume no interior do cérebro .....                                                                                                                                                      | 23 |
| <b>Figura 07</b> – PIC em função do volume intracraniano .....                                                                                                                                                                               | 24 |
| <b>Figura 08</b> – Vazão nos Ventrículos Cerebrais x Pressão.....                                                                                                                                                                            | 24 |
| <b>Figura 09</b> – Dilatação do compartimento liquórico encefálico – ventrículo lateral .....                                                                                                                                                | 26 |
| <b>Figura 10</b> – Manuscrito em Árabe de Abulkassim Al Zahrawi com a descrição clínica da Hidrocefalia – Manuscrito original está na Índia, na biblioteca de Patna .....                                                                    | 30 |
| <b>Figura 11</b> – A esquerda está o diagrama de um crânio de uma paciente que sofreu várias lesões de trepanação - descoberto pelo Dr. H. Malbot, em 1887. A esquerda está uma foto da cabeça de outro paciente que sofreu trepanação ..... | 31 |
| <b>Figura 12</b> – A esquerda John e Mary Holter com seu filho Casey e a direita Holter trabalhando no sistema de drenagem do LCR “shunt”.....                                                                                               | 32 |
| <b>Figura 13</b> – Modelo de válvula unidirecional chamada de shunt de Spitz-Holter.....                                                                                                                                                     | 33 |
| <b>Figura 14</b> – Ilustração do sistema de drenagem do líquido cefalorraquidiano para um meio externo .....                                                                                                                                 | 36 |
| <b>Figura 15</b> – Uso Correto (a) e incorreto (b) do sistema de drenagem externa de líquido cefalorraquidiano .....                                                                                                                         | 37 |
| <b>Figura 16</b> – Ilustração do sistema de drenagem do líquido cefalorraquidiano para outras partes do organismo humano - cavidade abdominal .....                                                                                          | 38 |
| <b>Figura 17</b> – Procedimentos da cirurgia de implantação do shunt .....                                                                                                                                                                   | 39 |
| <b>Figura 18</b> – Sistema de tubos de silicone para o implante do shunt .....                                                                                                                                                               | 40 |
| <b>Figura 19</b> – Troca de sistema de derivação do LCR/paciente .....                                                                                                                                                                       | 41 |

|                                                                                                                                     |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 20</b> – Sistemas de drenagem do LCR que apresentaram complicações .....                                                  | 42 |
| <b>Figura 21</b> – Tipos de Válvulas Neurológicas em grupos .....                                                                   | 43 |
| <b>Figura 22</b> – Válvula ajustável desenvolvida por Kuffer & Strub .....                                                          | 44 |
| <b>Figura 23</b> – Válvula Hakim .....                                                                                              | 44 |
| <b>Figura 24</b> – (a) válvula bola-mola fechada e (b) válvula bola-mola aberta.....                                                | 45 |
| <b>Figura 25</b> – Válvula auto-regulável Ball/Cone Valve desenvolvida por Hakim .....                                              | 45 |
| <b>Figura 26</b> – Válvula auto-regulável Codis Orbi-Sigma .....                                                                    | 46 |
| <b>Figura 27</b> – Válvula auto-regulável Beverly Reverential.....                                                                  | 46 |
| <b>Figura 28</b> – Válvula Delta anti-sifão .....                                                                                   | 47 |
| <b>Figura 29</b> – Válvula anti-sifão PS Medical .....                                                                              | 48 |
| <b>Figura 30</b> – Válvula anti-sifão Radionics .....                                                                               | 48 |
| <b>Figura 31</b> – Válvula gravitacional Cordis-Hakim-Lumbar .....                                                                  | 49 |
| <b>Figura 32</b> – Válvula gravitacional Miethke ShuntAssistent.....                                                                | 49 |
| <b>Figura 33</b> – Válvula gravitacional Dual-Switch .....                                                                          | 50 |
| <b>Figura 34</b> – Bancada experimental utilizando uma balança eletrônica .....                                                     | 51 |
| <b>Figura 35</b> – Bancada experimental utilizando transdutores de pressão .....                                                    | 52 |
| <b>Figura 36</b> – Bancada experimental utilizando transdutores de pressão e bomba de infusão<br>(Drake & Sainte-Rose - 1994) ..... | 52 |
| <b>Figura 37</b> – Bancada experimental com recursos automáticos para aquisição de dados .....                                      | 54 |
| <b>Figura 38</b> – Bancada Experimental utilizada na presente pesquisa .....                                                        | 56 |
| <b>Figura 39</b> – Representação do Frasco de Mariotte.....                                                                         | 57 |
| <b>Figura 41</b> – Válvulas de Drenagem Externa do Líquido Cefalorraquidiano em<br>estudo.....                                      | 59 |
| <b>Figura 42</b> – Representação do Frasco de Mariotte.....                                                                         | 61 |
| <b>Figura 43</b> – Pressão (Adimensional) em função do fator de atrito do tubo “a”.....                                             | 65 |
| <b>Figura 44</b> – Pressão (Adimensional) em função do fator de atrito do tubo “b” .....                                            | 65 |

|                                                                                                                                                             |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 45</b> – Pressão (Adimensional) em função do fator de atrito do tubo “c” .....                                                                    | 66 |
| <b>Figura 46</b> – Pressão (Adimensional) em função do fator de atrito do tubo “d” .....                                                                    | 66 |
| <b>Figura 47</b> – Número de Reynolds em função do fator de atrito do tubo “a” .....                                                                        | 67 |
| <b>Figura 48</b> – Número de Reynolds em função do fator de atrito do tubo “b” .....                                                                        | 67 |
| <b>Figura 49</b> – Número de Reynolds em função do fator de atrito do tubo “c” .....                                                                        | 67 |
| <b>Figura 50</b> – Número de Reynolds em função do fator de atrito do tubo “d” .....                                                                        | 68 |
| <b>Figura 51</b> – Pressão em função do fator de atrito dos tubos “a”, “b”, “c” e “d” .....                                                                 | 69 |
| <b>Figura 52</b> – Desenvolvimento da camada limite hidrodinâmica .....                                                                                     | 70 |
| <b>Figura 53</b> – Resultado numérico do comprimento de entrada hidrodinâmico .....                                                                         | 71 |
| <b>Figura 54</b> – Fator de atrito do tubo rígido em função do número de Reynolds – escoamento com diferentes índices de detergente no fluido drenado ..... | 72 |
| <b>Figura 55</b> – Coeficiente de perda de carga da válvula Duckbill x Log do número de Reynolds .....                                                      | 73 |
| <b>Figura 56</b> – Coeficiente de perda de carga da válvula Medex x Log do número de Reynolds .....                                                         | 73 |
| <b>Figura 57</b> – Coeficiente de perda de carga da válvula Vernay I x Log do número de Reynolds .....                                                      | 74 |
| <b>Figura 58</b> – Coeficiente de perda de carga da válvula Vernay II x Log do número de Reynolds .....                                                     | 74 |
| <b>Figura 59</b> – Coeficiente de perda de carga da válvula Harkey Roberts x Log do número de Reynolds .....                                                | 74 |
| <b>Figura 60</b> – Coeficiente de perda de carga da válvula Valve Plastic x Log do número de Reynolds .....                                                 | 75 |
| <b>Figura 61</b> – Valores $\Delta P$ x Re da válvula DuckBill .....                                                                                        | 75 |
| <b>Figura 62</b> – Valores $\Delta P$ x Re da válvula Medex.....                                                                                            | 76 |
| <b>Figura 63</b> – Valores $\Delta P$ x Re da válvula Vernay I.....                                                                                         | 76 |
| <b>Figura 64</b> – Valores $\Delta P$ x Re da válvula Vernay II.....                                                                                        | 76 |
| <b>Figura 65</b> – Valores $\Delta P$ x Re da válvula Harkey Roberts .....                                                                                  | 77 |
| <b>Figura 66</b> – Valores $\Delta P$ x Re da válvula Valve Plastic .....                                                                                   | 77 |

|                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 67</b> – Valores de $\Delta P/\rho \times V^2/2$ da válvula DuckBill .....      | 78 |
| <b>Figura 68</b> – Valores de $\Delta P/\rho \times V^2/2$ da válvula Vernay I .....      | 78 |
| <b>Figura 69</b> – Valores de $\Delta P/\rho \times V^2/2$ da válvula Harkey Roberts..... | 78 |
| <b>Figura 70</b> – Valores de $\Delta P/\rho \times V^2/2$ da válvula Valve Plastic.....  | 79 |
| <b>Figura 71</b> – Curva de calibração da balança sendo carregada e descarregada .....    | 89 |

---

## *Lista de Tabelas*

---

|                                                                                                             |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabela 01</b> – Comparação entre os componentes do Líquido Cefalorraquidiano e o Plasma.....             | 18 |
| <b>Tabela 02</b> – Fases de compressibilidade dos ventrículos.....                                          | 23 |
| <b>Tabela 03</b> – Manifestações Clínicas da Hidrocefalia de acordo com a idade de início .....             | 26 |
| <b>Tabela 04</b> – Classificações da Hidrocefalia e suas respectivas características/descrição .....        | 29 |
| <b>Tabela 05</b> – Classificação das complicações do sistema de drenagem do líquido cefalorraquidiano ..... | 41 |
| <b>Tabela 06</b> – Características da Balança Eletrônica.....                                               | 58 |
| <b>Tabela 07</b> – Características dos Tubos Rígidos .....                                                  | 60 |
| <b>Tabela 08</b> – Valores das incertezas máximas presentes nos sistemas de medição .....                   | 88 |

---

# Sumário

---

|                                                                                               |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Preâmbulo .....                                                                               | 14 |
| Capítulo 01 – Introdução .....                                                                | 17 |
| 1.1 Líquido Cefalorraquidiano .....                                                           | 17 |
| 1.2 Pressão Intra-Craniana/Intra-ventricular e o Comportamento Hidrodinâmico do Cérebro ..... | 22 |
| Capítulo 02 – Hidrocefalia .....                                                              | 26 |
| 2.1 Características e Causas da Hidrocefalia .....                                            | 26 |
| 2.2 História do Tratamento da Hidrocefalia .....                                              | 30 |
| Capítulo 03 – Drenagem do Líquido Cefalorraquidiano .....                                     | 34 |
| 3.1 Tipos de Drenagem do Líquido Cefalorraquidiano .....                                      | 34 |
| 3.1.1 Drenagem Externa do Líquido Cefalorraquidiano .....                                     | 35 |
| 3.1.2 Drenagem Interna do Líquido Cefalorraquidiano .....                                     | 37 |
| 3.2 Tipos de Válvulas Neurológicas .....                                                      | 43 |
| 3.3 Revisão Bibliográfica sobre as Bancadas Experimentais .....                               | 50 |
| Capítulo 04 – Materiais e Métodos .....                                                       | 55 |
| 4.1 Bancada Experimental para a realização dos Ensaios Hidrodinâmicos .....                   | 55 |
| 4.2 Modelo Matemático .....                                                                   | 60 |
| Capítulo 05 – Resultados e Discussão .....                                                    | 64 |
| 5.1 Fator de Atrito do Tubo Rígido .....                                                      | 64 |
| 5.1.1 Influência das dimensões do tubo rígido .....                                           | 64 |
| 5.1.2 Influência do comprimento de entrada o tubo .....                                       | 69 |
| 5.1.3 Influência da tensão interfacial .....                                                  | 72 |
| 5.2 Coeficiente de perda de carga das Válvulas de Drenagem Externa do LCR .....               | 73 |
| Capítulo 06 – Considerações Finais .....                                                      | 80 |
| Referências .....                                                                             | 82 |
| Anexo A: Análise de Erros Experimentais .....                                                 | 87 |

---

## *Preâmbulo*

A palavra hidrocefalia tem origem nas palavras do idioma grego: “hydro” que significa água e “céfalo” que significa cabeça, gerando o termo, popularmente conhecido, “água no cérebro”, que se refere ao acúmulo de líquido cefalorraquidiano (LCR), também conhecido como líquido, no interior das cavidades cranianas. Esse líquido incolor preenche as cavidades internas do cérebro e tem como principal função proteger o sistema nervoso central e a medula espinhal de choques mecânicos e vibrações. Além disso desempenha um papel importante na proteção biológica do sistema nervoso e na remoção de impurezas, uma vez que o tecido cerebral não possui sistema linfático.

O LCR é continuamente produzido por um tecido chamado plexo coróide localizado dentro dos ventrículos cerebrais. Depois de gerado, o líquido é drenado através de minúsculos orifícios, denominados de forames, começando assim seu trajeto de banhar toda a massa cefálica e a medula espinhal em um ciclo de produção, circulação e absorção. Portanto, deve existir um equilíbrio dinâmico uma vez que a quantidade do líquido cefalorraquidiano produzida em algumas partes do sistema é, simultaneamente, absorvida em outras.

A hidrocefalia ocorre quando há um desequilíbrio excessivo entre a produção e absorção do líquido. Isso pode ocorrer, por exemplo, devido a uma diminuição da absorção ou quando há obstrução nas estreitas passagens do líquido cefalorraquidiano através dos forames. Dessa forma, ocorre um acúmulo do LCR no interior dos ventrículos cerebrais e, conseqüentemente, um aumento sensível da pressão hidrostática. Logo, quando a pressão no interior da caixa craniana (pressão intra craniana - PIC) assume valores considerados de risco é necessário o procedimento de drenagem para promover o controle efetivo e normalizar a pressão.

Tentativas de drenagem do LCR aparecem desde os tempos remotos, como pode ser evidenciado em descobertas arqueológicas dos tempos pré-históricos. Entretanto, só na década de 50 houve o efetivo desenvolvimento de uma válvula para o controle da pressão hidrostática causada pelo aumento de líquido e, com isso, minimizar os efeitos da hidrocefalia.

Atualmente, tal procedimento ocorre por meio da implantação de um cateter ventricular que tem a finalidade de coletar o fluido diretamente do interior do ventrículo cerebral conduzindo-o para a bolsa de drenagem externa (bolsa de coleta), através de tubo de



PVC flexível, denominado de tubagem, que contém uma válvula de três vias que permite a coleta do material drenado para análise. Ainda na tubagem há uma válvula unidirecional (válvula anti-refluxo) que impede que o líquido drenado retorne ao interior dos ventrículos cerebrais se, por qualquer motivo, ocorrer um gradiente de pressão adverso que inverta o fluxo. Em razão da fisiologia envolvida, sempre que a pressão intraventricular for superior a um valor pré determinado pelo neurocirurgião, o fluido será drenado e quando for menor não haverá drenagem.

A Ventura Biomédica é uma empresa voltada para a neurocirurgia e desenvolve pesquisa na área de drenagem do LCR. Devido a sua preocupação de melhoria dos procedimentos médicos envolvidos na área neurológica, a empresa firmou convênio com o Laboratório de Visualização de Escoamentos da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, ciente da importância da aproximação entre a universidade e o setor produtivo.

No primeiro momento, o esforço do presente trabalho era realizar testes com vários tipos de válvulas unidirecionais de drenagem externa do líquido cefalorraquidiano, sendo alguns exemplares protótipos e outros presentes, atualmente, no mercado neurológico mundial. Os resultados foram obtidos por meio de testes em regime de escoamento laminar, com o objetivo de obter o comportamento das válvulas quando expostas a gradientes de pressão usuais em situações de tratamento da hidrocefalia. Para atingir esse objetivo vários fatores determinantes nos resultados devem ser considerados e explorados. Portanto, a pesquisa tem também o objetivo de apresentar uma metodologia de sondagem adequada para se aplicar nos estudos de válvulas anti-refluxo.

Vários autores utilizam diferentes montagens experimentais para diferentes testes dos diferentes tipos de válvulas. Assim, o presente trabalho, além dos ensaios de diferentes tipos de válvulas unidirecionais, também realiza uma discussão sobre as diferentes montagens propostas.

Esses resultados serão de grande valia já que a hidrocefalia pode ocorrer em qualquer idade e pode gerar várias consequências tais como severas perdas das funções intelectuais, danos neurológicos graves e irreversíveis (diminuição dos movimentos, sensações e funções), deficiência física e até a morte. Outra importância da pesquisa é que não há um vasto acervo de trabalhos na literatura apresentando estudos de válvulas de drenagem externa do LCR utilizadas no meio neurológico, muito menos uma metodologia adequada para efetuar esse tipo de estudo. Infelizmente a quase totalidade dos artigos envolvendo a drenagem do líquido encontra-se restrito aos dispositivos de drenagem interna, sobretudo o abdominal.

Convém esclarecer que o presente trabalho não contém um capítulo específico de revisão de literatura, em razão de sua natureza multidisciplinar. Este trabalho está dividido em seis capítulos. Os dois primeiros envolvendo a fisiologia humana relacionada ao assunto da pesquisa. O terceiro apresenta algumas válvulas de drenagem do líquido cefalorraquidiano e também as formas com que esse procedimento ocorre. O capítulo quatro contém a metodologia de pesquisa utilizada e por fim, os resultados obtidos e discussões são apresentados no capítulo cinco.

## Capítulo 01

### *Introdução*

Neste capítulo apresentam-se informações a respeito da fisiologia humana relacionada ao assunto abordado nesta pesquisa. Serão apresentadas as características do líquido cefalorraquidiano quanto à formação, circulação e absorção, com a exploração do comportamento hidrodinâmico do cérebro e da pressão intracraniana/ventricular. Esse estudo se faz primordial para a compreensão dos sistemas hidrodinâmicos estudados no presente trabalho.

#### **1.1 Líquido Cefalorraquidiano**

O conhecimento completo das funções desempenhadas pelo líquido cefalorraquidiano tem ocupado a atenção de clínicos e cientistas a muitos anos. A importância clínica do estudo do LCR pode ser adequadamente compreendida com a publicação recente do artigo de Meyer et al. (2010) que identifica pacientes com mal de Alzheimer por meio da análise de composição protéica do líquido.

O líquido cefalorraquidiano, também conhecido como líquido cérebro espinhal ou líquido, é um fluido aquoso intracraniano e tem como características ser incolor, inodoro e com baixa concentração de células e proteínas. Em termos de aparência e composição química, o LCR é semelhante ao plasma sanguíneo ultra filtrado como mostrado na Tabela 01, que apresenta uma comparação e a razão entre o líquido e o plasma sanguíneo ( $R_{LCR}$ ). Entretanto, observa-se maior concentração de íons de cloro, de magnésio e de  $pCO_2$  (pressão parcial de dióxido de carbono) no líquido e menores concentrações de íons de sódio, de potássio, de cálcio, hidrogenocarbonato, amino ácidos, proteína, glucose e Ph do que o plasma humano.

Tabela 01 – Comparação entre os componentes do líquido cefalorraquidiano e o plasma sanguíneo

| Componentes                   | Plasma Sanguíneo | Líquido Cefalorraquidiano | R <sub>LCR</sub> |
|-------------------------------|------------------|---------------------------|------------------|
| Na <sup>+</sup>               | 150,0            | 147,0                     | 0,98             |
| K <sup>+</sup>                | 4,63             | 2,86                      | 0,62             |
| Mg <sup>2+</sup>              | 1,61             | 2,23                      | 1,39             |
| Ca <sup>2+</sup>              | 4,70             | 2,28                      | 0,49             |
| Cl <sup>-</sup>               | 99,0             | 113,0                     | 1,14             |
| HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> | 26,8             | 23,3                      | 0,87             |
| Amino Ácidos                  | 2,62             | 0,72                      | 0,27             |
| Total de Proteínas (mg/dl)    | 6987,2           | 39,2                      | 0,0056           |
| Glucose (mg/dl)               | 96,2             | 59,7                      | 0,62             |
| Osmolaridade (mOsm/kg)        | 289,0            | 289,0                     | 1,00             |
| Ph                            | 7,397            | 7,300                     | -                |
| pCO <sub>2</sub> (mmHg)       | 41,1             | 50,5                      | -                |

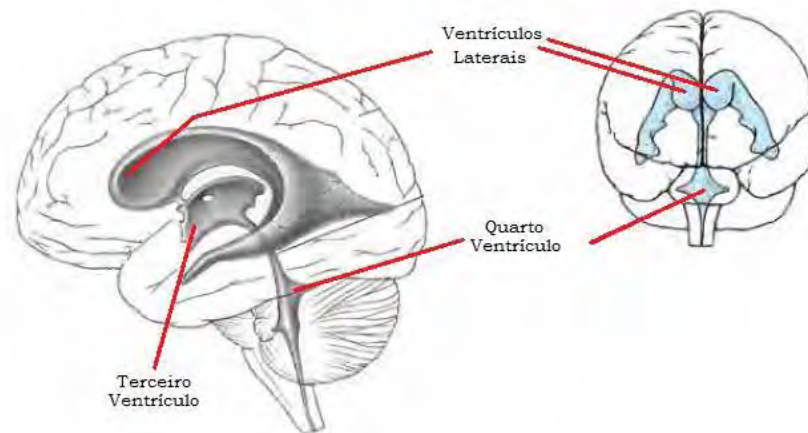
Fonte: Davson e Segal (1996)

Wood (1980) afirma que vários autores concluíram que a formação do LCR advém de um simples processo de filtração do sangue. Porém, em razão das diferenças de concentrações dos componentes do plasma sanguíneo e do líquido e da energia necessária para a criação desses componentes, o autor afirma que a formação do líquido cefalorraquidiano deve resultar de um processo bem mais complexo do que a ultra filtração do plasma sanguíneo.

De acordo com Adam et al. (2001) o líquido cefalorraquidiano preenche os espaços intra-cerebral e extra-cerebral apresentando uma composição iônica estável. Nos ventrículos e forames, espaços intra-cerebrais, está presente 20% de todo LCR do organismo e os outros 80% se localizam em espaços extra-cerebrais, ou seja, em torno do cérebro e na medula espinhal.

O LCR constitui somente 10% do volume intracraniano, sendo sua quantidade total, presente no organismo humano - sistema nervoso, em um adulto saudável, da ordem de 150 ml, dos quais de 20 a 30 ml estão no interior dos ventrículos cerebrais (Figura 01) e o restante está nos espaços subaracnóides intracraniano e raquidiano (CARLOTTI JUNIOR; COLLI; DIAS, 1998).

Figura 01 – Ilustração dos ventrículos cerebrais



Fonte: Martin (2003)

Adam et al. (2001) e Irani (2009) apresentam as principais funções do líquido cefalorraquidiano:

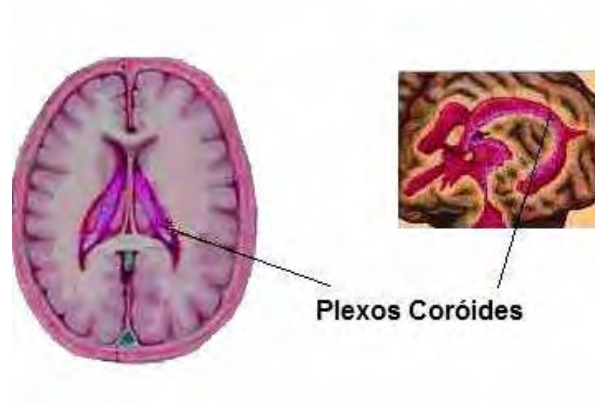
- Proteção mecânica do cérebro e da medula espinal contra choques e vibrações;
- Suporte metabólico para o sistema nervoso central;
- Remoção de resíduos metabólicos, uma vez o tecido cerebral não possui sistema linfático;
- Relativa proteção imunológica;
- Fluxo de nutrientes, hormônios e neurotransmissores;
- Homeostase que é a regulação do volume, da pressão, da osmolalidade, do pH e da composição iônica;

Os autores Wilkinson e Lennox (2005) e Schirmer (1995) afirmam que os plexos coróides, estruturas glandulares presentes no interior dos ventrículos cerebrais, são responsáveis pela produção constante do líquido cefalorraquidiano segundo um mecanismo de filtração semelhante ao dos glomérulos renais.

Cardinali (1992) ainda diz que a formação do LCR se dá tanto pelo plexo coróide como pelos capilares cerebrais, sendo cada um responsável, respectivamente, por 70% e 30% da produção do líquido cérebro espinal.

A Figura 02 mostra os plexos coróides e sua localização nos ventrículos cerebrais (laterais), cavidades naturais do cérebro.

Figura 02 – Plexos coróides e sua localização nos ventrículos cerebrais



Fonte: Cardoso (1997)

Arnell, Olsen e Wester (2004) afirmam que o volume do líquido cefalorraquidiano produzido por dia depende da idade do indivíduo, sendo que em recém nascidos essa taxa é de, aproximadamente, 25 ml/dia.

De acordo com Pople (2002) e Sotelo, Izurieta e Arriada (2001) em indivíduos adultos normais, o LCR é renovado mais de três vezes ao dia e produzido a uma taxa de, aproximadamente, 500 ml/dia.

O líquido cefalorraquidiano banha o cérebro e a medula espinhal, conforme ilustrado na Figura 03, e de acordo com Rohkamm (2004), a medula espinhal em adultos tem, aproximadamente, 45 cm de comprimento e a massa do cerebral corresponde a 2% do peso total do organismo humano.

