



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

**SIMULAÇÃO HIDRODINÂMICA E CARACTERIZAÇÃO
EXPERIMENTAL DE MECANISMOS ANTI-SIFÃO EM
SISTEMAS DE DRENAGEM EXTERNA DE LÍQUIDO
CEFALORRAQUIDIANO**

José Ricardo Camilo Pinto

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de **Mestre em Engenharia Mecânica**

Orientador: Prof. Dr. Edson Del Rio Vieira
Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Said Mansur

Ilha Solteira, Agosto de 2005

FICHA CATALOGRÁFICA

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

C183s Camilo Pinto, Jose Ricardo
Simulação hidrodinâmica e caracterização experimental de mecanismos anti-sifão em sistemas de drenagem externa de liquido cefalorraquidiano / Jose Ricardo Camilo Pinto.-- Ilha Solteira : [s.n.],2005.
xxi, 96 p. : il (algumas color.)

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, 2005.

Orientador : Edson Del Rio Vieira
Co-orientador : Sergio Said Mansur
Bibliografia: p. 87-88

1. Efeito sifão.
2. Fluxo laminar.
3. Mecanismo anti-sifão.
4. Liquido cefalorraquidiano.
5. bolsa de drenagem.



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

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: SIMULAÇÃO HIDRODINÂMICA E CARACTERIZAÇÃO EXPERIMENTAL DE MECANISMOS ANTI-SIFÃO EM SISTEMAS DE DRENAGEM EXTERNA DE LÍQUIDO CEFALORRAQUIDIANO

AUTOR: JOSE RICARDO CAMILO PINTO
ORIENTADOR: Prof. Dr. EDSON DEL RIO VIEIRA

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de MESTRE em ENGENHARIA MECÂNICA pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. EDSON DEL RIO VIEIRA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA - FE - UNESP - CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA/SP

Prof. Dr. JOSE LUIZ GASCHE
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA - FE - UNESP - CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA/SP

Prof. Dr. RICARDO AUGUSTO MAZZA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA E TECNOLOGIA FLORESTAL - UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ - UFPR - CURITIBA/PR

Data da realização: 23 de agosto de 2005.

Presidente da Comissão Examinadora
Prof. Dr. EDSON DEL RIO VIEIRA

Em primeiro lugar ao meu Deus, pela sua presença em todos os dias de minha vida; depois, à minha querida esposa Simone, companheira de todas as horas, pelo apoio, dedicação, cumplicidade, amor e incentivo ao meu estudo; com imenso carinho, aos meus pais José Camilo e Maria Vilma em reconhecimento ao esforço que dispuseram desde a minha graduação; aos meus filhos João Ricardo e Laísa, pela compreensão dos momentos de ausência paterno; aos meus professores e aos meus amigos.

Agradecimentos

- *Aos profs. Edson Del Rio Vieira e Sérgio Said Mansur, pela orientação, companheirismo e atenção dispensada.*
- *Ao corpo docente do Departamento de Engenharia Mecânica, que me proporcionou uma sólida formação profissional.*
- *Ao Neurocirurgião Dr. Angelo Luiz Maset, pelo incentivo à pesquisa e pelas valiosas informações, discussões e sugestões.*
- *Ao amigo Ricardo Barbosa, pela inestimável colaboração na solução de vários problemas de ordem técnica com os quais me defrontei.*
- *Aos técnicos do Laboratório da Ventura Biomédica, Renata Leoncio Bacarissa, Jean Hernandez e Cleiton Cunha, pelo pronto atendimento e apoio no desenvolvimento das atividades experimentais.*
- *Ao amigo Orlando Tirolla, pela colaboração na confecção de peças e equipamentos experimentais.*
- *Ao Técnico em Mecatrônica Cleber Kojima, pelo auxílio no desenvolvimento da automação dos equipamentos experimentais.*
- *Aos colegas da pós-graduação, em especial, ao amigo Welington Ricardo Coelho, pela amizade e companheirismo.*
- *Ao amigo Mário Caetano de Mello Filho, pela motivação e confiança depositada na realização deste trabalho.*
- *Aos professores da ETE Philadelpho Gouvêa Netto, José Rubens Campos Fogaça, Giusepp Ricardo Passarini, Rubens Barreto Alvarenga, Manoel Abdala, Welington Ricardo Coelho, em especial, a Arnaldo Cecconi e Rolando Roberto Santoro, pela amizade e constante incentivo na realização desta pós-graduação.*
- *Ao Diretor da ETE Philadelpho Gouvêa Netto, Alberto Bastos Moutinho, pela colaboração e apoio.*
- *Às amigas Lucy de Freitas Coulturato e Valdete Belon Basaglia, pela colaboração e incentivo.*

- *À empresa Ventura Biomédica, pelo suporte financeiro que viabilizou a realização deste trabalho, recursos para a aquisição de equipamentos, montagem da bancada experimental e pelo auxílio à minha participação em eventos científicos.*
- *Ao Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, CEETEPS, pelo incentivo concedido através do afastamento parcial de minhas atividades de docente na Unidade de Ensino Philadelpho Gouvêa Netto, para a realização de meus estudos.*

“Sabedoria é saber qual a próxima coisa a fazer, capacidade é saber como fazê-la e virtude é fazê-la”.

David Starr Jordan

Sumário

Lista de Tabelas	xiii
Lista de Ilustrações	xiv
Lista de Símbolos	xvi
Resumo	xix
Abstract.....	xxi
Considerações Iniciais	1
Capítulo 1 – CARACTERÍSTICAS DO LÍQUIDO CEFALORRAQUIDIANO E COMPORTAMENTO HIDRODINÂMICO DO CÉREBRO	5
1.1 Líquido Cefalorraquidiano (LCR).....	5
1.2 Comportamento Hidrodinâmico do Cérebro.....	9
1.3 Pressão Intra-ventricular	12
1.4 Hidrocefalia.....	13
Capítulo 2 – SISTEMAS VALVULARES	17
2.1 Dispositivos de Drenagem Interna (<i>Shunts</i>)	18
2.2 Hidrodinâmica Aplicada às Válvulas Neurológicas.....	19
2.3 Válvulas Neurológicas	22
2.3.1 Válvulas Ajustáveis	22
2.3.2 Válvulas Auto-reguláveis	24
2.3.3 Válvulas Anti-sifão	26
2.3.4 Válvulas Gravitacionais	28
2.4 Complicações	31
Capítulo 3 - DISPOSITIVOS EXPERIMENTAIS E BANCADA PROPOSTA PARA A REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS HIDRODINÂMICOS	33
3.1 Mecanismos Anti-sifão Propostos para a Pesquisa	35
3.1.1 Modelo de Mecanismo Anti-sifão Proposto para a Pesquisa	35
3.1.2 Parâmetros a Serem Estudados Experimentalmente	37
3.1.3 Mecanismos Preparados para os Ensaio Hidrodinâmicos	38
3.1.4 Verificação dos Componentes Fabricados por Prototipagem Rápida.....	41
3.1.5 Verificação da Membrana de Silicone	42

3. 2 Bancada Experimental para a Realização dos Ensaios Hidrodinâmicos	43
3.2.1 Revisão da Literatura Referente às Bancadas Experimentais de Testes.....	43
3.2.2 Bancada de Simulação Hidrodinâmica Proposta para o Presente Trabalho	47
3.2.2 Balança Eletrônica (F)	50
3.2.3 Reservatório (G)	51
3.2.4 Mecanismo para Deslocamento Linear Vertical (A)	51
3.2.5 Tubagem	51
Capítulo 4 - CARACTERIZAÇÃO DA BANCADA PROPOSTA, METODOLOGIA E RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	53
4.1 Caracterização da Bancada Proposta	54
4.1.1 Características do Escoamento da Bancada.....	54
4.1.2 Estabilização do Sistema	55
4.1.3 Definição da Velocidade da Plataforma do Mecanismo para Deslocamento Linear Vertical	56
4.1.4 Reprodutibilidade dos Ensaios	59
4.1.5 Definição da Taxa de Transmissão.....	59
4.1.6 Procedimento para o Cálculo da Vazão do Sistema	59
4.1.7 Procedimento para o Cálculo da Altura (H) do Sistema com Relação ao Tempo	61
4.1.8 Verificação da Histerese da Balança	61
4.2 Metodologia Experimental para Ensaio das Válvulas	63
4.3 Resultados e Discussões	65
4.4 Análise de Erros Experimentais.....	79
Capítulo 5 – CONCLUSÃO	83
5.1 Proposta de Trabalhos Futuros	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	87
ANEXO A - IMAGENS DOS PRINCIPAIS EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NA BANCADA DE TESTES	89
ANEXO B – FRASCO DE MARIOTTE	93
ANEXO C - MECANISMO PARA DESLOCAMENTO LINEAR VERTICAL	95

Lista de Tabelas

Tabela 1.1 – Comparação entre o líquido e o plasma humano	7
Tabela 1.2 – Relação de volumes do ventrículo e líquido, conforme grupos de indivíduos Analisados	8
Tabela 2.1 – Valores de PIV, PIA e H apresentados por Kajimoto <i>et al.</i> (2000).....	20
Tabela 2.2 – Causas mais comuns de hipodrenagem	31
Tabela 3.1 – Valores comparativos das dimensões de projeto e finais dos dispositivos, sendo que D , d_e e d_s indicam valores de projeto e D_m , d_{em} e d_{sm} valores finais	42
Tabela 3.2 – Características da balança eletrônica utilizada na pesquisa.....	50
Tabela 4.1 – Valores experimentais para três diferentes velocidades de ensaio	58
Tabela 4.2 – Deslocamento linear vertical em função da amostragem da balança	60
Tabela 4.3 – Verificação experimental da histerese da balança eletrônica	62
Tabela 4.4 – Parâmetros de ensaio constante	64
Tabela 4.5 – Valores das variáveis	65
Tabela 4.6 – Diferenças construtivas dos mecanismos M5, M6 e M11	70
Tabela 4.7 – Valores de H obtidos para as pressões de 5, 10, 15 e 20 cm de coluna de água na entrada dos mecanismos M5, M6, M9, M10 e M11	73
Tabela 4.8 – Valores das incertezas máximas presentes no sistema de medição.....	80

Lista de Ilustrações

Fig. 1.1 – Representação da circulação liquórica.....	6
Fig. 1.2 – Molde do sistema ventricular.....	6
Fig. 1.3 – Gráfico da pressão em função da vazão	10
Fig. 1.4 – Representação esquemática do comportamento da pressão ventricular no cérebro	10
Fig. 1.5 – Gráfico pressão x volume, considerando o sistema rígido e o sistema Complacente	11
Fig. 2.1 – Representação da implantação de um sistema valvular acoplado a um cateter peritoneal em um neonato.....	19
Fig. 2.2 – Comportamento das pressões envolvidas no sistema de drenagem alternativo quando o indivíduo está deitado e sentado	21
Fig. 2.3 – Válvula desenvolvida por Kuffer & Strub em 1969, ilustrada em Aschoff <i>et al.</i> (1999).....	23
Fig. 2.4 – Válvula Hakim.....	23
Fig. 2.5 – Válvula regulável Ball/Cone Valve, desenvolvida por Hakim e ilustrada por Aschoff <i>et al.</i> (1999).....	24
Fig. 2.6 – Válvula Codis Orbi-Sigma, ilustrada por Aschoff <i>et al.</i> (1999).....	25
Fig. 2.7 – Válvula Beverly Reverential Valve, ilustrada por Drake & Sainte-Rose (1994).....	25
Fig. 2.8 – Válvula Delta Valve, ilustrada por Drake & Sainte-Rose (1994)	26
Fig. 2.9 – Válvula anti-sifão PS Medical, ilustrada por Horton & Pollay (1990).....	27
Fig. 2.10 – Válvula anti-sifão Radionics.....	27
Fig. 2.11 – Representação de mecanismo anti-sifão	28
Fig. 2.12 – Válvula Cordis-Hakim-Lumbar, que, na posição vertical é fechada pela gravidade e, na horizontal, encontra-se aberta; ilustrada por Aschoff <i>et al.</i> (1999)	29
Fig. 2.13 – Válvula Miethke ShuntAssistent, que, na posição vertical é fechada pelo efeito da gravidade e, na horizontal, encontra-se aberta; ilustrada por Aschoff <i>et al.</i> (1999)	29
Fig. 2.14 – Válvula Dual-Switch, ilustrada por Sprung <i>el al.</i> (1996).....	30
Fig. 3.1 – Sistema de drenagem externa de líquido cefalorraquidiano, ilustrado em situação correta de uso (situação 1) e incorreta de uso (situação 2).....	34
Fig. 3.2 – Características externas do mecanismo anti-sifão, construído por prototipagem rápida em resina	36
Fig. 3.3 – Vista explodida do mecanismo em corte.....	36

Fig. 3.4 – Representação do escoamento através do dispositivo.....	37
Fig. 3.5 – Corpo do mecanismo em corte, com indicações dos parâmetros de interesse.....	38
Fig. 3.6 – Características dos mecanismos em corte com dimensões das variáveis em estudo	40
Fig. 3.7 – Bancadas experimentais empregadas para ensaios de desempenho dos <i>shunts</i>	45
Fig. 3.8 – Resultados apresentados pelo dispositivo anti-sifão ajustável.....	46
Fig. 3.9 – Representação dos resultados obtidos por Horton & Pollay (1990) através da simulação da válvula anti-sifão Ps Medical	46
Fig. 3.10 – Bancada para simulação hidrodinâmica.....	49
Fig. 3.11 – Detalhamento da tubagem utilizada.....	51
Fig.4.1 – Gráfico para a determinação da velocidade do mecanismo elevador e características de reprodutibilidade	57
Fig. 4.2 – Valores experimentais obtidos comparando três diferentes velocidades de ensaio (V1, V2 e V3) com um ensaio estático	58
Fig. 4.3 – Gráfico para verificação da ocorrência de histerese na balança eletrônica.....	62
Fig. 4.4 – Resultados obtidos dos ensaios dos mecanismos anti-sifão M2, M4, M7 e M8.....	67
Fig. 4.5 – Resultados obtidos dos ensaios dos mecanismos anti-sifão M9, M10 e M11	69
Fig. 4.6 – Resultados obtidos dos ensaios dos mecanismos anti-sifão M5, M6 e M11	71
Fig. 4.7 – Gráfico da vazão em função da altura manométrica H do mecanismo M6 na região próxima ao fechamento da membrana.....	72
Fig. 4.8 – Resultados obtidos dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M5.....	74
Fig. 4.9 – Resultados dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M6	75
Fig. 4.10 – Resultados dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M9	76
Fig. 4.11 – Resultados dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M10	77
Fig. 4.12 – Resultados dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M11	78
Fig. A.1 – Balança eletrônica empregada nos experimentos.....	89
Fig. A.2 – Reservatório (Frasco de Mariotte).....	90
Fig. A.3 – Mecanismo, para deslocamento linear vertical, utilizado nos experimentos	90
Fig. A.4 – Mecanismos anti-sifão propostos para a caracterização, através de ensaios experimentais, na presente pesquisa	91
Fig. B.1 – Reservatório empregando o princípio do Frasco de Mariotte	94
Fig. C.1 – Projeto detalhado do mecanismo para deslocamento linear vertical.....	96

A	mecanismo elevador
B	motor de passo
C	micro-computados
D	diâmetro da membrana de silicone
d	diâmetro de entrada e saída do mecanismo anti-sifão
D	reservatório coletor
e	diferença de altura entre a base da membrana e a parte superior do tronco de cone central
E	dreno do reservatório coletor
F	balança eletrônica
G	reservatório (Frasco de Mariotte)
H	altura manométrica
I	água bi-destilada
J	pertuito de saída do reservatório
K	tudo de vidro
L	local de instalação do mecanismo anti-sifão no aparato experimental
LCR	líquido cefalorraquidiano
M	local de colocação da tubagem na bancada de teste
m	massa [g]
M(i)	mecanismo anti-sifão denominado com o índice i
m_i	massa registrada referente ao dado i [g]
N	apoios para fixação da tubagem
PF	pressão de fechamento em válvulas neurológicas
PIA	pressão intra-abdominal
PIV	pressão intra-ventricular
Q	vazão volumétrica [l/h]
Q_{med}	vazão média [ml/min]
R	resistência imposta pelos dutos
Re	número de Reynolds

S	área da secção do tubo
t_i	tempo referente ao dado i [s]
V	velocidade do escoamento [m/h]
$V(i)$	velocidade da plataforma do mecanismo para deslocamento linear vertical
V_{\max}	velocidade média máxima do escoamento [m/h]
\bar{V}	velocidade média do escoamento [m/h]
X_i	valor máximo das incertezas presentes para cada fonte de erros da variável i
Δ	intervalo linear da altura hidráulica entre pontos coletados [mm]
δH	valor da incerteza para a altura manométrica
ΔP	diferencial de pressão do sistema [cm de coluna de H_2O]
δQ	valor da incerteza para a vazão
μ	viscosidade absoluta do fluido [$N.s/m^2$]
ρ	densidade do fluido [kg/m^3]

Os sistemas de drenagem externa são componentes empregados para drenagem do excesso do fluido cefalorraquidiano (produzido no cérebro e contido nos ventrículos cerebrais) para um recipiente coletor, disposto fora do corpo humano. Em geral esses sistemas são compostos de um cateter ventricular, uma tubagem e uma bolsa de drenagem. Esses sistemas são utilizados em determinados procedimentos médicos e permitem, adicionalmente, a monitoração da pressão intracraniana, a coleta de materiais para análise e infusão de medicamentos. Entretanto, tais dispositivos não possuem um mecanismo que interrompa o escoamento do líquido cefalorraquidiano, quando o sistema é submetido a sensíveis variações de pressões hidrostáticas, seja pelo posicionamento indevido da bolsa de drenagem muito abaixo da cabeça do paciente, ou quando o paciente levanta-se subitamente, favorecendo a ocorrência do chamado efeito sifão e, como resultado, a hiperdrenagem desse fluido. A exposição do usuário à hiperdrenagem, mesmo que em curto intervalo de tempo, provoca lesões irreversíveis ao sistema nervoso do paciente. No presente trabalho, é proposto e ensaiado um mecanismo anti-sifão, com diferentes características construtivas, acoplado a um determinado sistema de drenagem externa, com o objetivo de fornecer maior proteção ao usuário. Experimentalmente, para a obtenção do desempenho hidrodinâmico do conjunto, utilizou-se a coleta automatizada de dados referentes à vazão de fluido com relação aos gradientes de pressão impostos. Parte dos modelos de mecanismo anti-sifão sugeridos demonstram adequada funcionalidade quando acoplados ao sistema de drenagem externa, oferecendo, assim, a possibilidade de uma proteção adicional ao usuário.

PALAVRAS-CHAVE:

Efeito sifão, mecanismo anti-sifão, *shunt*, líquido cefalorraquidiano e bolsa de drenagem.

Abstract

Neurosurgical devices known as “External drainage systems” are hermetic devices employed to accomplish continuous or intermittent drainage of cerebrospinal fluid (CSF) excess caused by production /absorption imbalance. This hermetic system stores the CSF through a tubing and collection bag. In addition, this system allows for intracranial pressure monitoring (ICP), obtention of CSF sampling for biochemical analysis and intrathecal infusion of drugs. However, such devices do not incorporate a safe mechanism which would interrupt the flux in case of excessive drainage. This clinical situation is not uncommon, occurring whenever the system is open and submitted to a sudden pressure drop, generated by the undue relative positioning of the collection bag, either by situating below the patient’s head or because the patient suddenly uprighting in the bed. Both conditions favors a physical phenomenon called syphoning effect, well known in neurosurgery. This undesirable side-effect, even for a short period of time, may compromise and even lead to irreversible damage to the brain. This project refers to the development of an anti-siphon device to prevent such side-effects. In order to accomplish this task, a special bench test has been developed. An automated data acquisition system has been employed in order to develop the experiments. Several models of anti-siphon device and pressure gradients were tested. Some models have shown a good performance and were suitable for clinical use, offering an additional protection to the patient.

Considerações Iniciais

Na história da medicina, ocorreram relatos da prática de tentativas de abordagem terapêutica quanto à drenagem do fluido existente no interior da cavidade craniana desde a Antiguidade, muito embora não houvesse nenhum conhecimento referente à anatomia humana, à função desse fluido e seu destino. Esse fluido, conhecido como líquido cefalorraquidiano, preenche os espaços cerebrais e a medula espinhal.

De forma resumida, quando a pressão hidrostática no interior da caixa craniana assume valores considerados de risco, é necessário o uso de procedimento de drenagem para prover o seu controle efetivo, propiciando alívio imediato ao paciente.

Atualmente, os sistemas de drenagem externa de líquido cefalorraquidiano são comumente empregados em intervenções cirúrgicas para diversos tipos de tratamentos, tais como: microcirurgias de tumores cerebrais, traumatismo cranioencefálico, malformações vasculares intracranianas, derivação ventricular externa, ventriculoperitoniostomia, revisões de complicações ventriculoperitoniostomia, craniotomia para cistos encefálicos e outros. Também, a implantação desses sistemas permite a monitoração da pressão intracraniana, a coleta de materiais para análise e a infusão de medicamentos.

O objetivo do presente trabalho é o desenvolvimento e testes de protótipos de válvulas anti-sifão para serem utilizadas nos sistemas de drenagem externa do líquido cefalorraquidiano. Esses sistemas são compostos de cateter ventricular, tubagem e bolsa de drenagem. O cateter ventricular é implantado no ventrículo cerebral e 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 uma tubagem adequada. As tubagens utilizadas geralmente são fabricadas com tubos de PVC flexível e com uma válvula de três vias (denominada no meio médico de torneira de três vias), que permitem a coleta de material drenado para análise. Adicionalmente, uma válvula unidirecional impede que, equivocadamente, o líquido drenado retorne para a cavidade ventricular devido ao efeito sifão, como por exemplo, quando a bolsa coletora é elevada em relação a posição adequada de utilização.

Os sistemas de drenagem externa funcionam segundo o princípio de vasos comunicantes. No interior da caixa craniana atua a pressão intraventricular; na entrada da bolsa de drenagem atua a pressão atmosférica local. A bolsa de drenagem é interligada ao ventrículo cerebral por meio de uma tubulação flexível e, em geral, é posicionada ao lado do

paciente e 15 cm acima do ponto de referência tomado como sendo o ouvido do paciente adulto que se encontra na posição horizontal. Em razão da fisiologia envolvida e sempre que a pressão intraventricular for superior a 15 cm de coluna de água, o fluido será drenado para a bolsa. Quando a pressão intraventricular for menor, não ocorrerá drenagem. Para essa segunda situação, existe uma válvula unidirecional (válvula anti-refluxo) que impede o retorno do líquido, presente na tubagem, para o ventrículo cerebral do usuário.

Entretanto, esses sistemas não possuem proteção quando ocorre o abaixamento da bolsa de drenagem ou elevação do paciente, propiciando, assim, condições hidrostáticas que levam à hiperdrenagem do líquido presente no ventrículo cerebral devido ao fenômeno do sifonamento, ou efeito sifão. Esse fenômeno ocorre no transporte de fluido de um local mais elevado para um local mais baixo, empregando a gravidade (pressão hidrostática).

Em virtude do pequeno volume de líquido presente dentro dos ventrículos, a ocorrência de uma drenagem excessiva, pode ser suficiente para causar danos irreversíveis ao sistema nervoso do paciente, inclusive o óbito, mesmo em um pequeno intervalo de tempo de exposição a essa situação adversa.

A Ventura Biomédica é uma empresa que se dedica à pesquisa, desenvolvimento, industrialização e comercialização de equipamentos e implantes para a área de neurocirurgia. Dentre outros produtos, encontram-se sistemas completos de drenagem externa do líquido cefalorraquidiano. Com uma constante preocupação de melhoria dos procedimentos médicos envolvidos nas operações neurológicas, a empresa se propôs a desenvolver uma válvula neurológica anti-sifão capaz de atender a todos os requisitos técnicos e médicos envolvidos no processo de drenagem externa do referido fluido. Trata-se de uma proposta inovadora, sem precedentes no meio médico brasileiro.

Para concretizar essa empreitada, a Ventura associou-se ao 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.

A presente pesquisa reflete o esforço realizado e os primeiros resultados referentes ao desenvolvimento de um sistema para testes hidrodinâmicos e dos protótipos de válvulas anti-sifão, que, aqui, são denominados de mecanismos anti-sifão.

Convém esclarecer que esta dissertação não apresenta um capítulo específico de revisão de literatura; no entanto, ao longo do trabalho, ela estará evidente em razão da natureza multidisciplinar do mesmo.

O trabalho encontra-se dividido em duas partes distintas. A primeira parte, envolvendo os Capítulos 1 e 2, apresenta informações sobre a fisiologia humana relacionada com o

assunto, bem como o estudo de diferentes válvulas neurológicas para a drenagem do líquido cefalorraquidiano para partes internas do corpo humano e utilizadas em tratamento de doenças como a hidrocefalia. A segunda parte corresponde aos capítulos restantes, em que são mostrados os mecanismos e procedimentos experimentais utilizados e, ainda, os resultados obtidos.

O Capítulo 1 apresenta o estudo das condições fisiológicas envolvidas, tais como as características do líquido cefalorraquidiano, também chamado de líquor, o mecanismo de sua formação e o comportamento da pressão intraventricular. Demonstra-se, da mesma forma, os distúrbios provocados pelo aumento excessivo da geração de líquor ou deficiências na sua absorção, que levam a ocorrência da doença chamada hidrocefalia.

Já o Capítulo 2 aponta sistemas alternativos de drenagem de líquor, utilizados no tratamento da hidrocefalia, e a descrição dos principais tipos de válvulas neurológicas empregadas comercialmente em sistemas de drenagem interna (*shunts*), juntamente com seus respectivos princípios de funcionamento, com a presença ou não de mecanismos anti-sifão como parte integrante do conjunto. Essas informações são de grande relevância para a proposição dos modelos de mecanismos anti-sifão para uso junto a sistemas de drenagem externa.

O Capítulo 3, por sua vez, mostra, detalhadamente, os modelos de mecanismos anti-sifão propostos, baseados nas informações obtidas mediante os estudos mencionados nos capítulos anteriores, também suas variáveis construtivas e verificação dimensionais dos modelos fabricados pelo processo de prototipagem rápida. Do mesmo modo, apresenta a descrição da bancada experimental desenvolvida e montada para a realização dos ensaios hidrodinâmicos. Trata-se de uma bancada inovadora, em cujas literaturas pesquisadas não encontrou-se publicações de aparatos experimentais para tal finalidade. É comum haver descrições de bancadas experimentais para testes em válvulas neurológicas integrantes dos *shunts* (sistemas de drenagem do líquido cefalorraquidiano para outras partes do organismo humano).

O Capítulo 4 registra os resultados obtidos tanto com relação ao envelope operacional da bancada experimental quanto aos ensaios hidrodinâmicos dos mecanismos anti-sifão acoplados ao sistema de drenagem externa. Ressalta-se que os ensaios foram realizados para diferentes pressões intraventriculares. Dentre os modelos propostos de mecanismos anti-sifão, foram identificados aqueles que demonstraram funcionalidade adequada.

CARACTERÍSTICAS DO LÍQUIDO CEFALORRAQUIDIANO E COMPORTAMENTO HIDRODINÂMICO DO CÉREBRO

O trabalho proposto baseia-se em condições de aplicações diferenciadas com relação aos diversificados sistemas hidrodinâmicos estudados por diferentes áreas da engenharia. Isso ocorre pelo fato do elemento principal tratar-se do corpo humano, especificamente, o cérebro.

Grandezas físicas muito conhecidas, tais como vazão e pressão, também fazem parte do funcionamento da chamada circulação liquórica, onde, no cérebro, tem-se a formação de um fluido que é alojado em compartimentos interligados entre si (ventrículos), sendo que a pressão interna nesses reservatórios está sujeita à posição dos mesmos, ou seja, quando os indivíduos estão eretos ou deitados.

Portanto, o estudo e a compreensão dos fatores relacionados à formação, circulação e absorção do líquido cefalorraquidiano, juntamente com o comportamento da pressão intraventricular, frente às grandezas físicas envolvidas, é primordial para a determinação do sistema hidrodinâmico a ser simulado e à proposição dos modelos de mecanismos anti-sifão.

1.1 Líquido Cefalorraquidiano (LCR)

Também chamado de líquido cérebro espinhal ou líquor, é um fluido aquoso intracraniano produzido pelo plexos coróides, dentro das quatro cavidades intracerebrais, chamadas de ventrículos cerebrais. O líquor, normalmente, flui através de fendas estreitas que comunicam todos os ventrículos entre si e se exteriorizam, no sistema nervoso central, por orifícios (forâmens) localizados no tronco cerebral. O LCR recobre a medula espinhal, circulando até sua parte mais inferior e retornando para ser absorvido na concavidade cerebral

por veias especializadas que lançam o LCR na corrente sanguínea, conforme ilustrado na Fig. 1.1.

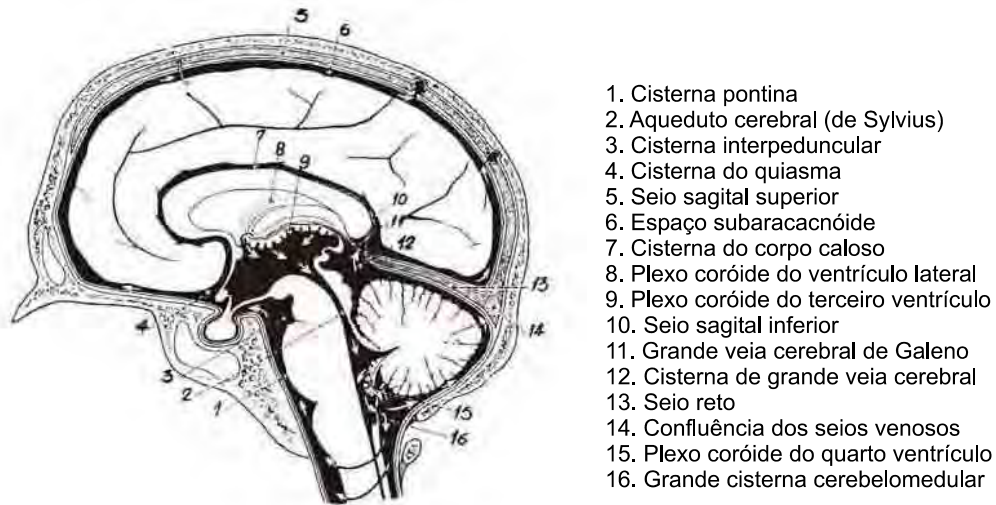


Fig. 1.1 – Representação da circulação liquórica.

Shirmer (1995) mostrou a representação esquemática do sistema ventricular, conforme apresentado na Fig. 1.2, e que desempenha a função de amortecedor, ao lado de sua função no metabolismo.

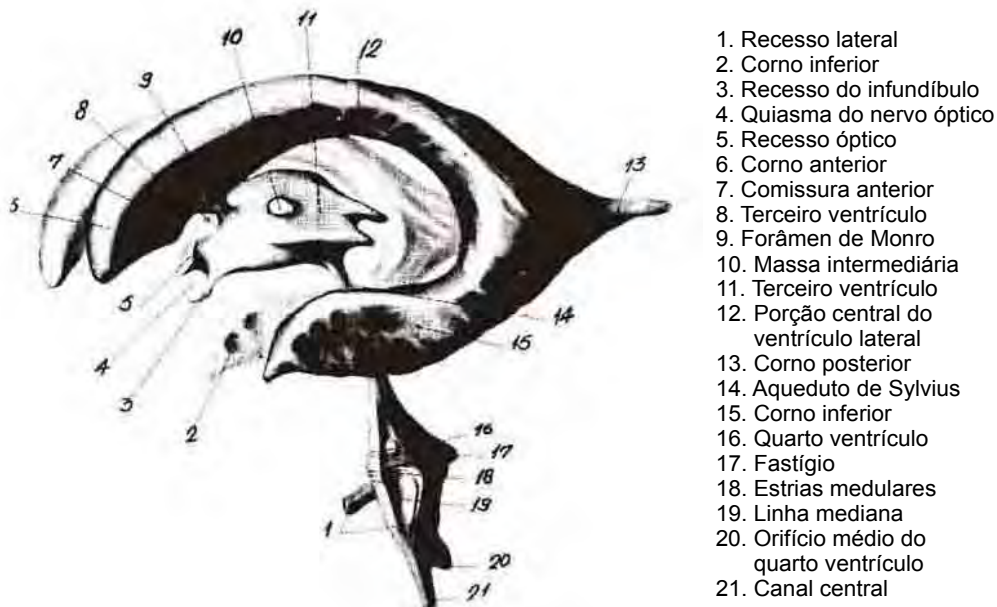


Fig. 1.2 – Molde do sistema ventricular.

Em termos de aparência e composição química, o LCR é semelhante ao plasma ultrafiltrado. Diversos autores concluíram que sua formação advém de um simples processo de filtração do sangue – Wood (1980).

Wood (1980), consoante apresentado na Tabela 1.1, comparou a composição do líquido às respectivas composições do LCR e do plasma humano e descobriu que o líquido contém maiores concentrações de magnésio e íons clorídricos e menores concentrações de glucose, proteínas, amino ácidos, ácido úrico, cálcio, fosfato e íons de magnésio. Em razão dessas diferenças de concentrações e da energia para criação das mesmas, concluiu que a formação do líquido não deveria ser, na totalidade, apenas uma ultrafiltração do plasma e, conseqüentemente, o processo de sua formação seria mais complexo.

Tabela 1.1 – Comparação entre o líquido e o plasma humano.

Componentes	Concentrações presentes no Líquor	Concentrações presentes no Plasma
Densidade	1,0075	1,025
Total de sólidos (g/100 ml)	1,0	8,7
Água (g/100 ml)	99,0	91,3
Substâncias redutoras (mg/100 ml)	65,0	98,0
Glucose	61,0	92,0
Não-glucose	4,0	6,0
Sódio (mEq/l)	141	137
Potássio (mEq/l)	3,3	4,9
Cálcio (mEq/l)	2,5	5,0
Magnésio (mEq/l)	2,4	1,64
Total de base (mEq/l)	155	162
Cloro (mEq/l)	124	101
Bicarbonato (mEq/l)	21	23
Fosfato (mEq/l)	0,48	1,3
Lactase (mEq/l)	1,7	1,7
Nitrogênio não proteico (mg N/100 ml)	19	27
Uréia	14	14
Ácido úrico	0,6	1,6
Creatinina	1,6	5
	4	6
Colesterol (mg/100 ml)	0,14	160
Proteína (mg/100 ml)	28	7000
Albumina	23	4430
Globulina	5	2270
Fibrinogênio	0	300
Proteínas do Líquor (mg/100 ml)		
Ventricular	5 – 15	-
Cisternal	15 – 25	-
Lombar	15 – 45	-

Wood (1980), ainda, comparando as concentrações entre o líquido e o plasma, mostrou que o líquido deveria segregar para outras extensões do corpo.

Shirmer (1995) informou que os plexos coróides estão constantemente produzindo líquido, por meio de um mecanismo de filtração semelhante ao dos glomérulos renais, e que esse líquido precisava ser reabsorvido, pois, do contrário, instalaria a hipertensão intracraniana.

Esclareceu que, provavelmente, essa reabsorção se processa nas granulações de Pacchioni da aracnóide, assim como nas bainhas das raízes dos nervos espinhais.

Pople (2002) relatou que o sistema liquórico do adulto contém entre 120 e 150 ml de líquido cefalorraquidiano, que renova-se diariamente.

Tsunoda *et al.* (2002) apresentaram importante trabalho de pesquisa em que estudaram e mediram o volume do líquor presente nos ventrículos e no sistema liquórico de diferentes grupos de pessoas: saudáveis, com suspeita de hidrocefalia de pressão normal idiopática, com hidrocefalia de pressão normal secundária e com atrofia cerebral.

As medições efetuadas por Tsunoda *et al.* (2002) foram realizadas em um grupo de 80 pessoas, com média de idade de 72,9 anos (entre 64 e 84 anos), empregando ressonância magnética e o programa processador de imagens AVS versão 5.02. Os resultados apresentados na Tabela 1.2 demonstram o volume ventricular e, o volume intracraniano de líquor e a proporção entre os dois volumes, com suas respectivas variações, com relação a pessoas saudáveis e demais pacientes sintomáticos citados anteriormente.

Tabela 1.2 – Relação de volumes do ventrículo e líquor conforme grupos de indivíduos analisados.

Grupos	Volume ventricular e (desvio padrão [ml])	Volume líquor e (desvio padrão [ml])	Proporção entre volume ventricular/volume líquor e (desvio padrão [%])
Hidrocefalia de pressão normal idiopática	109,3 (50,7)	281,2 (73,1)	38,0 (9,5)
Hidrocefalia de pressão normal secundária	71,3 (18,2)	196,9 (46,5)	37,3 (8,9)
Atrofia cerebral	64,9 (25,3)	284,4 (54,5)	22,8 (7,7)
Pessoa saudável	30,8 (13,2)	194,7 (51,6)	15,6 (5,0)

Pople (2002) comenta, em seu artigo, que o volume ventricular normal é de aproximadamente 20 ml, enquanto que o volume total de líquor em uma pessoa adulta é, de 120 a 150 ml, ou seja, aborda genericamente esses volumes. Os valores registrados são inferiores aos valores médios verificados com base em análise específica e detalhada apresentada por Tsunoda *et al.* (2002).

A produção de líquor é constante e em torno de 500 ml/dia, conforme citado por autores, como Pople (2002) e Sotelo *et al.* (2001). Portanto, apoiado no volume de líquor

presente em pessoas normais, Pople (2002) cita que o líquido cefalorraquidiano é renovado mais de três vezes por dia.

Devido às características do líquido serem semelhantes às da água, considerando sobretudo a proximidade da massa específica (massa específica da água = $0,994 \text{ kg/dm}^3$ a 37°C de acordo com o apêndice A do Fox & McDonald, 1988), para fins de pesquisa e simulação hidrodinâmica e freqüentemente, emprega-se a água bi-destilada como fluido de trabalho.

Horton & Pollay (1990), Kremer *et al.* (1994) e Sood *et al.* (1998) usaram água esterilizada à temperatura ambiente em seus ensaios experimentais relacionados com dispositivos anti-sifão de válvulas neurológicas.

Quanto ao presente trabalho, empregou-se água bi-destilada esterilizada (água para injeção) para a realização dos ensaios hidrodinâmicos em dispositivos anti-sifão, acoplados em um sistema de drenagem externa.

1.2 Comportamento Hidrodinâmico do Cérebro

Em virtude das dificuldades de medir-se com precisão e de forma contínua a pressão e a vazão em válvulas implantadas, modelos mecânicos artificiais de cérebros são construídos com a finalidade de estudar o desempenho de válvulas, sistemas anti-sifão e componentes empregados em sistemas valvulares. Da mesma forma, utiliza-se modelos matemáticos para avaliação do desempenho dos itens mencionados.

Drake & Sainte-Rose (1994) demonstraram, graficamente, o conceito da relação pressão em função da vazão presente nos ventrículos, conforme Fig. 1.3, demonstrando que a interseção das linhas de vazão de entrada (constante) e vazão de saída indicam o ponto de equilíbrio do modelo sob influência da pressão de equilíbrio (P_e) interna aos ventrículos. Portanto, nesse ponto, a drenagem do líquido ocorre na mesma intensidade da sua formação. Vazões de saída inferiores às de entrada ocorrem sob influência de valores de pressão inferiores a P_e . Situação inversa sucede com valores de pressão superiores a P_e . Mas, em condições normais, o sistema sempre busca a posição de equilíbrio. A pressão de abertura corresponde à resistência do sistema para o início da drenagem.

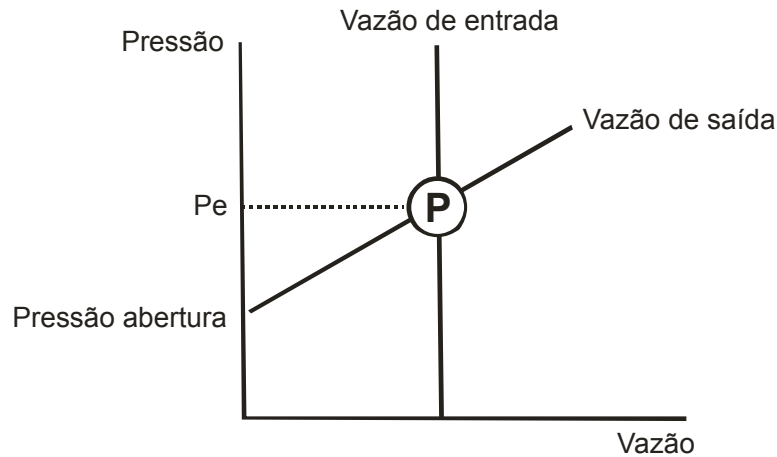


Fig. 1.3 – Gráfico da pressão em função da vazão.

Drake & Sainte-Rose (1994) também apresentaram uma concepção simples de um modelo de cérebro e compartimento liquórico para simulação de alguns fenômenos hidrodinâmicos básicos. Os ventrículos são representados por um compartimento, com fluido conectado por uma entrada e uma saída, em que a entrada corresponde à produção constante de líquido e a saída tem uma resistência hidrodinâmica constante, conforme indicado na Fig. 1.4, cujo recipiente ilustra o comportamento do compartimento ventricular. Na primeira fase, tem-se um rápido acréscimo da pressão, mesmo com menor incremento no volume de líquido. Na segunda fase, tem-se o acréscimo da pressão com grande incremento na quantidade do volume. Na fase final, o comportamento assemelha-se à fase inicial.

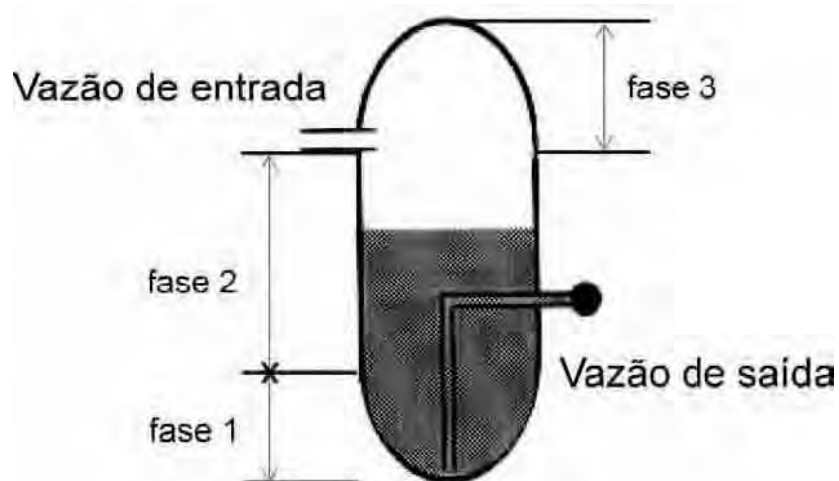


Fig. 1.4 – Representação esquemática do comportamento da pressão ventricular no cérebro.

Outro parâmetro importante, definido por Drake & Sainte-Rose (1994), nesse modelo, é a característica de compressibilidade dos compartimentos. A relação pressão, em função do volume dentro do cérebro (sistema rígido) e dos ventrículos (sistema complacente) é ilustrada na Fig. 1.5.

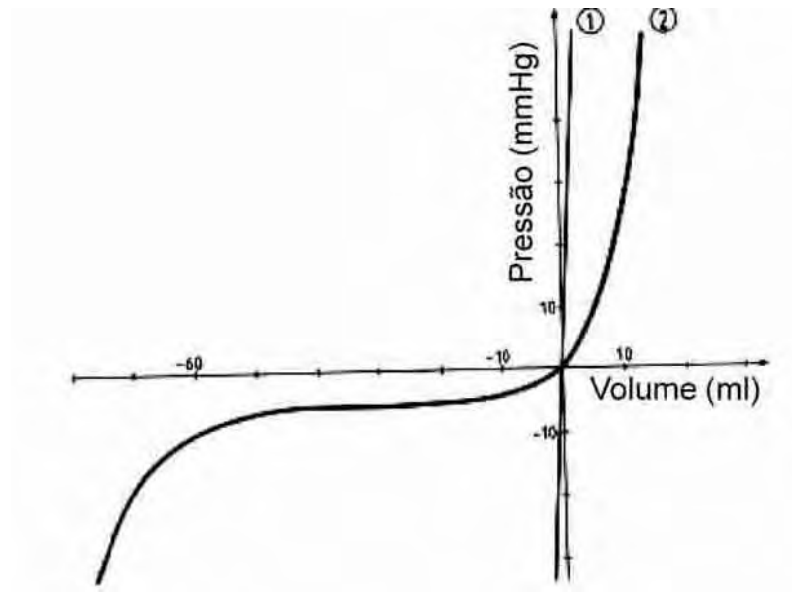


Fig. 1.5 – Gráfico pressão x volume, considerando o sistema rígido (1) e o sistema complacente (2).

Existe considerável evidência de que o ventrículo tem três fases distintas de compressibilidade, conforme indicado abaixo:

1ª Fase – o ventrículo é muito incompressível ou inelástico, neste caso a pressão pode ser incrementada rapidamente, sob a influência de um pequeno volume.

2ª Fase – é muito compressível, permitindo uma considerável mudança no volume, enquanto que a mudança da pressão é lenta.

3ª Fase – retorna para o estado de incompressibilidade relativa.

O sistema de drenagem externa deve proporcionar a drenagem do excesso de líquido presente nos ventrículos. Considerando que a vazão de entrada desse fluido é constante e há uma necessidade de manutenção da pressão de equilíbrio interna ao sistema, também constante, a bolsa de coleta deve ser posicionada a uma determinada altura, acima da referência, tomada como sendo o ouvido (especificamente o conduto auditivo externo). Caso a bolsa coletora seja colocada abaixo desse ponto de referência, devido ao efeito sifão, ocorre a drenagem excessiva do fluido contido no reservatório ventricular.

1.3 Pressão Intra-ventricular

O sistema de drenagem externa recebe forte influência da pressão intra-ventricular (PIV). Essa pressão hidrostática, dentro dos ventrículos cerebrais, sofre alterações conforme a posição do indivíduo, ou melhor, quando encontra-se na posição ereta (vertical) ou em decúbito (horizontal).

Gusmão *et al.* (2000), em seu trabalho relacionado a considerações hidrodinâmicas no sistema de derivação ventricular, citaram que a pressão em um indivíduo adulto, em decúbito horizontal, é a mesma nos ventrículos, na cisterna magna e no fundo do saco lombar, variando de 50 mm a 200 mm de coluna de água. Frequentemente, emprega-se, como referência, uma pressão intraventricular (PIV) de 150 mm de coluna de água.

Na posição ereta ou sentada, em pacientes hidrocefálicos, a PIV situa-se próxima de zero, podendo apresentar valores, ligeiramente, positivos ou negativos. Em crianças, a PIV média é de 45 mm de coluna de água na posição ereta e na posição de decúbito horizontal, a PIV, assume valores próximo de zero.

Eide (2003), mediante registro contínuo da pressão intracraniana em pacientes com sistema valvular implantado, monitorou essa pressão na busca de um efetivo diagnóstico quanto à necessidade de revisão do sistema valvular implantado. Concluiu que o procedimento torna-se incerto quando empregado como diagnóstico único. Com base nesta pesquisa, divulgou o comportamento da pressão intra-ventricular em pessoas acordadas e dormindo durante 10 horas. Cita que, por muitos anos, autores consideraram a pressão média em torno de 10 mm de coluna de mercúrio ou 136 mm de coluna de água, mas que esse procedimento é grosseiro.

Kajimoto *et al.* (2000) realizaram monitoramento das pressões intra-ventriculares em 80 pacientes para estudo mais detalhado da hidrodinâmica envolvida no sistema de derivação e forneceram dados significativos, demonstrando que a alteração das pressões, durante a mudança postural da posição horizontal para a vertical, levam em torno de apenas 30 segundos para estabilizarem-se em seus novos valores, ou seja, há uma rápida estabilização da pressão intra-ventricular frente a mudança da postura corporal.

Kajimoto *et al.* (2000) também demonstraram, respectivamente, que, na posição horizontal, a PIV é $4,6 \pm 3$ mm Hg e na posição vertical a PIV é $-14,2 \pm 6,3$ mm Hg. Analisando os valores registrados, ressalta-se a importância dos resultados apresentados por Kajimoto *et al.* (2000) em razão dos procedimentos empregados para determinação da PIV. Esses autores estudaram, detalhadamente, cada pressão envolvida, sendo que a PIV torna-se

negativa quando o indivíduo encontra-se na posição ereta, enquanto que outros autores, inclusive Gusmão *et al.* (2000), consideram, nessa posição, PIV próxima de zero devido a outro procedimento de referência adotado, o qual é mais genérico.

Como a pressão intra-ventricular interfere diretamente no sistema de drenagem de líquido, e considerando os valores encontrados nas literaturas mencionadas, nos ensaios experimentais realizados neste trabalho usou-se valores equivalentes a 5, 10, 15 e 20 cm de coluna de água, abrangendo desde a pressão intra-ventricular presente em um neonato até valores máximos encontrados em adultos.

1.4 Hidrocefalia

A hidrocefalia é uma doença causada pelo aumento na produção do LCR (muito raro) ou por distúrbio na circulação ou na absorção do líquido (chamada hidrocefalia comunicante) em virtude da obstrução nas vias de drenagem (chamada hidrocefalia obstrutiva). O líquido se acumula no cérebro, aumentando a pressão dentro da cavidade intracraniana. Os ventrículos se tornam maiores devido ao aumento do volume de LCR e, como consequência, o cérebro é dilatado e comprimido dentro da caixa craniana. Em neonatos e crianças pequenas, a cabeça (perímetro cefálico) aumentará excessivamente de tamanho visto que os ossos cranianos, ainda, não se “colaram”. Tecnicamente, diz-se que as suturas cranianas não se fecharam. Em crianças maiores e adultos, como as suturas cranianas já se fecharam, não haverá aumento no perímetro cefálico caso ocorra hidrocefalia. Por isso, a hidrocefalia, no adulto, não se revela à simples inspeção do doente. As causas mais comuns para que esse fenômeno ocorra são:

Hidrocefalia congênita: significa que a hidrocefalia está presente, desde o nascimento e, freqüentemente, a causa exata não pode ser determinada. É importante salientar que esse tipo de hidrocefalia não implica em hereditariedade.

Meningite: é uma infecção das membranas que recobre o cérebro. O LCR circula entre as membranas denominadas *pia mater* e membrana subaracnóide. No processo inflamatório causado pela infecção, esses tecidos criam debris e tecido fibroso que dificultam a circulação do LCR, causando, assim, hidrocefalia comunicante. A meningite pode ocorrer em qualquer faixa etária.

Prematuridade: bebês nascidos prematuramente correm um risco maior de adquirir hidrocefalia do que bebês nascido a termo, uma vez que alguns tecidos ainda não adquiriram maturidade.

Espinha Bífida: a maioria dos bebês portadores de espinha bífida têm hidrocefalia. Além das anormalidades que ocorrem no cordão espinhal, também existem anormalidades na estrutura física de certas partes do cérebro que se desenvolvem, antes do nascimento, comprometendo, assim, a absorção do LCR.

Tumores: tumores intracranianos podem causar compressão e edema dos tecidos vizinhos, dificultando a circulação líquórica e, portanto, causando hidrocefalia. Essa dificuldade para a circulação líquórica pode ser transitória, havendo a necessidade de medidas de controle temporário da hidrocefalia, como o caso de drenagem temporária de líquido.

O tratamento da hidrocefalia requer procedimento cirúrgico, que consiste na implantação de um sistema valvular que drena o líquido dos ventrículos cerebrais para um local alternativo do corpo humano. O sistema valvular (*shunt*) controla a pressão intracraniana por meio da drenagem do excesso de LCR, prevenindo que a doença avance. Geralmente, os sintomas da hipertensão intracraniana melhoram, contudo, não é um procedimento curativo, e sim um paliativo para o controle da doença.

Em grande número de casos, não se consegue esse objetivo, persistindo a dilatação ventricular ou ocorrendo redução exagerada dos ventrículos. Utilizando tomografia computadorizada, verificou-se alta frequência de complicações hidrodinâmicas por inadequação entre o débito e a produção de líquido. Outros exames empregados para detectar a hidrocefalia são: a ultra-sonografia, radiografia, e, antigamente, a pneumoventriculografia. Entretanto, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética, atualmente, tornaram o diagnóstico da doença mais simples, revelando, às vezes, a própria causa da obstrução líquórica.

Aschoff *et al.* (1999) mostraram a história científica da hidrocefalia, citando que esqueletos encontrados de 2500 A.C. a 500 D.C., apresentavam crânios hidrocefálicos, sendo o caso mais eminente o do faraó Ikhnoton. Casos de hidrocefalia foram descritos por Hipócrates, Galen, e, mais tarde, por físicos árabes medievais, que acreditavam que essa doença era causada pelo acúmulo de água extracerebral. As mais antigas descrições científicas sobre a hidrocefalia foram atribuídas a Hipócrates que mencionava sintomas, tais como dores de cabeça, vômito, distúrbios visuais e epilepsia e, em seus trabalhos, surgiu, pela primeira vez, o termo *hydrocephalus* (em grego, significa água no cérebro), empregado até hoje.

Diferentes procedimentos cirúrgicos foram usados no passado, como constatado por intermédio de crânios encontrados recentemente e, ainda, por variados registros de procedimentos. Extração de fluido da superfície intracranial, em crianças com hidrocefalia, foi descrito, com detalhes, primeiramente, no século X, por Abulkassim Al Zahrawi. Em 1881, Wernicke desenvolveu o punção ventricular esterilizado e a drenagem externa do líquido. Anterior ao emprego dos sistemas de drenagens utilizados presentemente, os tratamentos da hidrocefalia foram buscados, muitas vezes, não alcançando resultados satisfatórios, quando não, causando a morte do paciente ou danos irreversíveis. Dos tratamentos mais aplicados podem ser citados: dietas e drogas, drenagem extracorporal pontual localizada no ventrículo ou na espinha, chegando até a serem usadas técnicas cirúrgicas para a destruição do plexo coróide.

A criação da anestesia geral (Morton em 1846), técnicas de assepsia (Semmelweis 1847, e Lister 1867) e localização de funções neurológicas no cérebro (Jackson, Broca, Wernicke) proporcionaram grandes avanços com relação a intervenções cirúrgicas. Entre 1898 e 1925 foram criados sistemas de drenagem lomboperitoneal, ventriculoperitoneal, ventriculovenoso, ventriculopleural e ventrículo uretral. Muitos outros pesquisadores abordam esse assunto até os dias atuais.

Drake & Sainte-Rose (1994), da mesma forma, relataram a evolução do conceito de hidrocefalia, mencionando também os pioneiros na busca de informações referentes à doença, descrições da mesma e de técnicas utilizadas no tratamento da hidrocefalia.

O emprego de sistemas de drenagem externa pode ser utilizados em uma primeira etapa do tratamento da hidrocefalia, sendo que, logo a seguir, devem ser empregados sistemas de drenagem do líquido para outras partes do organismo, que, geralmente, são direcionados à região peritoneal. Convém esclarecer que relatou-se as características dessa doença que afeta a circulação líquórica, visto que há necessidade do estudo de elementos presentes nos sistemas de drenagem utilizados no seu tratamento, visando subsídios para a proposição dos modelos de mecanismos anti-sifão para uso junto ao sistema de drenagem externa, apresentados nos próximos capítulos deste trabalho.