Figura 03 – Estrutura do cérebro e da medula espinhal no corpo humano

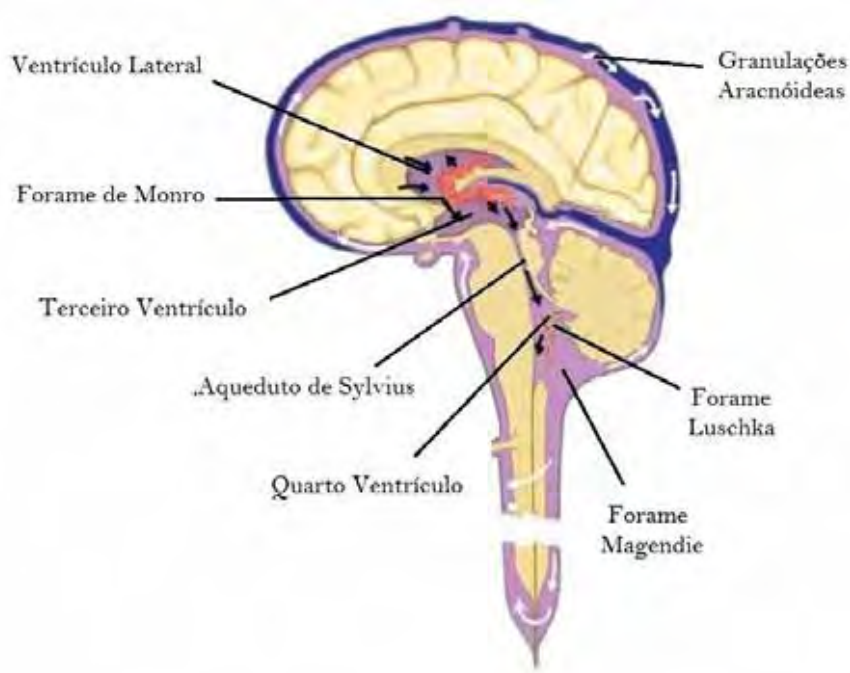


Fonte: Waxman (2010)

A maior parte do líquido cefalorraquidiano é produzida pelo primeiro e segundo ventrículos (chamados ventrículos laterais - um em cada hemisfério do cérebro), que possuem uma grande fração de plexo coróide.

A Figura 04 ilustra o percurso do líquido cefalorraquidiano, que após ser produzido e preencher os ventrículos laterais, passa para o terceiro ventrículo através de uma pequena abertura chamada de forame de Monro. Dessa forma, o terceiro ventrículo (cavidade única situada no centro do cérebro) se enche do líquido escoado, que se junta a um volume menor produzido localmente. Com isso, o líquor flui, continuando seu trajeto pelo aqueduto de Sylvius em direção ao quarto ventrículo (cavidade pequena localizada na parte posterior do tronco cerebral). O quarto ventrículo também possui plexo coróide, mas em quantidade bem reduzida em relação aos outros ventrículos; sua importância está no fato de conter o forame de Lushka e Magendie, que são aberturas para a saída de todo LCR produzido no interior do cérebro. Em seguida o LCR banha a superfície externa do cérebro (com suas diversas fossas) e a medula espinhal. Após esse longo caminho, desde o interior do cérebro até sua superfície, o líquor é absorvido por pequenas estruturas chamadas granulações aracnóideas (absorção venosa), que estão mais abundantemente ao longo do seio sagital superior, mas também são encontradas em níveis espinhais.

Figura 04 - Percurso do líquido cefalorraquidiano



Fonte: Rohkamm (2004)

## 1.2 Pressão Intra-Craniana / Intra-ventricular e o Comportamento Hidrodinâmico do Cérebro

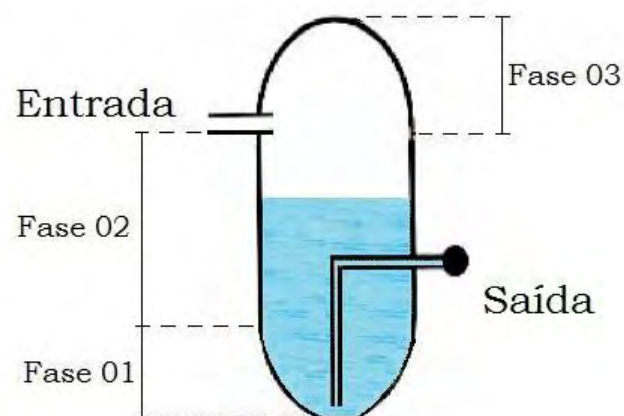
Segundo Lang e Chesnut (1995), em 1951 já se reconhecia ser impossível estimar a pressão intracraniana por meio de sinais clínicos.

Camilo (2005) afirma existir uma grande dificuldade de medir a pressão e a vazão em válvulas neurológicas implantadas em pacientes, em razão disso, modelos mecânicos artificiais de cérebros são construídos com a finalidade de estudar o desempenho de válvulas, sistemas anti-sifão e componentes empregados.

Drake e Sainte-Rose (1994) mostram um modelo de cérebro e de compartimento liquórico usado para simular alguns fenômenos hidrodinâmicos. Na Figura 05 observa-se o compartimento com líquido, que representa o comportamento dos ventrículos, contendo uma entrada (correspondendo à produção contínua de líquido) e uma saída com uma resistência hidrodinâmica constante.

Evidenciam-se três fases distintas de compressividade dos ventrículos, que são mostradas na Tabela 02.

Figura 05 - Comportamento do compartimento ventricular



Fonte: Drake e Sainte-Rose (1994)



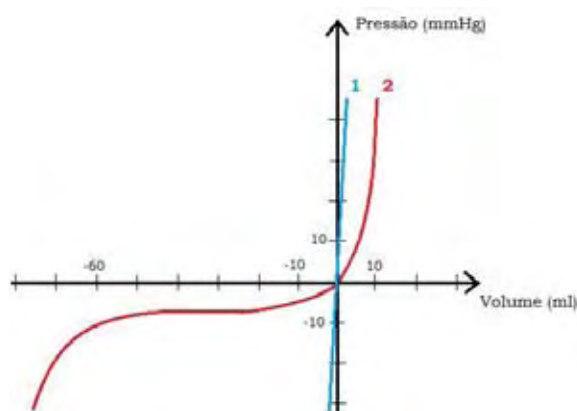
Tabela 02 – Fases de compressibilidade dos ventrículos.

| Fases   | Características do Ventrículo                                                                             |
|---------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Fase 01 | Muito Incompressível - Pressão pode ser incrementada rapidamente sob a influência de um pequeno volume    |
| Fase 02 | Muito Compressível - Permite uma considerável mudança no volume enquanto que a mudança da pressão é lenta |
| Fase 03 | Incompressividade Relativa – Semelhante à primeira fase                                                   |

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nesse mesmo modelo, Drake e Sainte-Rose (1994) apresentam a característica de compressibilidade dos compartimentos ventriculares. A Figura 06 mostra a relação pressão em função do volume dentro do cérebro, sistema rígido (1 - cor azul), e dos ventrículos, sistema complacente (2 - cor vermelha).

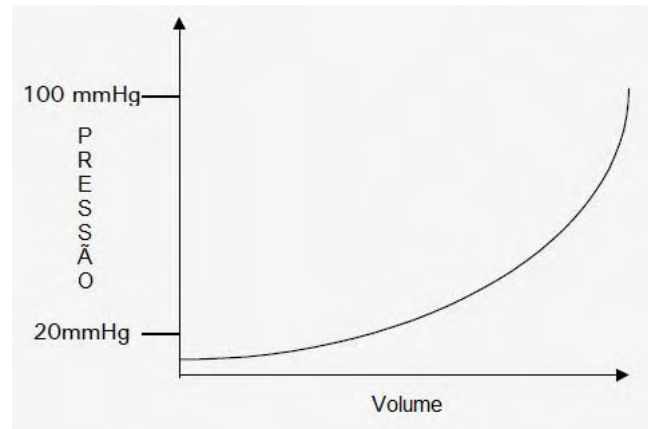
Figura 06 – Variação de Pressão em função do volume no interior do cérebro



Fonte: Drake e Sainte-Rose (1994)

Langfitt, Weinstein e Kassell (1966) afirmam que a relação entre o volume intracraniano e a PIC (pressão intracraniana) é exponencial, como Carlotti Junior, Colli e Dias (1998) que apresentam na Figura 07. Nessa Figura observa-se que, inicialmente, com a injeção de pequenos volumes de líquido no interior do crânio, praticamente a pressão intracraniana não se altera. Porém, nas próximas injeções de fluido o aumento é um pouco maior, mas a partir de um dado volume injetado, o acréscimo de pequenos volumes de líquido implica grandes aumentos na pressão intracraniana. Em outras palavras, demonstra as três fases descritas por Drake e Sainte-Rose (1994) apresentadas na Tabela 02.

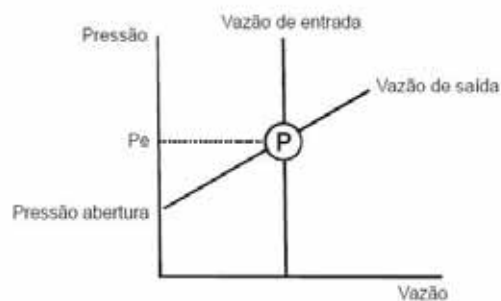
Figura 07 – PIC em função do volume Intracraniano



Fonte: Carlotti Junior, Colli e Dias (1998)

Drake e Sainte-Rose (1994) apresentam também a relação pressão em função da vazão nos ventrículos, Figura 08. A ilustração mostra um ponto de equilíbrio do modelo, indicado pela interseção das linhas de vazão de entrada, constante, e vazão de saída, sendo que o ponto de equilíbrio está sob influência da pressão de equilíbrio ( $P_e$ ) interna aos ventrículos. Nesse ponto, a drenagem do LCR e sua formação ocorrem com a mesma intensidade. As vazões de saída superiores às de entrada acontecem sob influência de valores de pressão superiores a  $P_e$  e as vazões de saída inferiores às de entrada ocorrem sob influência de valores de pressão inferiores a  $P_e$ . A pressão de abertura corresponde à resistência do sistema para o início da drenagem. Entretanto, em condições normais, o sistema sempre busca a posição de equilíbrio.

Figura 08 – Vazão nos ventrículos cerebrais x pressão



Fonte: Drake e Sainte-Rose (1994)

A pressão intracraniana é normal na faixa de 6 a 12 cm de coluna de água, isto é, de 0,44 a 0,88 cmHg para um adulto. Rohkamm (2004) afirma que, quando a PIC é maior do que 30 mmHg prejudica a circulação do sangue. Acima de 50 mm Hg por meia hora é fatal e maior que 80 mmHg por qualquer tempo causa graves danos ao paciente.

Como a pressão intra-ventricular e intra-craniana interferem, diretamente, no sistema de drenagem do líquido cefalorraquidiano é necessário seu profundo entendimento para o desenvolvimento adequado da presente pesquisa.

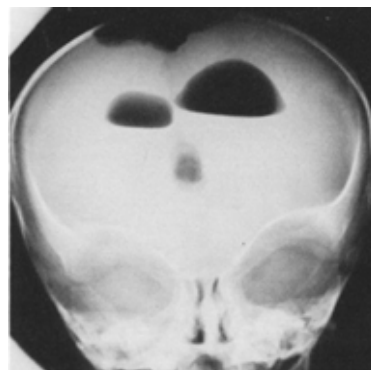
# ***Hidrocefalia***

O presente capítulo aborda a hidrocefalia, uma condição patológica causada pelo acúmulo de líquido cefalorraquidiano nas cavidades intracranianas. Serão apresentadas suas características, suas causas e a abordagem histórica de seu tratamento.

## ***2.1 Características e Causas da Hidrocefalia***

Existe um balanço natural entre a produção e a absorção do líquido cefalorraquidiano, ou seja, o mesmo volume que é produzido em uma parte do cérebro deve equivaler ao que é absorvido em outra parte. O quadro de hidrocefalia se dá quando ocorre um distúrbio na dinâmica do LCR, tal como: bloqueio em sua circulação, diminuição na capacidade de absorção ou super produção. O resultado, em geral, é acúmulo do líquido nos ventrículos, aumentando a pressão dentro da cavidade intracraniana e, conseqüentemente, provocando uma dilatação anormal do compartimento líquido encefálico - sistema ventricular, Figura 09, dilatando assim o cérebro e o comprimindo dentro da caixa craniana.

Figura 09 – Dilatação do compartimento líquido encefálico – ventrículo lateral



Fonte: Eisenberg, McComb e Lorenzo (1974)

A ocorrência de hidrocefalia em neonatos é consideravelmente maior do que nas outras faixas etárias. Jucá et al. (2002) analisou 150 casos consecutivos de pacientes com hidrocefalia entre 1997 e 2000, dos quais 29% estavam no período neonatal, 47% tinham

entre 28 dias e 6 meses de idade, 10% tinham entre 6 meses e 2 anos, 9% entre 2 e 12 anos e 5% maiores do que 12 anos de idade.

Quando ocorre a hidrocefalia em neonatos o perímetro cefálico aumenta excessivamente de tamanho já que as suturas cranianas não se consolidaram. Já em crianças maiores e adultos não haverá aumento no perímetro cefálico, uma vez que as suturas cranianas já se fecharam, por isso a hidrocefalia no adulto não se revela pela simples inspeção do doente.

O diagnóstico da hidrocefalia é, relativamente, simples e rápido baseado apenas nos sintomas descritos pelo paciente como incontinência urinária, cefaléia, visão dupla e o afastamento das orbitas oculares. Na Tabela 03 são apresentadas as manifestações clínicas de hidrocefalia de acordo com a idade de início (MIRA,2008).

Tabela 03 – Manifestações Clínicas da Hidrocefalia de acordo com a idade de início.

|                                    |                                                              |
|------------------------------------|--------------------------------------------------------------|
| <b>Pacientes menores de 2 anos</b> | • Crescimento excessivo do perímetro cefálico (Macrocefalia) |
|                                    | • Desproporção craniofacial                                  |
|                                    | • Fontanela/Moleira abaulada                                 |
|                                    | • Veias da cabeça dilatadas                                  |
|                                    | • Estrabismo                                                 |
|                                    | • Vômitos                                                    |
|                                    | • Atraso Psicomotor                                          |
| <b>Pacientes maiores de 2 anos</b> | • Cefaléia (dores de cabeça)                                 |
|                                    | • Vômitos                                                    |
|                                    | • Letargia                                                   |
|                                    | • Estrabismo                                                 |

Fonte: Mira (2008).

Nos dias atuais, faz-se o diagnóstico de hidrocefalia amparado nas evidências clínicas utilizando a ultra-sonografia (neurosonografia, NSG), tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética nuclear, revelando, às vezes, a própria causa da obstrução liquórica (ASSIS; MACHADO, 1999).

Jucá et al. (2002), em seus resultados quanto às causas adquiridas de hidrocefalia, constataram que a maior porcentagem relacionou-se à prematuridade extrema, principalmente devido à hemorragia intraventricular em encéfalos imaturos, em seguida apareceram a meningite (24%), os tumores intracranianos (16%), ventriculite (7%) e infecções como toxoplasmose, rubéola e citomegalovirose (5%).

O acúmulo do líquido cérebro espinhal nos ventrículos cerebrais e nos espaços subaracnóideanos pode distorcer e lesar o cérebro, causando até mesmo a morte. Na maioria dos casos, o tratamento mais usual baseia-se na intervenção cirúrgica com a colocação de uma “válvula de derivação ventricular” para a drenagem do excesso de líquido para fora dos ventrículos cerebrais.

A classificação da hidrocefalia se faz com base em vários parâmetros, tornando-se muito extensa. A Tabela 04 apresenta, de forma detalhada, as classificações apresentadas por Souza et al. (2007). Esses autores afirmam ser necessária uma rigorosa precisão conceitual na descrição da classificação da hidrocefalia, não só para que se possam distinguir claramente todos esses tipos, mas para também estabelecer o diagnóstico diferencial com outras alterações aparentemente relacionadas entre si.

Tabela 04 – Classificações da Hidrocefalia e suas respectivas características/descrição.

| Classificação da Hidrocefalia                                                                 |                                                    | Características/Descrição                                                                                                                                                                                          |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Quanto ao momento de instalação do processo hidrocefálico                                     | Hidrocefalia congênita                             | Desenvolvida antes do nascimento (devido a má-formação congênita do sistema nervoso central ou de neuroinfecção intra-uterina)                                                                                     |
|                                                                                               | Hidrocefalia adquirida                             | Desenvolvida após o nascimento (em razão de outros fatores)                                                                                                                                                        |
| Quanto ao mecanismo fisiopatológico                                                           | Hidrocefalia obstrutiva                            | Provocada por obstrução das vias liquóricas                                                                                                                                                                        |
|                                                                                               | Hidrocefalia por superprodução de líquido          | Típica dos papilomas de plexo coróide                                                                                                                                                                              |
| Quanto à localização da obstrução                                                             | Hidrocefalia interna                               | A obstrução atinge principalmente o sistema ventricular                                                                                                                                                            |
|                                                                                               | Hidrocefalia externa                               | O acúmulo de LCR, inicialmente, se dá no espaço subaracnóideo intracraniano (frequentemente ocorre por obstrução ao nível das granulações aracnóideas)                                                             |
| Quanto à associação com hipertensão intracraniana                                             | Hidrocefalia de alta pressão                       |                                                                                                                                                                                                                    |
|                                                                                               | Hidrocefalia de pressão normal                     |                                                                                                                                                                                                                    |
| Quanto ao tempo de evolução                                                                   | Hidrocefalia aguda                                 | Com evolução de até três dias                                                                                                                                                                                      |
|                                                                                               | Hidrocefalia subaguda                              | Com evolução entre quatro e 28 dias                                                                                                                                                                                |
|                                                                                               | Hidrocefalia crônica                               | Com evolução superior a 28 dias                                                                                                                                                                                    |
| Quanto à presença de sintomatologia relacionada com a hidrocefalia                            | Hidrocefalia sintomática                           |                                                                                                                                                                                                                    |
|                                                                                               | Hidrocefalia assintomática                         |                                                                                                                                                                                                                    |
| Quanto à presença de comunicação entre o sistema ventricular e o espaço subaracnóideo espinal | Hidrocefalia comunicante                           | Existe comunicação entre o sistema ventricular e o espaço subaracnóideo espinal                                                                                                                                    |
|                                                                                               | Hidrocefalia não-comunicante                       | Não existe comunicação entre o sistema ventricular e o espaço subaracnóideo espinal                                                                                                                                |
| Quanto ao número de ventrículos encefálicos dilatados                                         | Hidrocefalia mono-ventricular                      | Um ventrículo sofre dilatação                                                                                                                                                                                      |
|                                                                                               | Hidrocefalia bi-ventricular                        | Dois ventrículos sofrem dilatação                                                                                                                                                                                  |
|                                                                                               | Hidrocefalia tri-ventricular                       | Três ventrículos sofrem dilatação                                                                                                                                                                                  |
|                                                                                               | Hidrocefalia tetra-ventricular                     | Quatro ventrículos sofrem dilatação                                                                                                                                                                                |
|                                                                                               | Hidrocefalia ex vácuo (ventriculomegalia ex vácuo) | Não há distúrbio da dinâmica do LCR, mas ocorre dilatação ventricular                                                                                                                                              |
| Hidrocefalia suprimida                                                                        | Shunt-dependente                                   | Criança com crescimento normal do perímetro cefálico, tendo os ventrículos normais ou levemente dilatados apenas quando o <i>shunt</i> está em funcionamento                                                       |
|                                                                                               | Shunt-independente                                 | Criança (com mais de 1 ano de idade) com <i>shunt</i> não-funcionante, sem quadro de descompensação, com crescimento normal do perímetro cefálico, tendo os ventrículos encefálicos normais ou levemente dilatados |

A hidrocefalia é uma das anomalias congêntas mais comuns (KIRKINEN; RYYNÄNEN, 1995).

Camilo (2005) afirma que as causas mais comuns da hidrocefalia são:

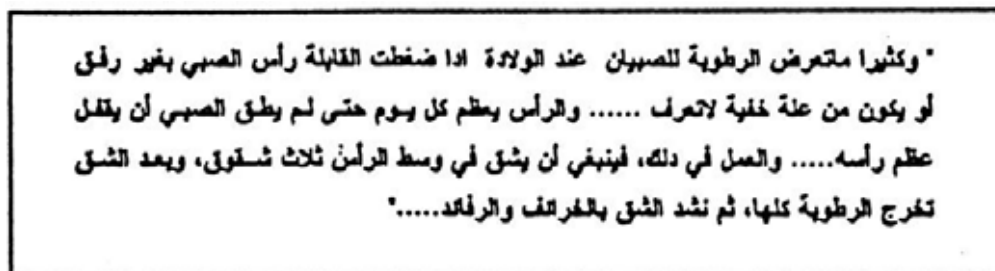
- Meningite (infecção das membranas que recobre o cérebro dificultando assim a circulação do líquido, causando a hidrocefalia comunicante).
- Prematuridade (crianças prematuras, com malformação, correm um risco maior de adquirir hidrocefalia uma vez que alguns tecidos ainda não adquiriram maturidade).
- Tumores intracranianos (os tumores podem causar compressão e edema nos tecidos vizinhos dificultando assim a circulação do líquido, causando a hidrocefalia).
- Espinha bífida (anormalidades que ocorrem no cordão espinhal e também existem anormalidades na estrutura física de certas partes do cérebro que se desenvolvem, antes do nascimento, comprometendo, assim, a absorção do LCR – maioria das crianças portadoras de espinha bífida têm hidrocefalia).

## 2.2 História do Tratamento da Hidrocefalia

A primeira descrição científica de hidrocefalia é atribuída a Hippocrates (466 – 377 aC), que menciona sintomas como cefaléia, vômitos, distúrbios visuais e diplopia, e explica a doença como uma liquefação do cérebro causado por ataques epiléticos (ASCHOFF et al., 1999).

El Khamlichi (1998) afirma que o procedimento de extração de líquido intra-cranial, em crianças com hidrocefalia, foi primeiramente descrito em detalhes no século X por Abulkassim Al Zahrawi, Figura 10.

Figura 10 – Manuscrito em Árabe de Abulkassim Al Zahrawi com a descrição clínica da Hidrocefalia – Manuscrito original está na Índia, na biblioteca de Patna

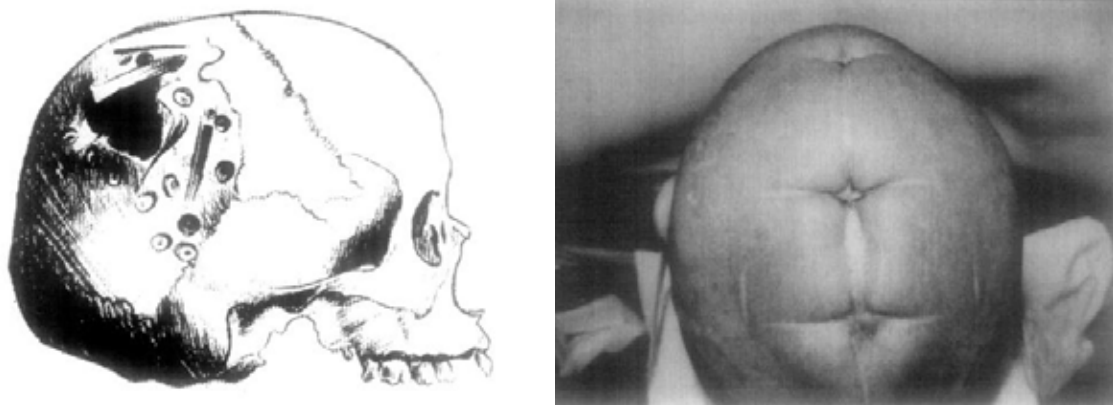


Fonte: El Khamlichi (1998)



A trepanação é um procedimento utilizado até hoje na medicina e consiste em fazer um ou mais orifícios no crânio utilizando uma broca neurocirúrgica, tornando possível, por exemplo, a drenagem de hemorragia ou a inserção de cateter cerebral, usado no tratamento de hidrocefalia. Esse procedimento está presente desde o tempo Mesolítico quando perfurar o crânio era parte de rituais para eliminar maus espíritos e demônios do paciente, Figura 11.

Figura 11 – A esquerda está o diagrama de um crânio de uma paciente que sofreu várias lesões de trepanação - descoberto pelo Dr. H. Malbot, em 1887. A esquerda está uma foto da cabeça de outro paciente que sofreu trepanação



Fonte: El Khamlichi (1998)

O uso de drenagens líquóricas valvuladas representou grande avanço para área neurológica, com acentuada diminuição da mortalidade e morbidade de pessoas com hidrocefalia.

Desde 1960, quando os procedimentos de drenagem conhecido como *shunt* foram estabelecidos, a taxas de mortalidade por hidrocefalia sofreram um declínio de 54% para apenas 5%, enquanto as perdas de habilidades cerebrais de pacientes diminuíram de 62% para 30%. (SOOD; CANADY; HAM, 1999).

*Shunt* são sistemas de drenagem do líquido cefalorraquidiano para outras partes do organismo humano como, por exemplo, para a região abdominal.

O surgimento desses sistemas deve-se a John Holter, técnico em hidráulica, e sua esposa Mary que tiveram um filho, Casey, com espinha bífida, um defeito congênito caracterizado por formação incompleta da medula espinhal e das estruturas que protegem a medula (ALMEIDA; GUILHERMANO, 2010).

Boockvar, Loudon e Sutton (2001) afirmam que crianças com hidrocefalia, na década de 50 (época em que Casey nasceu) tinham um prognóstico ruim e acabavam morrendo rapidamente. Porém, estava em estudo a possibilidade de uma cirurgia, na qual seria inserida

uma válvula (não unidirecional) de drenagem do LCR para fora do cérebro, aliviando ou neutralizando a hipertensão intracraniana. Essa cirurgia já havia sido realizada, sem sucesso, pelo médico neurocirurgião Eugene Spitz.

Outro procedimento realizado naquela época, para aliviar os efeitos da hidrocefalia, era a inserção de uma agulha duas vezes ao dia entre as fontanelas (popularmente conhecida como moleira) para retirar o excesso líquido cefalorraquidiano do cérebro. Esse procedimento era muito agressivo e tinha altos riscos de infecção (HAYWARD, 2009).

Segundo Baru et al. (2001), o filho de John Holter foi operado para a implantação da válvula não unidirecional, mas o cateter que deveria ficar na jugular de Casey desceu e acabou por provocar uma parada cardíaca causando sequelas irreversíveis e impossibilitado de realizar um novo procedimento em um determinado período de tempo. Então Holter percebeu que o problema de funcionamento da válvula era uma simples questão de hidráulica e começou a trabalhar na construção de um modelo valvular que salvaria seu filho através das orientações de Spitz (Figura 12) e já na primeira noite de pesquisa foi criado o primeiro modelo de válvula unidirecional chamada de *shunt* de Spitz-Holter, Figura 13.