SISTEMAS VALVULARES

Os sistemas de drenagem externa de líquido cefalorraquidiano empregados comercialmente não apresentam mecanismo anti-sifão para proteger o paciente da ocorrência do sifonamento do líquido, quando o sistema hidrostático é alterado acidentalmente ou ocasionalmente, seja pela queda da bolsa ou pela elevação súbita do paciente.

O efeito sifão ou sifonamento é o fenômeno que ocorre no transporte de fluido de um local mais elevado para um local mais baixo, empregando a gravidade (força hidrostática). Em um reservatório aberto para a atmosfera o sifonamento ocorre até que o reservatório seja esvaziado ou até que os tubos contenham ar. Caso ocorra um sifonamento em um reservatório fechado, o fluido escoará até que a pressão negativa no reservatório seja suficiente para equilibrar a força hidrostática.

A drenagem excessiva do líquido contido nos ventrículos cerebrais causa um desequilíbrio biomecânico com sérias complicações vasculares, muitas delas irreversíveis, podendo levar o paciente ao óbito.

Na literatura consultada não se observou nenhuma publicação abrangendo mecanismos anti-sifão desenvolvidos e empregados em sistemas de drenagem externa. Sendo assim, buscou-se o estudo de sistemas valvulares utilizados em sistemas de drenagem interna de líquido para outras regiões do organismo, almejando subsídios para a proposição de mecanismos anti-sifão para aplicação específica em sistemas de drenagem externa.

Esses sistemas valvulares, comumente chamados de *shunts*, possuem, como integrantes do sistema, válvulas neurológicas para controle da drenagem do líquido e também sofrem a influência do efeito sifão, sobretudo quando o indivíduo encontra-se na posição ereta. Muitas literaturas tratam de assuntos relacionados aos *shunts*, focando principalmente o desempenho desses sistemas, cuja figura principal é a válvula neurológica. A hidrodinâmica presente nos *shunts* é mais complexa do que nos sistemas de drenagem externa e precisa ser compreendida para o entendimento construtivo e funcional das várias válvulas neurológicas empregadas na drenagem do líquido, porém, especificamente, internamente ao corpo humano e direcionada para outras partes do mesmo.

2.1 Dispositivos de Drenagem Interna (*Shunts*)

Para o tratamento da hidrocefalia, empregam-se sistemas de drenagem interna do líquido para outras partes do corpo. O enfoque do presente trabalho é direcionado aos sistemas mais frequentemente utilizados nos dias atuais, denominados de derivação ventrículo-peritoneal. Outros sistemas, chamados de alternativos, também podem ser usados, conforme apresentado por Sotelo *et al.* (2001), que efetuam a drenagem utilizando um tubo de pequeno diâmetro adequadamente calculado sem a presença de válvula ou posicionando o cateter distal na circulação arterial pulmonar.

Conforme citado em Aschoff *et al.* (1999) e Baru *et al.* (2001), atribui-se ao engenheiro biomédico John D. Holter a introdução do emprego de válvulas neurológicas. Esse notável homem dedicou sua vida ao estudo da tecnologia biomédica e ao desenvolvimento de válvulas neurológicas.

Entende-se por um *shunt* um dreno implantado que cria um caminho alternativo, compensando a absorção ineficaz do LCR pelo corpo humano, consistindo de um sistema de tubos de silicone acoplado a uma válvula para controlar a taxa de drenagem e prevenir o refluxo do LCR. O tubo proximal, dito cateter ventricular, é inserido nos ventrículos cerebrais por meio de uma punção e conectado a uma válvula que fica alojada acima do osso craniano. Assim, o cateter ventricular drena o LCR até a válvula que introduz uma resistência à passagem do LCR. O último componente do sistema valvular é o tubo distal que mais comumente drena o LCR para a cavidade peritoneal (cateter peritoneal) ou para o átrio cardíaco direito (cateter atrial), no qual o LCR é absorvido e retorna para a corrente sanguínea, conforme ilustrado na Fig. 2.1.



Fig. 2.1 – Representação da implantação de um sistema valvular acoplado a um cateter peritoneal em um neonato.

2.2 Hidrodinâmica Aplicada às Válvulas Neurológicas

As válvulas neurológicas são componentes integrantes dos sistemas de drenagem, interpostas ao cateter proximal ou ventricular e ao cateter distal que direciona o fluido drenado comumente para a região peritoneal. Portanto, além das características resistivas do sistema de intercomunicação, têm-se a influência hidrodinâmica da pressão intra-ventricular (PIV), da pressão intra-abdominal (PIA), da diferença de altura entre as cavidades (H) e da pressão de fechamento (PF) de dispositivos responsáveis pelo controle do patamar da PIV, acima do qual a válvula permite drenar fluido .

As pressões mencionadas são apresentadas, a seguir, com as respectivas condições fisiológicas presentes.

Pressão intra-ventricular (PIV): pressão dentro dos ventrículos, cujas considerações foram citadas no Capítulo 1.

Pressão intra-abdominal (PIA): pressão interna à região peritoneal. Também é alterada conforme a posição do indivíduo. O conteúdo abdominal comporta-se como uma coluna de água.

Segundo Gusmão *et al.* (2000), para o adulto em decúbito, a pressão intra-ventricular (PIA) é de 80 mm de coluna de água em todos os pontos da cavidade abdominal, e, no lactente, esse valor é de 40 mm. Na posição ereta ou sentada a pressão é de, aproximadamente, zero nos indivíduos adultos e nas crianças.

Kajimoto *et al.* (2000) especificaram que, em adultos na posição horizontal, a PIA é $5,7 \pm 3,3$ mm de coluna de Hg e a PIA é $14,7 \pm 4,8$ mm Hg na posição ereta, ou seja, ocorre um considerável aumento de PIA.

Diferença de altura entre as cavidades (H): principal responsável pela ocorrência do efeito sifão. A coluna de líquido entre a cavidade ventricular e a peritoneal, presente nas tubulações empregadas, criam um diferencial de pressão que deve ser considerado na hidrodinâmica dos sistemas de drenagem, necessitando, de alguma forma, ser compensado na prevenção do efeito sifão e nas conseqüências causadas pela drenagem excessiva de líquido.

Kajimoto *et al.* (2000) apresentaram os valores de $H = 3,3 \pm 1$ mm Hg, na posição horizontal; e $H = 42,9 \pm 3,3$ mm Hg, na posição vertical. Verifica-se que ocorre um grande aumento de H quando o indivíduo encontra-se na vertical, o que ocasiona o efeito sifão. Kajimoto *et al.* (2000) concluíram que, mesmo com o aumento considerável de H na posição do indivíduo na vertical, também ocorre um aumento da PIA, auxiliando, assim, na redução do efeito sifão em maior intensidade do que considerações efetuadas por demais autores.

Pressão de fechamento (PF): imposta pela ação de dispositivo presente nos sistemas valvulares, cuja resistência ao escoamento é determinada geralmente na sua fabricação e não permitir a drenagem quando a PIV for insuficiente para vencer esta resistência. Determinam as características das válvulas classificadas como baixa, média ou alta pressões.

Para melhor visualização a Tabela 2.1 mostra resumidamente os valores das pressões PIV, PIA e H, apresentados por Kajimoto *et al.* (2000).

Tabela 2.1 – Valores de PIV, PIA e H apresentados por Kajimoto *et al.* (2000).

Pressões	Posição horizontal – valores em mm de coluna de água	Posição vertical – valores em mm de coluna de água
PIV	$62,5 \pm 40,8$	$-193,0 \pm 85,6$
PIA	$77,5 \pm 45,0$	$200,0 \pm 65,2$
H	$45,0 \pm 13,6$	$583,0 \pm 45,0$

Esse conjunto de pressões são regidos pela equação 2.1 para melhor entendimento.

$$Q = \frac{\Delta P}{R} = \frac{PIV + H - PIA - PF}{R} \quad (2.1)$$

Onde Q é a vazão ou débito do sistema, ΔP é o diferencial de pressão do sistema e R a resistência imposta pelos dutos cilíndricos de transporte do fluido. Desse modo, a vazão pode ser considerada como diretamente proporcional à diferença de pressão entre as duas extremidades do sistema e inversamente proporcional à resistência do sistema à passagem do fluido.

Para uma melhor compreensão, a Fig. 2.2 ilustra as pressões envolvidas e citadas na equação (2.1), para o indivíduo deitado e sentado (ou ereto).

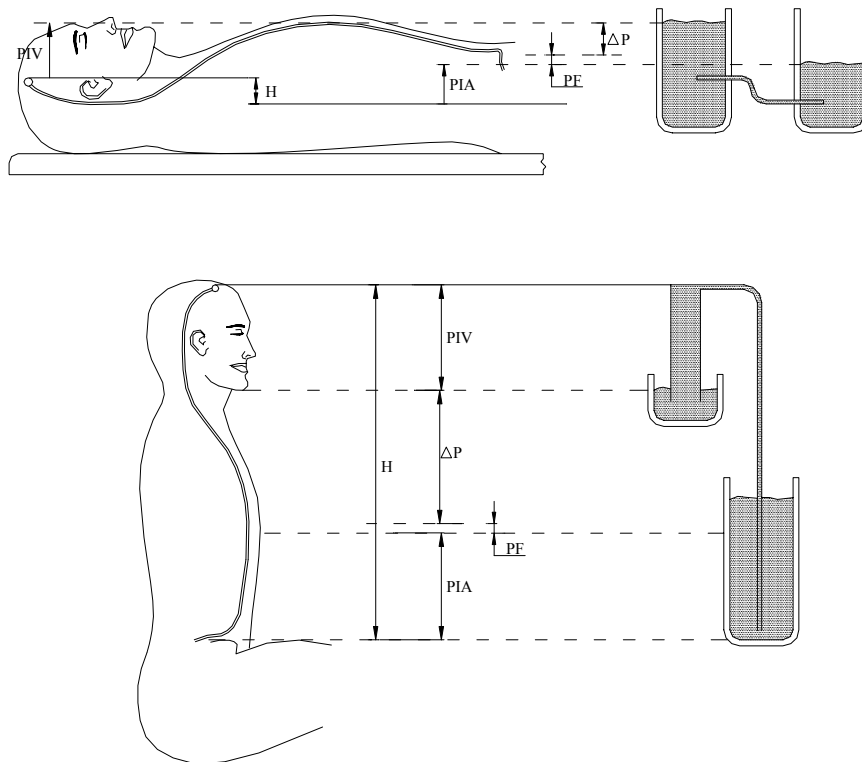


Fig. 2.2 – Comportamento das pressões envolvidas no sistema de drenagem alternativo quando o indivíduo está deitado e sentado.

Analisando o diferencial de pressão (ΔP) envolvido, ressalta-se que a PIV e H facilitam o escoamento do fluido, e PIA e PF oferecem resistência ao escoamento.

A drenagem do sistema de derivação liquórica é função de sua resistência à passagem de líquido e caracterizada pelo gráfico de pressão em função da vazão obtido de ensaios

hidrodinâmicos, demonstrando a eficiência da válvula com sua respectiva pressão de fechamento na busca de um equilíbrio entre a produção e a devida drenagem do líquido.

2.3 Válvulas Neurológicas

Embora atualmente exista a disponibilidade de uma vasta gama de válvulas e sistemas empregados no tratamento da hidrocefalia, ainda não encontram-se sistemas que permitam uma drenagem similar à drenagem ideal, gerando, assim, complicações.

Aschoff *et al.* (1999) relataram que existem, aproximadamente, 200 tipos diferentes de válvulas desenvolvidas, desde 1949. Em levantamento realizado em 1999 indicou que mais de 127 estão disponíveis comercialmente, e o restante estavam em estágio de protótipos ou próximas da produção.

Os diferentes tipos de válvulas podem ser divididos em dois grupos denominados de primeira e segunda geração. A primeira geração de válvulas, cujo funcionamento está baseado na diferença de pressão do sistema de *shunt*, que dividem-se em 4 tipos de acordo com o princípio de funcionamento: cone e esfera (13 válvulas), diafragma (mais de 35 válvulas), fenda proximal (24 válvulas) e fenda distal (30 válvulas). A segunda geração de válvulas, desenvolvidas para superar o problema da hiperdrenagem do líquido quando o usuário estiver na posição ereta, pode ser dividida em: válvulas ajustáveis, válvulas auto-reguláveis, válvulas anti-sifão e válvulas gravitacionais (estes dois últimos tipos controladas não somente por diferencial de pressão, mas também pela influência da gravidade conforme a posição do corpo).

A seguir, apresenta-se o comportamento de alguns tipos de válvulas comerciais de segunda geração e que são comumente empregadas pois apresentam vantagens quanto ao desempenho em relação às de primeira geração.

2.3.1 Válvulas Ajustáveis

A válvula ajustada, mostrada na Fig 2.3, em que a pressão de abertura da válvula é pré-determinada através do ajuste de um parafuso que tensiona uma mola, surgiu em 1969 e foi projetada por Kuffer & Strub.

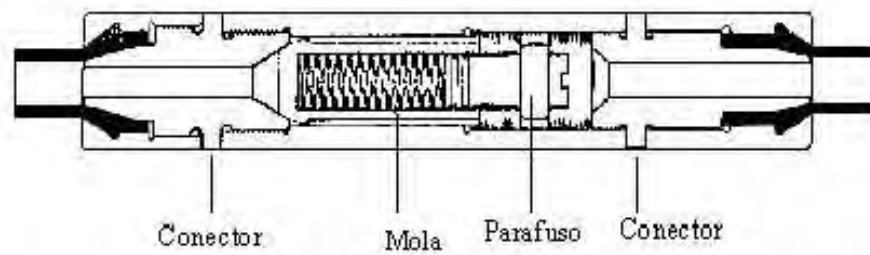


Fig. 2.3 – Válvula desenvolvida por Kuffer & Strub em 1969, ilustrada em Aschoff *et al.* (1999).

Esse tipo de válvula, embora usada por muitos anos, não dispunha de mecanismo anti-sifão, controlando somente a pressão de abertura consoante ao aumento da pressão intracraniana.

Recentemente, tem-se empregado as válvulas reguláveis tal como a válvula Hakim, ilustrada na Fig. 2.4. Por meio de um mecanismo de rubi esférico e um assento em rubi, produz-se uma válvula com extrema precisão para controlar a pressão do sistema de derivação. Por uma mola, precisamente calibrada, que pressiona a esfera de rubi, é determinada a pressão de abertura da válvula. A força exercida pelo fluxo de líquido mantém a esfera de rubi sempre girando, minimizando a possibilidade do acúmulo dos resíduos em suspensão no líquido. A área de passagem do líquido varia de acordo com a sua vazão, conforme a esfera de rubi se distancia, ou se aproxima do assento. Esse dispositivo encontra-se disponível em cinco bandas de pressão, desde a pressão extra-baixa até alta pressão e possui, na sua saída, uma válvula anti-refluxo, que não permite o retorno do fluido. Não apresenta dispositivo anti-sifão e o funcionamento é determinado pela pressão intraventricular:

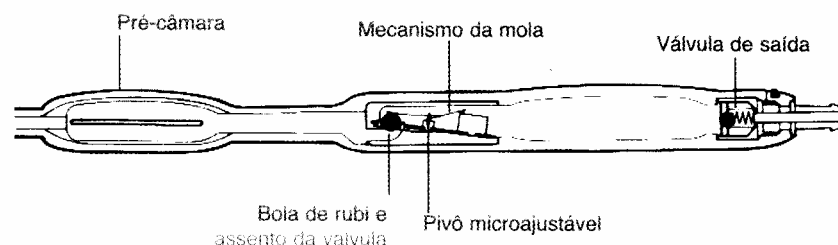


Fig. 2.4 – Válvula Hakim.

A válvula Codman-Medos, do mesmo fabricante da Válvula Hakim, possui característica análoga da Hakim, mas possibilita o ajuste mediante procedimentos não

invasivos, por meio de sinal eletromagnético seqüencial e codificado que ativa um servomotor, que regula o pivô microajustável e, conseqüentemente, a pressão de abertura da válvula. Após a programação, a pressão pode ser verificada por Raios-X. Possui, como grande vantagem, o ajuste da pressão de acordo com a necessidade do usuário e pode ser alterada quando for conveniente sem a realização de procedimentos cirúrgicos e troca de válvulas.

2.3.2 Válvulas Auto-reguláveis

Possuem mecanismos baseados no controle da resistência ao fluxo conforme a pressão diferencial do sistema. São muito difundidas pelo fato de serem auto-reguláveis, conforme a condição de produção de líquido e a posição do indivíduo.

A primeira válvula foi desenvolvida por Hakim e é chamada de Ball/Cone Valve, como indicada na Fig. 2.5. Possui condições de regulagem da pressão de abertura controlada por um sensor inserido abaixo do crânio, segundo a pressão intracranial, não dispondo de mecanismo que evite o sifonamento do fluido.

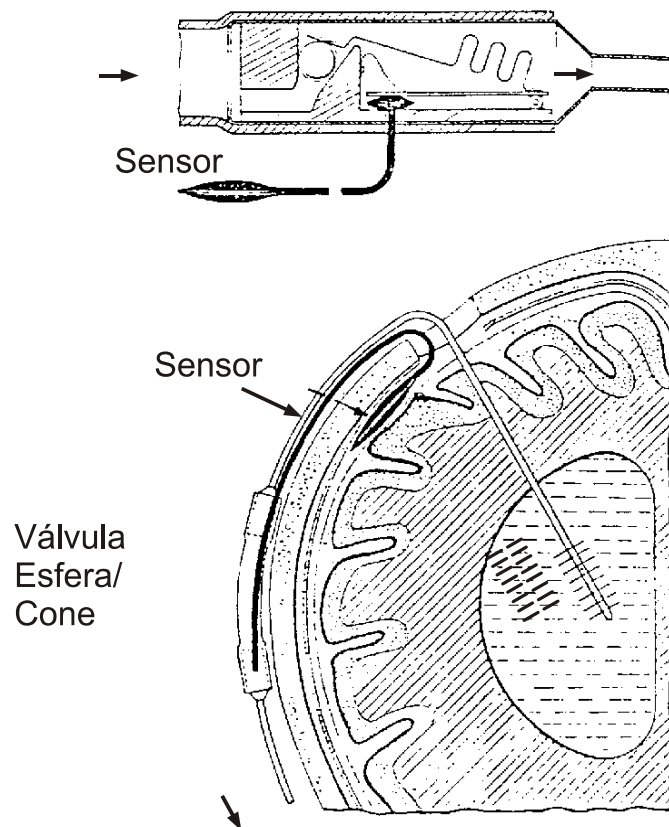


Fig. 2.5 – Válvula regulável Ball/Cone Valve, desenvolvida por Hakim e ilustrada por Aschoff *et al.* (1999).

A válvula auto-regulável Codis Orbis-Sigma, mostrada na Fig. 2.6, como o próprio nome indica, possui um dispositivo auto-regulável conforme a diferença de pressão entre a entrada e a saída imposta à válvula pelo organismo do usuário. No estágio I, a válvula permite a vazão de fluido em menor intensidade quando o sistema possui uma menor pressão intraventricular, em comparação com o estágio III, em que a válvula permite uma maior vazão impulsionada pelo acréscimo da pressão interventricular. O estágio II possui características de vazão intermediária em relação aos estágios I e III.

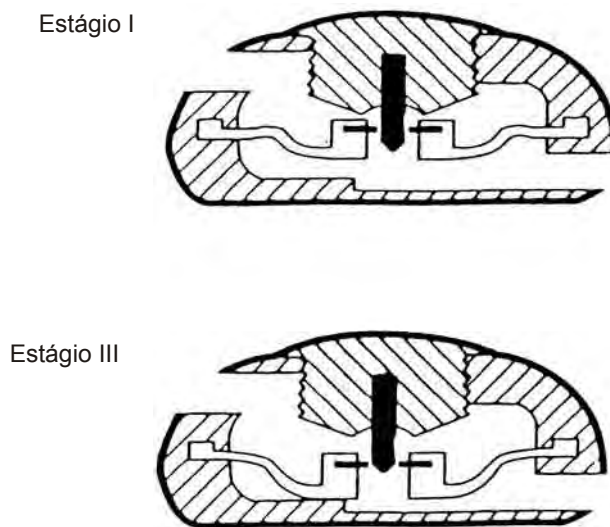


Fig. 2.6- Válvula Codis Orbi-Sigma, ilustrada por Aschoff *et al.* (1999).

A válvula Beverly Reverential, mostrada na Fig. 2.7, possui como mecanismo de funcionamento uma membrana conectada a uma haste. 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.

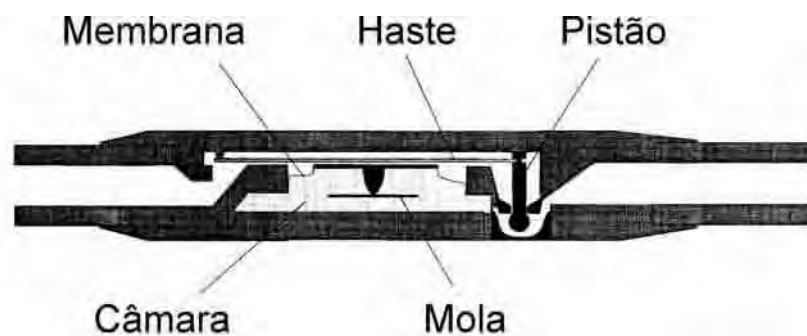


Fig. 2.7 – Válvula Beverly Reverential Valve, ilustrada por Drake & Sainte-Rose (1994).

2.3.3 Válvulas Anti-sifão

A válvula Delta, ilustrada na Fig. 2.8, possui mecanismo anti-sifão que opera conforme a diferença de pressão entre a entrada e saída da válvula. Quando o indivíduo estiver na posição horizontal, e a pressão intra-ventricular for suficiente para a abertura da membrana integrante da válvula, o líquido escoar, sendo direcionado para o peritônio do usuário e conduzido pelo cateter distal. No entanto, quando o indivíduo estiver na posição ereta, o próprio peso da coluna de fluido exercerá uma pressão negativa na saída da válvula, succionando a membrana, e fazendo com que o escoamento seja reduzido, evitando, assim, a ocorrência do sifonamento. Desse modo, a válvula anti-sifão deve administrar o escoamento, mantendo-o o mais constante possível, mesmo com o aumento do diferencial de pressão causada pela postura ereta do usuário. Válvulas neurológicas anti-sifão são, construtivamente, analisadas com base na proporção entre a área de entrada e área de saída, encontradas na câmara em que se localiza a membrana. A válvula Delta apresenta a proporção de 20:1 entre a área de entrada e área de saída.

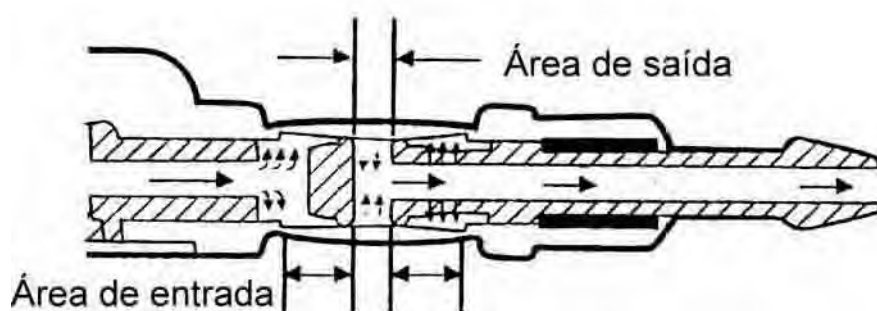


Fig. 2.8 – Válvula Delta Valve, ilustrada por Drake & Sainte-Rose (1994).

A válvula anti-sifão PS Medical possui o mesmo princípio de funcionamento da válvula anterior e está evidenciada na Fig. 2.9, demonstrando primeiramente a situação em que ocorre a drenagem e, logo após, a interrupção do escoamento sob as condições de diferenciais de pressão, ocasionada pela posição ereta do usuário. Permite, também, que o escoamento ocorra por duas vias (região superior e inferior do coletor de saída), trazendo como benefício uma maior segurança quanto à possibilidade de obstrução de uma das vias.

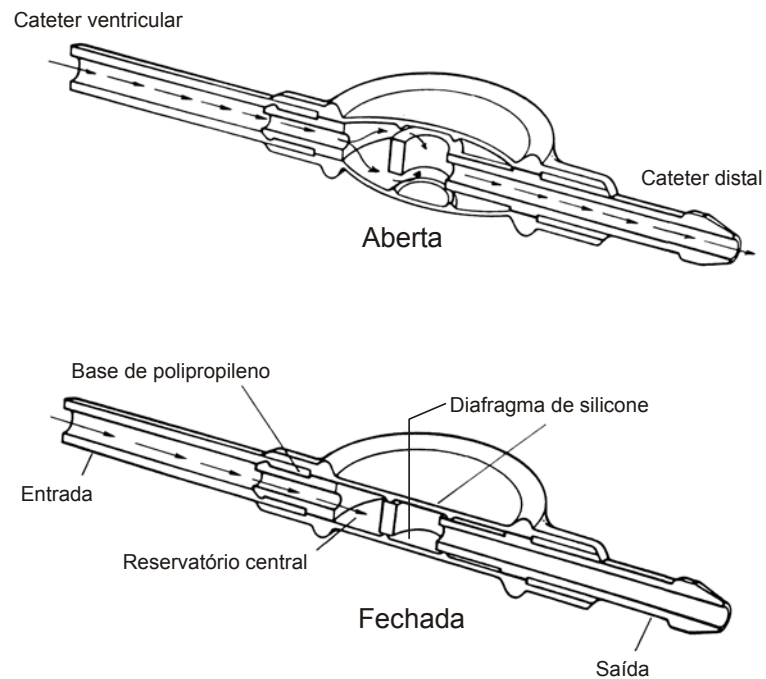


Fig. 2.9 – Válvula anti-sifão PS Medical, ilustrada por Horton & Pollay (1990).

A válvula anti-sifão Radionics, demonstrada na Fig. 2.10, possui funcionamento semelhante aos dispositivos anti-sifão apresentados anteriormente, mas, construtivamente, com uma única via para o escoamento do fluido. Apresenta uma proporção entre as áreas de entrada e saída de 26:1 e encontra-se normalmente aberta para não oferecer resistência ao escoamento, sobretudo quando o usuário encontra-se na posição horizontal.

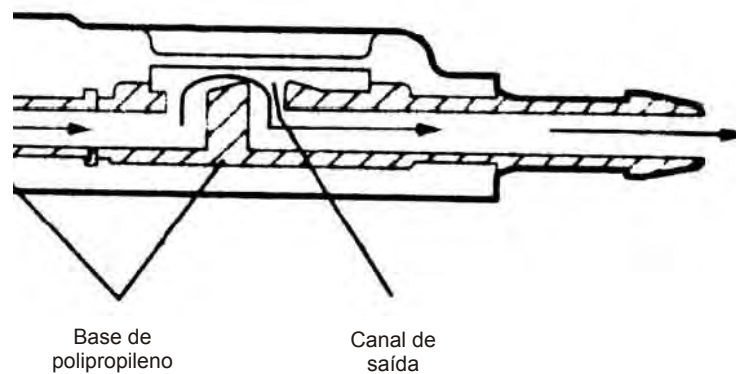


Fig. 2.10 – Válvula anti-sifão Radionics.

Sood *et al.* (1998) desenvolveram estudos relacionados a um mecanismo anti-sifão ajustável, recurso não disponível para os demais apresentados anteriormente. O modelo proposto, ilustrado na Fig. 2.11, foi baseado em um sistema com um tubo flexível de pequeno diâmetro, interposto entre os canais de entrada e saída do dispositivo, com a função de redução do escoamento pelo maior estreitamento do canal quando a pressão, na saída, adquire maiores valores negativos. A parte inferior da Fig. 2.11 demonstra o princípio que emprega, ao invés do tubo flexível (elástico), uma membrana flexível e um sistema ajustável por parafuso para controle do mecanismo e do efeito anti-sifão. O modelo apresentado diferenciou-se dos demais sistemas anti-sifão pelo motivo de permitir ajuste. Contudo, aparentemente, não há registro de comercialização, uma vez que apresentou problemas de obstrução em virtude do estreito canal para escoamento do fluido.

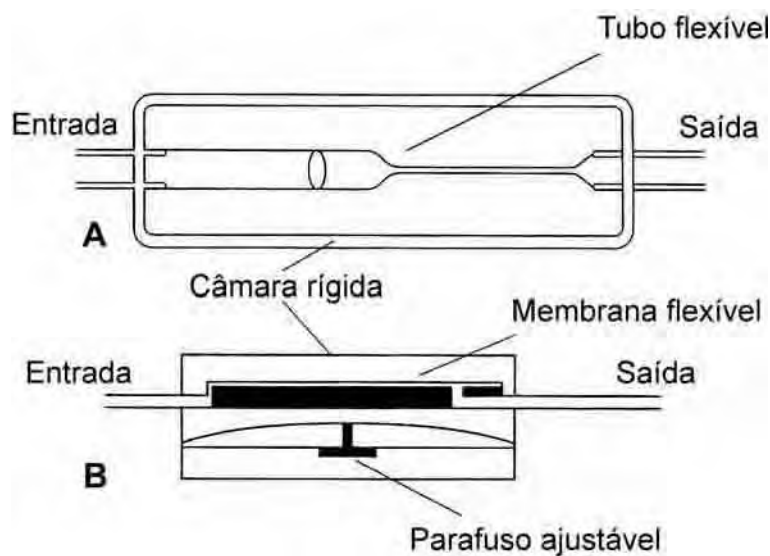


Fig. 2.11 – Representação de mecanismo anti-sifão.

2.3.4 Válvulas Gravitacionais

A válvula Cordis-Handim-Lumbar, indicada na Fig. 2.12, ao contrário das apresentadas anteriormente, é implantada na região lombar. Possui um sistema de abertura cuja pressão é imposta por mola, e o mecanismo anti-sifão é efetuado por esferas que, na posição ereta, permitem a passagem do fluido quando a pressão for suficiente para vencer a pressão de abertura da válvula e a força peso gerada pela massa das esferas. Na posição horizontal, o sistema permite a passagem do fluido.

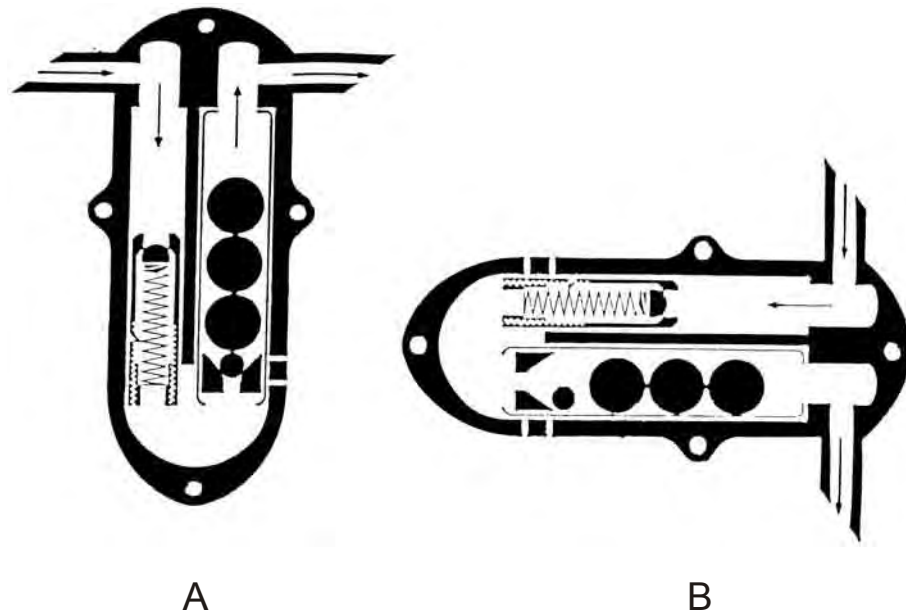


Fig. 2.12 – Válvula Cordis-Hakim-Lumbar, que na posição vertical é fechada pela gravidade e, na horizontal, encontra-se aberta; ilustrada por Aschoff *et al.*(1999).

A válvula Miethke ShuntAssistant, indicada na Fig. 2.13, abrange o princípio de anti-sifão semelhante ao indicado acima, não possuindo sistema direto que impõe a pressão de abertura da válvula. Também é implantada na região lombar.



Fig. 2.13 – Válvula Miethke ShuntAssistant, que, na posição vertical é fechada pelo efeito da gravidade e, na horizontal, encontra-se aberta; ilustrada por Aschoff *et al.* (1999).

A válvula Dual-Switch, evidenciada na Fig. 2.14, possui um sistema de funcionamento diferenciado conforme a posição do corpo, sendo a vazão controlada pelo deslocamento de uma membrana. Verificando a Fig. 2.14, (A) e (C) ilustram a válvula fechada nas posições

horizontal e vertical, respectivamente; (B) e (D) representam a válvula permitindo a drenagem do líquido após a pressão intracraniana superar a resistência da membrana, nas posições horizontal e vertical, respectivamente. O princípio de funcionamento da válvula em ambas posições é o mesmo, só que na posição vertical o fluido seguirá outro caminho em razão do bloqueio imposto na região posterior da válvula por uma esfera, para evitar a ocorrência da hiperdrenagem.

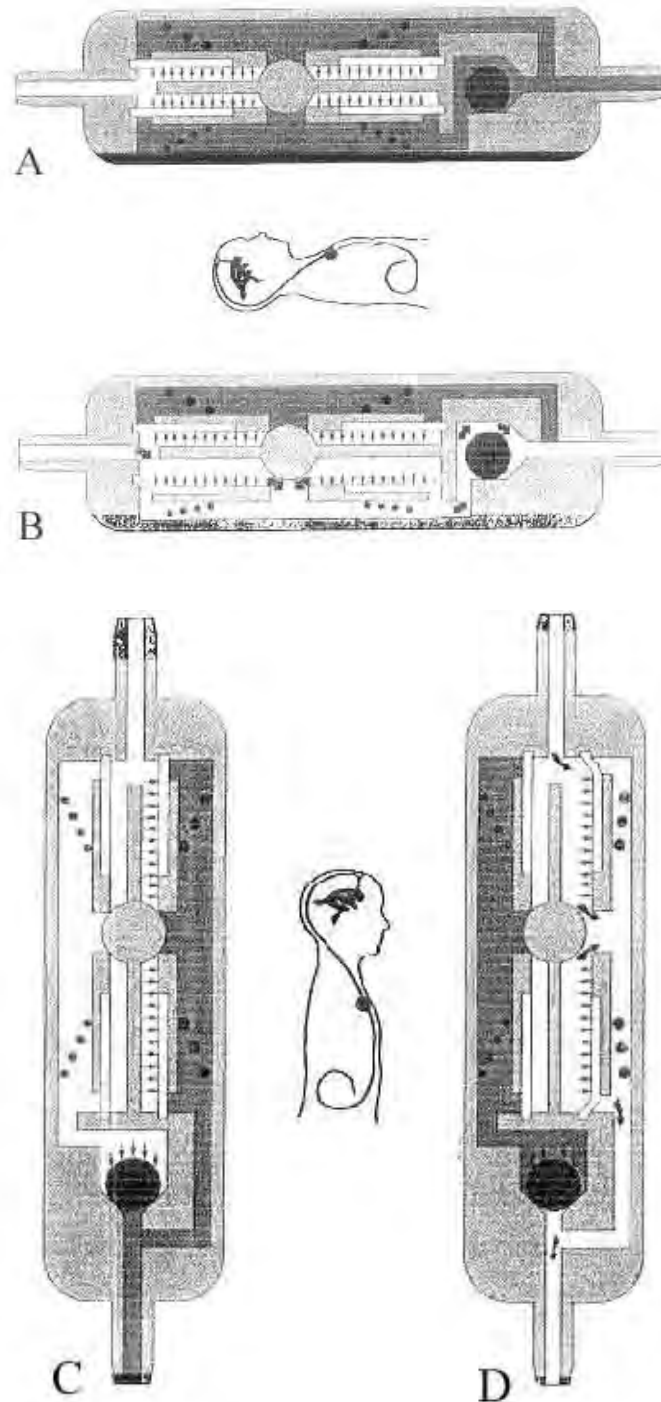


Fig. 2.14 – Válvula Dual-Switch; válvula ilustrada por Sprung *et al.* (1996).

2.4 Complicações

Por mais desenvolvidos e inertes que sejam os materiais utilizados para a fabricação dos sistemas valvulares, as complicações existem e são relativamente freqüentes, levando ao mal-funcionamento do *shunt*. Basicamente, existem três tipos de complicações: hipodrenagem, hiperdrenagem e infecção.

A hipodrenagem pode ser conceituada como uma condição em que o LCR não é removido em quantidade suficiente, e os sintomas de hidrocefalia retornam. As várias causas de hipodrenagem, que representam quase 2/3 de todas as causas mecânicas de complicações com válvulas. As causas mais comuns de hipodrenagem estão relacionadas na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Causas mais comuns de hipodrenagem.

Causas	Ocorrência Aproximada
Bloqueio do cateter proximal (ventricular)	30% das complicações
Bloqueio do cateter distal (peritoneal)	15% das complicações
Bloqueio na válvula	11% das complicações
Fratura de conexões	12% das complicações

No caso de hiperdrenagem, o sistema valvular permite que o LCR seja drenado mais rapidamente do que a sua geração, sendo potencialmente arriscado ao doente.

A terceira complicação diz respeito às infecções ocasionadas por bactérias cutâneas que colonizam os implantes e que, mesmo após a cirurgia, podem surgir, sendo, portanto, difíceis de se evitar. A literatura científica menciona percentuais de infecção de até 5%. Todavia, felizmente, as medidas de prevenção adotadas no momento estão diminuindo, de modo considerável, esses valores.

As complicações citadas também estão presentes em sistemas de drenagem externa, ocorrendo em menor intensidade devido a fatores de menor tempo de utilização durante o respectivo tratamento e de diâmetros de tubagem maiores, reduzindo riscos de obstrução. Mas, para que a mesma seja reduzida, devem ser adotados procedimentos de instalação e uso adequados.

DISPOSITIVOS EXPERIMENTAIS E BANCADA PROPOSTA PARA A REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS HIDRODINÂMICOS

Os sistemas de drenagem externa do líquido cefalorraquidiano são compostos de cateter ventricular, tubagem e bolsa de drenagem, cujo funcionamento é regido pelo princípio de vasos comunicantes.

Inicialmente, torna-se necessária a compreensão da funcionalidade desses sistemas na condição adequada de uso, como indicado na Fig. 3.1, na denominada situação 1, em que a extremidade da tubagem está sob a influência da pressão atmosférica e é posicionada a uma altura positiva (H^+) em relação ao ponto de referência do sistema, tomado como o ouvido do paciente. Essa altura H^+ é determinada pelo neurocirurgião e equivale à pressão intra-ventricular de equilíbrio, cujo sistema drenará apenas o excesso do líquido.

A situação 2 representa o uso inadequado do sistema de drenagem, em que a colocação da bolsa, em uma altura negativa (H^-) em relação ao ponto de referência, propicia a ocorrência do sifonamento do fluido e sérias conseqüências para o paciente.

Com base nos estudos realizados e apresentados nos Capítulos 1 e 2, foi possível a proposição de modelos de mecanismos anti-sifão para a caracterização dos mesmos junto a um sistema de drenagem externa por meio da realização de ensaios hidrodinâmicos.

Como principal característica dos mecanismos a ser estudada, destaca-se a capacidade de interrupção do escoamento, frente ao diferencial de pressão do sistema, entre a pressão intra-ventricular e a extremidade da tubagem, junto à bolsa de drenagem e sob influência da pressão atmosférica.

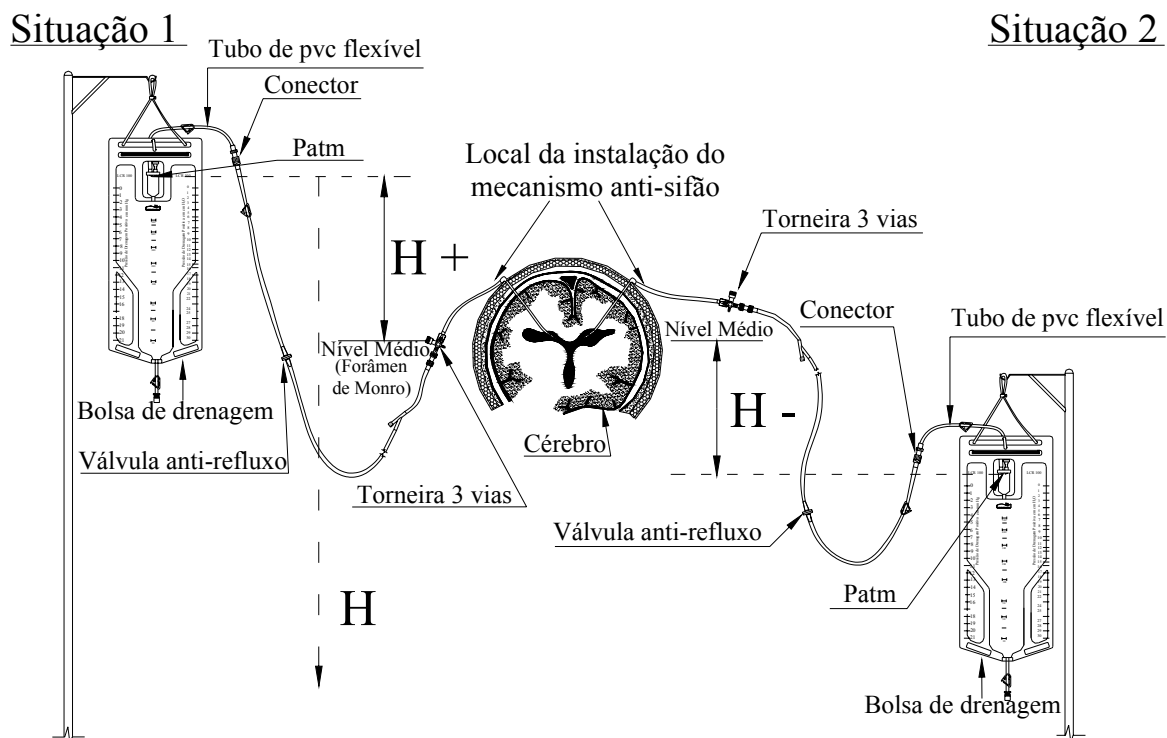


Fig. 3.1 – Sistema de drenagem externa de líquido cefalorraquidiano, ilustrado em situação correta de uso (situação 1) e incorreta de uso (situação 2).

Por tratar-se de modelos de mecanismos anti-sifão experimentais, tornou-se necessário o projeto e a fabricação de uma bancada hidrodinâmica, especificamente preparada para a realização dos ensaios. Esse aparato permite a simulação de diferentes pressões intra-ventriculares atuantes na entrada dos mecanismos anti-sifão. Também possibilita, experimentalmente, o abaixamento controlado da bolsa de drenagem e a obtenção de valores referentes à vazão do sistema ensaiado em relação ao valor da altura (H), indicada na Fig. 3.1, entre o ponto zero do sistema experimental (posicionado a uma altura $H+$ equivalente à pressão intra-ventricular simulada) e posições da bolsa de drenagem abaixo desse ponto.

3.1 Mecanismos Anti-sifão Propostos para a Pesquisa

Dentre os vários tipos de válvulas neurológicas estudadas, com seus respectivos princípios de funcionamento e complexidades construtivas, o presente trabalho enfatiza modelos de mecanismos que operam segundo o princípio de válvulas anti-sifão, porém adequadas às condições funcionais do sistema de drenagem externa.

A escolha dos mecanismos anti-sifão objetivou as facilidades construtivas e o menor custo de produção quando comparados com as demais válvulas neurológicas apresentadas no capítulo anterior. Em razão dos sistemas de drenagem externa serem empregados em tratamentos que requerem menores tempos em relação aos *shunts*, trata-se de materiais descartáveis, necessitando de componentes empregados que permitam custos reduzidos para a viabilidade comercial.

Os mecanismos anti-sifão propostos para o sistema de drenagem externa foram projetados para serem inseridos entre o cateter ventricular e a tubagem, estando, assim, em uma situação de uso em intervenção neurocirúrgica, sob influência da pressão intra-ventricular, na sua entrada, e da pressão hidrostática da tubagem, na sua saída.

3.1.1 Modelo de Mecanismo Anti-sifão Proposto para a Pesquisa

Para a caracterização do mecanismo anti-sifão a ser ensaiado, acoplado ao sistema de drenagem externa, propôs-se a sua fabricação, utilizando prototipagem rápida. As características externas do mecanismo anti-sifão estão ilustradas na Fig. 3.2. As Figs. 3.3 e 3.4 mostram o dispositivo em corte. O mecanismo é acoplado entre o cateter ventricular e a tubagem que direciona o fluido para a bolsa de drenagem. A entrada do dispositivo sofre influência da pressão intra-ventricular, e a saída encontra-se sob a influência da diferença de altura da coluna do fluido encontrado na tubagem e da pressão atmosférica na extremidade da tubagem.

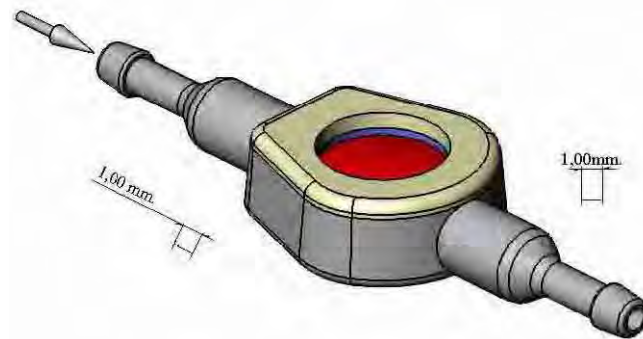


Fig. 3.2 – Características externas do mecanismo anti-sifão, construído por prototipagem rápida em resina.

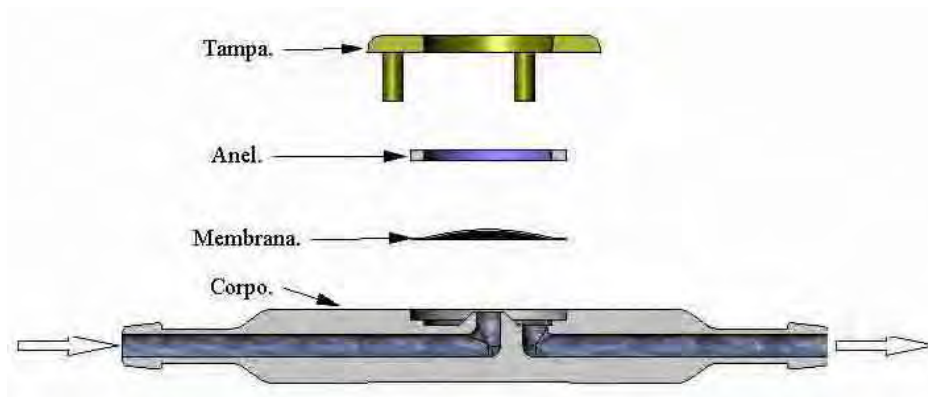


Fig. 3.3 – Vista explodida do mecanismo em corte.

O dispositivo é controlado por meio da deflexão de uma membrana de silicone com espessura de 0,127 mm (0.005 pol.), interposta entre o corpo do dispositivo e a tampa fixadora da membrana. O fluido utilizado para o ensaio hidrodinâmico foi água bi-destilada esterilizada.

O mecanismo anti-sifão funciona pelo seguinte princípio, estando o sistema preenchido de fluido:

– quando a pressão intra-ventricular exceder a pressão necessária para a elevação da membrana de silicone, o fluido escoar da entrada do dispositivo (sentido da esquerda para a direita), atravessando o tronco do cone central e preenchendo a câmara, que possui uma saída que direciona o fluido para a tubagem, conforme ilustrado na Fig. 3.4.



Fig. 3.4 – Representação do escoamento através do dispositivo.

– enquanto a diferença de pressão entre a entrada e a saída do mecanismo é positiva, o dispositivo permite a drenagem do fluido na razão, diretamente proporcional à diferença de pressão do sistema.

– quando o sistema hidrostático é alterado, de forma que a pressão na saída do mecanismo (devido ao gradiente hidrostático negativo gerado pela tubagem) seja maior do que a pressão na entrada do mecanismo acrescido da pressão necessária para o acionamento do sistema anti-sifão, a membrana é succionada. Essa flexão da membrana e, conseqüente, obstrução da secção de entrada do fluido, na porção central da câmara, interrompe o escoamento.

Depois do restabelecimento das condições adequadas de uso (diferencial de pressão positivo), o mecanismo permite a drenagem novamente.

3.1.2 Parâmetros a Serem Estudados Experimentalmente

Dentre os diversos fatores para o estudo do conjunto composto pelo mecanismo anti-sifão e o sistema de drenagem externa, este trabalho objetiva a determinação das alturas manométricas necessárias para que ocorra o acionamento da membrana, e, por conseguinte, a interrupção do escoamento em relação a diferentes pressões impostas na entrada dos dispositivos.

Portanto, para a caracterização do dispositivo anti-sifão e verificação de sua funcionalidade, são estudados os seguintes parâmetros: o diâmetro da membrana de silicone (D), o diâmetro de entrada e saída do mecanismo (d) e a diferença de altura entre a base da membrana e a parte superior do tronco de cone central (e), como indicado na Fig. 3.5.

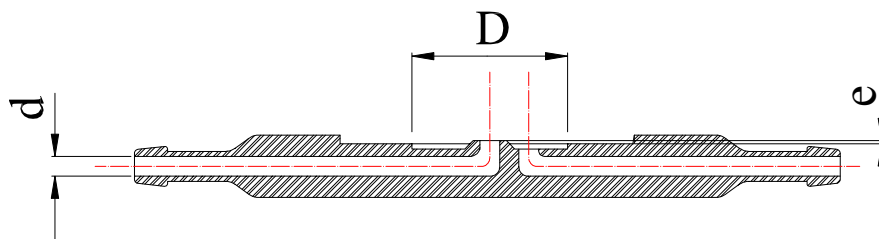


Fig. 3.5 – Corpo do mecanismo em corte, com indicações dos parâmetros de interesse.

Também são analisadas as formas de fixação da membrana de silicone mediante o uso de conjuntos de junta / tampa e anel / tampa, com a finalidade de sensibilização quanto à melhor forma de fixação da membrana, buscando facilidades de montagem e eficiência do conjunto.

3.1.3 Mecanismos Preparados para os Ensaio Hidrodinâmicos.

Para o estudo e a caracterização dos mecanismos anti-sifão empregados em sistemas de drenagem externa, focando as variáveis a serem analisadas e formas de fixação da membrana de silicone, foram propostos 11 mecanismos, ilustrados na Fig. 3.6 e dispostos em linhas e colunas para melhor visualização.

Ressalta-se que a denominação dos mecanismos (M1, M2,, M11) foram atribuídas conforme a idealização dos mesmos, e a espessura da membrana foi pré-definida com 0,127 mm (0,005 pol.).

Em sua construção, os mecanismos sugeridos possuem variáveis dimensionais para a comparação de resultados obtidos em ensaios hidrodinâmicos dos mesmos, sendo que, na Fig. 3.6, estão demonstradas as principais dimensões dos componentes.

Abaixo são apresentadas as características dos mecanismos anti-sifão:

→ M1 e M3: apontaram problemas durante o processo de montagem, o que impossibilitou o ensaio dos mesmos e, portanto, foram descartados.

→ M2 e M8: possuem o mesmo diâmetro da membrana (D), contendo variações na diferença de altura entre a base da membrana e a parte superior do tronco de cone central (e).

→ M4 e M8: têm o mesmo diâmetro da membrana (D) e a mesma altura (e), mas diferente sistema de fixação da membrana, sendo M4 por anel e M8 por junta. Embora o sistema de fixação não influencie a dinâmica do escoamento, auxiliam na determinação do modo de fixação da membrana, mais produtivo, num processo de montagem do conjunto.

→ M5, M6 e M11: contêm o mesmo diâmetro da membrana (D) e a mesma altura (e), mas diferente diâmetro de entrada e saída do fluido (d) e diferentes sistemas de fixação da membrana.

→ M7, M8, M9, M10 e M11: possuem o mesma altura (e), o mesmo diâmetro de entrada e saída do fluido (d), a mesma forma de fixação da membrana, mas diferentes diâmetros da membrana.

Com base no interrelacionamento das informações obtidas, nas simulações hidrodinâmicas dos mecanismos citados, caracterizam-se os desempenhos dos mesmos, acoplados a sistemas de drenagem externa de líquido.

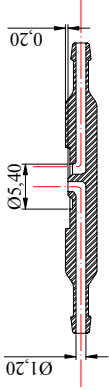
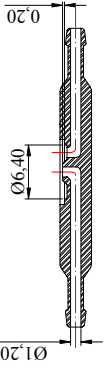
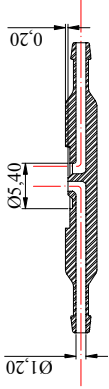
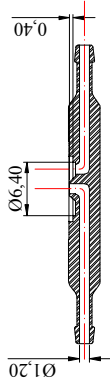
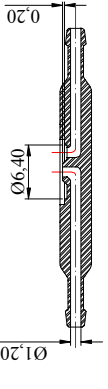
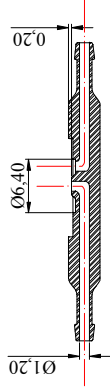


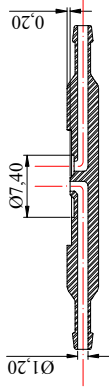


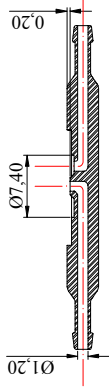


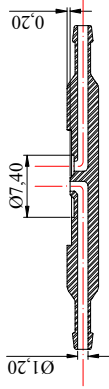
<p>Forma de fixação da membrana</p>	<p>Tampa vazada</p> <p>Anel</p>	<p>Tampa com fenda lateral</p> <p>Anel</p>	<p>Tampa vazada</p> <p>Junta</p>
<p>Diâmetro da Membrana</p> <p>Ø5,40mm.</p>	<p>M01</p> 	<p>M04</p> 	<p>M07</p> 
<p>Ø6,40mm.</p>	<p>M02</p> 	<p>M05</p> 	<p>M08</p> 
<p>Ø7,40mm.</p>	<p>M03</p> 	<p>M06</p> 	<p>M09</p> 
<p>Ø8,40mm.</p>	<p>M03</p> 	<p>M10</p> 	<p>M10</p> 
<p>Ø9,40mm.</p>	<p>M03</p> 	<p>M11</p> 	<p>M11</p> 

Fig. 3.6 - Características dos mecanismos em corte com dimensões das variáveis em estudo.

3.1.4 Verificação dos Componentes Fabricados por Prototipagem Rápida

Para a confecção dos protótipos, confeccionara-se os desenhos de todas as partes dos dispositivos, utilizando o CAD SolidWorks, versão 2005.

A obtenção de componentes foi possível através da aquisição de suas partes fabricadas pelo processo de prototipagem rápida, no exterior, e com precisão da ordem de $\pm 0,05$ mm.

Foram conferidas as principais dimensões dos componentes obtidos para a verificação das dimensões dos protótipos em relação às dimensões do projeto, empregando um projetor de perfil, do fabricante PRAZIS, Modelo PO300 V-C, com incremento de escala de 0,001 mm. Utilizando lente de aumento de 10 vezes do objeto real, verificou-se as dimensões (D) e (d), sendo que essa última variável foi mensurada na entrada, d_e , e na saída, d_s . Os valores encontrados são apresentados na Tabela 3.1.

Analisando os valores comparativos, verificam-se variações muito pequenas em relação às dimensões de projeto.