Figura 12 – A esquerda John e Mary Holter com seu filho Casey e a direita Holter trabalhando no sistema de drenagem do LCR “*shunt*”

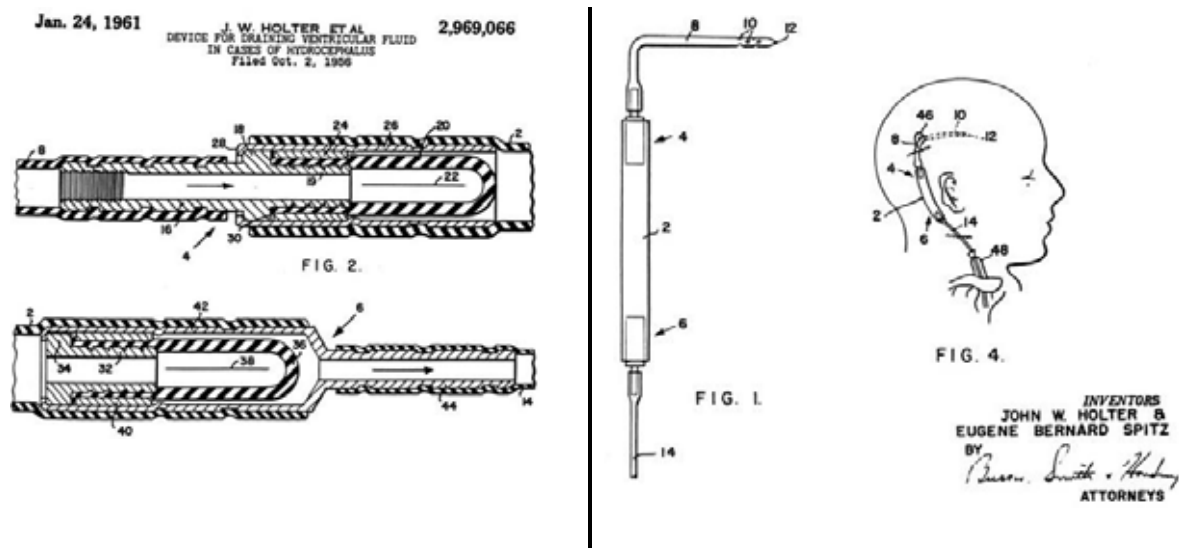


Fonte: Baru et al.(2001)

O próximo desafio de Holter foi fabricar a válvula usando um material biocompatível. Após três semanas o modelo apresentado era de silicone (material novo na época) e continha o tamanho, a pressão e os requisitos químicos necessários (BOOCKVAR; LOUDON; SUTTON, 2001).

Lembra Hayward (2009), que, em razão de seu estado debilitado, Casey somente pode usar a válvula algum tempo depois de sua invenção. A primeira criança em que o dispositivo foi implantado teve o resultado de funcionamento da válvula que era esperado, sendo um sucesso a evolução do caso.

Figura 13 – Modelo de válvula unidirecional chamada de *shunt* de Spitz-Holter



Fonte: Baru et al. (2001)

O legado de Casey possibilitou que milhares de pessoas em todo o mundo, pacientes de hidrocefalia, apresentassem uma boa qualidade de vida. Holter dedicou sua vida à tecnologia biomédica, inventando diversos dispositivos como válvulas do coração, bombas para diálise renal, tendões artificiais, entre outros presentes atualmente no mercado médico.

Atualmente, criam-se vários modelos de válvulas que variam de acordo com as novas descobertas a respeito da hidrocefalia, porém, o princípio do dispositivo que Holter criou continua exatamente o mesmo (BARU et al., 2001).

## Capítulo 03

# *Drenagem do Líquido Cefalorraquidiano*

Quando ocorre o acúmulo do líquido cefalorraquidiano nos compartimentos cerebrais, geralmente, um aumento da pressão dentro da cavidade intracraniana é observado. Tal incremento na pressão, produz um sensível aumento nos ventrículos cerebrais e, conseqüentemente, há uma expressiva dilatação do tecido cerebral que é comprimido dentro da caixa craniana. Essa situação é comumente denominada de hidrocefalia, independente de sua causa. O tratamento da hidrocefalia, na maioria das vezes, requer a inserção de um cateter ventricular com uma válvula de derivação para extrair o excesso de líquido com o objetivo de reduzir a pressão intracraniana. No presente capítulo, serão apresentados os tipos de drenagem do LCR, externa e interna, quanto às suas características, funcionamento e aplicabilidade. Neste capítulo, apresenta-se também uma revisão bibliográfica das válvulas neurológicas/anti-refluxo estudadas por alguns autores e das bancadas experimentais. Esse capítulo se faz fundamental já que o objetivo do trabalho é desenvolver uma pesquisa e testar válvulas de anti-refluxo utilizados em sistemas de drenagem externa do líquido cefalorraquidiano.

### **3.1 Tipos de Drenagem do Líquido Cefalorraquidiano**

O tratamento da hidrocefalia consiste, na maioria das vezes, em um procedimento cirúrgico que requer a implantação de um sistema valvular que drena/desvia, de forma controlada, o líquido cefalorraquidiano em excesso, presente nos ventrículos cerebrais, para um lugar alternativo como, por exemplo, para uma bolsa coletora externa (drenagem externa) ou para um local dentro do organismo humano (drenagem interna).

A drenagem externa é um tratamento provisório e na maioria das vezes emergencial, feito como primeira etapa no tratamento de hidrocefalia, diferente da drenagem interna que é um tratamento semi-permanente feito quando a absorção do líquido pelo corpo humano é, constantemente, ineficaz.

Segundo Cochrane et al. (1995) os procedimentos de derivação liquórica representam para o serviço nacional de saúde dos EUA um gasto de, aproximadamente, 100.000.000 dólares por ano, variando conforme os índices de complicações do sistema de derivação, os

quais influenciam na duração das hospitalizações, nos custos das cirurgias e uso de medicamentos.

### *3.1.1 Drenagem Externa do Líquido Cefalorraquidiano*

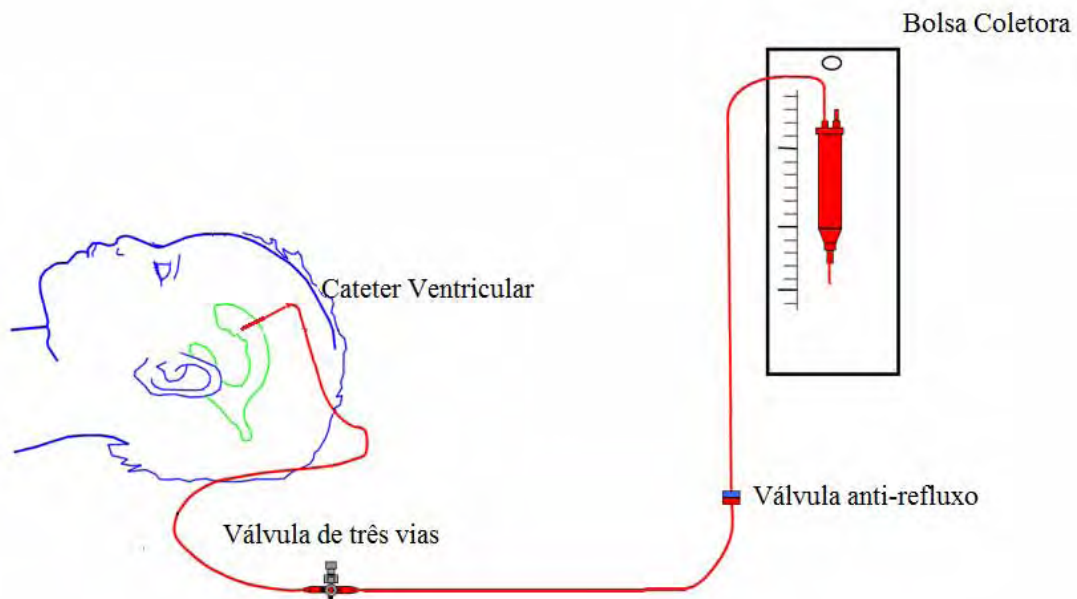
Os sistemas de drenagem do líquido cefalorraquidiano para um meio externo são empregados não só no tratamento inicial de hidrocefalia, como também em intervenções cirúrgicas, para retirada de tumores cerebrais, cistos encefálicos, traumatismo crânio-encefálico, malformações vasculares intracranianas e outros.

A derivação liquórica para um meio externo é feita por meio de um procedimento cirúrgico que consiste na implantação de um sistema de drenagem (Figura 14), composto, basicamente, por um cateter ventricular (tubo proximal), válvula anti-refluxo, tubagem e bolsa coletora, sendo o funcionamento regido pelo princípio de vasos comunicantes. Inicialmente é feita a trepanação, que permite a inserção do cateter no interior do ventrículo cerebral, com a finalidade de extrair o LCR encaminhando-o para a bolsa de coleta (bolsa de drenagem externa) através de uma tubagem, geralmente feita de PVC flexível. Acoplada a esse tubo está uma válvula de três vias, conhecida tecnicamente no meio médico como torneira de três vias, e também encontra-se uma válvula anti-refluxo, componente primordial, com a função de controlar o fluxo de drenagem evitando o refluxo do líquido extraído.

Esses sistemas possibilitam a monitoração da pressão intracraniana, a coleta do material (líquido cefalorraquidiano drenado) para análise e a infusão de medicamentos.

Mais recentemente, a Ventura Biomédica, incorporou à sua linha de produtos para drenagem externa uma nova válvula, denominada anti-sifão. Ao que tudo indica, trata-se do único sistema atualmente disponível para drenagem externa com um dispositivo para evitar uma hiper drenagem do LCR. Tal dispositivo foi o objetivo da dissertação de Camilo (2005).

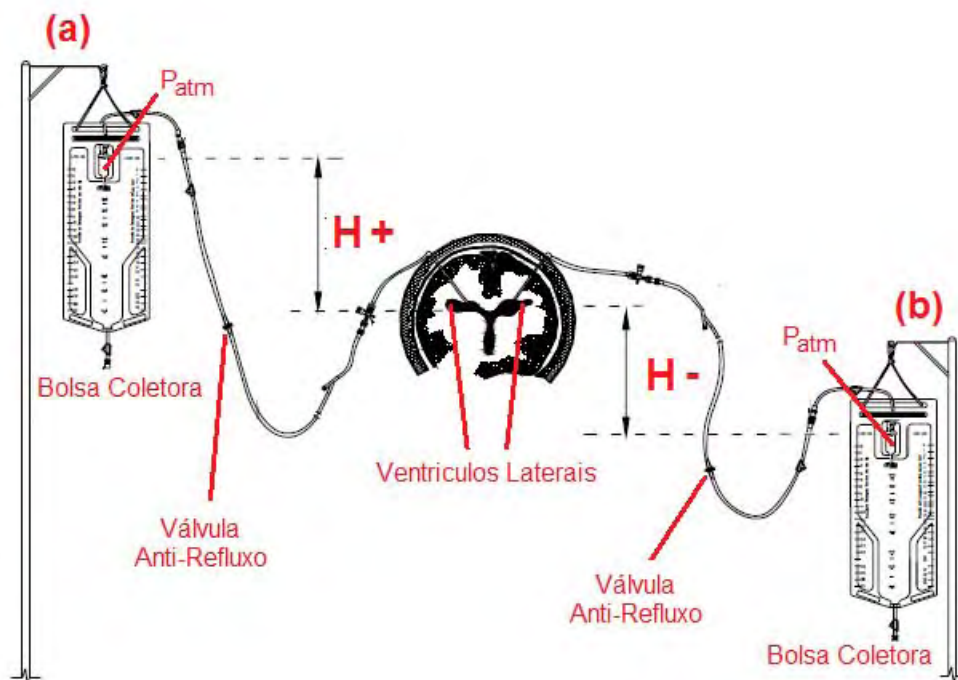
Figura 14 – Ilustração do sistema de drenagem do líquido cefalorraquidiano para um meio externo



Fonte: Bim et al. (2011)

Na Figura 15 observa-se a forma correta (a) e incorreta (b) de se usar o sistema de drenagem externa do líquido cefalorraquidiano. Na Figura 15 (a), uma das extremidades da tubagem está sob a influência da pressão atmosférica ( $P_{atm}$ ) e para que ocorra a drenagem, o líquido cefalorraquidiano deve vencer uma altura manométrica positiva ( $H^+$ ). A altura  $H^+$  deve ser medida em relação ao ponto de referência do sistema (ouvido do paciente) sendo esse posicionamento exato para drenar apenas o excesso do LCR, ou seja, a altura manométrica  $H^+$  deve equivaler à pressão intra-ventricular de equilíbrio. Entretanto, esse sistema pode ser posicionado de forma inadequada, como mostra a Figura 15 (b), ao colocar a bolsa coletora em uma altura manométrica negativa ( $H^-$ ), em relação ao ponto de referência (ouvido do paciente), propiciando a ocorrência de hiper drenagem (efeito sifão - sifonamento) e gerando sérias conseqüências ao paciente, uma vez que, se a bolsa coletora for posicionada muito alta não iria drenar o líquor de forma suficiente e se ficar em uma posição muito baixa pode drenar em excesso. O excesso de drenagem ou hipo pressão, causa os mesmos sintomas da hiper pressão ventricular e, se não tratada, em um curto período de tempo, pode ser fatal.

Figura 15 – Uso Correto (a) e incorreto (b) do sistema de drenagem externa de líquido cefalorraquidiano



Fonte: Maset (2006)

### 3.1.2 Drenagem Interna do Líquido Cefalorraquidiano

A derivação do líquido cefalorraquidiano pode ser feita para o meio externo, mas também pode ser feita para outras partes do organismo humano como, por exemplo, para a caixa abdominal ou para caixa peritoneal. Uma vez o LCR depositado nessas cavidades é naturalmente absorvido pela corrente sanguínea.

De acordo com Jucá (2002) e Maset et al. (2006), o procedimento largamente empregado no tratamento de hidrocefalia é a derivação para a região abdominal, denominada derivação ventrículo-peritoneal (DVP). Uma vez que a derivação para a região peritoneal, chamada derivação ventrículo-atrial, tem alto risco de seqüelas graves como embolia, trombose pulmonar e septicemia.

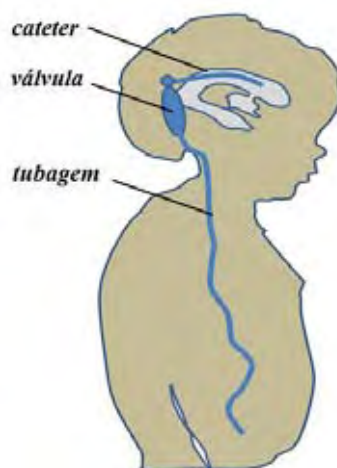
Os sistemas de drenagem do líquido cefalorraquidiano para outras partes do organismo humano são conhecidos como *shunts* e apresentam uma hidrodinâmica mais complexa do que nos sistemas de drenagem externa.

Os *shunts* são implantados quando há um desequilíbrio permanente entre a produção e a absorção do líquido cefalorraquidiano, ou seja, o mesmo volume que é produzido em uma

parte do cérebro não equivale ao que é absorvido em outra parte do organismo (hidrocefalia), necessitando de drenagem constante para normalizar a pressão e o tamanho dos ventrículos cerebrais.

Tipicamente, a drenagem do líquido cefalorraquidiano por meio dos *shunts* se faz com implantes subcutâneos (com a tubagem abaixo da pele) e se inicia pelo tubo proximal, que é inserido em um dos ventrículos laterais cerebrais por meio de uma punção. Posteriormente, o LCR passa por uma válvula, que fica alojada acima do osso craniano e que controla a taxa do escoamento e impede o refluxo do líquido, chegando finalmente à cavidade peritoneal, através do cateter peritoneal, ou ao átrio cardíaco direito, através do cateter atrial, onde será absorvido, em qualquer uma das duas situações de drenagem interna, Figura 16.

Figura 16 – Ilustração do sistema de drenagem do líquido cefalorraquidiano para outras partes do organismo humano - cavidade abdominal



Fonte: Bim et al. (2011)

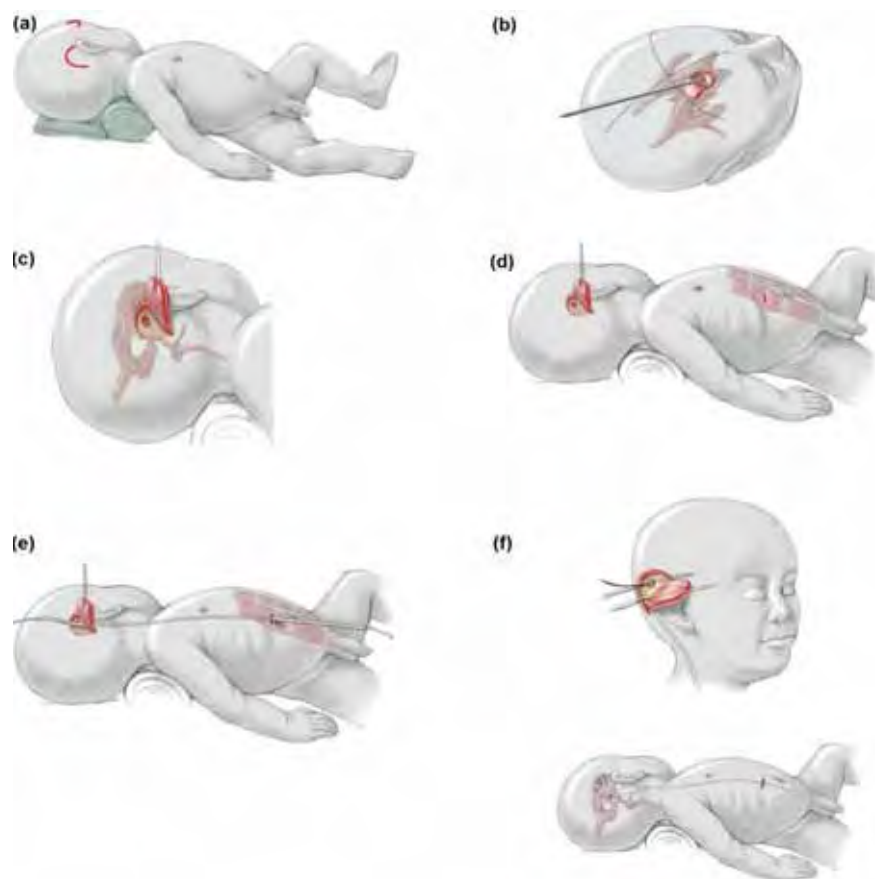
Segundo Aquino (2004) a técnica cirúrgica para a implantação do *shunt* é considerada simples e utiliza um sistema de tubos de silicone que cria um caminho alternativo/desvia o LCR, compensando a absorção ineficaz do líquido pelo corpo humano.

Na Figura 17 (ARNELL; OLSEN; WESTER, 2004), observam-se os procedimentos adotados no momento da cirurgia de implantação do *shunt*. Na situação inicial (a) o paciente é colocado sobre a cama com a cabeça voltada para a esquerda se o *shunt* for implantado no ventrículo lateral direito e a cabeça voltada para direita se for implantado no ventrículo lateral esquerdo. O ombro e o pescoço são elevados para esticar a pele e evitar dobras na hora de



inserir a tubagem abaixo da pele. Em seguida há a inserção do cateter proximal nos ventrículos laterais cerebrais (b ) que pode ser feita de forma frontal ou posterior, sendo o local na pele marcado antes de ser feita a trepanação (perfuração circular na caixa craniana que permite a passagem do cateter) três centímetros acima e atrás da orelha (c) e a partir de uma tomografia computadorizada pode ser estimado o comprimento ideal do cateter ventricular a ser inserido. A incisão abdominal (d) é feita sobre o músculo reto abdominal próximo ao umbigo. A tubagem de silicone é inserida por um sistema passador de tubos (Figura18) que varia de tamanho e desenho de acordo com o fabricante (e), sendo introduzido desde a região cervical até o abdome na região do umbigo onde é direcionado e fixado na região correta. A válvula é testada antes do cateter abdominal ser inserido (f) e finalizar a operação. De 35 a 40 centímetros adicionais de tubos podem ser deixado enrolados no abdômen, sem quaisquer problemas ao paciente, para que conforme o paciente cresça a tubagem se desenrole e não cause outros problemas.

Figura 17 – Procedimentos da cirurgia de implantação do *shunt*



Fonte: Arnell, Olsen e Wester (2004)

Figura 18 – Sistema de tubos de silicone para o implante do *shunt*



Fonte: Aquino (2004)

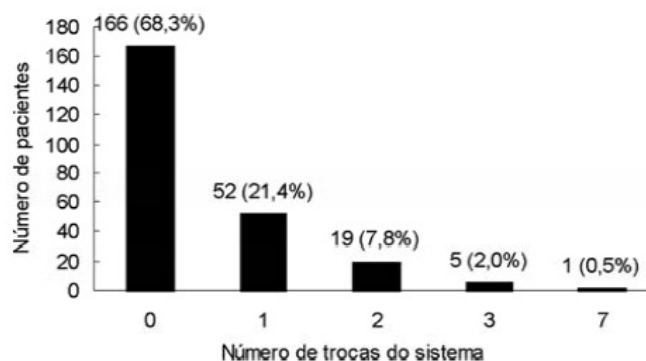
Segundo Choux et al. (1992) e Aschoff et al. (1999), atualmente, a derivação ventrículo-peritoneal é empregada na grande maioria dos casos de hidrocefalia infantil.

Lima, Pereira e Silva (2007) afirmam que o tratamento cirúrgico da hidrocefalia por meio da derivação ventrículo peritoneal tem a infecção como a maior causa de morbidade, com graves repercussões como déficit intelectual, neurológico e cognitivo.

Em todo o mundo, as taxas de infecção causadas pela DVI (drenagem ventricular interna) variam de 0 a 31,4% (CHOKSEY; MALIK, 2004).

Kliemann e Rosemberg (2005) analisaram 243 pacientes com hidrocefalia, no início da infância, submetidos à derivação liquórica e acompanhados de 1975 a 2003. Dentre suas várias análises, os resultados quanto a troca da derivação liquórica mostraram que a maioria não precisam trocar o sistema neles implantados (166 pacientes - 68,3%) e 77 pacientes (31,7%) necessitaram de uma troca ou mais do sistema, resultando um total de 358 procedimentos cirúrgicos (média: 1,47 procedimento/paciente), sendo que 74,0% das trocas ocorreram durante o primeiro ano pós-derivação, Figura 19.

Figura 19 – Troca de sistema de derivação do LCR/paciente



Fonte: Kliemann e Rosembergb (2005)

Aquino (2004) acredita que grande parte da prática neurocirúrgica esteja relacionada a revisões do sistema de DVP, devido as diversas complicações que ameaçam a qualidade de vida e até mesmo a vida do paciente. Essas complicações, segundo Kulkarni et al. (2001), podem ser classificadas em:

- Complicações funcionais ou mecânicas - quando o sistema deixa de funcionar em decorrência de uma falha mecânica.
- Complicações infecciosas - onde o processo de infecção pode ocorrer no momento do procedimento cirúrgico ou no 2º, 4º, 6º ou mais meses após o implante do sistema.

Aquino (2004) sugere uma nova classificação das complicações do sistema de derivação liquórica interna apresentadas na Tabela 05.

Tabela 05 – Classificação das complicações do sistema de drenagem do líquido cefalorraquidiano

---

**Complicações funcionais ou mecânicas** (complicações decorrentes de uma disfunção ou obstrução do sistema)

**Complicações infecciosas** (complicações decorrentes de infecções internas e externas)

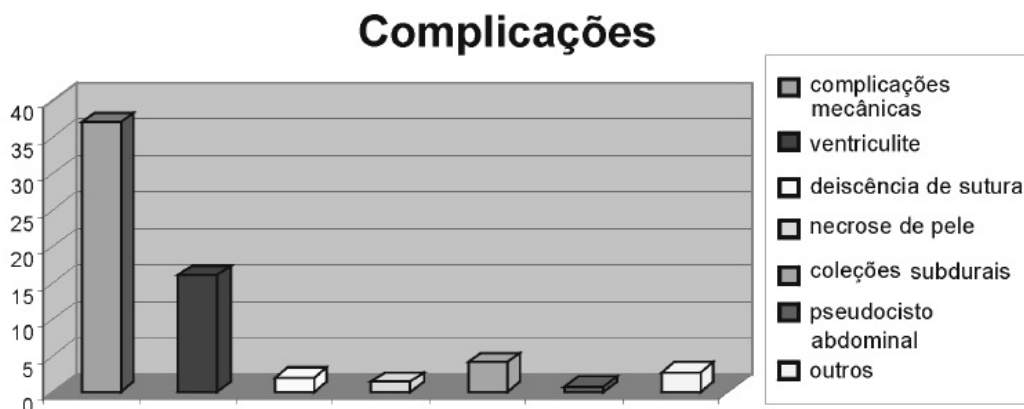
**Complicações não-funcionais** (complicações decorrentes da migração, perfuração, extrusão dos cateteres, da mal-absorção do líquido e da formação do pseudocisto peritoneal, com um sistema funcionando)

---

Fonte: Aquino (2004)

Jucá et al. (2002) analisaram 150 casos consecutivos de pacientes com hidrocefalia entre 1997 e 2000 e as principais complicações observadas foram as de natureza mecânica, relacionadas à drenagem do líquido cefalorraquidiano (hiperdrenagem - sistema valvular permite que o líquido seja drenado mais rapidamente do que a sua geração ou hipodrenagem - o líquido não é removido em quantidade suficiente). Tais complicações ocorreram em 36% dos casos durante o tempo de seguimento, sendo que o mau funcionamento da válvula contribuiu com a maioria dos casos. As complicações infecciosas, notadamente a ventriculite, vieram a seguir, ocorrendo em 15% das vezes, Figura 20. Um fato interessante, sobre a caracterização dos pacientes, foi que a pesquisa de Jucá et al. (2002) revelou uma preponderância do sexo masculino, fato este registrado também em outras fontes na literatura, mas para o qual não foi encontrada explicação.