Confirmou-se a altura (e) dos componentes, utilizando lâminas com espessuras padronizadas e um microscópio D. F. VASCONCELOS, Modelo MC – A186, ajustado para ampliação de 25 vezes o objeto, aplicando método comparativo da altura (e). Portanto, constata-se que essas alturas, nos protótipos, correspondem às presentes nos respectivos projetos.

Tabela 3.1 – Valores comparativos das dimensões de projeto e finais dos dispositivos, sendo que D, d_e e d_s indicam valores de projeto, e D_m , d_{em} e d_{sm} valores finais.

Meca- nismos	D (mm)	D_m (mm)	D_m-D (mm)	d_e (mm)	d_{em} (mm)	$d_{em}-d_e$ (mm)	d_s (mm)	d_{sm} (mm)	$d_{sm}-d_s$ (mm)
02	6,400	6,130	-0,270	1,200	1,150	-0,050	1,200	0,965	-0,235
04	6,400	6,317	-0,083	1,200	1,186	-0,014	1,200	1,141	-0,059
05	9,400	9,504	0,104	2,400	2,452	0,052	2,400	2,373	-0,027
06	9,400	9,467	0,067	1,800	1,886	0,086	1,800	1,876	-0,076
07	5,400	5,374	-0,026	1,200	1,192	-0,008	1,200	1,009	-0,191
08	6,400	6,459	0,059	1,200	1,180	-0,020	1,200	1,230	0,030
09	7,400	7,434	0,034	1,200	1,164	-0,036	1,200	1,056	-0,144
10	8,400	8,456	0,056	1,200	1,253	0,053	1,200	1,211	0,011
11	9,400	9,474	0,074	1,200	1,286	0,086	1,200	1,242	0,042

3.1.4 Verificação da Membrana de Silicone

A membrana de silicone foi extraída de uma manta laminada de silicone para uso médico, com as dimensões 150 x 150 x 0,127 mm, sendo respectivamente, comprimento, largura e espessura. Inicialmente, verificou-se a homogeneidade superficial da manta utilizando o microscópio, constatando-se a ausência de falhas ou descontinuidades no material.

Também extraíram-se tiras longitudinais e transversais da manta, que, após devida fixação em um bloco padrão, permitiram a verificação da espessura em diversos pontos da manta empregando-se o projetor de perfil. Após a medição de 20 espessuras, obteve-se uma espessura média de 0,130 mm com desvio padrão de 0,003 mm.

Em vista disso, conclui-se que a membrana possui uniformidade, também, quanto à espessura ao longo da área da manta de silicone, fator importante, considerando que são extraídas diversas áreas circulares para aplicação nos diversos dispositivos.

3.2 Bancada Experimental Para a Realização dos Ensaios Hidrodinâmicos

Propõem-se, na literatura técnica, diferentes bancadas experimentais, enfocando a realização de ensaios apenas em válvulas neurológicas que compõe os *shunts* aplicados em sistema de drenagem interna. Convém ressaltar que, como subsídio para a especificação da bancada experimental usada neste trabalho, o estudo e compreensão das diferentes bancadas empregadas foram de grande relevância.

Registre-se, ainda, que foi necessário o projeto e a fabricação da bancada experimental para a realização dos ensaios hidrodinâmicos dos protótipos de mecanismos anti-sifão, acoplados a um sistema de drenagem externa.

Para a obtenção do comportamento dinâmico (transiente) do escoamento, aplicaram-se recursos automáticos para aquisição de dados e para o abaixamento da bolsa de drenagem de forma controlada. Nos estudos efetuados não se detectou a realização de ensaios em dispositivos integrantes dos *shunts* para a determinação do comportamento dinâmico do escoamento. As publicações demonstraram uma frequência de ensaios em regime permanente, em determinados pontos fixos, com diferenciais de pressão constante em cada experimento.

Apresenta-se, também, uma descrição com detalhes da bancada, possuindo um sistema de coleta de dados automatizado, mostrando o envelope operacional.

3.2.1 Revisão da Literatura Referente às Bancadas Experimentais de Testes

As bancadas experimentais que se acham na literatura consultada, geralmente enfocam a realização de ensaios em válvulas neurológicas que compõem os *shunts*. Entretanto, não se encontram ensaios de mecanismo anti-sifão acoplados ao sistema de drenagem externa. Os resultados dos ensaios obtidos empregando as bancadas estudadas são apresentados de forma diversificada.

Por exemplo Drake & Sainte-Rose (1994) citaram exemplos de bancadas experimentais empregadas para ensaios de desempenho dos *shunts*, como o indicado na Fig. 3.7 (a). A válvula é interposta entre um reservatório, que é responsável pela imposição de pressão na entrada (simulando pressões intra-ventriculares), e o fluido que escoar por intermédio da válvula é direcionado para outro reservatório, colocado sobre uma balança

eletrônica para registrar a massa e, por conseguinte, fornecer as informações sobre a vazão do sistema. A bancada representada na Fig. 3.7 (a), embora seja relativamente simples, requer cuidados especiais quanto ao conhecimento e manutenção do nível de fluido no reservatório A. O uso de recipientes com grande diâmetro, considerando as baixas vazões do sistema, garante, parcialmente, uma pequena variação do nível do reservatório A e, em vista disso, uma vazão próxima de constante. A Fig. 3.7 (b) mostra uma bancada semelhante à apresentada anteriormente, só que com obtenção dos valores mediante o uso de transdutores de pressão de alta sensibilidade, sendo necessária a presença de uma restrição entre os sensores. O tubo que direciona o fluido para o reservatório de coleta deve estar dentro do fluido coletado. Dessa forma, a vazão pode ser calculada aplicando as informações registradas pelos sensores de pressão. Na bancada apresentada na Fig. 3.7 (b), devem ser considerados os mesmos cuidados referentes à manutenção do nível constante no reservatório de suprimento do fluido de trabalho.

A Fig. 3.7 (c), ainda que utilize o mesmo princípio citado na Fig. 3.7 (b), dispensa o uso do reservatório gerador da pré-pressão, na válvula, e utiliza uma bomba de infusão para a determinação programada da vazão do sistema, possibilitando, assim, obter informações quanto à resistência da válvula ao escoamento por meio do diferencial de pressão registrado pelos transdutores de pressão.

Como se pôde notar, Drake & Sainte-Rose (1994) apresentaram diferentes sistemas simuladores de válvulas, variando, desde sistemas simplificados até sistemas de maiores custos, devido a necessidade de transdutores de pressão e bomba de infusão.

Sood *et al.* (1998) não apontaram detalhes da bancada de simulação utilizada, porém ensaiaram especificamente um dispositivo anti-sifão ajustável, citado no Capítulo 2 apresentaram os resultados das pressões de fechamento do mecanismo para alturas manométricas, após a saída do mesmo de -15, -30 e -45 cm de coluna de água, submetido a vazões de entrada de 10, 30 e 60 ml/h, respectivamente indicado, no gráfico da Fig. 3.8, pelos números 1, 2 e 3. Apresentou-se ainda, o comportamento da pressão na entrada da válvula para as citadas vazões e alturas manométricas.

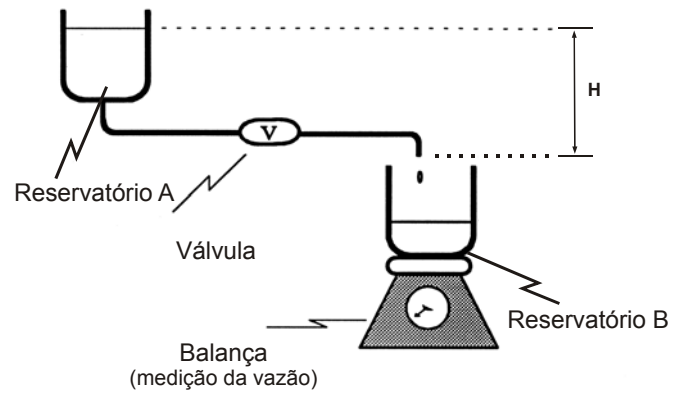


Fig. 3.7 (a) – Bancada utilizando uma balança para determinação da vazão.

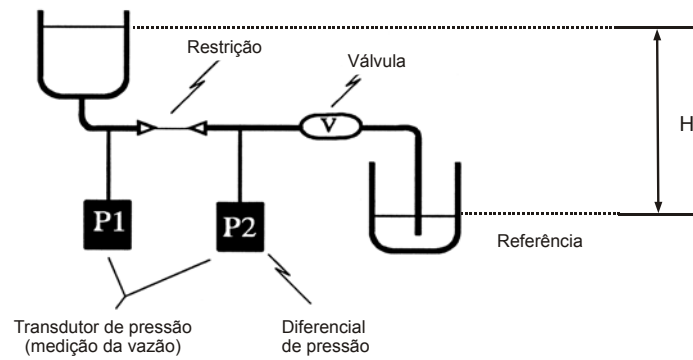


Fig. 3.7 (b) – Bancada utilizando transdutores de pressão.

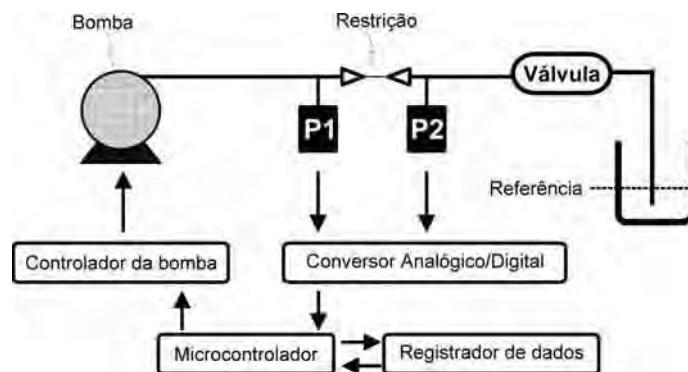


Fig 3.7 (c) – Bancada utilizando transdutores de pressão e bomba de infusão.

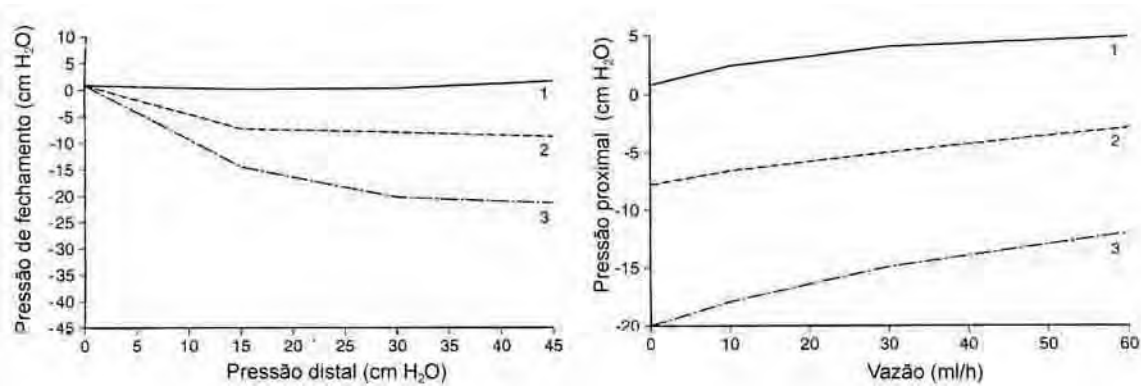


Fig. 3.8 – Resultados apresentados pelo dispositivo anti-sifão ajustável.

Horton & Pollay (1990) apresentaram o estudo do efeito anti-sifão no dispositivo fabricado pela PS Medical, indicado na Fig. 2.9. Utilizando uma bancada experimental semelhante à mostrada, na Fig. 3.7 (b), simularam o funcionamento da válvula, aplicando uma vazão de entrada de 2, 5, 10, 20, 30, 40 e 50 ml/h, com variação da altura da coluna de líquido, após a saída do dispositivo de -20, -40 e -60 cm.

A Fig. 3.9, mostra os resultados dos ensaios feitos por Horton & Pollay (1990) em um dispositivo anti-sifão do fabricante Heyer-Schulte (A), e um outro do fabricante PS Medical (B).

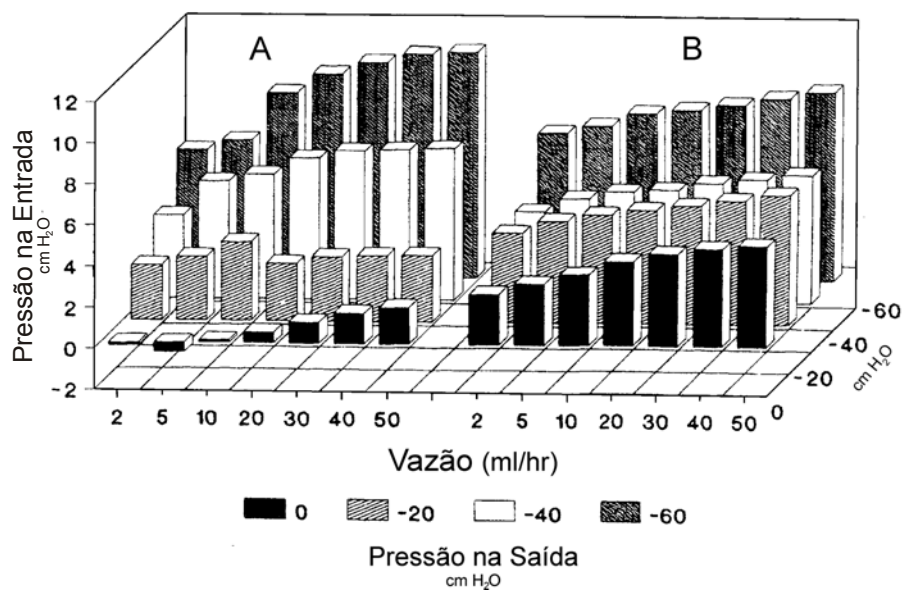


Fig. 3.9 – Representação dos resultados obtidos por Horton & Pollay (1990) através da simulação da válvula anti-sifão Ps Medical.

Horton & Pollay (1990) não descrevem detalhadamente os equipamentos utilizados em seus experimentos por. Contudo, dados interessantes foram apresentados quanto à comparação de diferentes tipos de válvulas neurológicas, com a presença de dispositivos anti-sifão, embora o dispositivo proporcionasse acréscimo na resistência da válvula variando entre 27% e 243%, conforme os dispositivos experimentados.

Kremer *et al.* (1994), da mesma forma, apresentaram comparação do desempenho de diferentes tipos de válvulas neurológicas mediante valores da vazão, em relação à distância entre a saída da válvula e a extremidade da tubagem usada. Aplicaram a seus estudos um intervalo de variação das extremidades da tubagem acoplada, após a saída das válvulas, de 0 a -70 cm, o que foi interessante para o estudo dos dispositivos propostos, destinados à drenagem externa (bolsa de drenagem), enquanto que Sood *et al.* (1998) e Horton & Pollay (1990) aplicaram valores variando de 0 a 60 cm. Ainda comentando sobre Kremer *et al.* (1994), as bancadas utilizadas para a determinação das resistências, pressões e comportamentos dos sistemas, aplicando pressões na entrada das válvulas de 10, 15 e 20 cm de coluna de água, foram apresentadas sem detalhamento. Os autores também apontaram resultados que puderam ser comparados com aqueles obtidos no presente trabalho. No entanto, convém esclarecer que as aplicações são diferentes. Por exemplo, enquanto as válvulas neurológicas devem controlar o fluxo em valores adequados à posição do usuário, o dispositivo anti-sifão deve interromper, por completo, o fluxo de acordo com a posição da bolsa de drenagem.

3.2.2 Bancada de Simulação Hidrodinâmica Proposta para o Presente Trabalho

Sugeriou-se para a realização dos ensaios hidrodinâmicos o emprego de uma bancada de teste, considerando um custo acessível e a geração de dados confiáveis para a construção de curvas de vazão do sistema hidrodinâmico, em relação à altura manométrica da tubagem, acoplada na saída dos mecanismos anti-sifão propostos. Baseado no esquema proposto na Fig 3.7(a) pelos autores Drake & Sainte Rose *et al.* (1994) e também utilizado por Kremer *et al.* (1994), aplicou-se o mesmo princípio, na presente pesquisa. Porém, com a balança posicionada sob o reservatório (A). O registro da massa total de fluido escoado em um determinado tempo de ensaio é automático. Do mesmo modo, melhorou-se o citado

reservatório de armazenagem de fluido para que esse permitisse a manutenção da pressão constante, mesmo com a drenagem do fluido presente internamente.

Para o atendimento do propósito desta pesquisa, construiu-se a bancada indicada na Fig. 3.10 (a) e ilustrada na Fig. 3.10 (b), possuindo 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) sob a influência da pressão atmosférica. Toda a quantidade de fluido depositada no recipiente (D) é drenada, posteriormente, pela saída situada na parte inferior do reservatório (E).

Para a determinação da vazão do sistema, utilizou-se uma balança digital com precisão de centésimos de grama (F), que envia os valores para um sistema de aquisição de dados (C). Sobre a balança, deve ser colocado um reservatório (G), conhecido como Frasco de Mariotte, ilustrado no Anexo A, capaz de manter o nível da pressão interna constante, mesmo com a drenagem do fluido. O reservatório deve ser hermetico. A presença de um tubo de vidro (K), inserido na tampa superior e em contato com a pressão atmosférica, permite a manutenção da pressão imposta, internamente, em um valor correspondente à altura entre a saída do recipiente (J) e a extremidade inferior do tubo de vidro. 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.

Por conseguinte, utilizando-se água bi-destilada esterilizada (I) como fluido de trabalho, e impondo diferenças de altura (H) entre a extremidade inferior do tubo de vidro e o recipiente de coleta, pode-se quantificar a relação da vazão em função da altura (H) para cada dispositivo anti-sifão experimental. Quando os mecanismos anti-sifão atuam, dentro dos intervalos da altura (H), verificam-se valores de vazão iguais a zero.

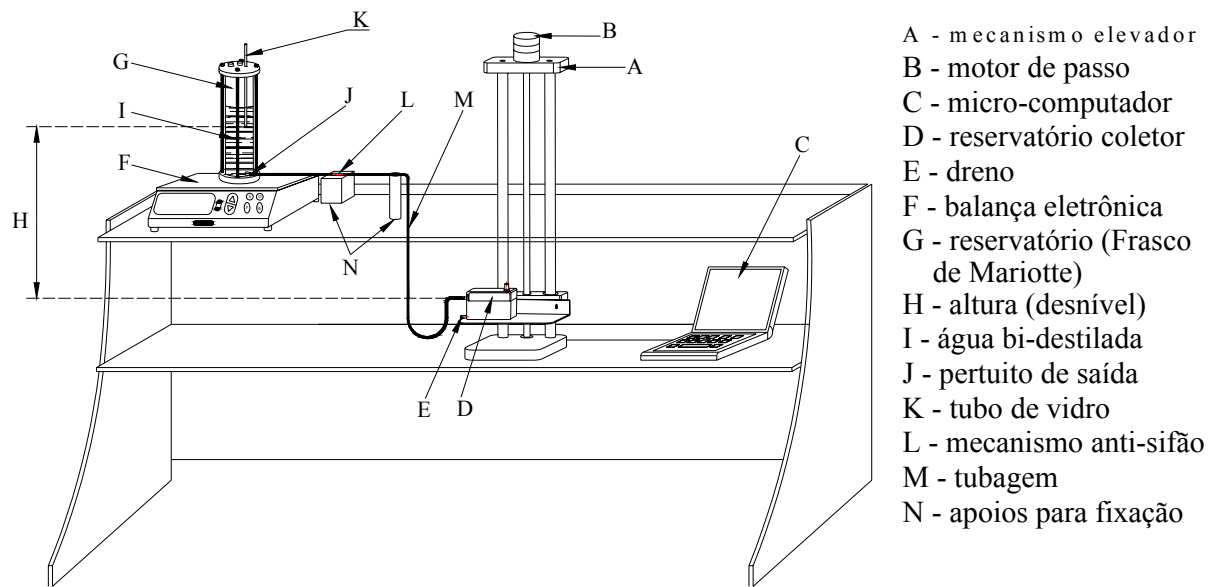


Fig. 3.10 (a) – Bancada para simulação hidrodinâmica.



Fig. 3.10 (b) – Ilustração da bancada de simulação hidrodinâmica.

Esse aparato experimental, juntamente com os resultados do envelope operacional de funcionamento definido para as finalidades propostas neste trabalho, foi publicado recentemente por Camilo *et al.* (2005).

Dentre os componentes que formam a bancada experimental, tratar-se-á dos principais equipamentos envolvidos, cujas características e primordiais considerações apresentam-se, a seguir, visando o atendimento dos procedimentos experimentais para a simulação hidrodinâmica.

3.2.2 Balança Eletrônica (F)

Esse equipamento é responsável pelo registro de massa do fluido que deixa o reservatório (Frasco de Mariotte) durante o escoamento, sendo imprescindível que apresente características, tais como: capacidade de emissão dos dados para um micro-computador, taxa de amostragem superior a 1 Hz, sensibilidade para pesagem de centésimos de gramas e excelente reprodutibilidade.

Para atendimento dos requisitos mencionados acima, adquiriu-se uma balança eletrônica, do fabricante MARTE BALANÇAS, modelo AS 2000, com saída serial RS 232C para comunicação direta com o computador. Na Tabela 3.2, apresentam-se as características do equipamento, que é ilustrado na Fig. A.1 do Anexo A.

Tabela 3.2 - características da balança eletrônica utilizada na pesquisa.

Característica	Modelo AS 2000
Carga máxima	2000 g
Sensibilidade	0,01 g
Reprodutibilidade	0,01 g
Campo de tara	2000 g
Temperatura ambiente	10 a 35°C
Dimensões do prato (mm)	202 x 156
Dimensões da balança CxLxA (mm)	292 x 210 x 70
Peso	4,0 Kg
Voltagem	110 – 220
Consumo típico	7 W
Interface	RS232C

3.2.3 Reservatório (G)

Considerando o princípio aplicado à bancada hidrodinâmica para que a vazão fosse mensurada e observando a necessidade de simulação de pressões intra-ventriculares constantes, usou-se um Frasco de Mariotte como reservatório do fluido, ilustrado na Fig. A.2 do Anexo A. Esse equipamento proporciona uma pressão constante e possibilita a imposição de determinadas pressões internas, variando-se a posição da extremidade do tubo de vidro inserido na tampa superior. O princípio de funcionamento e as características desse reservatório encontram-se no Anexo B.

3.2.4 Mecanismo para Deslocamento Linear Vertical (A)

No Anexo A, tem-se ilustrado, na Fig. A.3, o mecanismo para deslocamento linear vertical. Os detalhes construtivos e de projeto estão no Anexo C.

3.2.5 Tubagem

Embora hajam tubos flexíveis de diferentes diâmetros e componentes empregados em sistemas de drenagem externa, efetuaram-se os ensaios com tubagem fabricada pela VENTURA BIOMÉDICA, MOD LCR - 500, com as características indicadas na Fig. 3.11.

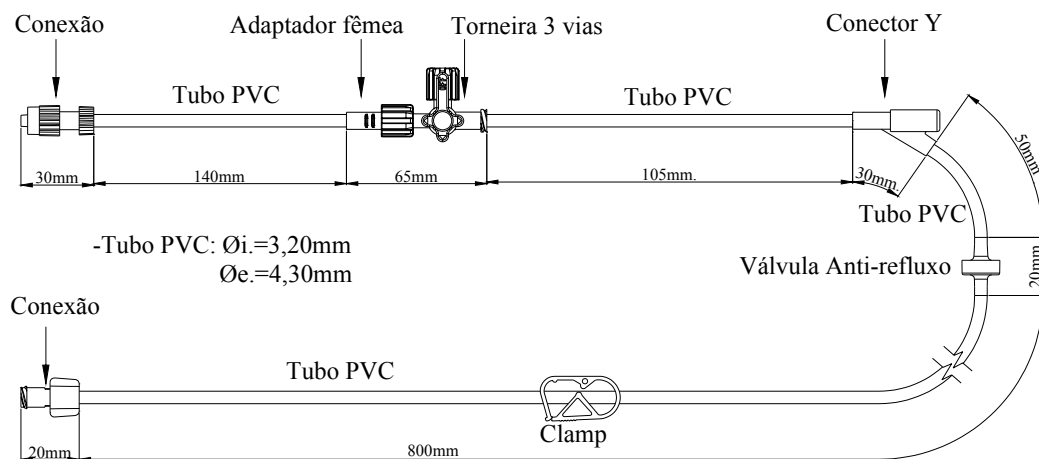


Fig. 3.11 – Detalhamento da tubagem utilizada.

Deve-se ressaltar que, empregou-se uma tubagem comercial, objetivando o ensaio hidrodinâmico dessa parte do sistema de drenagem externa. Caso sejam usados em intervenções cirúrgicas, os componentes, mencionados abaixo, possuem as seguintes funções:

a) torneira de 3 vias: aplicada à coleta de fluido para análise, monitoração da pressão intracraniana se acoplada a equipamento específico e infusão de medicamentos caso necessário;

b) conector Y: utilizado para retirada de líquido para análise;

c) válvula anti-refluxo: impede o retorno do líquido presente na tubagem para os ventrículos, quando condições hidrostáticas facilitarem esse sentido inverso de escoamento;

d) clamp: utilizado para interrupção do escoamento.

Esses componentes oferecem uma pequena resistência ao escoamento, gerando, conseqüentemente, perda de carga que será desprezada em razão do interesse primordial de caracterizar a funcionalidade dos mecanismos anti-sifão, usando a mesma tubagem.

CARACTERIZAÇÃO DA BANCADA PROPOSTA, METODOLOGIA E RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Neste trabalho, buscou-se a caracterização dos mecanismos anti-sifão propostos com base na análise dos valores obtidos na realização de ensaios hidrodinâmicos. A escolha das atividades experimentais deu-se sobretudo pelo fato de apresentar, fisicamente, o desempenho dos mecanismos acoplados em um sistema de drenagem externa.

Porém, previamente, é essencial a apresentação de resultados preliminares obtidos por meio da caracterização da bancada de teste. Efetuou-se um estudo do aparato experimental, objetivando a determinação de um envelope operacional. As variáveis tais como, tempo de respostas, taxa de amostragem e velocidade do mecanismo para deslocamento linear, foram avaliadas de forma a simular corretamente o dispositivo de drenagem externa.

Os procedimentos experimentais demonstram os critérios adotados para a simulação de diferentes pressões intra-ventriculares e definição de intervalo de alturas de abaixamento da bolsa de drenagem durante os ensaios. Ressalta-se que a bolsa de drenagem é representada pelo reservatório coletor na bancada de teste.

Da mesma forma, realizou-se uma análise sobre as fontes de erros experimentais para a determinação da confiabilidade do sistema proposto.

Nas literaturas pesquisadas não se identificaram trabalhos direcionados a dispositivos para prevenção da hiperdrenagem nesses tipos de drenagem; portanto, evidenciou-se a ausência de resultados comparativos já publicados, sejam por métodos analíticos, numéricos ou experimentais.

4.1 Caracterização da Bancada Proposta

Examinando a bancada experimental proposta para a realização das simulações hidrodinâmicas, é fundamental conhecer as características do escoamento, dos principais equipamentos utilizados e da interface do sistema para mensuração de grandezas envolvidas nos experimentos. Por conseguinte, torna-se necessário calcular o número de Reynolds e o tempo necessário para a estabilização do sistema após uma interferência imposta. Do mesmo modo, serão definidos parâmetros, tais como: taxa de transmissão de dados da balança para o computador, velocidade determinada para o deslocamento da plataforma do mecanismo elevador e procedimento para o cálculo da vazão do sistema mediante a conversão dos valores de massa em relação ao tempo. Para checar a confiabilidade da balança eletrônica que registra, automaticamente, a descarga de fluido presente no Reservatório (G), verificou-se a intensidade da histerese.

4.1.1 Características do Escoamento da Bancada

Os escoamentos nesses sistemas de drenagem são chamados de internos visto que ocorrem no interior dos tubos e, sem uma perda considerável de precisão, podem ser considerados unidimensionais e uma única coordenada torna-se suficiente para definir as propriedades do escoamento.

Levando-se em conta que nas condições de estudo dos mecanismos a vazão máxima é de 65 ml/min ou 3,9 l/h, e empregando a equação 4.1, originada da equação da continuidade, tem-se a vazão volumétrica (Q).

$$Q = S \cdot V \quad (4.1)$$

A vazão volumétrica (Q) refere-se ao volume escoado na unidade de tempo através da área da seção (S) normal do tubo. Tem-se, para uma tubagem com diâmetro interno de 3,2 mm, a velocidade média máxima (V_{\max}) do escoamento equivalente à:

$$V_{\max} = \frac{0,0039}{0,8042 \times 10^{-5}} = 485,0 \text{ m/h}$$

Sendo a água destilada o fluido empregado no sistema hidrodinâmico, tem-se escoamentos incompressíveis, pois as variações da densidade desse fluido são desprezíveis na temperatura e pressão ambiente.

Calculando-se o número de Reynolds através da equação 4.2:

$$\text{Re} = \frac{\rho \bar{V} D_i}{\mu} \quad (4.2)$$

onde ρ é a densidade do fluido, \bar{V} é a velocidade média do escoamento, D o diâmetro do tubo e μ a viscosidade dinâmica do fluido, aplicando valores de Fox & McDonald, (1988) tem-se que:

$$\text{Re} = \frac{997,0 \times 485,0 \times 0,0032}{0,0008 \times 3600} \approx 538$$

Sabe-se que, para valores de $\text{Re} < 2300$, o escoamento no interior de tubos de seção circular é classificado como laminar, ou seja, caracterizado pelo suave movimento do fluido em lâminas ou camadas.

A viscosidade e a densidade da água bi-destilada não apresentam variações consideráveis em relação à temperatura ambiente (aproximadamente 29,3°C) e a temperatura do corpo humano (37°C). Portanto, supôs-se desprezível a variação das propriedades físicas da água correspondentes às variações da temperatura ambiente ($\pm 2,9^\circ\text{C}$ considerando a probabilidade de 95%).

4.1.2 Estabilização do Sistema

Kajimoto *et al.* (2000) demonstraram, por meio de medições realizadas em seres humanos, que o tempo necessário para a estabilização das pressões intra-ventricular e intra-abdominal, quando submetidas à mudança da posição horizontal para a vertical, ocorreu em, aproximadamente, 30 segundos em ambas as pressões.

Estudando o sistema hidrodinâmico presente na bancada experimental, especificamente o reservatório simulador da pressão intra-ventricular, verificou-se o seu comportamento, quando aplicada uma interferência proposital, para o conhecimento do tempo necessário para a estabilização do sistema hidrodinâmico. O procedimento usado para

imposição da interferência foi efetuado por intermédio da introdução de 2 ml de água bi-destilada, injetada no reservatório hermeticamente fechado, utilizando uma bomba de infusão do fabricante FUNDAÇÃO ADIB JATENE, Modelo DIGIBOMB. A quantidade de fluido injetada provocou um aumento instantâneo na pressão interna do reservatório, sendo registrado, assim, um acréscimo da vazão do sistema. Logo após decorrido o tempo necessário para a drenagem do volume acrescido, o reservatório voltou a manter a pressão inicial e a mesma taxa de vazão anterior .

Verificou-se, então, que a bancada permite uma rápida estabilização do sistema hidrodinâmico, inclusive em relação à imposição de uma interferência.

Em vista disso, definiu-se o procedimento de manter o escoamento do sistema por 2 minutos, antes da coleta de dados de cada experimento, sendo esse tempo muito superior ao necessário para a estabilização do sistema hidrodinâmico.

4.1.3 Definição da Velocidade da Plataforma do Mecanismo para Deslocamento Linear Vertical

Na literatura pesquisada, os ensaios foram realizados utilizando-se a imposição dos diferenciais de pressão nos sistemas, em posições fixas e em determinadas alturas.

Neste trabalho, buscou-se a realização dos experimentos de maneira diferenciada, mediante a aquisição contínua de dados, frente às variações dinâmicas dos diferenciais de pressão, ocasionados pelo abaixamento controlado da bolsa de drenagem. Isso permitiu a redução dos tempos de experimentos de forma significativa. Contudo, geram questões quanto à velocidade a ser empregada no abaixamento da bolsa de drenagem de forma a corresponderem, efetivamente, aos resultados obtidos, quando comparados aos ensaios realizados em determinadas alturas fixas do desnível da bolsa para cada pressão intra-ventricular imposta.

Para confirmar a possibilidade da realização dos ensaios, dinamicamente, compararam-se resultados obtidos em ambas as situações (estática e dinâmica). Sabendo-se que o mecanismo para deslocamento linear vertical possibilita a programação de velocidades constantes, e utilizando a bancada com o mecanismo anti-sifão M11 (escolhido aleatoriamente) acoplado ao sistema, ensaiou-se três velocidades de abaixamento do reservatório coletor (que simula a bolsa de drenagem e está localizado na plataforma do

mecanismo de deslocamento linear). Foram utilizadas as velocidades $V1 = 0,72$ m/h, $V2 = 1,07$ m/h e, finalmente, $V3 = 2,10$ m/h, e, para cada velocidade, foram repetidos três vezes os ensaios (V1-A, V1-B, V1-C, V2-A,.....V3-C).

Os resultados experimentais obtidos para uma pressão na entrada do mecanismo fixada em 10 cm de coluna de água, são apresentados na Fig 4.1.

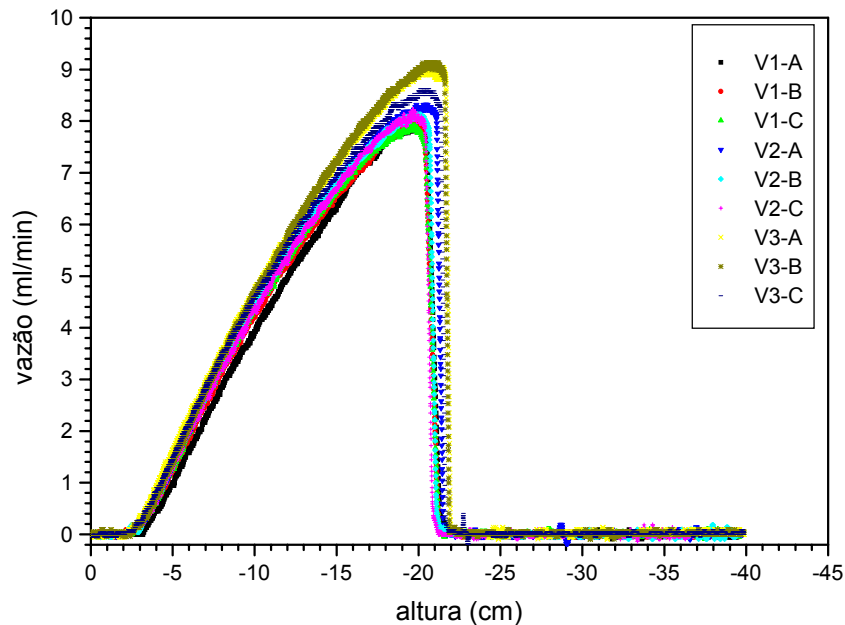


Fig.4.1 – Gráfico para a determinação da velocidade do mecanismo elevador e características de reprodutibilidade.

A seguir, o mesmo mecanismo foi ensaiado 10 vezes, em posições fixas nas alturas $H = -50$ mm, $H = -100$ mm e $H = -150$ mm, para a mesma pressão exercida na entrada do mecanismo (10 cm de coluna de água). Foi definido 2 minutos como intervalo de tempo, antes do início da coleta de cada ensaio (superior ao necessário para a estabilização do sistema), e o tempo de coleta de 3 minutos para cada experimento. Os resultados foram comparados com os outros obtidos nos ensaios dinâmicos, realizados, anteriormente, para as mesmas alturas H . Os resultados estão apresentados na Tabela 4.1 e ilustrados graficamente na Fig. 4.2, sendo que a velocidade de referência corresponde aos valores obtidos nos ensaios estáticos (com o mecanismo para deslocamento linear vertical parado nas alturas de -5 cm, -10 cm e -15 cm).

Tabela 4.1 – Valores experimentais para três diferentes velocidades de ensaio.

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

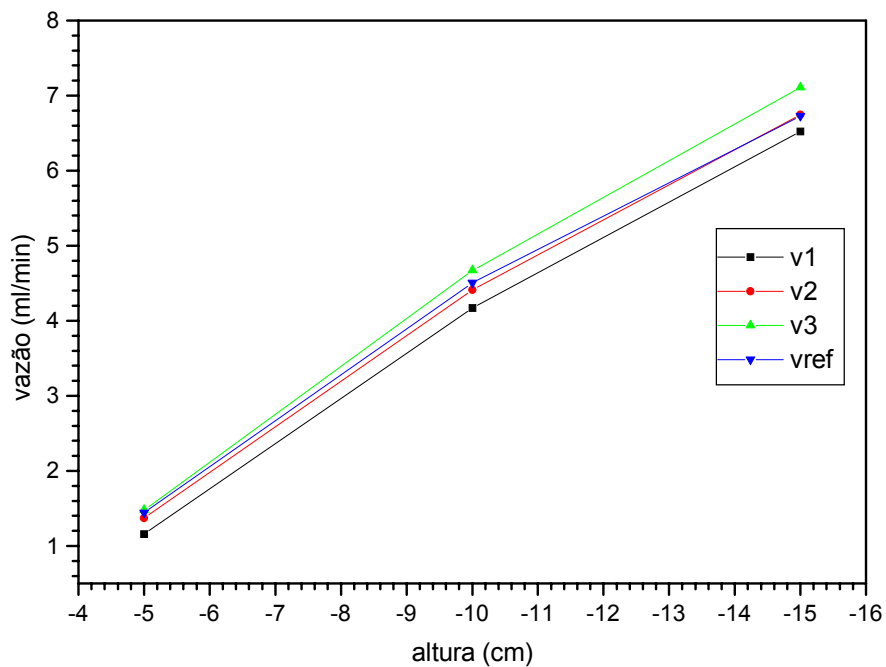


Fig. 4.2 – Valores experimentais obtidos, comparando três diferentes velocidades de ensaio (V1, V2 e V3) com um ensaio estático.

Analisando os resultados obtidos, concluiu-se que a velocidade de trabalho do equipamento de deslocamento linear (elevador) igual a $V_2 = 1,07$ m/h para a realização dos ensaios, permitiu resultados muito próximos dos valores da vazão, quando comparados com os valores obtidos com o equipamento de deslocamento linear, posicionado nas alturas pré-determinadas em $H = -50$ mm, $H = -100$ mm e $H = -150$ mm.

4.1.4 Reprodutibilidade dos Ensaios

Estudando os resultados obtidos por meio dos ensaios realizados no mecanismo anti-sifão M11 e descritos na seção anterior, verificou-se o comportamento do mesmo, que apresentou boa reprodutibilidade, analisando-se, graficamente, os resultados e os desvios padrões das vazões obtidas.

4.1.5 Definição da Taxa de Transmissão

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

4.1.6 Procedimento para o Cálculo da Vazão do Sistema

Valendo-se dos valores de massa registrados pela balança correlacionados com o tempo de ensaio, a uma taxa de 253 dados coletados a cada minuto, e considerando o valor da densidade da água bi-destilada igual a 1000 kg/m³, tem-se que cada grama registrada equivale a 1 ml de volume de fluido. Sendo a vazão média (Q_{med}) a quantidade de volume (ou massa [m]) por unidade de tempo, tem-se que:

$$Q_{med} = \frac{m_1 - m_2}{t_2 - t_1} \quad (4.3)$$

Na equação 4.3, tem-se $m_1 - m_2$ pelo motivo de que a balança registra a saída de fluido do reservatório sob a mesma. Portanto, a massa, no instante 2, será menor em relação a massa no instante 1 quando o sistema está drenando.

Sabe-se que pequenas variações no intervalo de tempo, aplicado às respectivas massas registradas, podem ocasionar grandes variações no cálculo da vazão. Assim, é necessário determinar qual o intervalo de tempo mais apropriado para os cálculos das vazões.

O mecanismo de deslocamento linear vertical produz uma velocidade constante de 1,073 m/h, isto é, 17,89 mm/min. Sendo a taxa de transmissão de 253 pontos por minuto, tem-se que, entre cada massa registrada pela balança e armazenada no micro-computador, o mecanismo para deslocamento vertical tem sua plataforma deslocada em 0,0707 mm. Portanto, para cada valor registrado de massa, será calculada a vazão média, considerando esse valor central em um determinado intervalo equivalente em milímetro deslocado linearmente. Na Tabela 4.2, para cada intervalo de deslocamento linear, apresenta-se uma quantidade de valores registrados necessários para a integração do intervalo.

Tabela 4.2 – Deslocamento linear vertical em função da amostragem da balança.

Δ (mm)	N. de pontos	Intervalo	Ponto médio
0,5	7	6	4
1,0	14	13	7
1,5	21	20	11
2,0	28	27	14
2,5	32	34	18
3,0	42	41	21
3,5	49	48	25
4,0	57	56	29
6,0	85	84	43
8,0	113	112	57
10,0	141	140	71

Utilizando os números de pontos indicados, na Tabela 4.2, para o cálculo da vazão, verificou-se que, para um intervalo linear de 4 mm, são necessários 57 registros de massa. Calculando a vazão média para cada ponto registrado que representa o valor central, considera-se como m_1 o valor do 28º registro anterior, e m_2 o valor do 28º registro posterior. Esse intervalo foi indicado por encontrar-se em uma condição de boa estabilidade verificada graficamente.

Portanto, o intervalo de tempo de t_2-t_1 foi encontrado, dividindo os 253 pontos registrados por minuto pelos 56 intervalos respectivos, obtendo-se, assim, o tempo em minutos referente ao intervalo em questão.

4.1.7 Procedimento para o Cálculo da Altura (H) do Sistema em Relação ao Tempo

Para a construção de parte dos gráficos, utilizou-se na abscissa, a indicação da altura (H) em relação à vazão encontrada, que se indicou na ordenada. A determinação da altura (H) foi realizada dividindo-se o percurso total efetuado pela plataforma do mecanismo de deslocamento linear vertical pelo tempo total do experimento, fornecendo, desse modo, o incremento entre cada ponto registrado, automaticamente, pelo sistema de aquisição de dados.

4.1.8 Verificação da Histerese da Balança

A balança eletrônica é o principal instrumento empregado na coleta de dados, registrando a quantidade de massa que escoou do reservatório. Assim, para o estudo da confiabilidade das informações obtidas, realizaram-se ensaios para verificação do desempenho da balança, quando submetida ao carregamento, e, depois, ao descarregamento de massas padrões. Foram realizados três ensaios de carregamento e descarregamento. Os dados obtidos estão registrados na Tabela 4.3 e apresentados, graficamente, na Fig. 4.3.

Tabela 4.3 – verificação experimental da histerese da balança eletrônica.

Massa (g)	Ensaio 1 (g)	Ensaio 2 (g)	Ensaio 3 (g)	Média (g)	Desvio padrão (g)
1000	998,85	998,85	998,93	998,877	0,046
1500	1498,66	1498,7	1498,68	1498,680	0,020
1550	1548,65	1548,67	1548,66	1548,660	0,010
1600	1598,63	1598,65	1598,66	1598,647	0,015
1650	1648,62	1648,63	1648,62	1648,623	0,006
1700	1698,7	1698,7	1698,7	1698,700	0,000
1750	1748,69	1748,69	1748,68	1748,687	0,006
1800	1798,69	1798,69	1798,68	1798,687	0,006
1750	1748,71	1748,7	1748,69	1748,700	0,010
1700	1698,73	1698,72	1698,72	1698,723	0,006
1650	1648,75	1648,65	1648,64	1648,680	0,061
1600	1598,67	1598,67	1598,66	1598,667	0,006
1550	1548,68	1548,68	1548,67	1548,677	0,006
1500	1498,71	1498,71	1498,7	1498,707	0,006

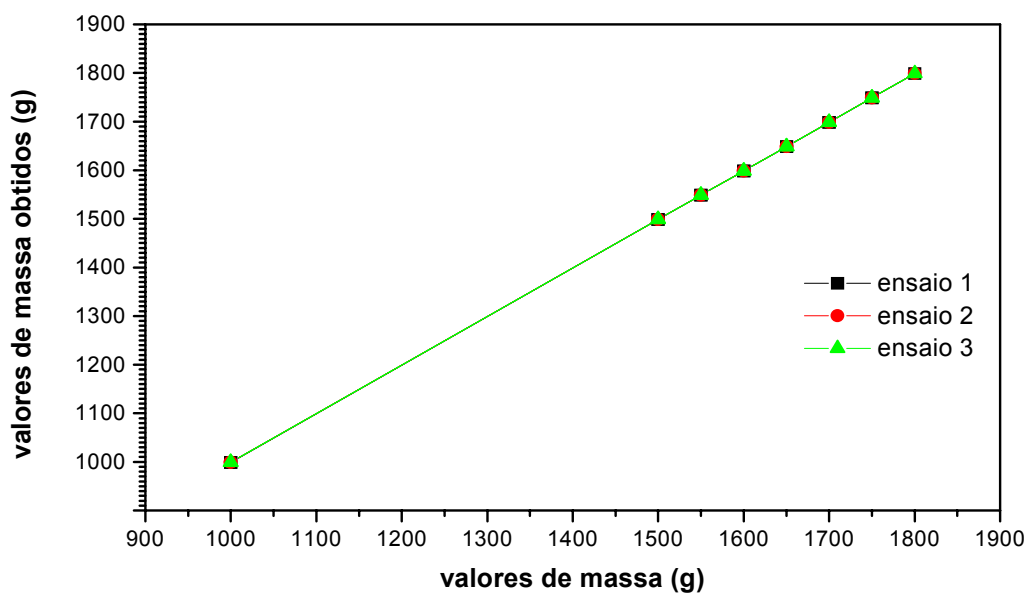


Fig. 4.3 – Gráfico para verificação da ocorrência de histerese na balança eletrônica.

Considerando o carregamento e o descarregamento, concluiu-se que a balança apresenta histerese desprezível.

4.2 Metodologia Experimental para Ensaio das Válvulas

Os mecanismos anti-sifão aqui propostos foram ensaiados com o fluido escoando no sentido indicado na Fig. 3.4, presente no Capítulo 3, doravante denominado sentido direto, ou o correto sentido de instalação da válvula. Com a finalidade de prever o funcionamento do mecanismo anti-sifão, quando equivocadamente instalado com o fluxo de líquido no sentido inverso ao sentido direto, uma parcela dos ensaios foi realizada com a válvula nessa configuração.

Os valores para a pressão intra-ventricular apresentados por Kajimoto *et al.* (2000) em adultos, na posição horizontal, variam entre 2,0 a 10,0 cm de coluna de água. Entretanto, Kremer *et al.* (1994) efetuaram experimentos em *shunts*, simulando pressões intra-ventriculares de 10,0, 15,0 e 20,0 cm de coluna de água. É importante assinalar que os valores de PIV de 5,0; 10,0; 15,0 e 20,0 cm de coluna de água, serão utilizados nos ensaios realizados neste trabalho. Desse modo, os valores de PIV adotados, obtidos experimentalmente com o abaixamento ou elevação do tubo de vidro presente no Frasco de Mariotte, abrangem uma faixa de trabalho que permite uma análise adequada.

Deve-se lembrar que a pressão intra-ventricular nos indivíduos adultos, quando esses deixam a posição horizontal, segundo Kajimoto *et al.* (2000), pode atingir um valor menor que a pressão da altura manométrica H (pressão relativa negativa). Nos experimentos realizados, os valores referentes à pressão relativa negativa devido a súbita elevação do paciente ou ao abaixamento da bolsa nesta situação, não serão simulados, pois os sistemas de drenagem, em questão, foram desenvolvidos para serem aplicados com o indivíduo, permanentemente, na posição horizontal.

Entretanto, caso ocorra uma súbita elevação do paciente, por exemplo, o mesmo deixa a posição horizontal e adquire a posição de sentado, o mecanismo anti-sifão, nesse caso, deve interromper o mais rapidamente possível o escoamento, por medida de segurança, para evitar uma possível hiperdrenagem. Assim, analisou-se novamente os valores médios da pressão intra-ventricular e da altura entre as extremidades do cateter distal integrante do *shunt*, apontados por Kajimoto *et al.* (2000) e indicados na Tabela 2.1. Caso ocorra uma mudança postural do paciente de deitado para sentado, no presente trabalho considerou-se que a altura, deve ser, elevada em torno de 15 cm, equivalente à distância entre a superfície do leito e a extremidade inferior do cateter distal, e o posicionamento da bolsa de drenagem fixada, ao lado do leito, em função da pressão intra-ventricular. Entretanto, torna-se evidente que se a

intensidade da pressão torna-se relativamente negativa, tal situação favorece, significativamente, a imediata interrupção do escoamento, não representando, portanto, a situação mais crítica para o estudo.

Portanto, para a caracterização do funcionamento dos mecanismos anti-sifão propostos, adotaram-se, nos ensaios realizados, diferenciais de pressões máximos equivalente ao abaixamento da bolsa de drenagem, de até 70 cm de altura H para os ensaios dos mecanismos M5, M6, M9, M10 e M11. Para os demais mecanismos, essa altura foi de, no máximo, 45 cm de coluna de água com relação à referência do sistema e denominada de altura manométrica.

Um estudo detalhado do comportamento dinâmico do escoamento, no interior da válvula, mostra, à primeira vista, a necessidade de uso de sofisticados equipamentos de medição. Contudo, o procedimento experimental adotado, nesta pesquisa, objetiva a obtenção dos valores de diferenciais de pressões necessários para a interrupção do fluxo, representados pela altura manométrica H.

Foram ensaiados os mecanismos anti-sifão M2, M4, M5, M6, M7, M8, M9, M10 e M11, visando a caracterização destes dispositivos com relação à diferença da altura manométrica necessárias para interrupção do escoamento e aos parâmetros utilizados na construção dos modelos e diferentes pressões presentes, na entrada dos mesmos, as quais simulam as diferentes pressões intra-ventriculares. A vazão obtida permite a comparação do desempenho dos diferentes sistemas hidrodinâmicos para cada situação experimental.

O aparato experimental foi montado, conforme ilustrado na Fig. 3.10 (a). Após o sistema estar completamente preenchido com o fluido de trabalho – água bi-distilada esterilizada – tomou-se a necessária precaução de uma cuidadosa verificação da ausência de bolhas em todo o interior do sistema.

Na Tabela 4.4 apresentam-se os valores dos parâmetros de ensaio da bancada experimental, que foram considerados constantes para todos os ensaios realizados.

Tabela 4.4 - Parâmetros de ensaio constantes.

Parâmetros da bancada	Valores
Frequência de amostragem	253 dados por minuto (4,22 Hz)
Velocidade do mecanismo para deslocamento linear vertical	$V_2 = 1,07$ m/h
Cálculo da vazão média para cada ponto coletado	Intervalo de 57 pontos - equivalente a uma amplitude $\pm 2,0$ mm de deslocamento vertical.

Na Tabela 4.5, por sua vez, apresentam-se as variáveis de trabalho para cada mecanismo ensaiado. Os ensaios foram conduzidos com a instalação da válvula nos dois sentidos do escoamento (no sentido direto e inverso). As diferentes pressões na saída do reservatório (Frasco de Mariotte) foram determinadas através do deslocamento do tubo de vidro presente neste equipamento, possibilitando a imposição de diferentes alturas entre a extremidade inferior do tubo de vidro e a saída do reservatório.

Tabela 4.5 – Valores das variáveis.

Pressão na saída do reservatório (Frasco de Mariotte)	Intervalo da altura manométrica	Mecanismos anti-sifão ensaiados
5 cm de coluna de H ₂ O	45 cm	todos
10 cm de coluna de H ₂ O	45 cm	todos
15 cm de coluna de H ₂ O	45 cm	todos
20 cm de coluna de H ₂ O	45 cm	M2, M4, M7, M8
20 cm de coluna de H ₂ O	70 cm	M5, M6, M9, M10 e M11

4.3 Resultados e Discussões

Os resultados obtidos neste trabalho encontram-se agrupados para facilitar a análise, conforme os parâmetros de estudo. A Fig. 4.4 apresenta os gráficos da vazão do sistema em função da altura H para os mecanismos anti-sifão M2, M4, M7 e M8 nas disposições de montagem direta e de fluxo inverso. A pressão PIV é alterada de 5, 10, 15 e 20 cm de coluna de água, respectivamente, para as Figuras 4.4 de (a) a (d), enquanto que a altura manométrica H ensaiada varia de até, no máximo, 45 cm de coluna de água. Os mecanismos M2, M4, M7 e M8 da Fig. 4.4 registraram, na faixa de pressões ensaiadas, um aumento contínuo da vazão em função da altura manométrica H. Em outras palavras, mesmo diante de um aumento de pressão manométrica H e conseqüentemente, da vazão, essas válvulas, em momento algum bloquearam a vazão. Portanto, vale enfatizar que do ponto de vista médico, os mecanismos M2, M4, M7 e M8, quer no modo direto ou inverso de operação, não atendem o requisito de bloqueio do escoamento para evitar a hiperdrenagem. Na faixa dos ensaios, esses mecanismos apresentam uma relação direta de aumento da vazão com o aumento da altura H.

O mecanismo M7 mostrou uma grande perda de carga, implicando em uma vazão sensivelmente inferior, para os mesmos diferenciais de pressão, em relação aos outros mecanismos que não apresentaram o bloqueio da válvula.

Quanto ao sentido do escoamento, observou-se que os mecanismos M2 e M7, operando no sentido direto e inverso, demonstraram variações mínimas de vazão para as mesmas condições de ensaio.

Os mecanismos M2 e M8 apenas diferem em relação à altura do tronco de cone central presente na câmara interna (0,4 e 0,2 mm, respectivamente). Para as mesmas condições de pressão diferencial, os ensaios realizados apresentam uma vazão do mecanismo M2 inferior à vazão do mecanismo M8. Provavelmente, a maior tensão imposta à membrana, o que implica em uma menor deformação, produz uma sensível redução da área para o escoamento do fluido, justificando a diminuição da vazão observada.

Por sua vez, os mecanismos M4 e M8 diferem-se somente quanto à forma de fixação da membrana. No mecanismo M4, a membrana foi fixada por um anel e no M8, por uma junta. Entretanto, no modo direto, o mecanismo M4 apresenta, para as mesmas condições de testes, em todos os ensaios realizados, uma vazão visivelmente menor. Acredita-se que essa ocorrência foi devido ao menor diâmetro de saída do mecanismo M4, em aproximadamente 0,09 mm com relação ao mecanismo M8, conforme conferência dimensional demonstrada na Tabela 3.1., ocasionando uma maior resistência ao escoamento.

Em ambos os casos de fixação da membrana, utilizando-se anel ou junta, não se observou quaisquer vazamento. Contudo, nitidamente, o emprego de um anel para fixação da membrana apresenta algumas vantagens, tais como, a montagem é executada mais facilmente e demanda menor tempo; ainda, o emprego da junta para a fixação da membrana necessita da efetuação de pré-furações na membrana para o encaixe posterior nos pinos presentes nesse elemento fixador.

Embora os mecanismos propostos M2, M4, M7 e M8 não demonstrem uma função definida como integrantes do sistema de drenagem externa de líquido cefalorraquidiano, dentro dos diferenciais de pressão ensaiados, ressalta-se que tais dispositivos, com pequenas alterações para a diminuição da vazão, podem ser empregados com outras utilizações como por exemplo junto aos *shunts* para a administração do escoamento e prevenção da hiperdrenagem do líquido.