Figura 20 – Sistemas de drenagem do LCR que apresentaram complicações



Fonte: Jucá et al.(2002)

Matínez-Lage et al. (2005) afirmam que, a drenagem excessiva das válvulas constitui uma complicação severa, tanto na prevenção quanto no tratamento e, apesar das várias inovações tecnológicas, tanto na construção como nas propriedades de funcionamento, tais válvulas seguem apresentando inconvenientes.

### 3.2 Tipos de Válvulas Neurológicas

A hidrodinâmica presente nos sistemas de drenagem do LCR é mais complexa nos *shunts* do que nos sistemas de drenagem externa e precisa ser compreendida para o entendimento construtivo e funcional das diferentes válvulas neurológicas.

Os diversos tipos de válvulas neurológicas podem ser divididos em dois grupos: primeira e segunda geração, Figura 21. O princípio de funcionamento da primeira geração é baseado na diferença de pressão do sistema, já a segunda geração foi desenvolvida para superar o problema da hiperdrenagem do líquido cefalorraquidiano quando o paciente estiver na posição ereta (CAMILO, 2005).

Figura 21 – Tipos de válvulas neurológicas em grupos



Fonte: Elaboração da própria autora.

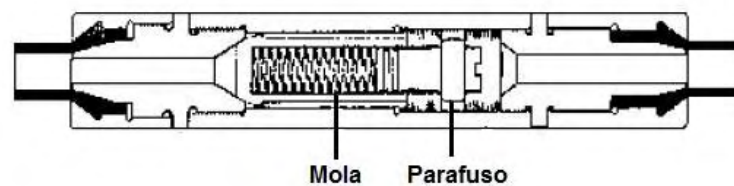
Os avanços feitos após a primeira geração das válvulas tentam amenizar o desequilíbrio hidráulico causado pelo desvio artificial do líquido cefalorraquidiano e sistema valvular. As válvulas da segunda geração apresentam vantagens quanto ao desempenho em relação às da primeira geração, sendo assim mais comercializadas e empregadas.

Aschoff et al. (1999) afirmam que existem cerca de 200 tipos diferentes de válvulas desenvolvidas desde 1949, e que um levantamento feito em 1999 indicou que mais de 127 estão disponíveis comercialmente. O restante estavam em estágio de protótipos ou próximas da produção.

Por mais que hajam inovações tecnológicas tornando-se possível encontrar vários tipos de válvulas neurológicas e sistemas utilizados no tratamento da hidrocefalia, ainda não há sistemas que permitam uma drenagem similar à drenagem ideal do líquido cefalorraquidiano, gerando ainda diferentes complicações.

Em 1969, Kuffer e Strub projetaram uma válvula ajustável, que foi usada por muitos anos, sendo sua pressão de abertura pré-determinada segundo o ajuste de um parafuso que tensionava uma mola e não havia o mecanismo anti-sifão. Assim, esse modelo controlava apenas a pressão de abertura conforme o aumento da pressão intracraniana, Figura 22.

Figura 22 – Válvula ajustável desenvolvida por Kuffer e Strub



Fonte: Aschoff et al. (1999)

Atualmente tem ocorrido o emprego de válvulas reguláveis, como a válvula Hakim, Figura 23. O seu funcionamento é determinado pela pressão intra-ventricular e não apresenta dispositivo anti-sifão. Esse dispositivo consiste em uma mola pressionada por uma esfera de rubi, determinando assim a pressão de abertura da válvula. Sendo o gradiente de pressão não favorável, a esfera é comprimida contra seu assento, fechando a válvula, em oposto, se o gradiente de pressão for favorável, a esfera comprime a mola, por causa da força exercida pelo fluxo do líquido cefalorraquidiano, abrindo a válvula, Figura 24. Existe esse modelo com cinco pressões diferentes, desde extra-baixa até mesmo a alta pressão, possuindo em sua saída uma válvula anti-refluxo, que não permite o retorno do fluido.

Figura 23 – Válvula Hakim

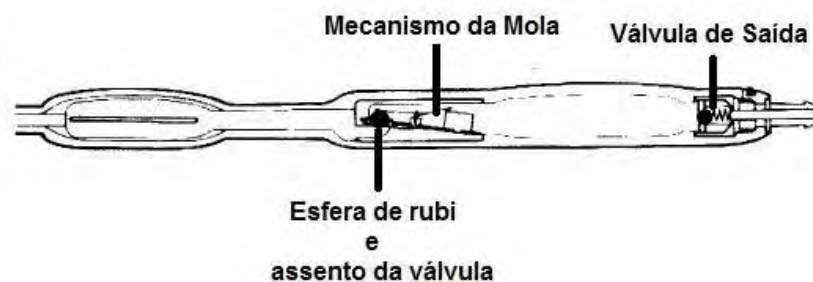


Figura 24 – (a) válvula bola-mola fechada e (b) válvula bola-mola aberta

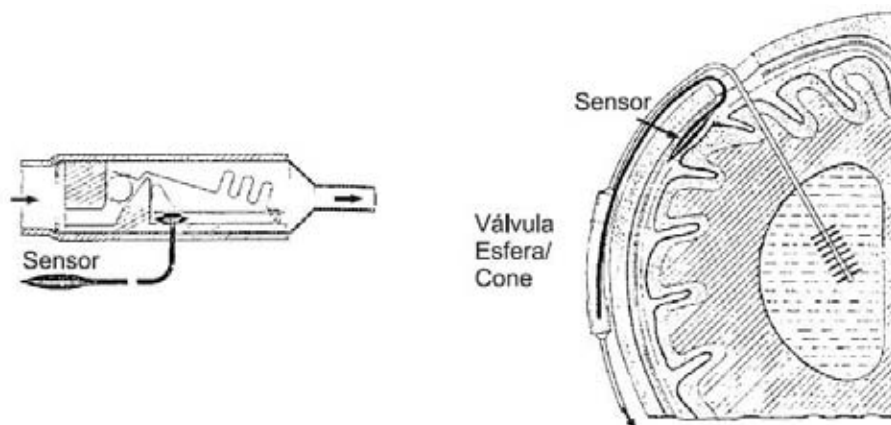


Fonte: Bim et al. (2010).

Outra válvula com o princípio de funcionamento semelhante é a válvula Codman-Medos. Essa válvula possibilita o ajuste por meio de sinal eletromagnético sequencial e codificado, que ativa um servo-motor, que regula o pivô e determina a pressão de abertura da válvula. Suas grandes vantagens são o ajuste da pressão de acordo com a necessidade do paciente, sem a realização de procedimentos cirúrgicos e/ou troca de válvulas, e também após a sua programação a pressão poder ser verificada por Raios-X.

A primeira válvula auto-regulável foi desenvolvida por Hakim e é chamada de Ball/Cone Valve, Aschoff et al. (1999). Esse modelo possui a pressão de abertura controlada por um sensor, inserido abaixo do crânio, e as condições de regulação são de acordo com a pressão intracranial e não dispõe de mecanismo anti-sifão, Figura 25.

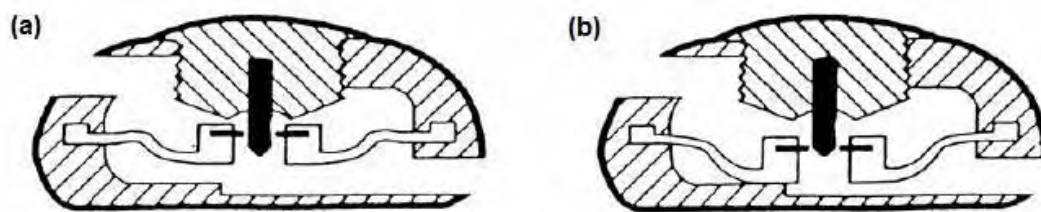
Figura 25 – Válvula auto-regulável Ball/Cone Valve desenvolvida por Hakim



Fonte: Aschoff et al. (1999)

A válvula Codis Orbis-Sigma possui um dispositivo auto-regulável conforme a diferença de pressão entre a entrada e a saída. De acordo com a Figura 26, a válvula permite a vazão de fluido em menor intensidade quando o sistema possui uma menor pressão intraventricular (a), em comparação com a situação (b), em que a válvula permite uma maior vazão impulsionada pelo acréscimo da PIV. O estágio entre as situações (a) e (b) possui características de vazão intermediária.

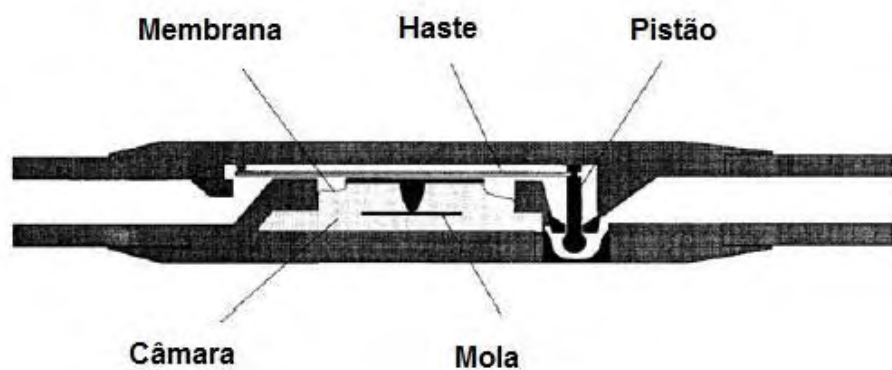
Figura 26 – Válvula auto-regulável Codis Orbi-Sigma



Fonte: Aschoff et al. (1999)

Outra válvula auto-regulável, conhecida como válvula Beverly Reverential, é apresentada na Figura 27. Esse modelo possui uma membrana conectada a uma haste como mecanismo de funcionamento. Quando existe uma pressão negativa na saída da válvula, a câmara move a haste que eleva o pistão e, conseqüentemente, aumenta a resistência do sistema e diminui o escoamento do líquido cefalorraquidiano.

Figura 27 – Válvula auto-regulável Beverly Reverential



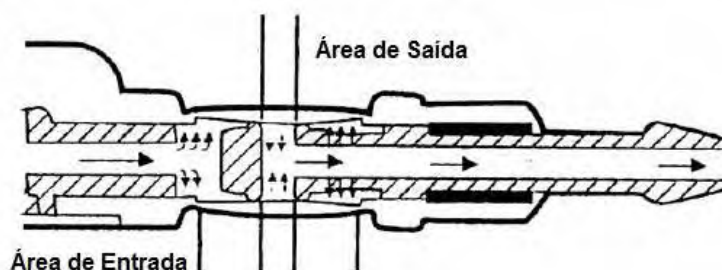
Fonte: Drake e Sainte-Rose (1994)



Outro princípio de funcionamento está presente nas válvulas anti-sifão. A introdução do uso de drenagens valvuladas unidirecionais, com a função de derivar o LCR em excesso nos ventrículos cerebrais evitando o refluxo, proporcionou um avanço significativo e determinante na história do tratamento da hidrocefalia gerando uma marcante diminuição mortalidade e da morbidade em pacientes hidrocéfalos (JUCÁ et al., 2002).

Na Figura 28 observa-se a válvula anti-sifão Delta que opera conforme a diferença de pressão entre a entrada e saída. Quando a pressão intra-ventricular for suficiente para a abertura da membrana presente na válvula (paciente na posição horizontal), o líquido cefalorraquidiano escoará em direção ao peritônio através do cateter distal. No entanto, quando houver uma pressão negativa na saída da válvula (quando, por exemplo, o paciente estiver ereto) a membrana será succionada, e o escoamento será reduzido evitando, assim, a ocorrência do efeito sifão/sifonamento. Desse modo, a válvula anti-sifão controla o escoamento da maneira mais constante possível, mesmo com o aumento do diferencial de pressão causada pela postura do usuário.

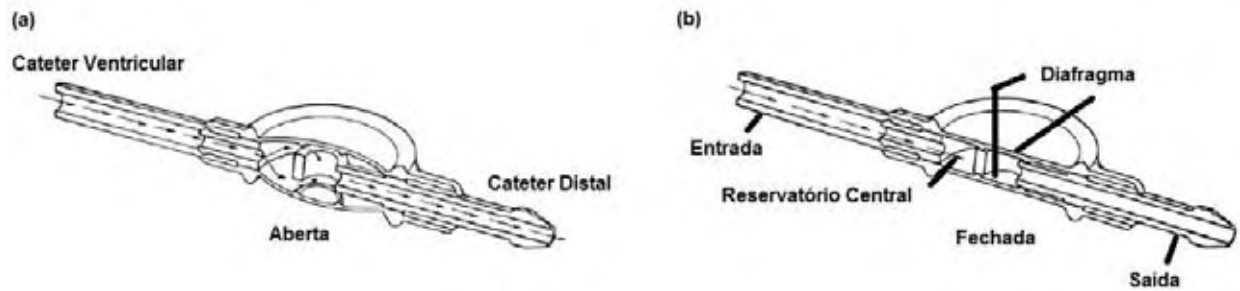
Figura 28 – Válvula Delta anti-sifão



Fonte: Drake e Sainte-Rose (1994)

A válvula PS Medical, Figura 29, também pertence à categoria anti-sifão. Na situação (a), ocorre a drenagem do LCR e na condição (b) tem-se a interrupção do escoamento sob as condições de diferenciais de pressão, devido a posição ereta do paciente. Seu princípio de funcionamento é idêntico ao da válvula Delta, porém, permite que o escoamento ocorra por duas regiões (via superior e inferior), proporcionando maior segurança quanto à possibilidade de obstrução de uma das vias.

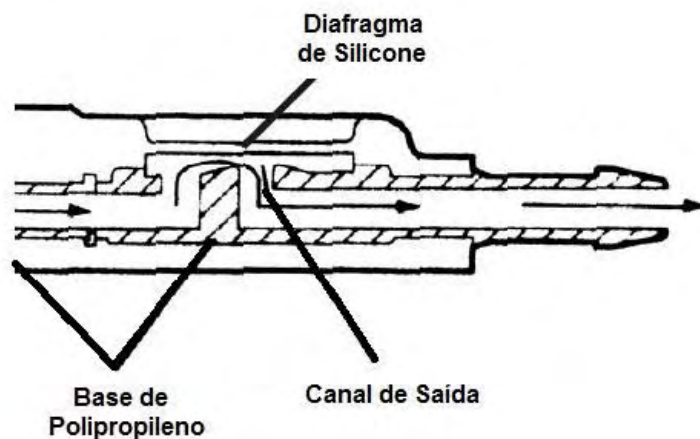
Figura 29 – Válvula anti-sifão PS Medical



Fonte: Horton e Pollay (1990)

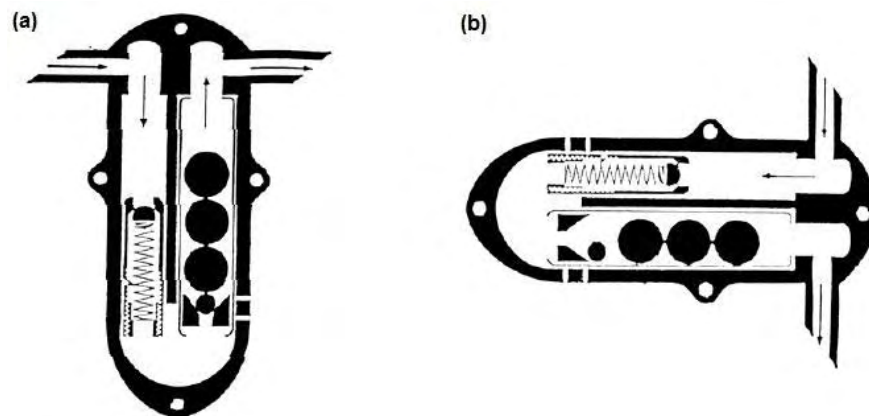
Outro modelo de válvula anti-sifão é a Radionics, representada na Figura 30. Como característica possui apenas uma via para o escoamento do líquido cefalorraquidiano e seu funcionamento é semelhante às outras válvulas anti-sifão. Esse modelo mantém-se, normalmente, aberto para não oferecer resistência ao escoamento, principalmente quando o usuário encontra-se na posição horizontal.

Figura 30 – Válvula anti-sifão Radionics



A válvula Cordis-Handim-Lumbar é um tipo de válvula anti-sifão e gravitacional. Esse modelo difere das anteriores por ser implantada na região lombar. Seu sistema de abertura se dá devido a uma mola e o seu mecanismo anti-sifão é efetuado por esferas que permitem a passagem do LCR quando o valor da pressão for suficiente para vencer a pressão de abertura da válvula e a força peso gerada pela massa das esferas. Na Figura 31 é possível observar esse modelo, onde percebendo que na posição vertical (a) a válvula é fechada pela gravidade e na horizontal (b) a válvula encontra-se aberta.

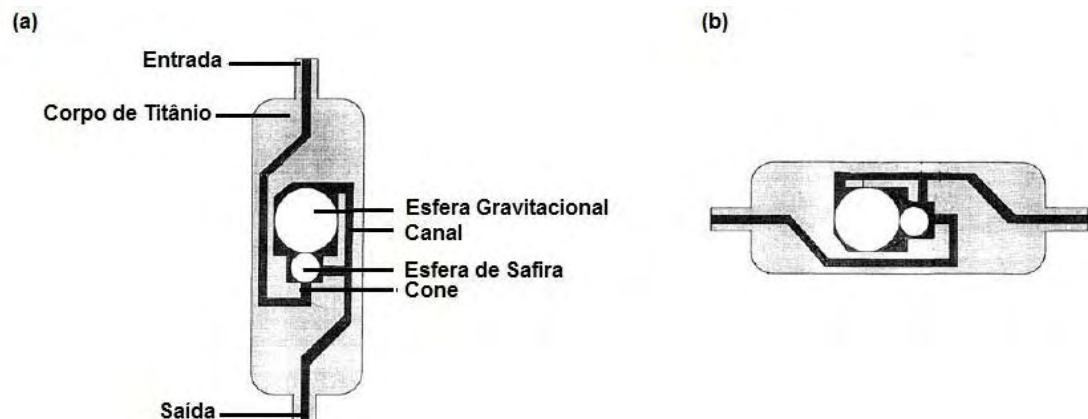
Figura 31 – Válvula gravitacional Cordis-Hakim-Lumbar



Fonte: Aschoff et al. (1999)

A Figura 32 ilustra a válvula gravitacional e anti-sifão Miethke ShuntAssistant também implantada na região lombar. Esse modelo, não possuindo sistema direto, que impõe a pressão de abertura da válvula, tem o princípio de funcionamento semelhante ao da Cordis-Handim-Lumbar, estando na posição vertical (a) é fechada pelo efeito da gravidade e na posição horizontal (b) encontra-se aberta.

Figura 32 – Válvula gravitacional Miethke ShuntAssistant

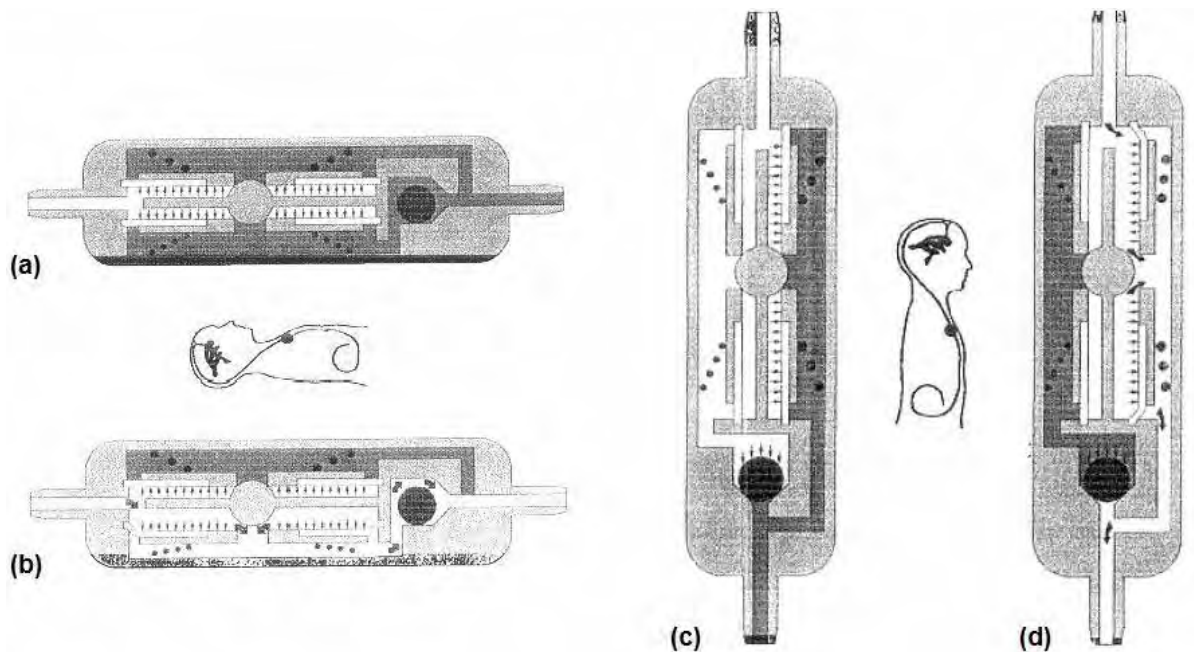


Fonte: Aschoff et al. (1999)

A Figura 33 ilustra a válvula gravitacional Dual-Switch, que tem sua vazão controlada pelo deslocamento de uma membrana, de acordo com a posição do paciente. As situações (a) e (c) ilustram a válvula fechada, respectivamente, nas posições horizontal e vertical. As situações (b) e (d) representam a válvula aberta, respectivamente, nas posições horizontal e

vertical, permitindo assim a drenagem do LCR após a PIC superar a resistência da membrana. Na posição vertical o líquido cefalorraquidiano escoará por outro caminho em razão do bloqueio, por uma esfera, imposto na região posterior da válvula para evitar a ocorrência da hiperdrenagem.

Figura 33 – Válvula gravitacional Dual-Switch



Fonte: Sprung et al. (1996)

### 3.3 Revisão Bibliográfica sobre as Bancadas Experimentais

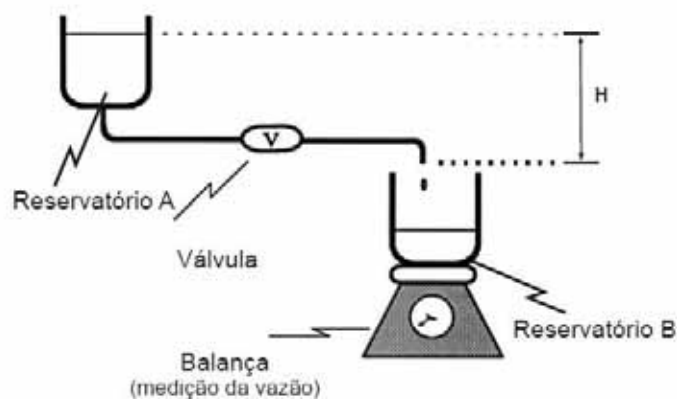
Apesar do número relativamente grande de projetos de válvulas neurológicas, na literatura estão descritas poucas bancadas experimentais, que tem como objetivo a realização de ensaios com diferentes tipos de válvulas neurológicas, que compõem os sistemas de drenagem interna. Poucos trabalhos apresentam uma descrição da montagem experimental utilizada para ensaios de dispositivos de drenagem externa no LCR.

Na verdade, o número de trabalhos envolvendo dispositivos de drenagem interna é muitas vezes superior aos trabalhos com dispositivos de drenagem externa, como constatado por Camilo (2005). Nos dias atuais essa situação permanece inalterada, sendo ainda os

dispositivos de drenagem externa poucos estudados comparados aos dispositivos implantáveis.

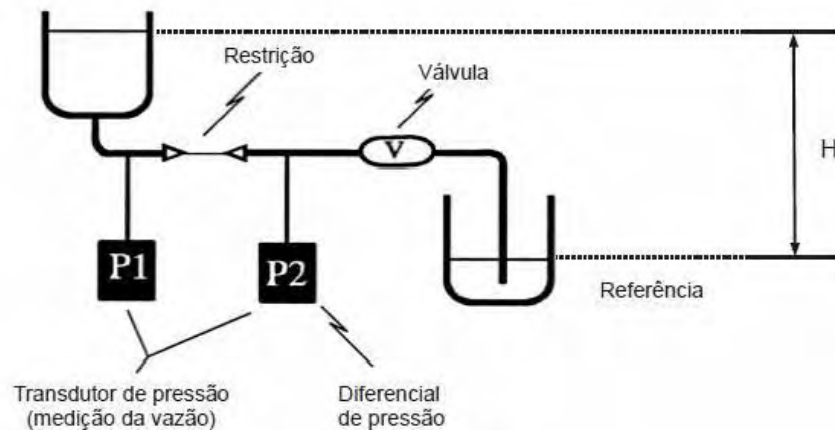
Drake e Sainte-Rose (1994) citaram exemplos de bancadas experimentais empregadas para ensaios de desempenho dos *shunts*, apresentando diferentes sistemas que variam desde os simplificados até os de alto custo. Na Figura 34 nota-se um sistema simples no qual a válvula estudada é colocada entre dois reservatórios que estão em alturas diferentes. O fluido escoar através da válvula até um reservatório que está sobre uma balança eletrônica, de modo que é possível registrar a vazão do escoamento. Outra bancada na Figura 35, bastante semelhante à anterior, porém com transdutores de pressão de alta sensibilidade para a obtenção dos dados. Em ambas bancadas cuidados devem ser tomados para obter o mínimo de variação do nível de fluido no reservatório e, conseqüentemente, garantir uma vazão próxima de ser constante. Esses cuidados implicam no conhecimento e manutenção do nível de líquido no reservatório por meio da utilização de recipientes com diâmetros grandes e com baixas vazões. Na Figura 36 observa-se outra bancada experimental que utiliza também transdutores de pressão de alta sensibilidade para a obtenção dos dados, sendo a vazão não mais gerada por diferença de altura ( $H$ ), mas sim produzida por uma bomba de infusão.