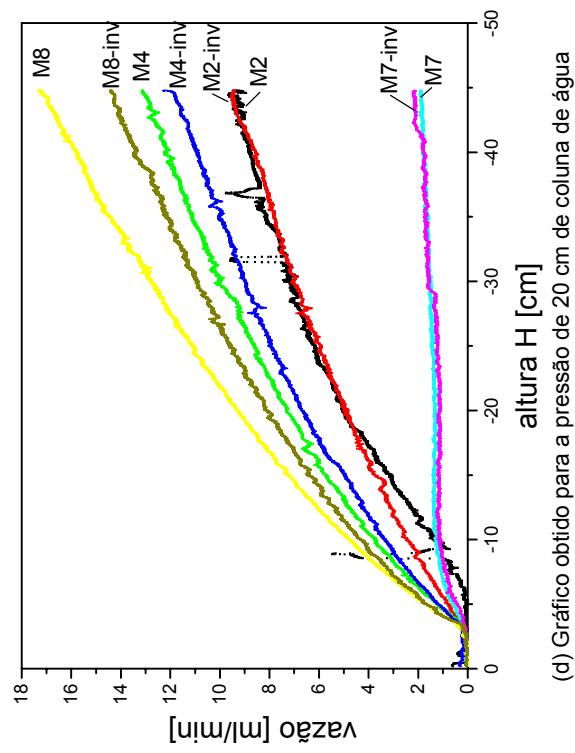
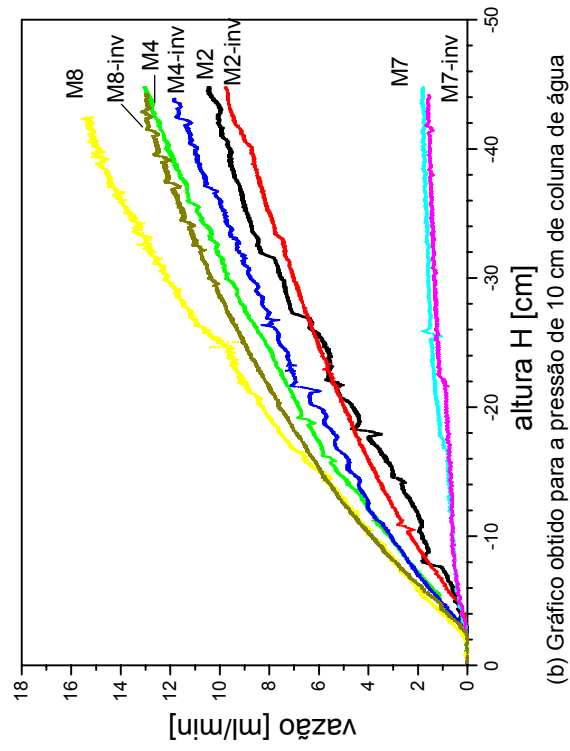
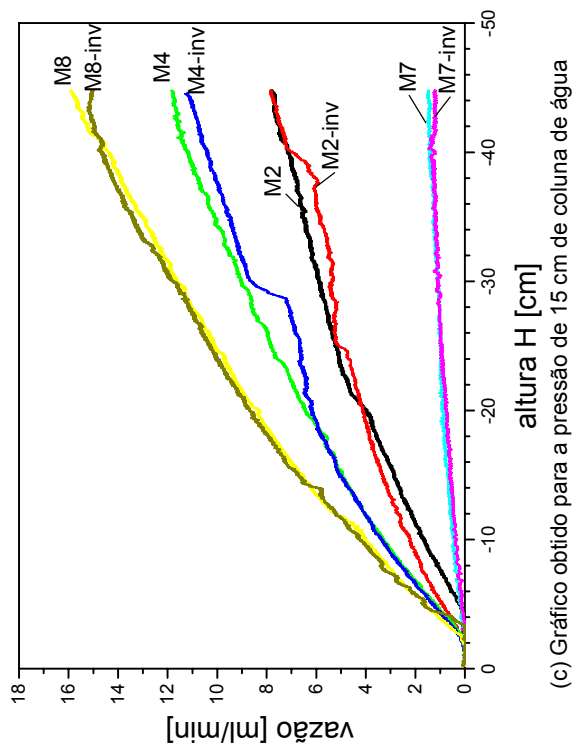
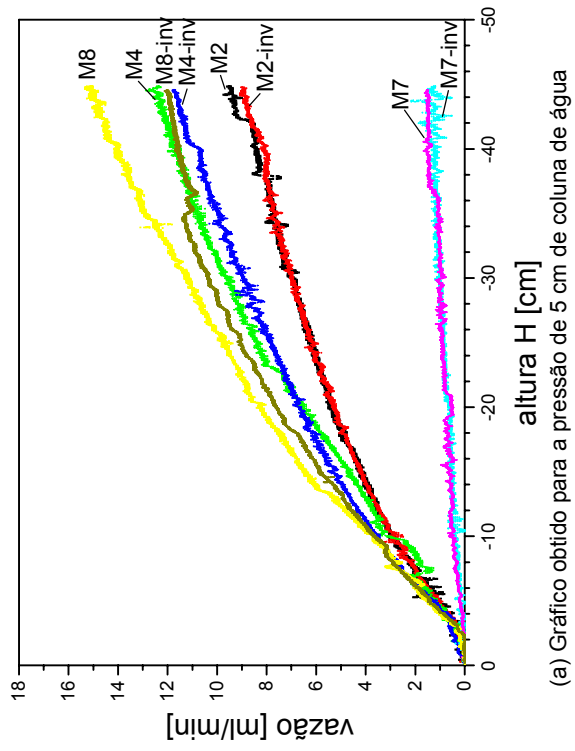


Fig. 4.4 – Resultados obtidos dos ensaios hidrodinâmicos dos mecanismos anti-sifão M2, M4, M7 e M8.

Quanto aos demais mecanismos, M5, M6, M9, M10 e M11, todos, de forma plenamente satisfatória, em algum ponto da altura H, bloquearam completamente a vazão. Os resultados dos ensaios desses mecanismos, mostrando a vazão medida em função da altura manométrica H para diferentes valores de pressão PIV, são apresentados nas Figuras 4.5 e 4.6, com o modo de instalação permitindo o fluxo direto e inverso. Os mecanismos M9, M10 e M11 são mostrados, na Fig. 4.5 e os mecanismos M5 e M6, na Fig. 4.6. A divisão em dois grupos para a apresentação dos resultados deve-se, exclusivamente, aos critérios de projeto.

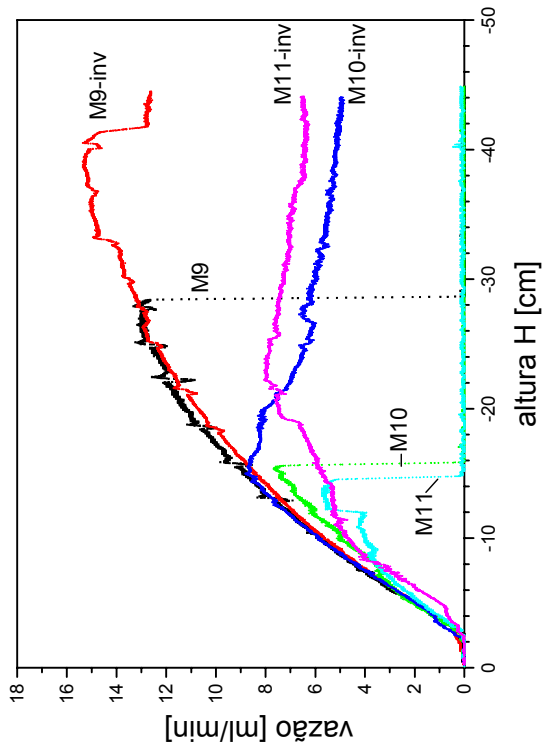
Assim sendo, a Fig. 4.5 mostra os resultados dos mecanismos M9, M10 e M11, para diferentes pressões impostas na entrada do mecanismo. O parâmetro de projeto variável desses mecanismos é o diâmetro da membrana utilizada (7,4; 8,4 e 9,4 mm, respectivamente). Os demais parâmetros do projeto foram mantidos inalterados, como o diâmetro interno de entrada (1,2 mm), o diâmetro interno de saída (1,2 mm) e a altura do tronco do cone (0,2 mm).

Observa-se, no modo direto de operação, que para as pressões impostas na entrada do mecanismo de 5, 10, 15 e 20 cm de coluna de água, Fig. 4.5 (a até d), respectivamente, um aumento da vazão diretamente proporcional ao aumento da altura H, até o instante da operação da válvula. Após a atuação da válvula, mesmo com um aumento da pressão referente à altura manométrica H, a vazão permanece, praticamente, nula. Entretanto, para o caso do mecanismo M10, aparentemente, o fechamento da válvula não ocorreu completamente para a condição da Fig. 4.5(d), porém, com o aumento da altura H, o fluxo para essa situação praticamente tornou-se nulo.

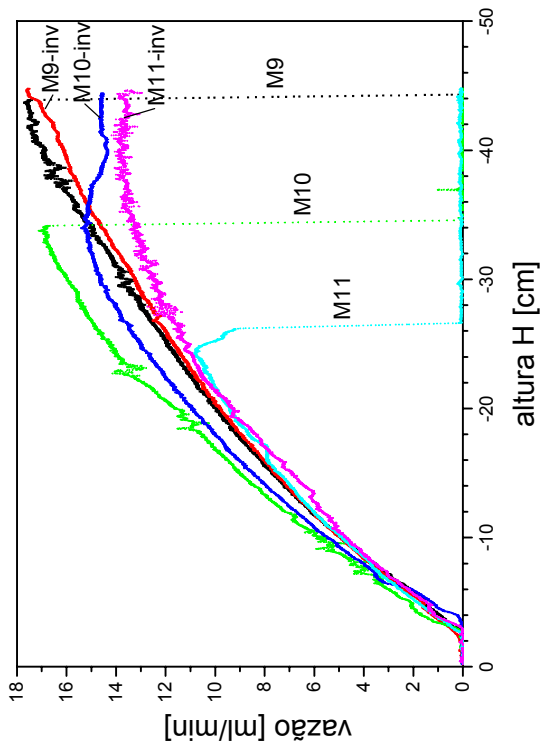
No modo inverso de operação, as válvulas M9, M10 e M11 não apresentaram a atuação do mecanismo; em outras palavras, não foi observado o bloqueio do escoamento. Assim, uma montagem inadequada da válvula tal como na sua operação no modo inverso, resulta na inutilidade funcional do mecanismo.

Nessas condições de ensaio, antes da ocorrência do fechamento da válvula, os mecanismos M9, M10 e M11 não apresentaram uma significativa diferença de vazão para as mesmas pressões ensaiadas.

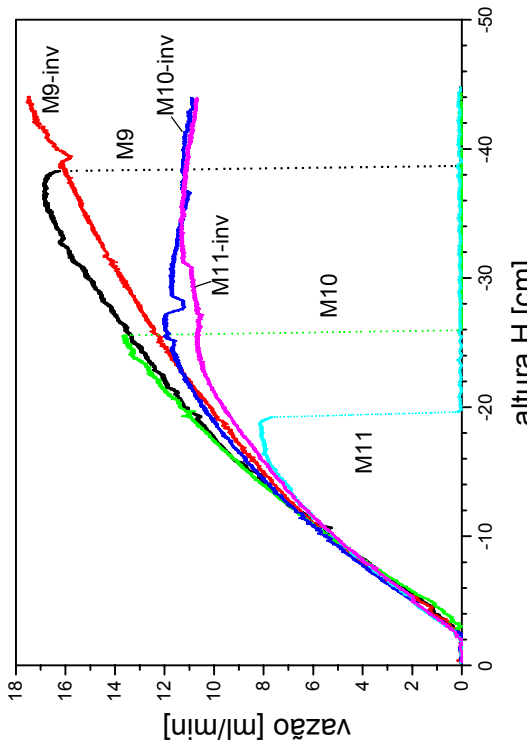
O diâmetro da membrana apresenta-se inversamente proporcional à diferença de altura hidráulica H necessária para a interrupção do escoamento, na mesma condição de pressão, imposta na entrada dos mecanismos. Ao analisar cada mecanismo separadamente, constatou-se que a diferença de altura hidráulica para a interrupção do escoamento foi diretamente proporcional às pressões impostas na entrada dos mecanismos.



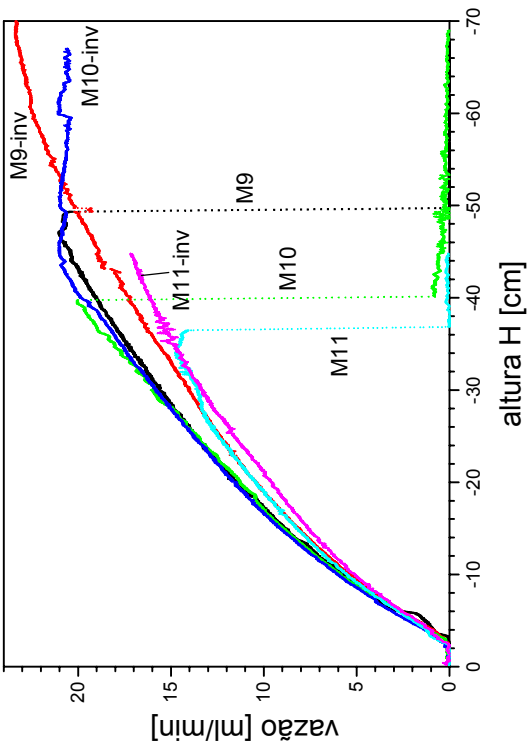
(a) Gráfico obtido para a pressão de 5 cm de coluna de água



(c) Gráfico obtido para a pressão de 15 cm de coluna de água



(b) Gráfico obtido para a pressão de 10 cm de coluna de água



(d) Gráfico obtido para a pressão de 20 cm de coluna de água

Fig. 4.5 – Resultados obtidos dos ensaios hidrodinâmicos dos mecanismos anti-sifão M9, M10 e M11.

Enfim, verifica-se que os mecanismos M9, M10 e M11, cujos resultados dos ensaios são mostrados na Fig. 4.5 apresentaram um desempenho de vazão em função do diferencial de pressão total plenamente satisfatório, quando acoplados ao sistema de drenagem externa e instalados na posição convencionada, definida como direta.

Os resultados do terceiro grupo de mecanismos ensaiados, os mecanismos M5, M6 e M11 são mostrados na Fig. 4.6, para pressões impostas na entrada de 5, 10, 15 e 20 cm de coluna de água. Esses mecanismos possuem, exatamente, o mesmo diâmetro da membrana e a mesma altura do tronco do cone. A diferença entre os mecanismos M5, M6 e M11 refere-se, exclusivamente, aos diâmetros internos de entrada e saída. Tais diferenças são expressas na Tabela 4.6.

Tabela 4.6 - Diferenças construtivas dos mecanismos M5, M6 e M11.

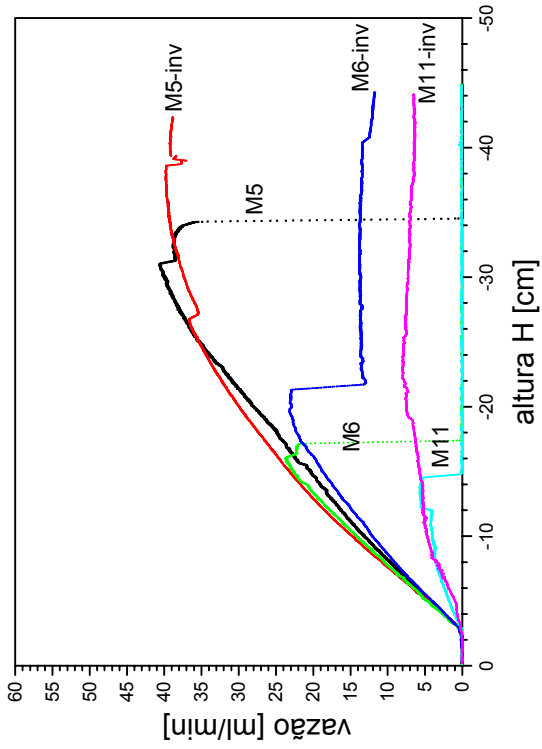
Mecanismo	Diâmetro interno entrada (mm)	Diâmetro interno saída (mm)
M5	2,4	2,4
M6	1,8	1,8
M11	1,2	1,2

Esses mecanismos, como os anteriores ensaiados, apresentaram seu desempenho funcional da vazão em função da altura H, substancialmente diferenciado quando ensaiados com o escoamento nos dois sentidos possíveis. No entanto, no sentido inverso de operação, a membrana do mecanismo não se movimentava para vedação, e o fluxo não é retido.

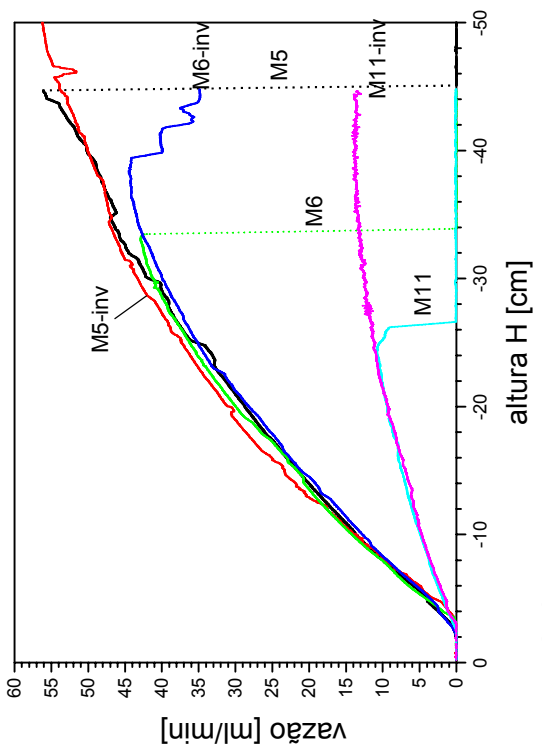
Os mecanismos M5 e M6 apresentaram vazões sensivelmente superiores em relação aos mecanismos M9, M10 e M11. Isso ocorreu porque os dutos internos dos mesmos possuem maiores diâmetros, ou melhor, 1,8 e 2,4 mm.

Não se observaram diferenças consideráveis de vazões para as mesmas condições de pressão, antes da interrupção do fluxo, quando o escoamento ocorreu na posição direta.

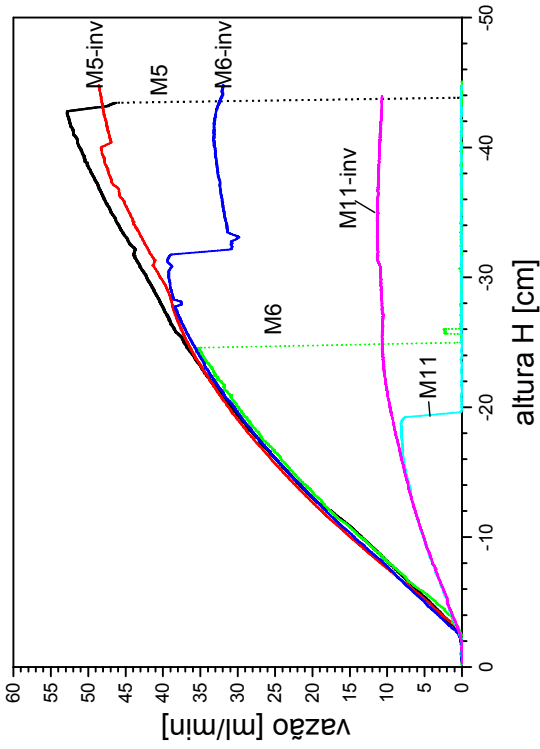
O diâmetro interno dos dutos apresentou-se diretamente proporcional à diferença da altura manométrica necessária para a interrupção do escoamento. Ao analisar cada mecanismo separadamente, constatou-se que a diferença de altura hidráulica para a interrupção do escoamento também foi diretamente proporcional às pressões impostas na entrada dos mecanismos.



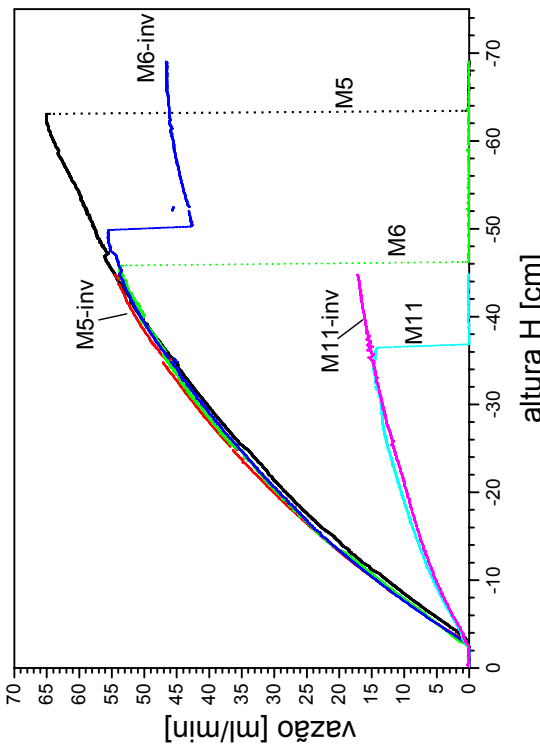
(a) Gráfico obtido para a pressão de 5 cm de coluna de água



(c) Gráfico obtido para a pressão de 15 cm de coluna de água



(b) Gráfico obtido para a pressão de 10 cm de coluna de água



(d) Gráfico obtido para a pressão de 20 cm de coluna de água

Fig. 4.6 – Resultados obtidos dos ensaios hidrodinâmicos dos mecanismos anti-sifão M5, M6 e M11.

Os mecanismos anti-sifão M5 e M6, da mesma forma, apresentaram desempenho plenamente satisfatórios, quando acoplados ao sistema de drenagem externa, na posição definida como direta.

De uma forma geral, os mecanismos anti-sifão M5, M6, M9, M10 e M11 apresentaram o fenômeno da interrupção do escoamento sob determinada condição de pressão. Assim, esses mecanismos são os que denotam algum interesse de aplicabilidade nos sistemas de drenagem externa e, desse modo, o desenvolvimento dos protótipos para futuros ensaios deverá ser baseado em suas dimensões.

Observa-se nos gráficos de vazão em função das pressões que a interrupção do escoamento deve ser verificada, através da ação da membrana. Como ilustração, a Fig. 4.7 demonstra uma vista ampliada do comportamento da vazão do mecanismo M6 nas proximidades do fechamento da válvula, simulado com uma pressão de entrada de 20 cm de coluna de água. Pode-se observar que a membrana, ao se deformar, provoca um fechamento progressivo, logo, torna-se importante a adoção de um procedimento para a determinação da altura H, em que ocorre a interrupção do escoamento.

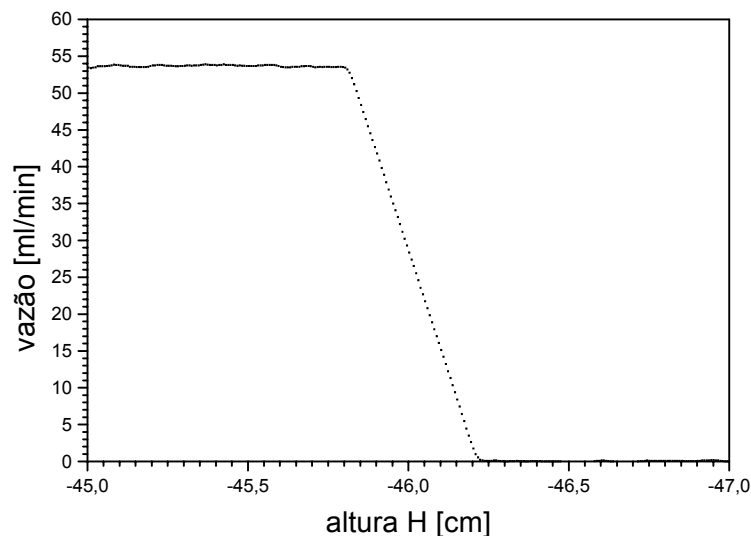


Fig. 4.7 – Gráfico da vazão em função da altura manométrica H do mecanismo M6 na região próxima ao fechamento da membrana.

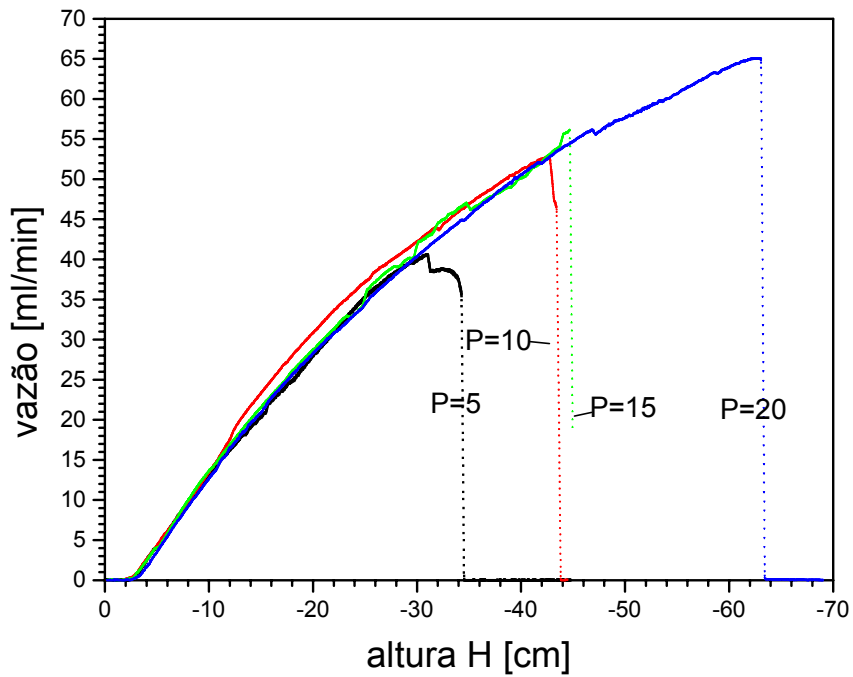
A Fig. 4.7 registra um das maiores diferenças de altura entre o início e término do fechamento dos mecanismos, dentre os ensaios efetuados e o valor obtido (aproximadamente 0,4 mm) encontra-se inferior ao erro máximo experimental dos valores da altura H demonstrado

mais adiante. Portanto, considerou-se os valores da altura H, como sendo o ponto de fechamento por completo do dispositivo, no qual o fluido não é mais drenado.

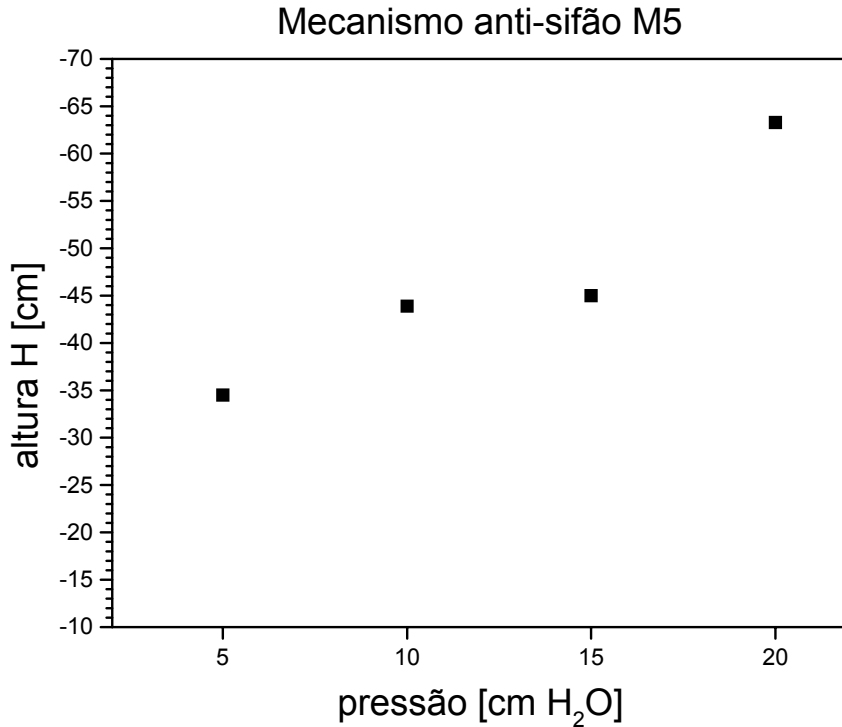
A altura H em que ocorre o fechamento da membrana são registrados na Tabela 4.7 e apresentados nas Figs. 4.8, 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12.