Figura 34 – Bancada experimental utilizando uma balança eletrônica



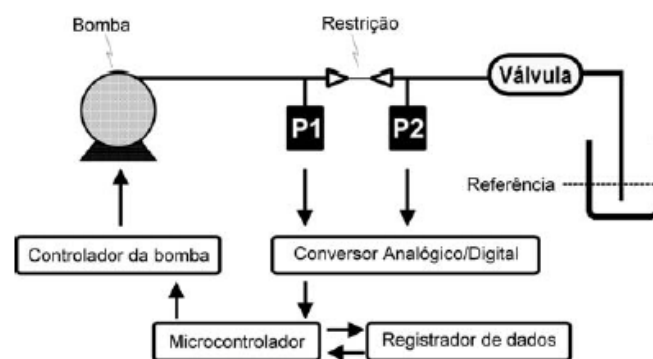
Fonte: Drake e Sainte-Rose (1994)

Figura 35 – Bancada experimental utilizando transdutores de pressão



Fonte: Drake e Sainte-Rose (1994)

Figura 36 – Bancada experimental utilizando transdutores de pressão e bomba de infusão



Fonte: Drake e Sainte-Rose (1994).

Horton e Pollay (1990) utilizam uma bancada experimental semelhante à apresentada na Figura 35, porém não descrevem com detalhes os equipamentos utilizados para realizar os ensaios com o dispositivo anti-sifão do fabricante Heyer-Schulte e outro dispositivo, mostrado na Figura 29, do fabricante PS Medical.

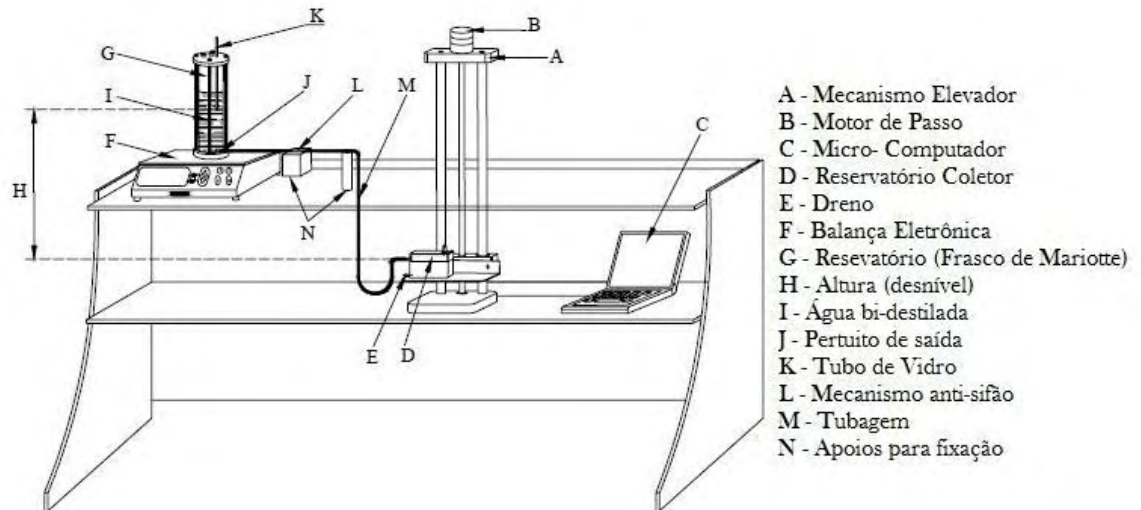
Kremer, Aschoff e Kunze (1994) fazem comparação do desempenho de tipos diferentes de válvulas neurológicas mediante valores da vazão, em relação à distância entre a saída da válvula e a extremidade da tubagem utilizada, determinando assim as resistências, pressões e comportamentos dos sistemas com pressões na entrada das válvulas de 10, 15 e 20 cm de coluna de água, sendo a bancada baseada naquela apresentada na Figura 34, sem muito detalhamento.

Sood, Canady e Ham (1998) ensaiaram um dispositivo anti-sifão ajustável e apresentaram os resultados da pressão de fechamento do mecanismo e o comportamento da pressão de entrada da válvula, mas não apresentaram detalhes da bancada experimental utilizada.

Camilo (2005) obteve o comportamento dinâmico transiente do escoamento que passava por um protótipo de válvula com mecanismo anti-sifão de drenagem externa. Para isso, utilizou recursos automáticos para aquisição de dados e para o abaixamento da bolsa de drenagem de forma controlada. A bancada experimental desenvolvida por Camilo (2005), de custo acessível, garante resultados confiáveis e baseia-se no esquema proposto por Drake e Sainte Rose (1994), também utilizado por Kremer, Aschoff e Kunze (1994). Entretanto, o registro da massa total de fluido escoado é automático e o reservatório é um frasco de Mariotte, que permite a pressão constante independente do escoamento de líquido em seu interior.

Em esquema da bancada desenvolvida por Camilo (2005) é apresentada na Figura 37, sendo o fluido de trabalho a água bi-distilada esterilizada (I). O sistema ilustrado possui um mecanismo de elevação (A), acionado por um motor de passo (B) controlado por micro-computador (C). O mecanismo permite o deslocamento controlado da saída da tubagem (M), que está acoplada a um recipiente de coleta (D). Todo líquido depositado no recipiente (D) é drenado, posteriormente, pela saída na parte inferior do reservatório (E). Foi utilizada uma balança digital (F), para a determinação da vazão do sistema, que envia os valores para um sistema de aquisição de dados (C). Sobre a balança é colocado um reservatório - Frasco de Mariotte (G). O dispositivo anti-sifão é acoplado entre o cateter ventricular inserido no recipiente (G), através da saída (J), e a tubagem (M) que conduz o material escoado para a bolsa de drenagem simbolizada pelo recipiente de coleta (D). O dispositivo anti-sifão e a tubagem devem ser sustentados por suportes (N) para que a movimentação da tubagem, imposta pelo mecanismo, não cause interferência na balança de precisão. Os trabalhos de Maset, Camilo e Vieira (2005); Maset, Castro e Camilo (2005); Maset et al. (2006) e Camilo et al. (2007) usam a mesma bancada experimental apresentada no trabalho de Camilo (2005).

Figura 37 – Bancada experimental com recursos automáticos para aquisição de dados



Fonte: Camilo (2005)



É de fundamental importância uma revisão da literatura, apresentada no capítulo anterior, a respeito dos diferentes dispositivos experimentais utilizados na pesquisa envolvendo a drenagem do líquido cefalorraquidiano. A literatura disponível nem sempre mostra, em detalhes, a montagem experimental utilizada, o que dificulta, sobremaneira, a reprodução dos trabalhos realizados. Tal constatação deve-se, provavelmente, ao fato de que muitos dos estudos sobre válvulas de drenagem são realizados por pessoas ligadas a atividades médicas e, para tais pessoas, o funcionamento da válvula o mais próximo possível da fisiologia humana torna-se mais importante do que a metodologia propriamente dita utilizada no seu ensaio.

Na literatura que aborda a área de dispositivos de drenagem do LCR existe um vasto acervo de trabalhos envolvendo a investigação quanto ao quadro clínico de pacientes com esses implantes, monitoração do tratamento e características relacionadas ao mau funcionamento, como é possível observar nos trabalhos de Walchenbach et al. (2002), Kajimoto et al. (2000), Pudenz e Foltz (1991), Sells e Shurtleff (1977), Boon et al. (1997), Sotelo, Izurieta e Arriada (2001), Eide (2003), Murtagh, Quencer e Poole (1980), entre inúmeros outros que não apresentam nada a respeito de pesquisa envolvendo o desempenho hidrodinâmico da válvula implantada nos pacientes analisados por eles.

Do ponto de vista da engenharia, uma explanação detalhada da montagem experimental utilizada nos ensaios em laboratório é absolutamente necessária.

#### ***4.1 Bancada Experimental para a realização dos Ensaio Hidrodinâmicos***

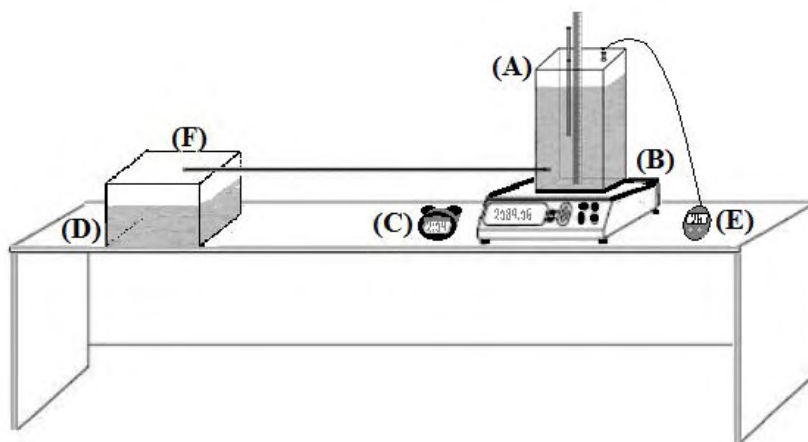
O enfoque inicial deste trabalho foi realizar testes experimentais com vários tipos de válvulas unidirecionais de drenagem externa do LCR, para conhecer seus coeficientes de perda de carga e obter o comportamento das válvulas quando expostas a diferentes gradientes de pressão, usualmente encontrados em situações de tratamento da hidrocefalia. Porém, por meio da revisão bibliográfica, notou-se a ausência de estudos que exploram/consideram alguns fatores determinantes nos resultados do comportamento hidrodinâmico das válvulas

anti-refluxo. Diante disso, foi explorada uma metodologia experimental adequada para se aplicar no estudo do comportamento hidrodinâmico de sistemas de drenagem do LCR, a fim de estabelecer um protocolo de testes.

O objetivo de identificar o coeficiente de perda de carga das válvulas de drenagem externa é fundamental, uma vez que a perda de carga mínima garante a qualidade da drenagem nos sistemas de DVE. Já nos sistemas de DVI, a perda de carga se faz primordial, uma vez que além de não permitir o refluxo, a válvula impõe resistência ao escoamento conforme a classificação desejada da mesma. Para isso foi montada uma bancada experimental, Figura 38, baseada no que foi proposto pelos autores Drake e Sainte Rose et al. (1994), também utilizada por Kremer, Aschoff e Kunze (1994), mas devidamente modificada.

- Frasco de Mariotte (A) é um reservatório indicado para pequenas vazões, que fornece uma taxa de escoamento uniforme de acordo com o seu princípio de funcionamento, sendo estabelecida uma linha isobárica, independente da quantidade de líquido no interior do frasco, eliminando, dessa forma, a possibilidade do escoamento sofrer influência quando a coluna de líquido diminui, permitindo uma vazão constante e sem oscilações. O uso deste dispositivo simula a atuação do cérebro que possui uma pressão interna constante. O frasco de Mariotte pode ser construído em chapas de acrílico permitindo a visualização do líquido em seu interior e, via de regra, apresentam uma ótima vedação utilizando-se borracha de silicone industrial.

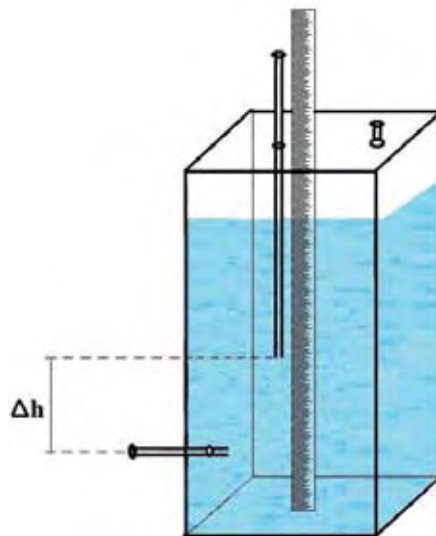
Figura 38 – Bancada Experimental utilizada na presente pesquisa



Fonte: Elaboração da própria autora.

Kremer et al. (1994) realizaram experimentos simulando pressões intraventriculares de 10, 15 e 20 cm de coluna de água. Camilo (2005) efetuou seus ensaios de dispositivos de drenagem do líquido cefalorraquidiano usando os valores, para a PIV, de 5, 10, 15 e 20 cm de coluna de água. Desse modo, a escolha da faixa de pressão usada neste trabalho é devido ao fato de, usualmente, serem os mesmos valores das pressões intraventriculares em situações de tratamento da hidrocefalia. Com isso, foram configuradas pressões de 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20 e 22 cm de coluna d'água para os ensaios, determinadas segundo o  $\Delta h$ , mostrado na Figura 39, permitindo uma análise adequada dos resultados.

Figura 39 – Representação do Frasco de Mariotte



Fonte: Elaboração da própria autora.

• Balança eletrônica (B) modelo AS 2000, informa a massa de fluido escoada durante o experimento. As suas características são apresentadas na Tabela 06.

Tabela 06 – Características da balança eletrônica

| <b>Características</b> |                         |
|------------------------|-------------------------|
| Carga Máxima           | 2000 g                  |
| Precisão               | $\pm 0,005$ g           |
| Sensibilidade          | 0.01 g                  |
| Reprodutibilidade      | 0.01 g                  |
| Campo de Tara          | 2000 g                  |
| Dimensões do Prato     | 202 cm x 156 cm         |
| Dimensões da Balança   | 292 cm x 210 cm x 70 cm |
| Peso                   | 4000 g                  |
| Voltagem               | 110 – 220               |
| Consumo Típico         | 7 W                     |
| Interface              | RS232C                  |

Fonte: Elaboração da própria autora.

• Cronômetro digital (C), marca Cronobio - modelo SW2018 com  $\pm 0,05$  segundos de incerteza de leitura, que, com a balança eletrônica, fornece a vazão para cada pressão ensaiada.

• Reservatório (D) é o recipiente para onde o fluido utilizado é conduzido.

• Termômetro digital (E), marca Minipa, modelo MT 40IA, com  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$  de incerteza de leitura, responsável pela medição da temperatura do fluido durante o ensaio para a determinação da viscosidade e densidade.

• As válvulas neurológicas em estudo (F), Figura 41.

Figura 41 – Válvulas de Drenagem Externa do Líquido Cefalorraquidiano em estudo



Fonte: Elaboração da própria autora.

Os resultados são obtidos por meio de testes em regime permanente e em escoamento laminar. Devido às características do líquido cefalorraquidiano serem semelhantes às da água, principalmente as massas específicas muito próximas, emprega-se a água como fluido de trabalho nas pesquisas dos comportamentos hidrodinâmicos das válvulas neurológicas. Em seus trabalhos experimentais Horton e Pollay (1990), Kremer et al. (1994) e Sood et al. (1998) usaram água esterilizada à temperatura ambiente. Logo, na presente pesquisa, empregou-se água deionizada à temperatura ambiente para a realização dos ensaios.

A água presente dentro do frasco de Mariotte é continuamente drenada, para o reservatório, através de um tubo de aço inoxidável rígido, produzido pela indústria farmacêutica para geração de agulhas hipodérmicas.

Inicialmente os testes foram feitos sem a presença da válvula (F) em uma das extremidades do duto para determinar, experimentalmente, o seu fator de atrito. Os ensaios foram realizados para todas as pressões já mencionadas (variações de  $\Delta h$ ) e a vazão era registrada, periodicamente, por meio de uma máquina fotográfica digital, que capturava os valores apresentados pela balança eletrônica e pelo cronômetro digital. É importante ressaltar que, esperava-se o sistema entrar em regime permanente, para então acionar o cronômetro e os registros, referentes à vazão, comesçassem ser efetuados.

Kajimoto et al. (2000) afirmam, por meio de medições feitas em seres humanos, que o tempo necessário para a estabilização da pressão intraventricular quando submetida à mudança da posição (horizontal – vertical) ocorreu em, aproximadamente, 30 segundos.

A partir dessa informação foram realizados testes e definido o procedimento de manter o escoamento do sistema por 4 minutos antes do início da coleta de dados de cada ensaio.

Para cada  $\Delta h$  foram efetuadas três medições, a fim de verificar a confiabilidade dos resultados e em todos os ensaios era observado se todo o sistema estava nivelado.

Diante das medições realizadas foram obtidos os parâmetros importantes no cálculo do fator de atrito do tubo, tais como: a vazão volumétrica, a viscosidade, a densidade, o número de Reynolds, a velocidade de escoamento e o diâmetro da tubulação.

Posteriormente, foram realizados novamente todos os ensaios, porém desta vez com a válvula estudada presente em uma das extremidades do tubo rígido (F), viabilizando o cálculo do seu coeficiente de perda de carga.

Analisando as incertezas obtidas dos resultados experimentais, algumas considerações foram feitas quanto à metodologia e então foram propostos novos ensaios, sem a válvula, usando tubos rígidos com diâmetros interno (D) – obtidos utilizando o medidor de perfil – e comprimentos (L) diferentes, apresentados na Tabela 07.

Tabela 07 – Características dos Tubos Rígidos.

| <b>Tubo</b> | <b>L/D</b> |
|-------------|------------|
| <b>a</b>    | 200        |
| <b>b</b>    | 400        |
| <b>c</b>    | 800        |
| <b>d</b>    | 1600       |
| <b>e</b>    | ≈ 1852     |
| <b>f</b>    | ≈ 7407     |

Fonte: Elaboração da própria autora.

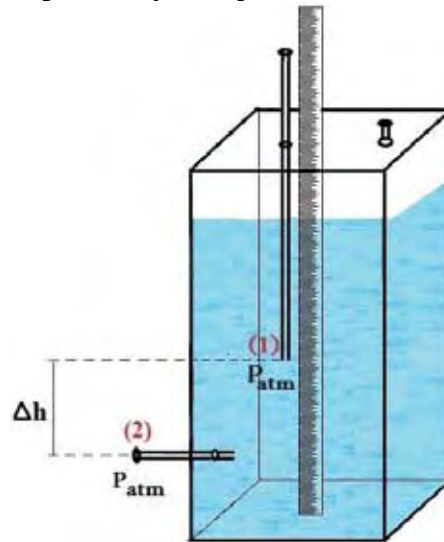
Outras considerações feitas foram a respeito da tensão interfacial. Para avaliar sua influência sobre o escoamento, algumas gotas de detergente líquido foram adicionadas na água utilizada e repetidos os testes com o tubo “a”, “e” e “f” sem a presença da válvula anti-refluxo.

#### **4.2 Modelo Matemático**

Os conceitos teóricos envolvidos neste trabalho fazem parte da teoria de perda de pressão em um escoamento laminar no interior de um tubo. Por meio da primeira lei da termodinâmica, escreve-se a equação geral da energia hidráulica, Equação 01, para um volume de controle, de acordo com a Figura 42. A pressão estática do frasco de Mariotte é

igual à pressão atmosférica ( $P_{atm}$ ). A pressão estática na extremidade do tubo ( $P_2$ ), para um escoamento incompressível ( $d\rho = 0$ ), é igual à pressão ambiente,  $\rho$  é a densidade do fluido e  $P_1$  é a pressão estática interna do frasco de Mariotte. A diferença de nível pode ser calculada por  $z_1 - z_2 = \Delta h$ . A velocidade média do escoamento ( $V_1$ ) dentro do frasco de Mariotte é zero e a velocidade média do fluxo na extremidade do tubo ( $V_2$ ) pode ser calculada pela vazão volumétrica dividida pela área da secção transversal do tubo. A aceleração gravitacional ( $g$ ) é utilizada com o valor convencional de  $9,807 \text{ m/s}^2$ . Por fim,  $\alpha$  é coeficiente de energia cinética, que na saída do tubo pode ser considerado próximo de 1,0.

Figura 42 – Representação esquemática do frasco de Mariotte



Fonte: Elaboração da própria autora.

$$\left( \frac{P_1}{\rho} + \alpha_1 \frac{V_1^2}{2} + g z_1 \right) - \left( \frac{P_2}{\rho} + \alpha_2 \frac{V_2^2}{2} + g z_2 \right) = h_{lt} \quad (1)$$

O coeficiente de energia cinética ( $\alpha$ ) é definido de acordo com as Equações (2a) e (2b), nas quais está o fluxo de massa, sendo  $A$  a área da secção transversal.

$$\int_A \frac{V^2}{2} \rho V dA = \alpha \int_A \frac{\bar{V}^2}{2} \rho V dA = \alpha \dot{m} \frac{\bar{V}^2}{2} \quad (2a)$$

$$\alpha = \frac{\int_A \rho V^3 dA}{\dot{m} \bar{V}^2} \quad (2b)$$

Considerando que  $\alpha_1 = \alpha_2 = 1$ , que  $V_1 = 0$  e que  $P_1 = P_2 = P_{atm}$ , a Equação (1) torna-se Equação (3), na qual a velocidade é calculada segundo a Equação (4) e as perdas hidráulicas ( $h_{lt}$ ) são dadas pela Equação (5).  $Q$  é a vazão volumétrica e  $A$  é a área da secção transversal do tubo rígido. Deve-se ressaltar também que  $h_l$ , Equação (5a) representa as perdas no trecho do tubo reto horizontal, com diâmetro constante, e  $h_{lm}$ , Equação (5b) representa as perdas por singularidades do escoamento.

$$g(z_1 - z_2) - \frac{V_2^2}{2} = h_{lt} \quad (3)$$

$$V_2 = \frac{Q}{A} \quad (4)$$

$$h_{lt} = h_l + h_{lm} \quad (5)$$

Nas quais,

$$h_l = f \frac{L}{D} \frac{V^2}{2} \quad (5a)$$

$$h_{lm} = k_E \frac{V^2}{2} \quad (5b)$$



As perdas hidráulicas para um tubo reto ( $h_f$ ) são calculadas em função do comprimento do tubo ( $L$ ), seu diâmetro ( $D$ ) e o fator de atrito ( $f$ ). A perda de carga hidráulica para as singularidades é calculada para a entrada do tubo.

O valor de  $k$ , coeficiente de perda de carga, na entrada do tubo ( $k_E$ ) foi adotado como 0,8 a partir do valor encontrado no Fox e McDonald (1988).

Portanto, para as medição sem a válvula, obtém-se a Equação (6) e quando a válvula é acoplada na extremidade do tubo obtém-se a Equação (7).

$$g(z_1 - z_2) - \frac{V_2^2}{2} = f \frac{L}{D} \frac{V^2}{2} + k_E \frac{V^2}{2} \quad (6)$$

$$g(z_1 - z_2) - \frac{V_2^2}{2} = f \frac{L}{D} \frac{V^2}{2} + k_E \frac{V^2}{2} + k_v \frac{V^2}{2} \quad (7)$$

Porém, há outra forma de calcular o fator de atrito em um tubo usando-se o número de Reynolds, Equação (8), gerando assim a equação do fator de atrito de Darcy, derivada de Hagen e Poiseuille, Equação (9). É importante ressaltar que essa equação é válida somente para escoamentos laminares constantes, de fluido newtoniano ao longo de tubos que tenha um perfil de velocidade plenamente desenvolvido (Fox e McDonald, 1988). Neste trabalho, será verificada a aplicação/validação das Equações (6) e (9), uma vez que isso não é trabalhado nos experimentos e, em várias pesquisas médicas, aplica-se a formulação de Hagen e Poiseuille.

$$\text{Re} = \frac{\rho V D}{\mu} \quad (8)$$

$$f = \frac{64}{\text{Re}} \quad (9)$$

No presente capítulo serão apresentados os resultados obtidos pela metodologia apresentada no Capítulo 04. Na literatura não foram encontrados trabalhos relacionados a ensaios de válvulas de drenagem externa do líquido cefalorraquidiano, com enfoque semelhante ao abordado nesse trabalho, sejam por métodos analíticos, numéricos ou experimentais. Dessa forma, na presente pesquisa, evidencia-se a ausência de resultados comparativos já publicados.

Serão apresentados os resultados do comportamento hidrodinâmico em regime de escoamento permanente de seis tipos de válvulas: DuckBill, Medex, Vernay I, Vernay II, Harkey Roberts e Valve Plastic.

Para facilitar a análise, os resultados obtidos encontram-se agrupados conforme os parâmetros de estudo.

### **5.1 Fator de Atrito do Tubo Rígido**

O cálculo do fator de atrito do tubo rígido usado nos ensaios se faz primordial, já que sem esse resultado torna-se inviável estimar, experimentalmente, o coeficiente de perda de carga das válvulas anti-refluxo exploradas. Para isso, são analisadas a influência das dimensões do tubo rígido, a influência do comprimento de entrada do tubo e a influência da tensão interfacial sobre o escoamento.

#### **5.1.1 Influência das dimensões do tubo rígido**

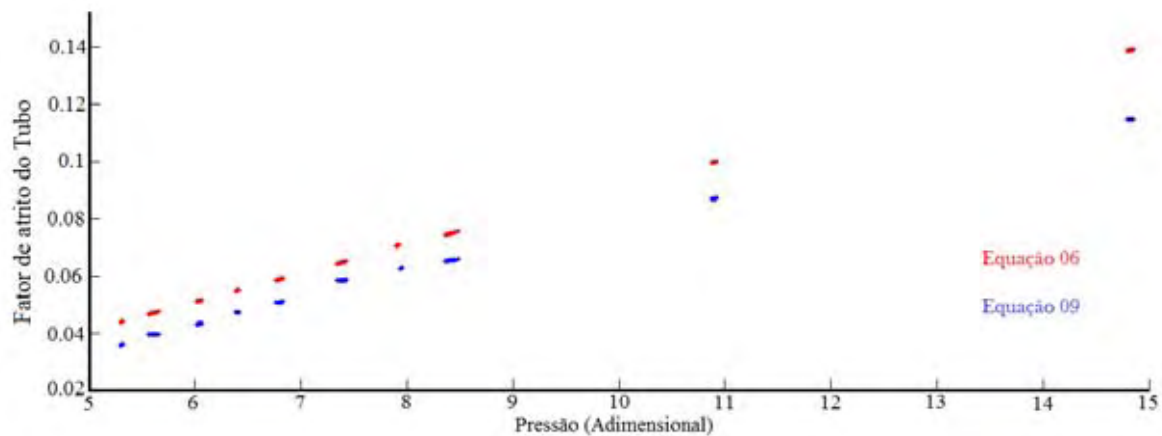
Os testes, realizados com várias dimensões de tubos, foram interessantes para a análise da influência sobre os resultados do fator de atrito ao longo dos tubos. Os resultados do fator de atrito em função da pressão adimensional (obtida pela Equação 10) dos tubos “a”, “b”, “c”

e por fim “d” (Tabela 07), obtidos segundo as Equações (06) e (09), são apresentados, respectivamente, nas Figuras 43 a 46.

Ensaando os tubos “e” e “f” não foi possível obter resultados do fator de atrito, pois em ambos os casos, em razão dos pequenos diâmetros internos, os efeitos de capilaridade e de tensão interfacial, impedem que ocorra vazão utilizando apenas água deionizada como fluido de trabalho.

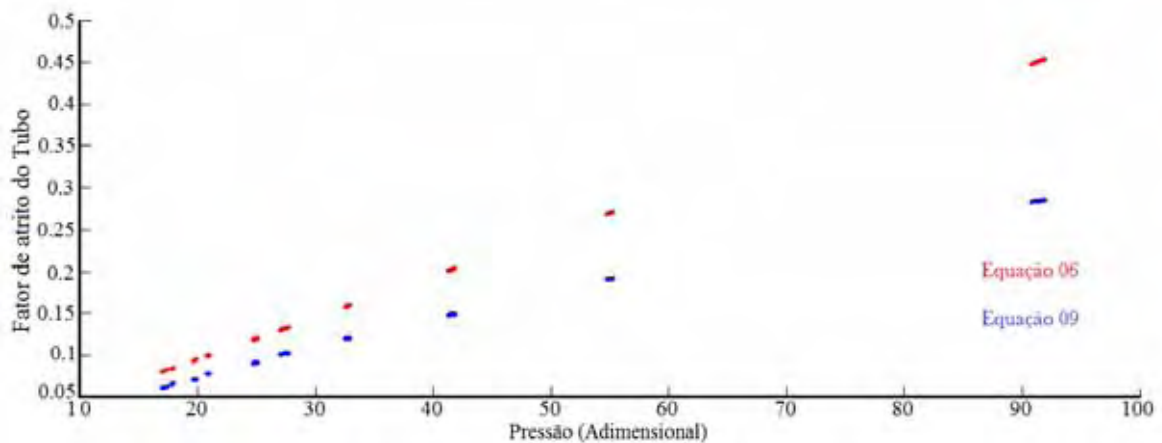
$$P_{ad} = \frac{\Delta P}{\rho V^2} \quad (10)$$

Figura 43 – Fator de atrito do tubo “a” em função da Pressão (Adimensional)



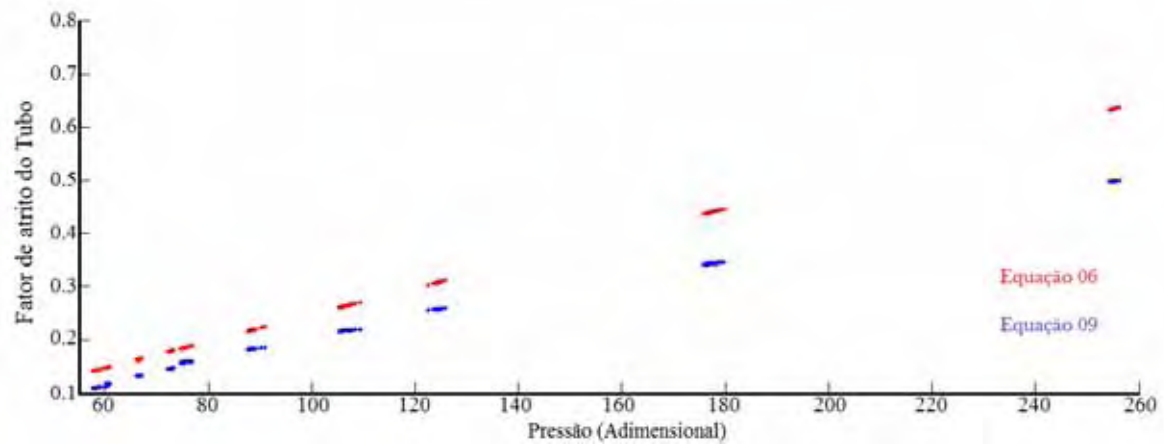
Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 44 – Fator de atrito do tubo “b” em função da Pressão (Adimensional)



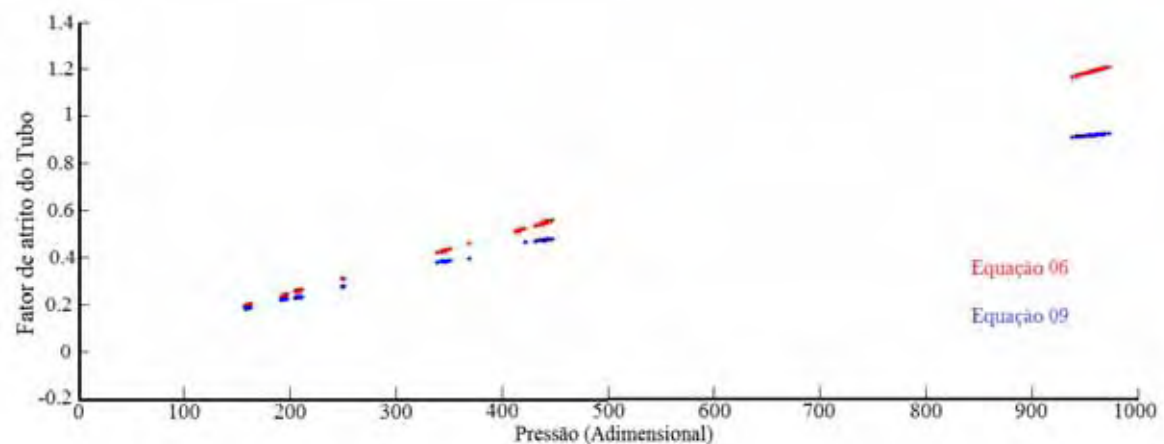
Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 45 – Fator de atrito do tubo “c” em função da Pressão (Adimensional)



Fonte: Elaboração da própria autora.

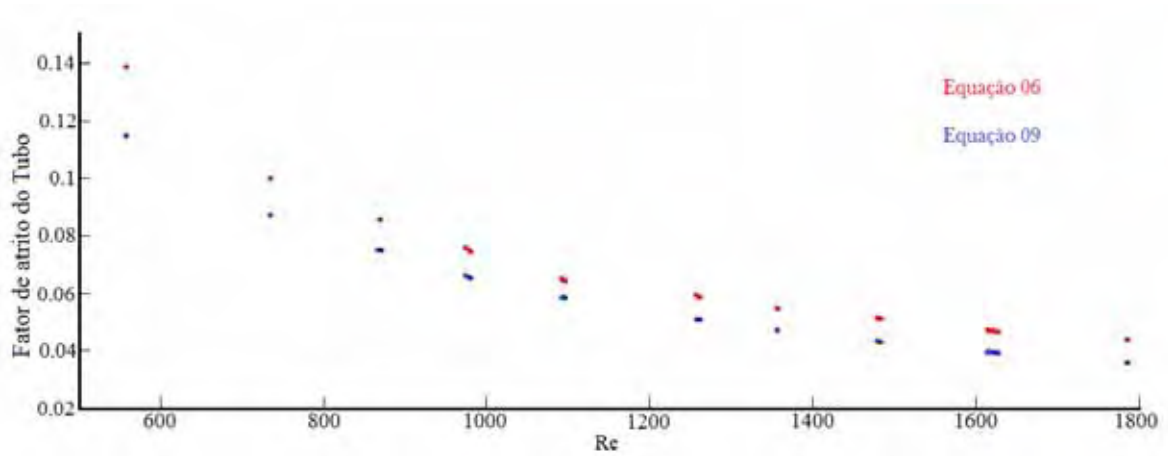
Figura 46 – Fator de atrito do tubo “d” em função da Pressão (Adimensional)



Fonte: Elaboração da própria autora.

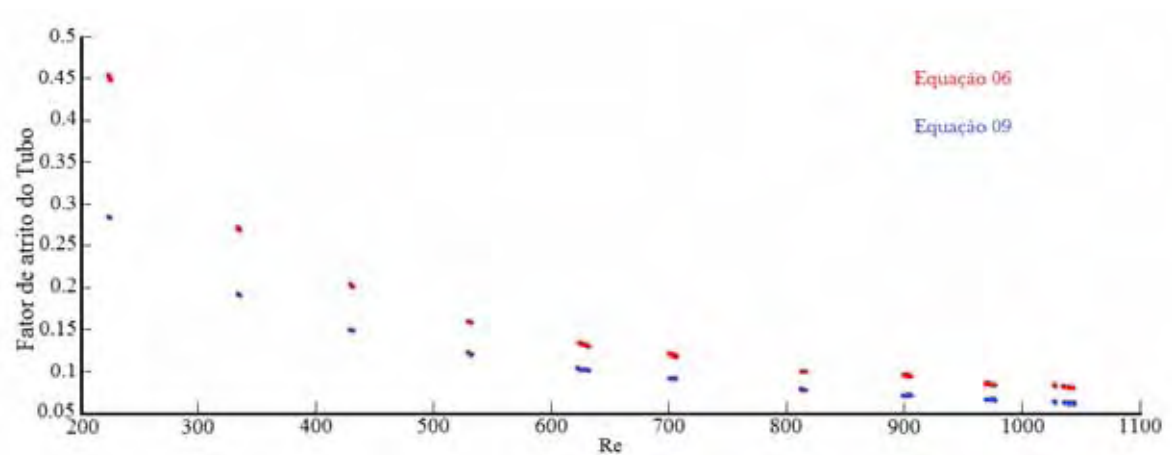
Para facilitar a análise e compreensão dos dados a respeito do fator de atrito do tubo rígido as Figuras 47 a 50 também apresentam os resultados do fator de atrito, respectivamente, dos tubos “a”, “b”, “c” e “d” em função do número de Reynolds. Evidencia-se que conforme o  $Re$  aumenta, diminui a diferença entre os valores obtidos através do presente modelo, Equação 06, e a Equação 09.

Figura 47 – Fator de atrito do tubo “a” em função Número de Reynolds



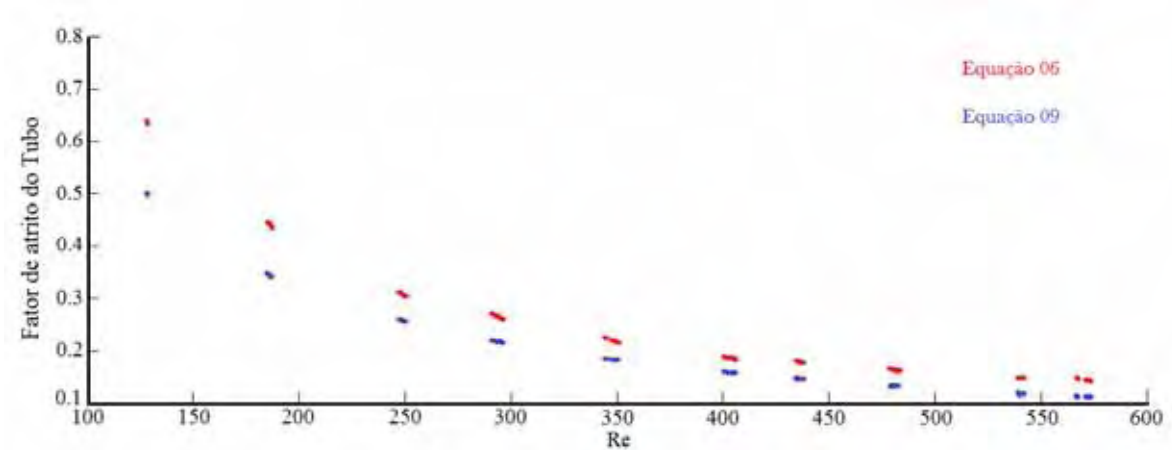
Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 48 – Fator de atrito do tubo “b” em função Número de Reynolds



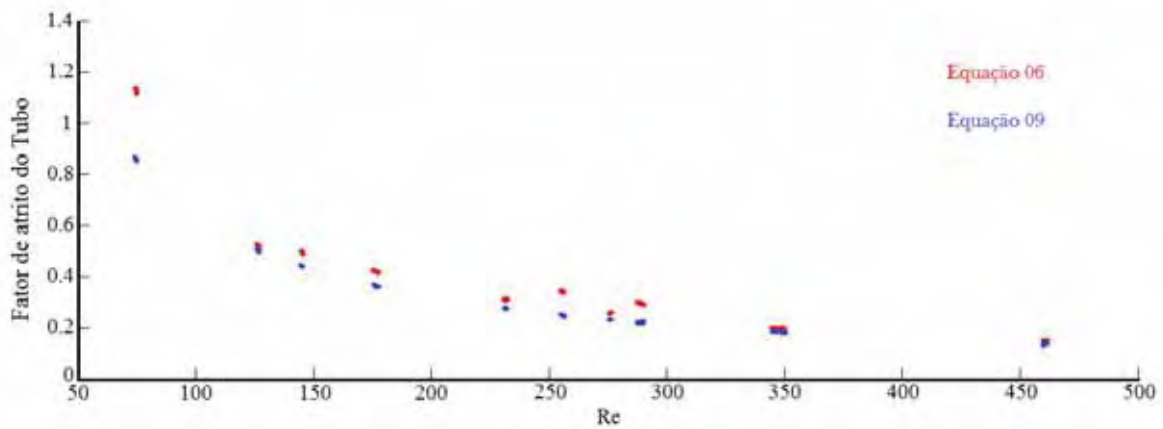
Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 49 – Fator de atrito do tubo “c” em função Número de Reynolds



Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 50 – Fator de atrito do tubo “d” em função Número de Reynolds



Fonte: Elaboração da própria autora.

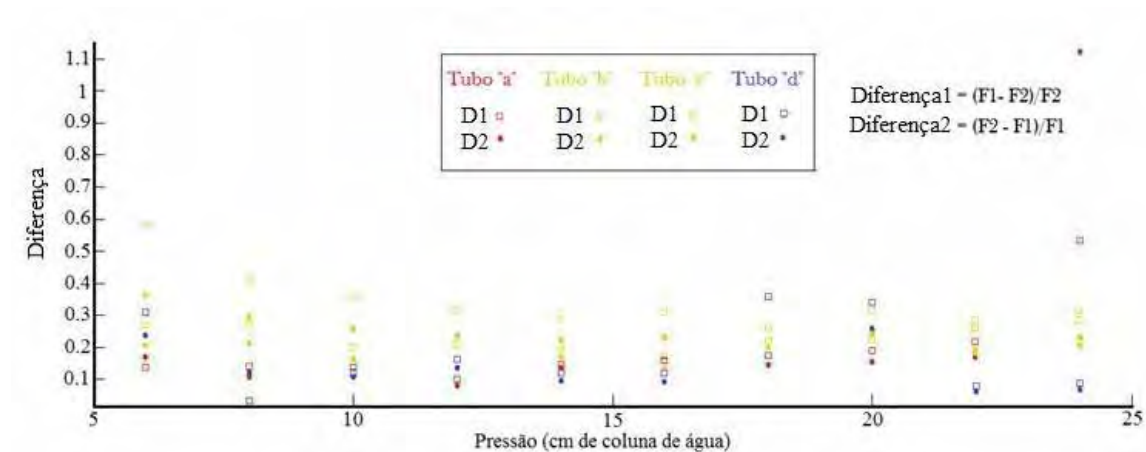
Em todos os resultados apresentados a respeito do fator de atrito, nota-se uma acentuada diferença entre os valores experimentais obtidos pela Equação (6) – curvas em vermelho, mostrados nas Figuras 43 a 50, e os calculados teoricamente por Hagen e Poiseuille, Equação (9) – curvas em azul, nas Figuras 43 a 50. É importante ter em mente que a equação de Hagen e Poiseuille é válida apenas para escoamentos laminares e estáveis, de fluidos newtonianos em tubos, para números de Reynolds inferiores a 2100, possuindo um perfil de velocidade plenamente desenvolvido (Fox e McDonald, 1988). Essas características nem sempre são observadas nos experimentos. Em vários trabalhos na área médica de simulação é aplicada a formulação de Hagen e Poiseuille sem, ao menos, ser verificada a sua validação.

Tendo em vista que o trabalho é experimental torna-se indispensável apresentar o valor das diferenças dos resultados obtidos. Na Figura 51, estão os valores dos desvios para o fator de atrito dos tubos rígidos “a”, “b”, “c” e “d” calculados, pela Equação 11 e pela Equação 12, sendo  $f_1$  o fator de atrito obtido segundo a Equação (06) e  $f_2$  o fator de atrito obtido segundo a Equação (09).

$$Diferença_1 = \frac{(f_1 - f_2)}{f_2} \quad (11)$$

$$Diferença_2 = \frac{(f_2 - f_1)}{f_1} \quad (12)$$

Figura 51 – Pressão em função do fator de atrito dos tubos “a”, “b”, “c” e “d”



Fonte: Elaboração da própria autora.

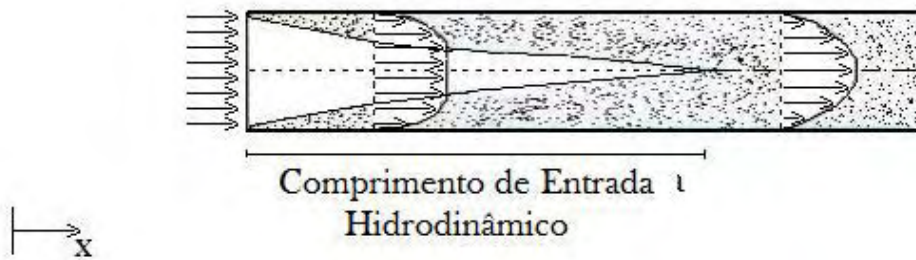
Diante dos resultados das incertezas, foi escolhido para trabalhar com o fator de atrito experimental, obtido a partir dos testes pela Equação (06) e outras análises quanto às dimensões do tubo para a escolha do mais adequado para a pesquisa foram realizadas.

#### 5.1.2 Influência do comprimento de entrada do tubo

Em razão da diferença significativa entre os resultados dos fatores de atrito dos tubos de diferentes dimensões, avaliou-se a influência do comprimento de entrada do tubo rígido, sendo os resultados obtidos tanto analiticamente quanto numericamente.

O comprimento de entrada hidrodinâmico é o comprimento mínimo e necessário, do tubo, a partir do qual pode-se considerar o escoamento plenamente desenvolvido. Esse efeito é mostrado na Figura 52, sendo o perfil de velocidades parabólico na região plenamente desenvolvida.

Figura 52 – Desenvolvimento da camada limite hidrodinâmica



O resultado analítico do comprimento de entrada hidrodinâmico ( $x_h$ ) para escoamento laminar ( $Re < 2300$ ) no interior dos tubos circulares (“a”, “b”, “c” e “d” - de mesmo diâmetro interno) é obtido por meio do número de Reynolds ( $Re$ ) utilizando a Equação (13) (Fox e McDonald, 1988), sendo  $D$  é o diâmetro interno do tubo.

$$\frac{x_h}{D} \cong 0,05 Re \quad (13)$$

Para o número de Reynolds de 800 (valor esse presente nos resultados anteriores), tem-se 0,1 m de comprimento de entrada hidrodinâmico ( $x_h$ ) do tubo rígido em regime laminar.

O estudo numérico se fez via CFD (Computational Fluids Dynamics) usando a metodologia de Volumes Finitos, com o algoritmo na linguagem FORTRAN, sendo o escoamento de um fluido newtoniano, em regime permanente, incompressível, isotérmico e bidimensional. O estudo de malhas foi realizado em diferentes escalas, efetuado com o propósito de observar o efeito do refinamento de malha no movimento do fluido. O critério de parada adotado foi o número de iterações para ocorrer à convergência.

O código foi elaborado pelo professor Dr. José Luiz Gasche e usa o esquema de interpolação *Power-Law* para avaliar as propriedades nas faces do volume de controle e o algoritmo, para resolver o acoplamento pressão-velocidade, SIMPLE (Semi IMPLICIT Linked Equations), usado por ser um escoamento incompressível. Dessa forma, a pressão já não pode ser obtida por uma equação de estado e é função somente do escoamento, no qual o acoplamento pressão-velocidade deve ser resolvido de tal forma que o campo de pressão correto usado nas equações de Navier-Stokes (Equações 14 e 15) deve fornecer um campo de velocidade que satisfaça a equação da continuidade (Equação 16).



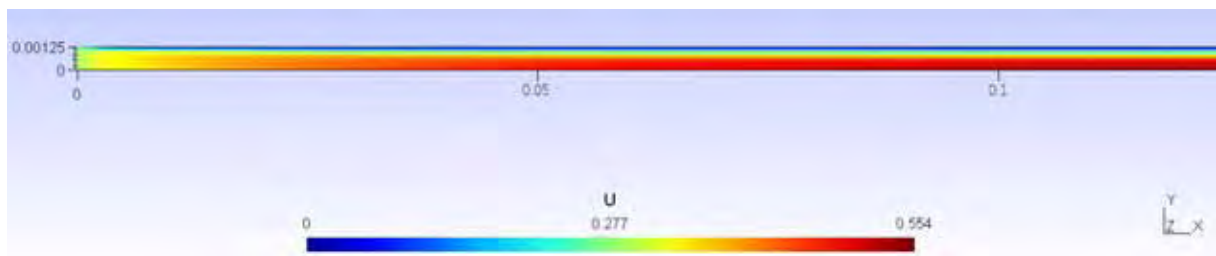
$$\frac{\partial}{\partial x}(\rho uu) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho vu) = \frac{\partial}{\partial x}\left(\mu \frac{\partial u}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(\mu \frac{\partial u}{\partial y}\right) - \frac{\partial p}{\partial x} + S_u \quad (14)$$

$$\frac{\partial}{\partial x}(\rho uv) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho vv) = \frac{\partial}{\partial x}\left(\mu \frac{\partial v}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(\mu \frac{\partial v}{\partial y}\right) - \frac{\partial p}{\partial y} + S_v \quad (15)$$

$$\frac{\partial}{\partial x}(\rho u) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho v) = 0 \quad (16)$$

O resultado numérico é apresentado na Figura 53, usando o software GMSH.

Figura 53 – Resultado numérico do comprimento de entrada hidrodinâmico



Fonte: Elaboração da própria autora.

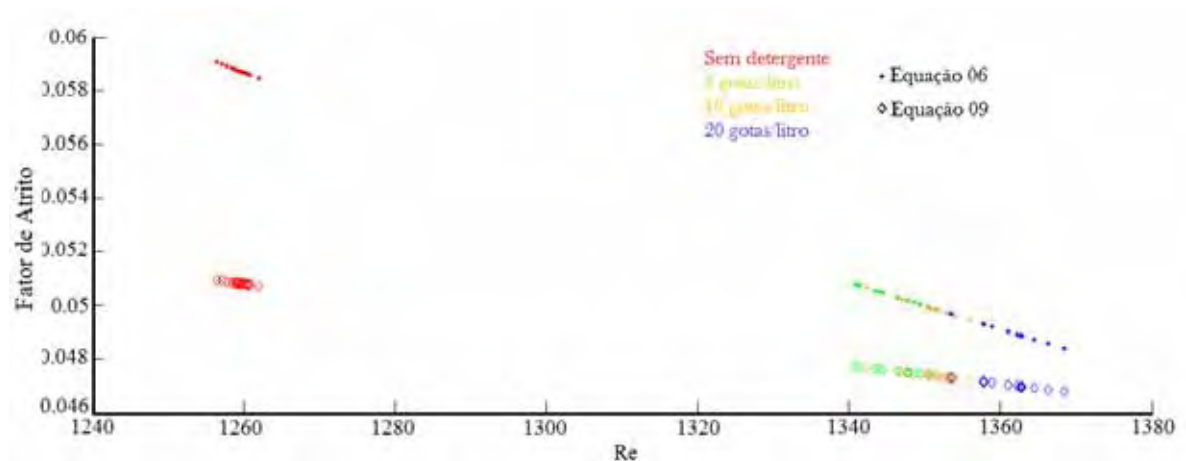
Tanto o resultado analítico quanto o numérico indicam que para qualquer um dos tubos investigados (“a”, “b”, “c” e “d”), que possuem o mesmo diâmetro interno, o comprimento de entrada não irá influenciar, já que em todos eles o escoamento estará plenamente desenvolvido.

### 5.1.3 Influência da tensão interfacial

Nos ensaios com os tubos “e” e “f” não foi possível obter resultados do fator de atrito uma vez que não houve escoamento ao longo destes tubos, quando apenas água deionizada foi usada como fluido de trabalho (devido ao diâmetro interno ser em torno de 0,27 mm). Diante desse fato, suspeitas foram levantadas sobre a influência da tensão interfacial no escoamento, levando a pesquisa também a apresentar dados a esse respeito para verificação.

Dessa forma, a Figura 54 apresenta os resultados quanto à análise da influência da tensão interfacial sobre o escoamento, observando-se considerável interferência nos dados do fator de atrito do tubo tanto os gerados pela Equação (6) quanto pela Equação (9).

Figura 54 – Fator de atrito do tubo rígido em função do número de Reynolds – escoamento com diferentes índices de detergente no fluido drenado



Fonte: Elaboração da própria autora.

É importante frisar que na Figura 54 são apresentados apenas os valores para o tubo “a” e o escoamento está a uma pressão constante de 14 cmH<sub>2</sub>O estabelecida pelo frasco de Mariotte ( $\Delta h$ ), devido ao fato de não ser necessário apresentar todos os resultados obtidos também para as outras pressões e tubos estudados já que todos os dados convergem para a mesma conclusão.

## 5.2 Coeficiente de perda de carga das Válvulas de Drenagem Externa do LCR

Conhecendo o fator de atrito ( $f$ ) do tubo, obtido experimentalmente pela Equação 06, foi possível obter o coeficiente de perda de carga da válvula ( $k_v$ ), usando a Equação (7) em função de diferentes gradientes de pressão (4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20 e 22 cm de coluna d'água).

Nas Figuras 55 a 60 estão apresentados, respectivamente, os resultados das válvulas DuckBill, Medex, Vernay I, Vernay II, Harkey Roberts e Valve Plastic, onde cada cor representa um valor de pressão.

Figura 55 – Coeficiente de perda de carga da válvula Duckbill x Log do número de Reynolds

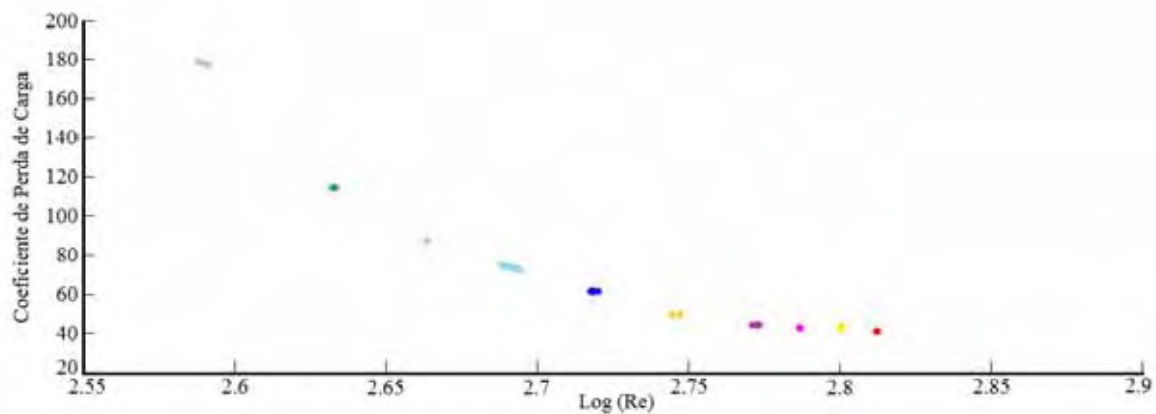


Figura 56 – Coeficiente de perda de carga da válvula Medex x Log do número de Reynolds

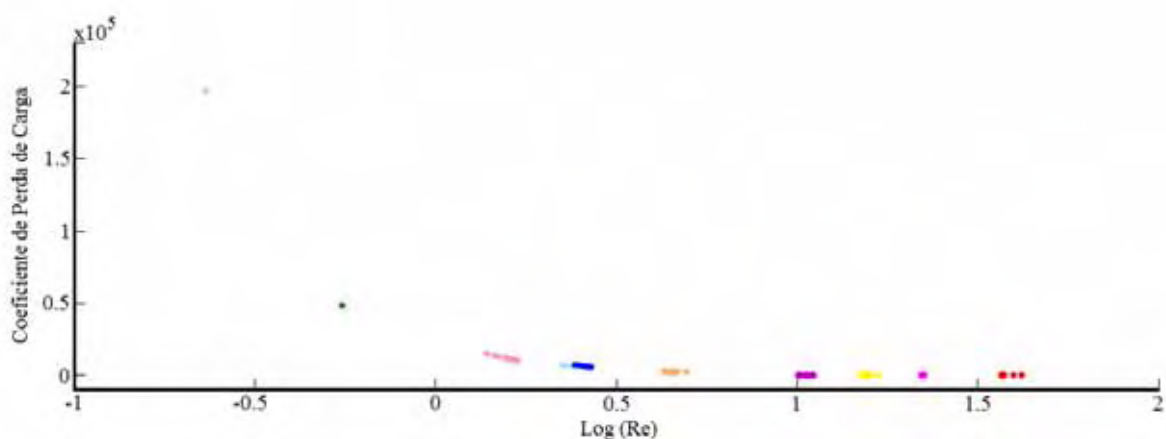
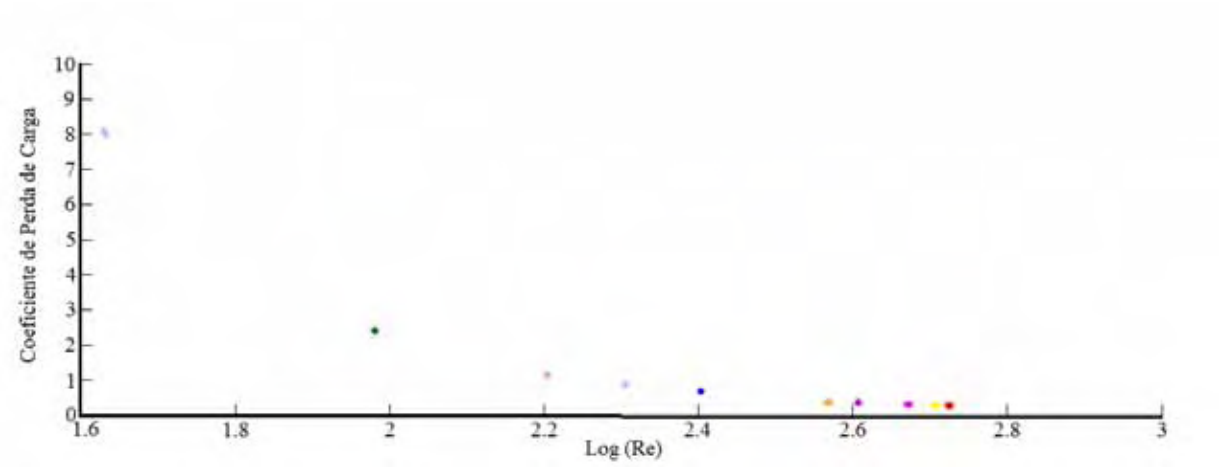
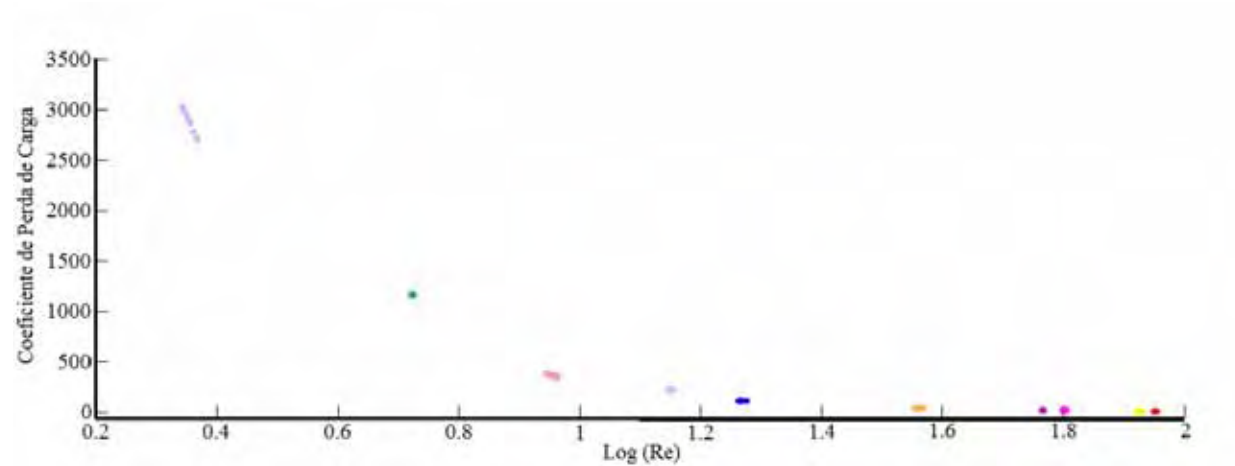


Figura 57 – Coeficiente de perda de carga da Vernay I x Log do número de Reynolds



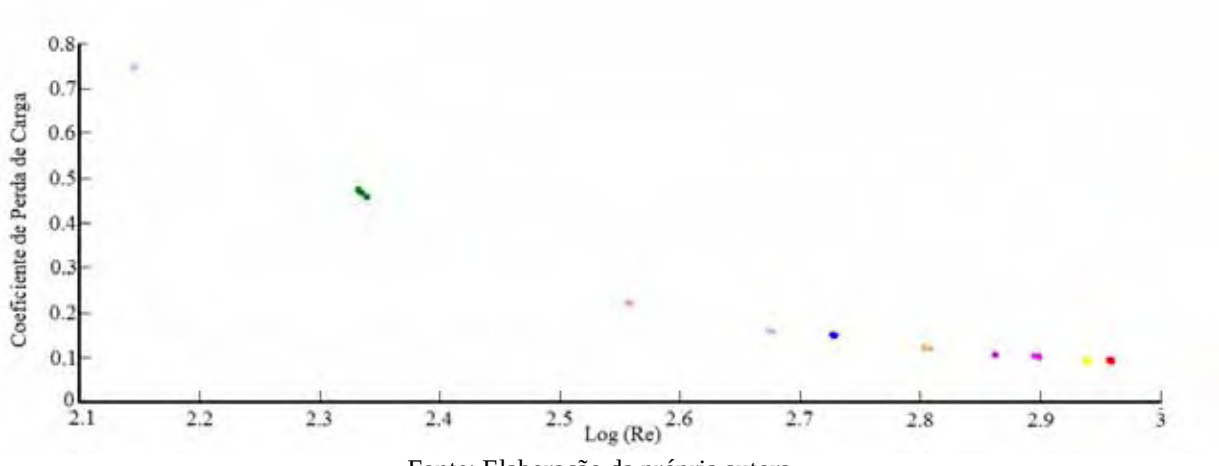
Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 58 – Coeficiente de perda de carga da Vernay II x Log do número de Reynolds



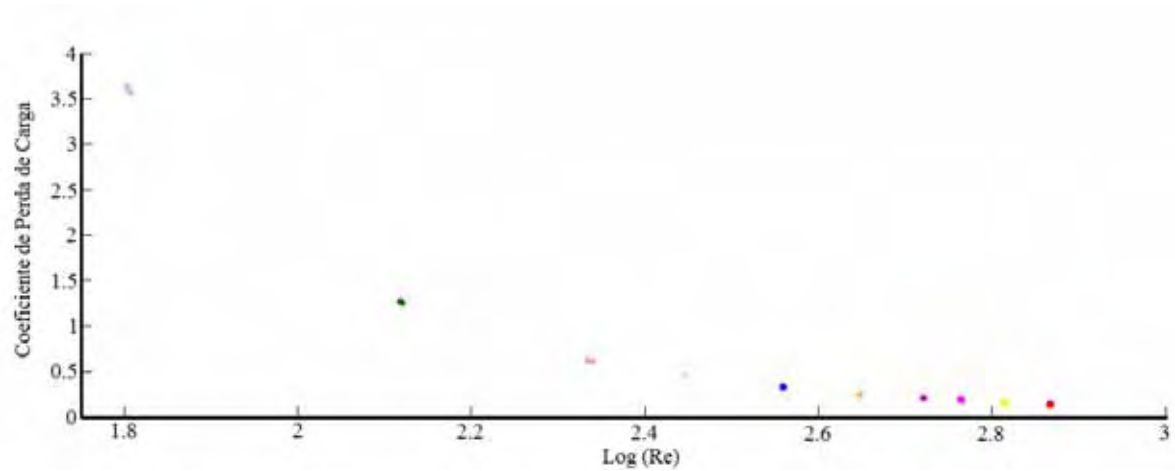
Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 59 – Coeficiente de perda de carga da Harkey Roberts x Log do número de Reynolds



Fonte: Elaboração da própria autora.

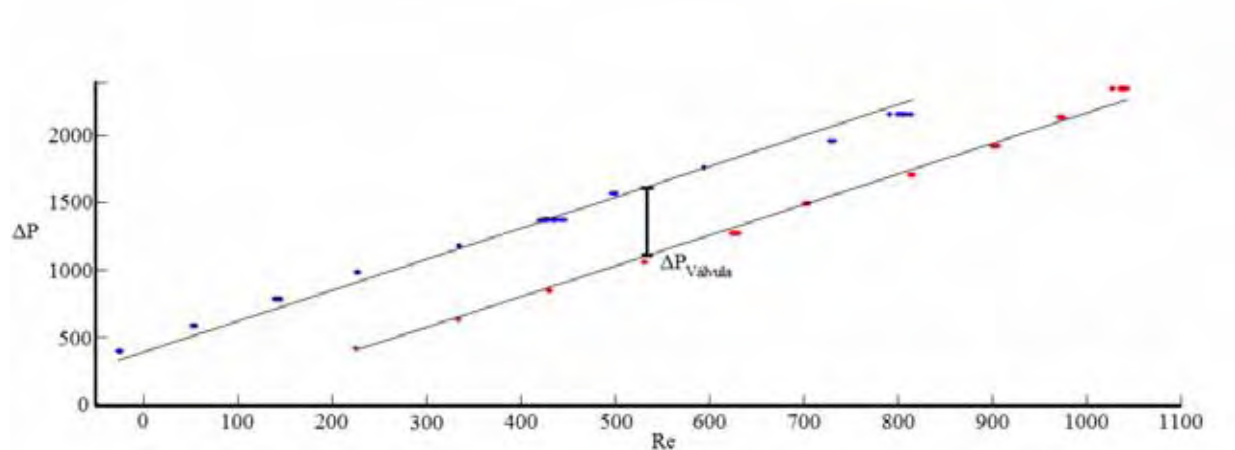
Figura 60 – Coeficiente de perda de carga da Valve Plastic x Log do número de Reynolds



Fonte: Elaboração da própria autora.

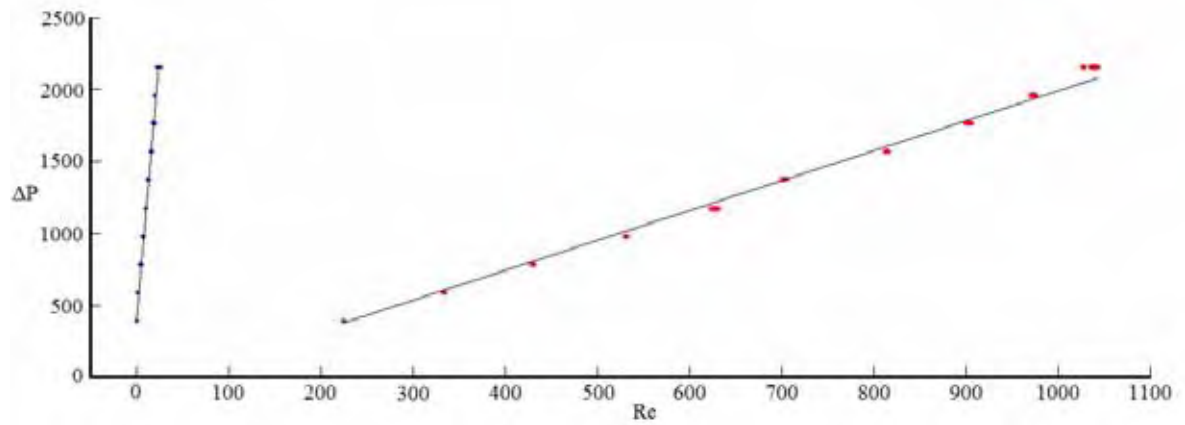
Nas Figuras 61 a 66 são apresentados os valores de  $\Delta P$  (variação de pressão dada por meio do frasco de Mariotte) *versus* Re para o sistema com escoamento sem a presença da válvula (pontos em vermelho) e para o escoamento com a presença de uma das válvulas (pontos em azul). Esses valores são utilizados para obter a variação da pressão na entrada e na saída da válvula ( $\Delta P_{\text{válvula}}$ ), como ilustrado na Figura 61.

Figura 61 – Valores  $\Delta P$  x Re da válvula DuckBill



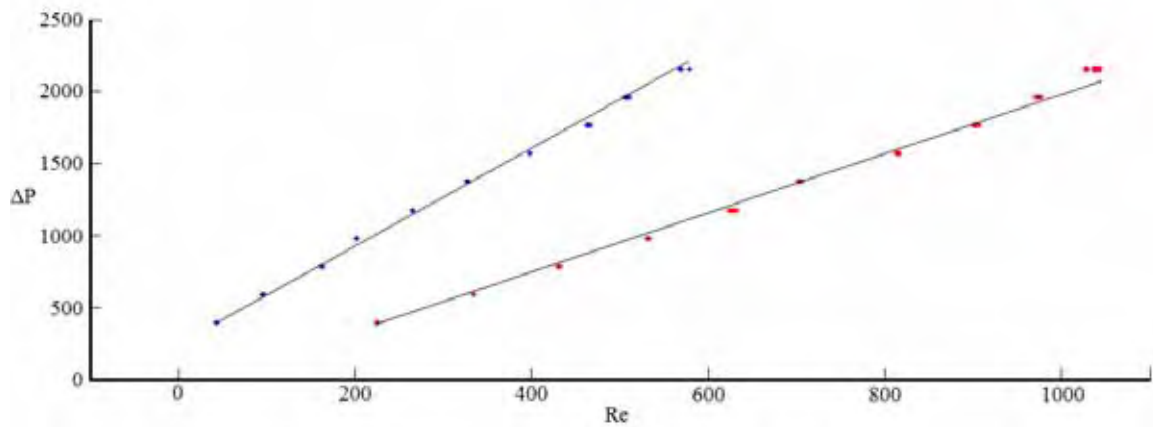
Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 62 – Valores  $\Delta P \times Re$  da válvula Medex



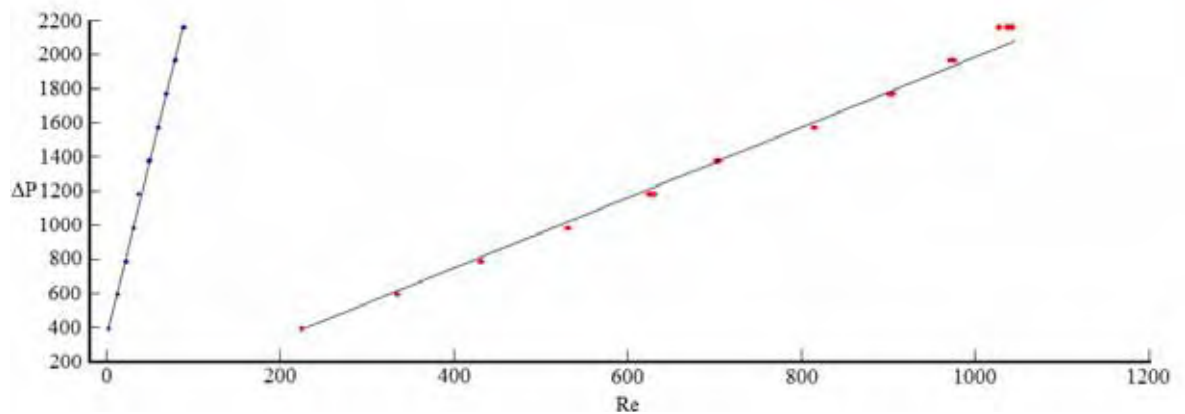
Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 63 – Valores  $\Delta P \times Re$  da válvula Vernay I

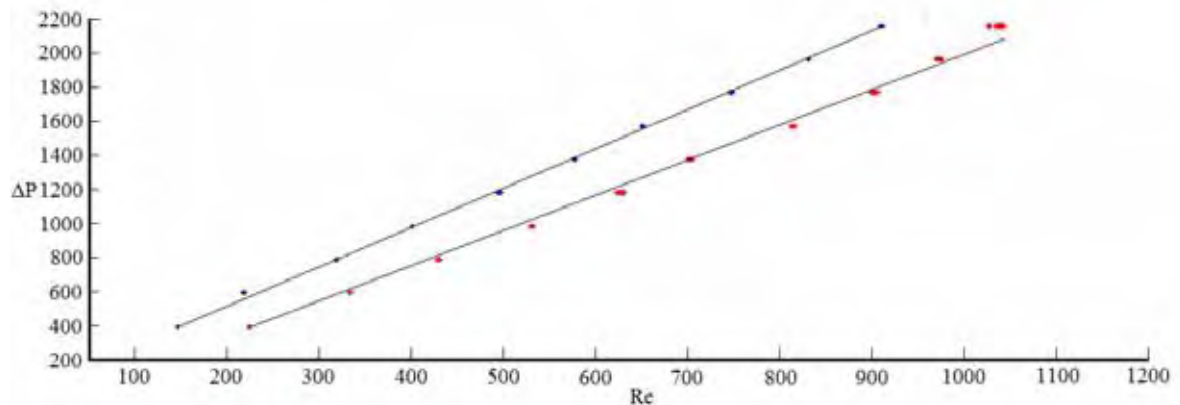


Fonte: Elaboração da própria autora.

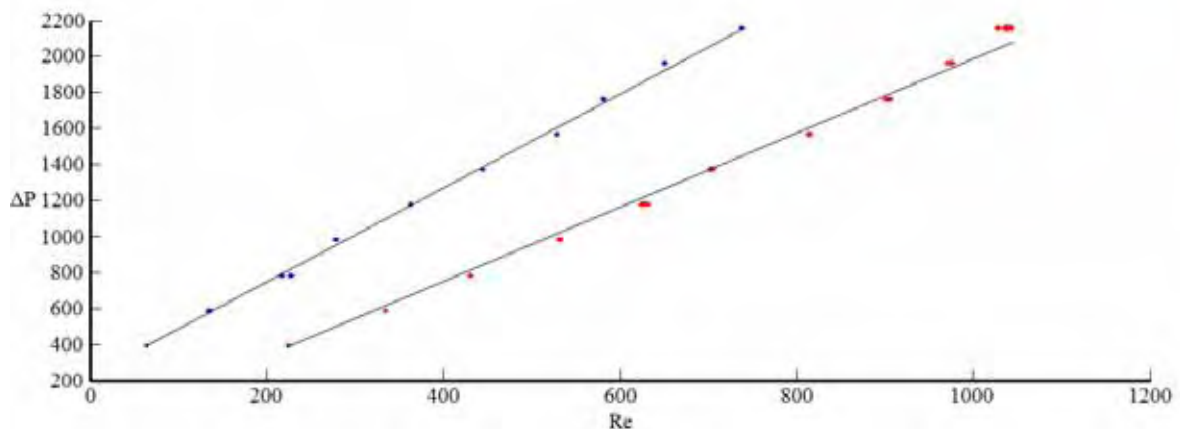
Figura 64 – Valores  $\Delta P \times Re$  da válvula Vernay II



Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 65 – Valores  $\Delta P \times Re$  da válvula Harkey Roberts

Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 66 – Valores  $\Delta P \times Re$  da válvula Valve Plastic

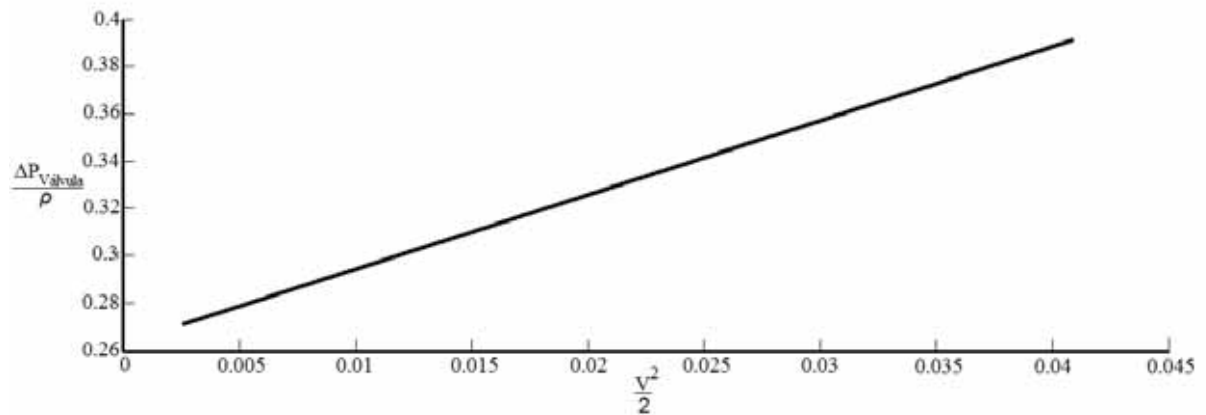
Fonte: Elaboração da própria autora.

Com os valores da variação de pressão de cada válvula ( $\Delta P_{\text{válvula}}$ ), apresentados nas Figuras 61, 62, 63, 64, 65 e 66, obtêm-se, respectivamente, as Figuras 67, 68, 69 e 70 -  $\Delta P/\rho \times V^2/2$ , para a DuckBill, Vernay I, Harkey Roberts e Valve Plastic. Calculando a tangente do ângulo ( $\alpha$ ) de inclinação da reta desses gráficos chega-se aos valores dos coeficientes de perda de carga das válvulas ( $k_v$ ), Equação 17.

Para as válvulas Medex e Vernay II não foi possível obter o coeficiente de perda de carga já que não é obtido os valores para o  $\Delta P_{\text{válvula}}$ , como observa-se na Figura 62 e 64.

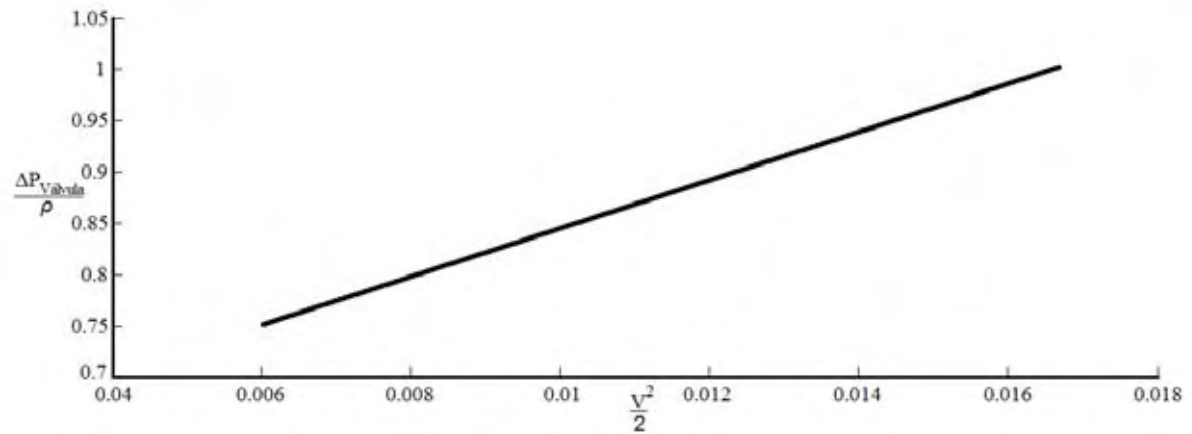
$$\operatorname{tg} \alpha = k_v = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (17)$$

Figura 67 – Valores de  $\Delta P/\rho \times V^2/2$  da válvula DuckBill



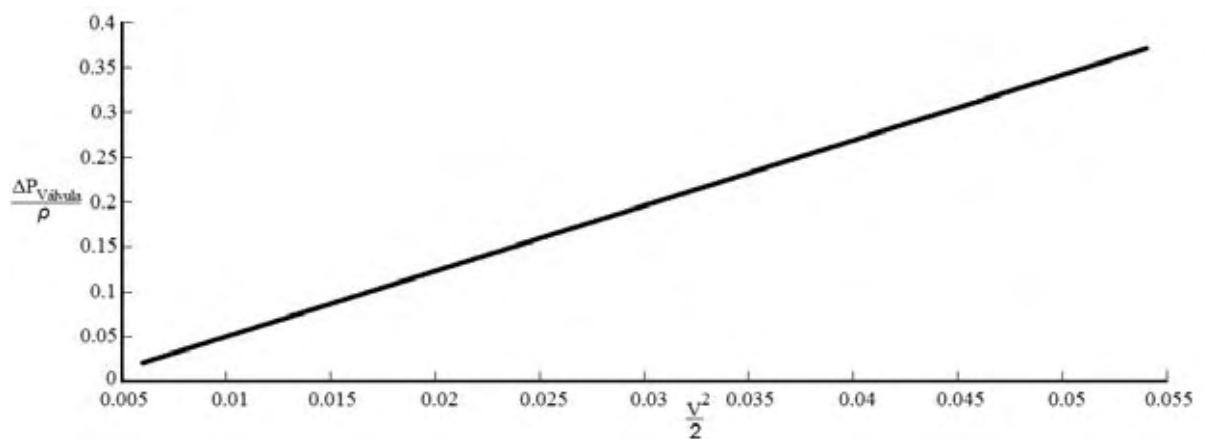
Fonte: Elaboração da própria autora.

Figura 68 – Valores de  $\Delta P/\rho \times V^2/2$  da válvula Vernay I



Fonte: Elaboração da própria autora.

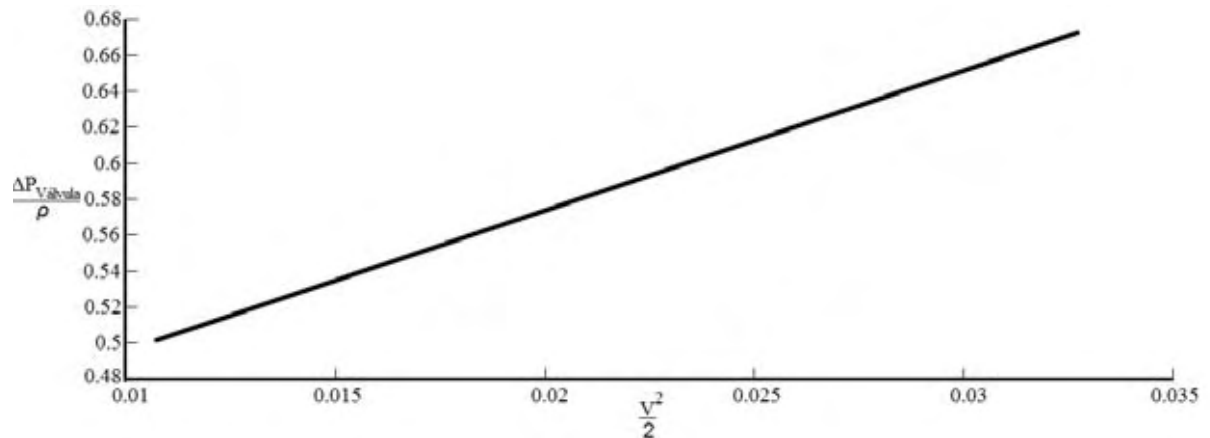
Figura 69 – Valores de  $\Delta P/\rho \times V^2/2$  da válvula Harkey Roberts



Fonte: Elaboração da própria autora.



Figura 70 – Valores de  $\Delta P/\rho \times V^2/2$  da válvula Valve Plastic



Fonte: Elaboração da própria autora.

Logo, os valores obtidos dos coeficientes de perda de carga são de 3.2, 23.8, 7.1 e 8.3, respectivamente, para as válvulas DuckBill, Vernay I, Harkey Roberts e Valve Plastic.

Tais resultados revelam um comportamento hidrodinâmico bem característico de cada válvula. Os dados a respeito de seus coeficientes de perda de carga mostram que, quanto a esse aspecto, as mesmas possuem um desempenho de qualidade para serem empregadas no tratamento de hidrocefalia.

## Capítulo 06

### Considerações Finais

No presente trabalho, apresenta-se um estudo experimental hidrodinâmico quanto a diferentes dispositivos aplicados na derivação externa do líquido cefalorraquidiano. Além dessa abordagem, a pesquisa também apresentou relevantes considerações quanto à metodologia de sondagem para se aplicar nos estudos de válvulas anti-refluxo, revelando algumas influências não consideradas em outros trabalhos, como a diferença dos resultados quando utilizada a formulação de Hagen e Poiseuille.

Os resultados se deram por meio de testes em regime de escoamento laminar, com o objetivo de obter o comportamento das válvulas DuckBill, Medex, Vernay I, Vernay II, Harkey Roberts e Valve Plastic, quando expostas a gradientes de pressão usuais em situações de tratamento com drenagem externa da hidrocefalia. Os dados revelam um comportamento bem característico.

Os avanços técnicos tornaram possível o desenvolvimento de dispositivos de drenagem do líquido cefalorraquidiano bem mais sofisticados em comparação com aqueles produzidos inicialmente na década de 50. Porém, por mais que existam atualmente no mercado diversos modelos de sistemas, ainda não há um que proporcione uma drenagem similar à drenagem ideal. Dessa forma, a consequência são complicações no tratamento.

Com base no sistema proposto, algumas sugestões podem ser apresentadas para indicar direções a serem seguidas a fim de aprimorar/complementar a pesquisa realizada com o propósito de proporcionar um *feedback* ao melhorar as suas concepções, elevando a eficiências das válvulas de drenagem externa do LCR:

→ Estudo mais abrangente da operação das válvulas em regime transiente obtendo os resultados quanto a regurgitação, hiperdrenagem, hipodrenagem, pressão de abertura e de fechamento, entre outras informações importantes para um parecer mais consistente quanto ao comportamento e aplicação.

→ Testes com o líquido de trabalho próximo da temperatura corporal e não a temperatura ambiente, como foi utilizado.

→ Utilizar o líquido de trabalho ionizado já que o LCR contém íons e isso influencia diretamente no escoamento.

→ Realizar testes com Frasco de Mariotte que permite obter maiores valores de pressão ( $\Delta h$ ), já que o coeficiente de perda de carga de duas das válvulas estudadas não foi obtido por não atingir os valores de pressão necessários.

---

## Referências

ABERNETHY, R. B.; BENEDICT, R. P.; DOWDELL, R. B. ASME measurement uncertainty. **Journal of Fluids Engineering**, Fairfield, v. 107, n. 2, p. 61-64, 1985.

ADAM, P.; TÁBORSKÝ, L.; SOBEK, O.; HILDEBRAND, T.; KELBICH, P.; PRUCHA, M.; HYÁNEK, J. Cerebrospinal fluid. **Advances in Clinical Chemistry**, Maryland Heights, v. 36, p. 1-62, 2001.

ALMEIDA, N. D.; GUILHERMANO, L. G. O legado de Casey: a história das válvulas de hidrocefalia. **Revista da Associação Médica do Rio Grande do Sul**, Porto Alegre, v. 54, n. 4, p. 486-487, 2010.

AQUINO, H. B. **Complicações abdominais do cateter distal no tratamento da hidrocefalia com migração, perfuração e/ou extrusão: uma hipótese inflamatória**. 2004. 139 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) – Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Campinas, 2004.

ARNELL, K.; OLSEN, L.; WESTER, T. Hydrocephalus. In: PURI, P.; HOLLWARTH, M. E. (Eds.). **Pediatric Surgery**. Berlin: Springer, 2004. Cap. 39, p. 419-426, 2004.

ASCHOFF, A.; KREMER, P.; HASHEMI, B.; KUNZE, S. The scientific history of hydrocephalus and its treatment. **Neurosurgical Review**, Heidelberg, v. 22, n. 2-3, p. 67-93, 1999.

ASSIS, M. C.; MACHADO, H. R. Medida da velocidade de fluxo nas artérias cerebrais utilizando ultra-som Doppler Transfontanela antes e após o tratamento cirúrgico da hidrocefalia. **Arquivo de Neuropsiquiatria**, São Paulo, v. 57, n. 3B, p. 827-835, 1999.

BARU, J. S.; BLOOM, D. A.; MURASZKO, K.; KOOP, C. E. John Holter's Shunt. **Journal of the American College**, Philadelphia, v. 192, n. 1, p. 79-85, 2001.

BIM, C.; MANSUR, S. S.; VIEIRA, E. D. R.; CAMILO, J. R.; MASET, A. L. Check valves in neurological applications. In: BRAZILIAN CONGRESS OF THERMAL SCIENCES AND ENGINEERING, 13., 2010, Uberlândia. **Proceedings...** Uberlândia: UFU, 2010.

BIM, C.; MANSUR, S. S.; VIEIRA, E. D. R.; CAMILO, J. R.; MASET, A. L. Study about Duckbill Check Valves in neurological applications. In: BRAZILIAN CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING, 21., 2011, Natal. **Proceedings...** Natal: UFRN, 2011.

BIM, C.; CAMILO, J. R.; MASET, A. L.; MANSUR, S. S.; VIEIRA, E. D. R. Caracterização hidrodinâmica de dispositivos para drenagem externa de líquido cefalorraquidiano. In: CONGRESO IBEROAMERICANO DE INGENIERÍA MECÁNICA, 10., 2011, Porto. **Actas...** Porto: Universidade do Porto, 2011.

BOOCKVAR, J. A.; LOUDON, W.; SUTTON, L. N. Development of the Spitz-Holter valve in Philadelphia. **Journal of Neurosurgery**, Rolling Meadows, v. 95, n. 1, p. 145-147, 2001.

BOON, A. J. W.; TANS, J. T. J.; DELWEL, E. J.; EGELER-PEERDEMAN, S. M.; HANLO, P. W.; WURZER, H. A. L.; AVEZAAT, C. J. J.; JONG, D. A.; GOOSKENS, R. H. J. M.; HERMANS, J. Dutch normal pressure hydrocephalus study: prediction of outcome after shunting by resistance to outflow of cerebrospinal fluid. **Journal of Neurosurgery**, Rolling Meadows, v. 87, n. 5, p. 687-693, 1997.

CAMILO, J. R.; MASET, A. L.; PAIVA, K. D.; XAVIER, V. E. F.; VIEIRA, E. D. R. Hydrodynamic study of devices to prevent reverse flow of CSF in external shunts. In: BRAZILIAN CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING, 19., 2007, Brasília, DF. **Proceedings...** Brasília, DF: BSMSE, 2007.

CAMILO, J. R. **Simulação hidrodinâmica e caracterização experimental de mecanismos anti-sifão em sistemas de drenagem externa de líquido cefalorraquidiano**. 96 f. 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2005.

CARDINALI, D. P. **Manual de neurofisiologia**. Madri: Diaz de Santos, 1992. 339 p.

CARDOSO, S. H. Ventrículo lateral. **Cérebro e Mente**, Campinas, n. 2, June/Aug. 1997. Disponível em: < <http://www.cerebromente.org.br/n02/fundamentos/ventrilat.htm>>. Acesso em: 12 abr. 2011.

CARLOTTI JUNIOR, C. G.; COLLI B. O.; DIAS, L. A. A. Hipertensão intracraniana. **Medicina**, Ribeirão Preto, v. 31, n. 4, p. 552-562, out./dez. 1998.

CHOKSEY, M.S.; MALIK, I. A. Zero tolerance to shunt infections: can it be achieved? **Journal of Neurology, Neurosurgery e Psychiatry**, London, v. 75, n. 1, p. 87-91, 2004.

CHOUX, M.; GENITORI, L.; LANG, D.; LENA, G. Shunt implantation: reducing the incidence of shunt infection. **Journal Neurosurgery**, Rolling Meadows, v. 77, n. 6, p. 875-880, 1992.

COCHRANE, D. D.; KESTLE, J.; STEINBOK, P.; EVANS, D.; HERON, N. Model for the cost analysis of shunted hydrocephalic children. **Pediatric Neurosurgery**, Basel, v. 23, n. 1, p. 14-19, 1995.

DAVSON, H.; SEGAL, M. B. **Physiology of the CSF and blood-brain barriers**. New York: CRC Press, 1996. 832 p.

DRAKE, J. M.; SAINTE-ROSE, C. **The shunt book**. Cambridge: Blackwell Science, 1994. 228 p.

EIDE, P. K. Quantitative analysis of continuous intracranial pressure recording in symptomatic patients with extracranial shunts. **Journal of Neurological Neurosurgery Psychiatry**, London, v. 74, n. 2, p. 231-237, 2003.

EISENBERG, H. M.; MCCOMB, J. G.; LORENZO, A. V. Cerebrospinal fluid overproduction and hydrocephalus associated with choroid plexus papilloma. **Journal Neurosurgery**, Rolling Meadows, v. 40, n. 3, p. 381-385, 1974.

El KHAMLI, A. African neurosurgery – Part I: Historical outline. **Surgical Neurology**, Philadelphia, v. 49, n. 3, p. 222-227, 1998.

FOX, R. W.; McDonald, A. T. **Introdução à mecânica dos fluidos**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1988. 632 p.

HAYWARD, R. Casey and Theo: the children who changed the face of "water-on-the-brain". **British Journal of Neurosurgery**, London, v. 23, n. 4, p. 347-350, 2009.

HORTON, H.; POLLAY, M. P. Fluid flow performance of a new siphon-control device for ventricular shunts. **Journal Neurosurgery**, Rolling Meadows, v. 72, n. 6, p. 926-932, 1990.

IRANI, D. N. **Cerebrospinal fluid in clinical practice**. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2009. 317 p.

JUCÁ, C. E. B.; NETO, A. L.; OLIVEIRA, R. S.; MACHADO, H. R. Tratamento de hidrocefalia com derivação ventrículo-peritoneal: análise de 150 casos consecutivos no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v. 17, n. 3, p. 59-63, 2002.

KAJIMOTO, Y.; OHTA, T.; MIYAKE, H.; MATSUKAWA, M.; OGAWA, D.; NAGAO, K.; KUROIWA, T. Posture-related changes in the pressure environment of the ventriculoperitoneal shunt system. **Journal Neurosurgery**, Rolling Meadows, v. 93, n. 4, p. 614-617, 2000.

KIRKINEN, P.; RYNNÄNEN, M. Prognosis of fetal hydrocephalus. In: CHERVENAK, F. A.; KURJAK, A.; COMSTOCK, C. H. (Eds.). **Ultrasound and the fetal brain**. New York: Parthenon, 1995. p. 207-214.

KLIEMANN, S. E.; ROSEMBERG, S. Hidrocefalia derivada na infância. **Arquivo de Neuropsiquiatria**, São Paulo, v. 63, n. 2B, p. 494-501, 2005.

KREMER, P.; ASCHOFF, A.; KUNZE, S. Risks of using siphon-reducing devices. **Child's Nervous System**, Heidelberg, v. 10, n. 4, p. 231-235, 1994.

KULKARNI, A. V.; RABIN, D.; LAMBERTI-PASCULLI, M.; DRAKE, J. M. Repeat cerebrospinal fluid shunt infection in children. **Pediatric Neurosurgery**, Basel, v. 35, n. 2, p. 66-71, 2001.

LANG, E. W.; CHESNUT, R. M. Intracranial pressure and cerebral perfusion pressure in severe head injury. **New Horizons**, Baltimore, v. 3, n. 3, p. 400-409, 1995.

LANGFITT, T.W.; WEINSTEIN, J. D.; KASSELL, N. F. Vascular factors in head injury: contribution to brain swelling and intracranial hypertension. In: CAVENESS, W. F.; WALKER, A. E. (Eds.). **Head injury**. Philadelphia: Lippincott, 1966. p. 172-174.

- LIMA, M. M. M.; PEREIRA, C. U.; SILVA, A. M. Infecções em dispositivos neurológicos implantáveis em crianças e adolescentes. **Arquivo de Neuropsiquiatria**, São Paulo, v. 65, n. 1, p. 118-123, 2007.
- MARTIN, J. H. **Neuroanatomy: text and atlas**. 3. ed. New York: McGraw-Hill, 2003. 874 p.
- MATÍNEZ-LAGE, J. F.; PÉREZ-ESPEJO, M. A.; ALMAGRO, M. J.; ROS DE SAN PEDRO, J.; LÓPEZ, F.; PIQUERAS, C.; TORTOSA, J. Síndromes de hiperdrenaje de las válvulas en hidrocefalia infantil. **Neurocirugía**, Murcia, v. 16, n. 2, p. 124-133, 2005.
- MASET, A. L.; CASTRO, S. C.; CAMILO, J. R. Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação liquórica – Parte I: Efeitos do cateter peritoneal. **Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia**, São Paulo, v. 24, n. 1, p. 9-16, 2005.
- MASET, A. L.; CAMILO, J. R.; VIEIRA, E. D. R. Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação liquórica – Parte II: O efeito sifão em sistemas de drenagem externa. **Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia**, São Paulo, v. 25, n. 2, p. 45-51, 2005.
- MASET, A. L.; CAMILO, J. R.; DUARTE, K. P.; VIEIRA, E. D. R. Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação liquórica – Parte III: Distúrbios hidrodinâmicos em sistemas de drenagem externa: proposta de solução. **Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia**, São Paulo, v. 25, n. 3, p. 100-111, 2006.
- MIRA, A. P. Hidrocefalias: síndrome de colapso ventricular. In: NARBONA GARCÍA, J.; CASAS FERNANDEZ, C. (Coords.). **Protocolos: Diagnóstico Terapeúticos de la AEP: Neurología Pediátrica**. Madrid: Asociación Española de Pediatría, 2008. p. 194-202.
- MOFFAT, R. J. Describing the uncertainties in experimental results. **Experimental Thermal and Fluid Science**, Philadelphia, v. 1, p. 3-17, Jan. 1988.
- MURTAGH, F. R.; QUENCER, R. M.; POOLE, C. A. Extracranial complications of cerebrospinal fluid shunt function in childhood. **American Journal of Roentgenology**, Leesburg, v. 135, n. 4, p. 763-766, 1980.
- POPLE, I. K. Hydrocephalus and shunts: what the neurologist should know. **Journal of Neurological Neurosurgery Psychiatry**, London, v. 73, Supl. 1, p. i17-i22, 2002.
- PUDENZ, R. H.; FOLTZ, E. L. Hydrocephalus overdrainage by ventricular shunts. **Surgical Neurology**, Philadelphia, v. 35, n. 3, p. 200-212, 1991.
- ROHLAMM, R. **Color atlas of neurology**. New York: Thieme, 2004. 440 p.
- SCHIRMER, M. **Neurocirurgia**. 7. ed. São Paulo: Santos Editora, 1995. 343 p.
- SELLS, C. J.; SHURTLEFF, D. B. Cerebrospinal fluid shunts. **The Western Journal of Medicine**, London, v. 127, n. 2, p. 93-98, 1977.
- SOOD, S.; CANADY, A. I.; HAM, A. D. Adjustable antisiphon shunt. **Child's Nervous System**, Heidelberg, v. 15, n. 5, p. 246-249, 1998.

SOTELO, J.; IZURIETA, M.; ARRIADA, N. Treatment of hydrocephalus in adults by placement of an open ventricular shunt. **Journal of Neurosurgery**, Rolling Meadows, v. 94, n. 6, p. 873-879, 2001.

SOUZA, H. de; DOUTEL, F.; BORGES, C. A.; AZEVEDO, R. G. de; OLIVEIRA JUNIOR, W.; RIBEIRO, C. H. Hidrocefalia aguda essencial. **Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia**, São Paulo, v. 26, n. 2, p. 53-59, 2007.

SPRUNG, C.; MIETHKE, C.; TROST, H. A.; LANKSCH, W. R.; STOLKE, D. The dual-switch valve: a new hydrostatic valve for the treatment of hydrocephalus. **Child's Nervous System**, Heidelberg, v. 12, n. 10, p. 573-581, 1996.

WALCHENBACH, R.; GEIGER, E.; THOMEER, R. T. W. M.; VANNESTE, J. A. L. The value of temporary external lumbar CSF drainage in predicting the outcome of shunting on normal pressure hydrocephalus. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, London, v. 72, n. 4, p. 503-506, 2002.

WAXMAN, S. G. **Clinical neuroanatomy**. 26. ed. New Haven: McGraw-Hill Medical, 2010. 371 p.

WOOD, J. H. **Neurobiology of cerebrospinal fluid**. New York: Plenum Press, 1980. v. 2, 961 p.

WILKINSON, I.; LENNOX, G. **Essential neurology**. 4. ed. Oxford: Blackwell Science, 2005. 288 p.



## *Anexo A: Análise das Incertezas Experimentais*

Para uma análise adequada dos resultados obtidos experimentalmente é imprescindível conhecer as incertezas envolvidas, dessa forma define-se a confiabilidade do sistema.

Albernethy et al. (1985) mostram a existência dos desvios sistemáticos e desvios aleatórios, sendo essas duas fontes de desvios possíveis no sistema de medição. Segundo a Equação (18) é possível a determinação total das incertezas para cada variável de desvio  $X_i$ , sendo que  $A_i$  representa os desvios sistemáticos/exatidão, e  $B_i$  representa os desvios aleatórios/precisão.

$$X_i = A_i + B_i \quad (18)$$

Considerando a propagação de desvios apresentada por Moffat (1988), Equação 19, se torna possível calcular as incertezas dos resultados obtidos.

$$R = R(X_1, X_2, X_3, \dots, X_i)$$

$$\delta R = \left\{ \sum_{i=1}^N \left( \frac{\partial R}{\partial X_i} \delta X_i \right)^2 \right\}^{1/2} \quad (19)$$

A Tabela 08 apresenta as incertezas obtidas/consideradas para cada fonte possível de incerteza experimental.

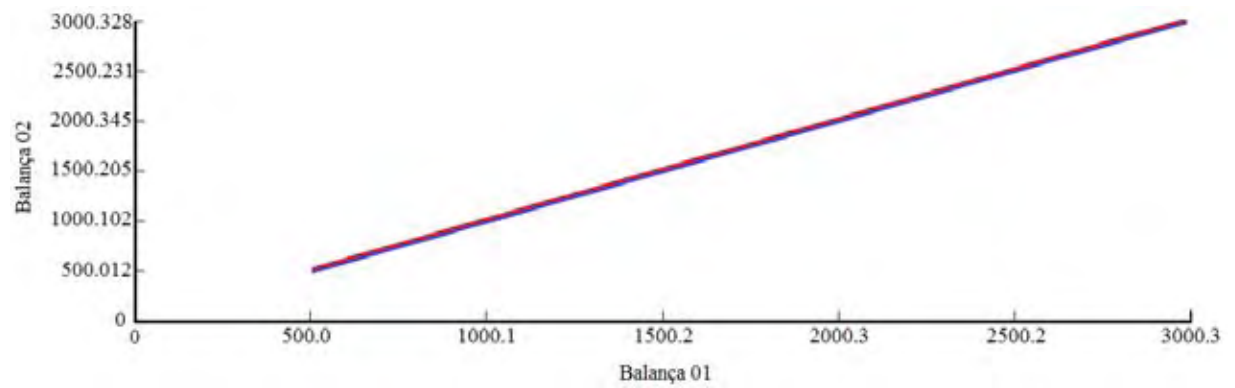
Tabela 08 – Valores das incertezas máximas presentes nos sistemas de medição.

| Fonte                                         | Precisão                |
|-----------------------------------------------|-------------------------|
| Balança                                       | $\pm 0,001 \text{ g}$   |
| Cronômetro                                    | $\pm 0,01 \text{ s}$    |
| Régua (Altura)                                | $\pm 0,5 \text{ mm}$    |
| Termômetro                                    | $\pm 0,5^\circ\text{C}$ |
| Medidor de perfil                             | $\pm 0,0005 \text{ mm}$ |
| Altura do tubo de vidro do frasco de Mariotte | $\pm 0,01 \text{ mm}$   |
| Vazão                                         | $\pm 0,1$               |
| Velocidade                                    | $\pm 0,5$               |
| Número de Reynolds                            | $\pm 0,8$               |
| Fator de Atrito ( $f_1$ )                     | $\pm 1,0$               |
| Fator de Atrito ( $f_2$ )                     | $\pm 0,8$               |

Fonte: Elaboração da própria autora.

Na Figura 71 está apresentada a curva de calibração da balança utilizada no experimento (Balança 01) *versus* os valores obtidos através de outra balança (Balança 02) de maior precisão devidamente calibrada. A curva vermelha apresenta os valores para as balanças sendo carregadas e a curva azul apresenta os valores obtidos para as balanças sendo descarregadas.

Figura 71 – Curva de calibração da balança sendo carregada e descarregada



Fonte: Elaboração da própria autora.