Tabela 4.7 – Valores de H obtidos para as pressões de 5, 10, 15 e 20 cm de coluna de água na entrada dos mecanismos M5, M6, M9, M10 e M11.

Pressão (cm de coluna água)	M5 (cm)	M6 (cm)	M9 (cm)	M10 (cm)	M11 (cm)
5	-34,5	-17,5	-28,6	-15,8	-14,8
10	-43,9	-25,0	-38,6	-26,0	-19,5
15	-45,0	-34,0	-44,4	-34,6	-26,6
20	-63,3	-46,1	-49,5	-40,0	-36,8

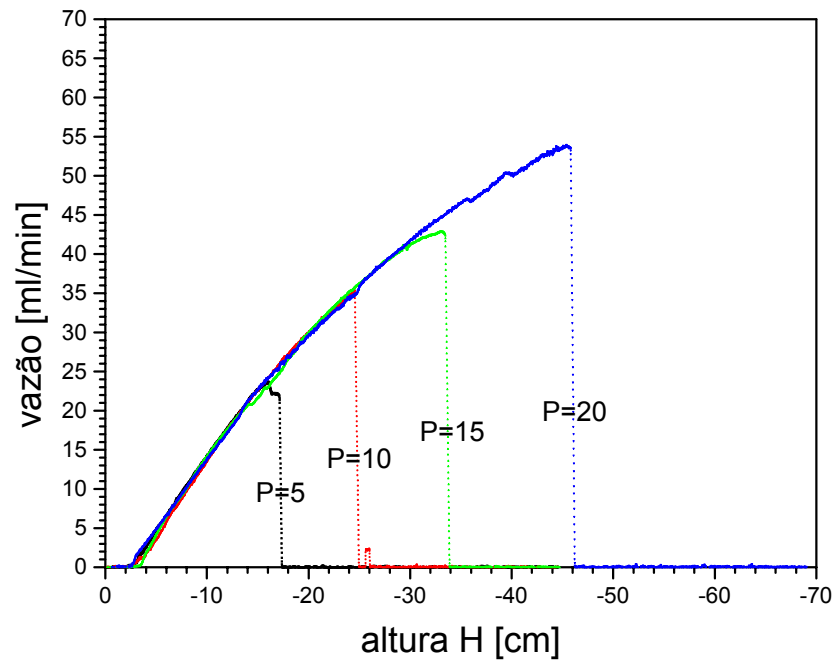


(a) Gráfico da vazão em função da altura H parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M5

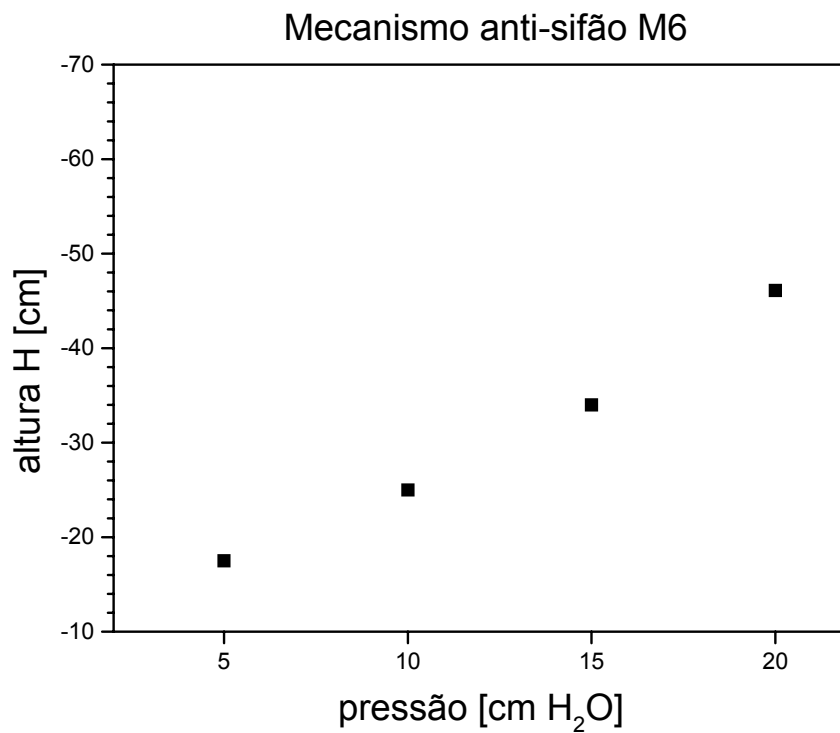


(b) Gráfico da altura H na qual ocorreu a interrupção do escoamento, parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M5

Fig. 4.8 – Resultados obtidos dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M5.

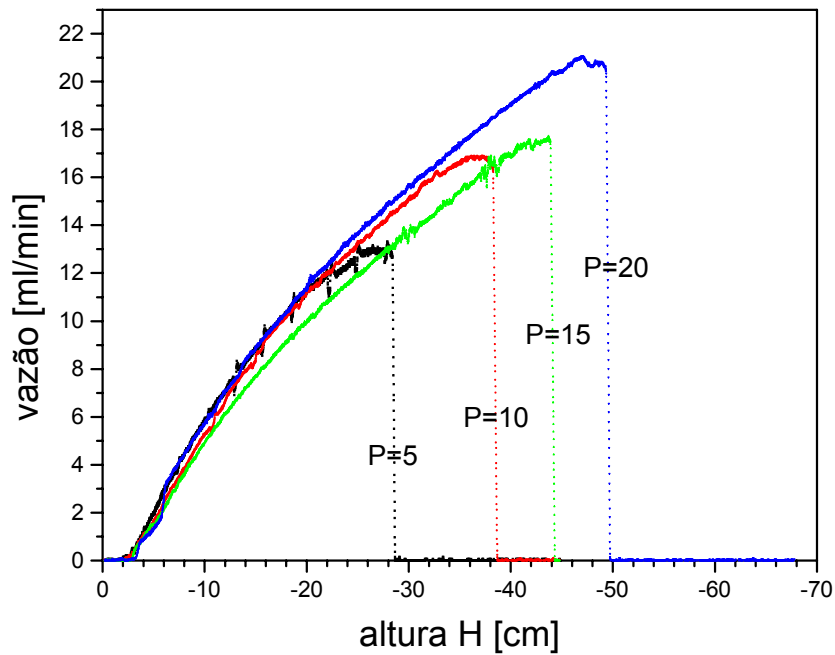


(a) Gráfico da vazão em função da altura H parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M6

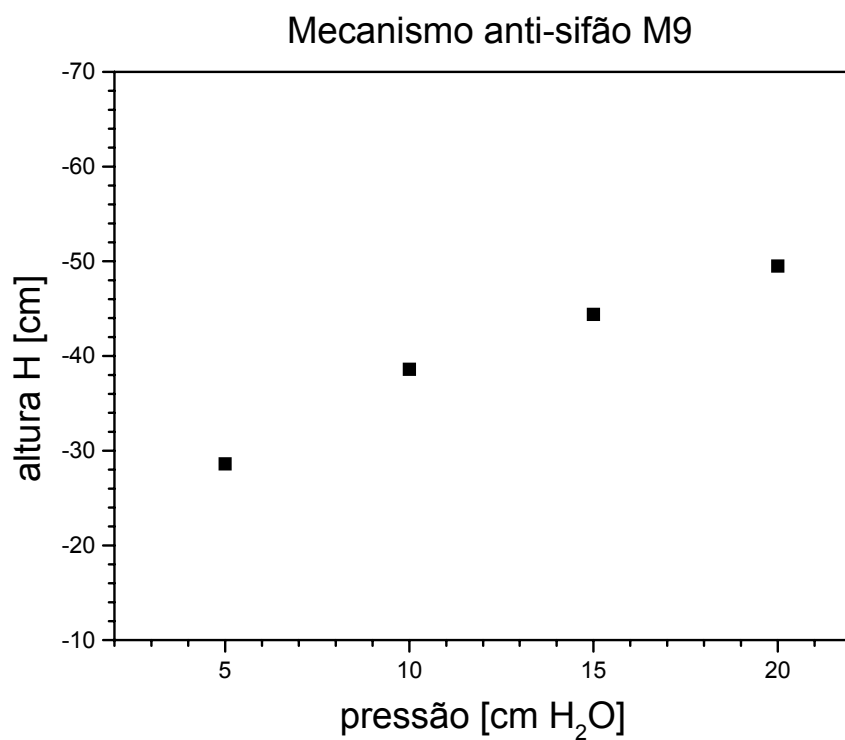


(b) Gráfico da altura H na qual ocorreu a interrupção do escoamento, parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M6

Fig. 4.9 – Resultados dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M6.

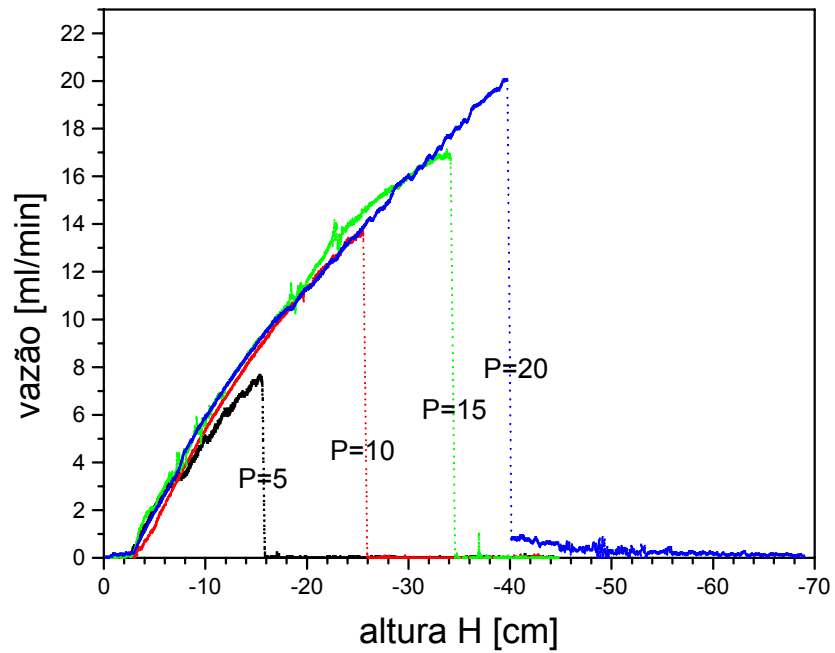


(a) Gráfico da vazão em função da altura H parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M9

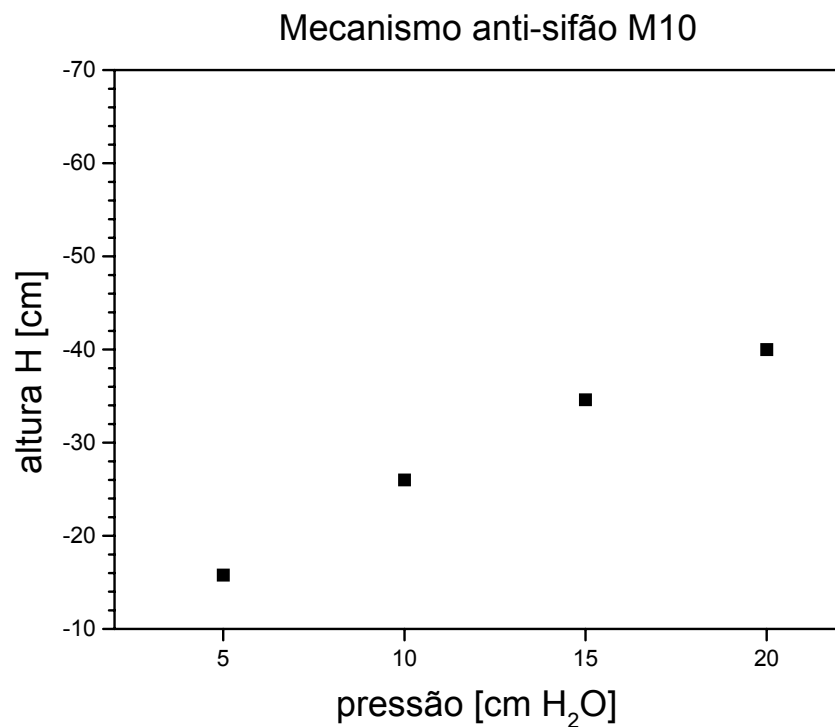


(b) Gráfico da altura H na qual ocorreu a interrupção do escoamento, parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M9

Fig. 4.10 – Resultados dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M9.

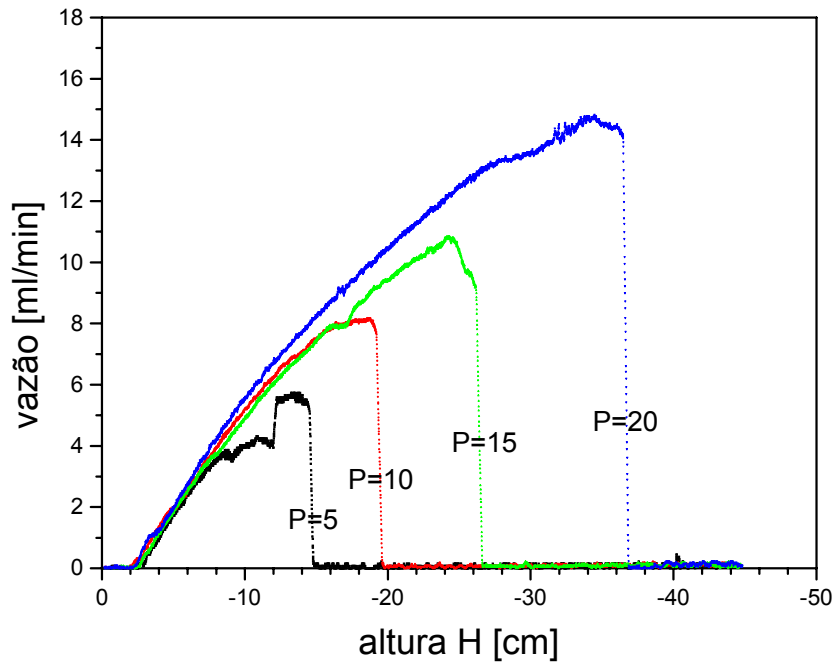


(a) Gráfico da vazão em função da altura H parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M10

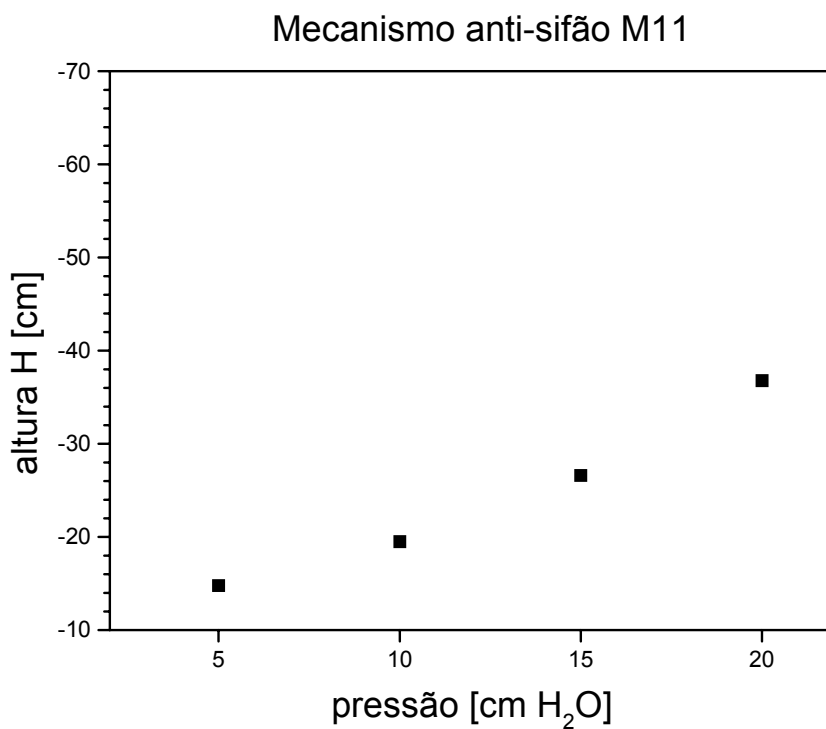


(b) Gráfico da altura H na qual ocorreu a interrupção do escoamento, parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M10

Fig. 4.11 – Resultados dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M10.



(a) Gráfico da vazão em função da altura H parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M11



(b) Gráfico da altura H na qual ocorreu a interrupção do escoamento, parametrizado para diferentes pressões de entrada do mecanismo M11

Fig. 4.12 – Resultados dos ensaios hidrodinâmicos com o mecanismo M11.

4.4 Análise de Erros Experimentais

Para uma adequada análise dos resultados de um experimento, torna-se de fundamental importância a identificação precisa das incertezas envolvidas. O intervalo de confiança dos resultados pode definir a confiabilidade do sistema. Albernethy *et al.* (1985) apresentaram, de forma simplificada, a existência, de erros de duas fontes possíveis nos sistemas de medição - os erros sistemáticos e os erros aleatórios.

A determinação total das incertezas (erros sistemáticos e erros aleatórios) para cada variável de erros X_i ocorre de acordo com a Equação 4.1:

$$X_i = A_i + B_i \quad (4.1)$$

onde A_i representa os erros sistemáticos ou de exatidão, e B_i representa os erros aleatórios ou de precisão, sendo considerado para a determinação de B_i o dobro do valor obtido para o desvio padrão, para a obtenção de uma probabilidade de 95%.

Primeiramente, para a mensuração da incerteza da balança, utilizou-se massas padrões aferidas pelo Inmetro de 50,00 g, 500,00 g e 1000,00 g, efetuando-se uma amostragem de 20 vezes cada massa padrão.

A incerteza do mecanismo para deslocamento linear vertical foi verificada empregando-se um paquímetro analógico de profundidade Marca Mitutoyo, modelo 500-144B, devidamente aferido com auxílio de blocos padrões, com uma incerteza de escala de 0,01 mm. O deslocamento programado, efetuado pelo motor de passo, foi comparado com relação ao deslocamento obtido com auxílio do paquímetro.

A Tabela 4.8 apresenta as incertezas obtidas ou consideradas para cada fonte possível de erros experimentais:

Tabela 4.8 – Valores das incertezas máximas presentes no sistema de medição.

Variável	Descrição	Erro Sistemático (A _i)	Erro Aleatório (2σ)	Incerteza total (X _i)	Observações
X ₁	Balança eletrônica	<0,123%	< 10 ⁻³ %	<0,12%	Incertezas obtidas da maior diferença de valores.
X ₂	Taxa de transmissão de dados	< 10 ⁻⁴	< 10 ⁻⁴	< 10 ⁻⁴	
X ₃	Altura linear do Mecanismo elevador	< 10 ⁻² mm	< 0,04 mm	< 0,05 mm	Considerando todas as medições efetuadas.
X ₄	Velocidade do mecanismo elevador	-	< 0,009 m/h	< 0,009 m/h	Considerando todos os ensaios realizados.
X ₅	Altura do tubo de vidro do Reservatório (G).	<0,01 mm	-	< 0,01 mm	Interfere nos valores da pressão do Reservatório.
X ₆	Referência do sistema de movimentação	< 0,5 mm	-	< 0,5 mm	Determinado empregando um nível de precisão.
X ₇	Intervalo de tempo empregado para o cálculo da vazão	< 10 ⁻³	-	-	Cálculo de 56 intervalos de coleta multiplicado pelo valor de cada intervalo de tempo (definido pela taxa de transmissão).

O valor do erro do sistema de posicionamento deve-se à incerteza da posição inicial do sistema.

Considerando a propagação de erros apresentado por Moffat (1988), indicada, na Eq. 4.2, calculam-se as incertezas dos resultados obtidos:

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

$$\delta R = \left\{ \sum_{i=1}^N \left(\frac{\delta R}{\delta X_i} \delta X_i \right)^2 \right\}^{1/2} \quad (4.2)$$

- Para o cálculo da vazão (Q), tem-se a razão de incertezas $\frac{X_1}{X_2}$, portanto:

$$\delta Q = \left\{ \left(\frac{\delta X_1}{X_1} \right)^2 + \left(\frac{\delta X_2}{X_2} \right)^2 \right\}^{1/2} = 0,12\%$$

- Para o cálculo da altura (H), tem-se a razão de incertezas $\frac{X_3}{X_4}$, portanto:

$$\delta H = \left\{ \left(\frac{\delta X_3}{X_3} \right)^2 + \left(\frac{\delta X_4}{X_4} \right)^2 \right\}^{1/2} = 1,0 \%$$

CONCLUSÃO

Após traçar as linhas que orientariam esta pesquisa, propôs-se, para a execução da mesma, uma bancada de simulação hidrodinâmica para os ensaios experimentais de diferentes mecanismos anti-sifão empregados em sistemas de drenagem externa do fluido cefalorraquidiano. Diferentes ensaios executados na banca experimental construída foram conduzidos no sentido de determinar seu envelope operacional. Onze diferentes protótipos de válvulas para evitar a hiperdrenagem foram construídos e ensaiados, permitindo, assim, identificar cinco possíveis protótipos de mecanismos aplicáveis aos sistemas de drenagem externa de líquor. Trata-se, na verdade, de um trabalho que se mostra promissor e abre horizontes para novos ensaios.

O conhecimento das fontes de erros experimentais tornou-se, dessa forma, essencial para a determinação da confiabilidade do sistema proposto. As incertezas estimadas mostraram-se compatíveis e suficientes para a análise comparativa de diferentes mecanismos anti-sifão.

Os testes realizados permitiram obter dados dinâmicos, o que facilitou a obtenção dos resultados e diminuiu, sensivelmente, os tempos dos ensaios. Caso os mesmos dados tivessem que ser obtidos de forma estática, a estimativa seria que os ensaios se estendessem por várias centenas de horas. Também possibilitaram a visualização do comportamento do escoamento durante todo o intervalo da altura manométrica (H) empregada nos experimentos, o que não se verificou, nos resultados apresentados no desempenho dos *shunts*, nas literaturas pesquisadas, os quais foram baseados em ensaios estáticos.

O sentido do escoamento, nos dispositivos (direto e inverso), interferem consideravelmente, na eficácia dos mesmos, para os fins pretendidos, sendo demonstrados mediante os resultados experimentais. Isso se apresentou como diferencial em relação ao sentido do escoamento aplicado aos dispositivos anti-sifão integrantes dos *shunts*, que apresentam o sentido do fluido contrário ao indicado como ideal nos mecanismos anti-sifão apresentados.

Dentre os mecanismos anti-sifão ensaiados, os que foram denominados de M5, M6, M9, M10 e M11 interromperam o escoamento, dentro das pressões impostas na entrada dos mesmos (simulando diferentes pressões intra-ventriculares) e do intervalo das alturas manométricas definidas para os experimentos.

Os diâmetros da membrana inferiores a 7,4 mm não permitiram a interrupção do escoamento dentro das alturas manométricas experimentais.

A variável referente aos diâmetros das membranas iguais ou superiores a 7,4 mm apresentou-se inversamente proporcional à diferença de altura manométrica necessária para a interrupção do escoamento, para a mesma condição de pressão imposta na entrada dos mecanismos. Ao analisar cada mecanismo separadamente, constatou-se que a diferença de altura H para a interrupção do escoamento foi diretamente proporcional às pressões impostas na entrada dos mecanismos.

Dentre os mecanismos que apresentaram funcionalidade, evidenciando-se as condições de uso do sistema de drenagem externa sob as condições fisiológicas do indivíduo, o mecanismo M6 apresentou-se como o mais indicado para emprego em sistema de drenagem externa, pois, além de interromper o escoamento dentro de altura manométrica adequada para uso, possui diâmetros de entrada e saída de 1,8 mm, reduzindo, assim, o risco de obstrução do sistema, quando comparado aos diâmetros menores.

Para o emprego junto ao sistema de drenagem externa, os mecanismos devem ser adequadamente, adaptados para facilitar o acoplamento junto aos dutos do sistema e, também, para a fixação do mecanismo no paciente. É importante proteger a membrana quanto à possível perfuração por objetos cortantes, adaptando-se uma tampa na região superior.

O trabalho sugerido para a caracterização dos mecanismos anti-sifão apresentado demonstrou a possibilidade do uso desse componente em sistema de drenagem externa, protegendo o usuário quanto ao risco da hiperdrenagem do líquido cefalorraquidiano através da sensibilidade do diferencial de pressão pelo mecanismo anti-sifão proposto, quando ocorre a queda acidental da bolsa de drenagem ou elevação súbita do paciente. Isso se apresenta como um diferencial para o sistema de drenagem externa, primando pela maior proteção da vida do paciente usuário desse sistema de drenagem alternativa de líquido que atualmente não possui esse recurso.

5.1 Proposta de Trabalhos Futuros

Em virtude dos resultados a que se chegou nesta pesquisa, outras atividades são sugeridas para que a mesma tenha continuidade, tais como:

- o estudo do desempenho dos mecanismos anti-sifão propostos quando acoplados a sistemas de drenagem que possuem diferentes diâmetros na tubagem e diferentes comprimentos;
- a caracterização de modelos de mecanismos anti-sifão utilizando diferentes diâmetros e espessuras de membrana;
- a determinação experimental da resistência ao escoamento dos componentes integrantes do sistema de drenagem externa e, principalmente, dos mecanismos anti-sifão;
- o desenvolvimento de um aparato experimental para a visualização do escoamento e comportamento da membrana de silicone durante os ensaios.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abernethy, R.B., Benedict, R.P. & Dowdell, R.B., 1985, “ASME measurement uncertainty”, *Journal of Fluids Engineering*, Vol.107, pp.61-64.
- Aschoff, A., Kremer, P., Hashemi, B. & Kunze, S., 1999, “The scientific history of hydrocephalus and its treatment”, *Neurosurgical Review*, Vol.22, pp.67-93.
- Baru, J.S., Bloom, D.A., Muraszko, K. & Koop, C.E., 2001, “Hohn Holter’s shunt”, *American College of Surgeons*, Vol. 192, pp. 79-85.
- Camilo, J.R., Maset, A.L., Mansur, S.S, Vieira, E.D.R., 2005, “Bancada para simulação hidrodinâmica de mecanismos anti-sifão em sistemas de drenagem externa do líquido cefalorraquidiano”. IV Congresso Temático de Dinâmica, Controle e Aplicações, Bauru-SP.
- Czosnyka, M., Whitehouse, H., Smielewski, P., Kirkpatrick, P., Guaxxo, E.P. & Pickard, J.D., 1994, “Computer supported multimodal bed-side monitoring for neuro intensive care”, *International Journal of Clinical Monitoring and Computing*, Vol.11, pp.223-232.
- Drake, J.M., Silva, M.C. & Rutka, J., 1993, “Functional obstruction of an antisiphon device by raised tissue capsule pressure”, *J. Neurosurgery*, Vol.31, pp.137-139.
- Drake, J.M. & Sainte-Rose, C., 1994, “The shunt book”, Blackwell Science, 228 p.
- Eide, P.K., 2003, “ Quantitative analysis of continuous intracranial pressure recording in symptomatic patients with extracranial shunts”, *Journal of Neurological Neurosurgery Psychiatry*, Vol. 74, pp.231-237.
- Fox, R.W. & McDonald, A.T., 1988, “Introdução à mecânica dos fluidos”, 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 632 p.
- Gusmão, S., Silveira, R.L., Cabral Filho, G. & Arantes, A., 2000, “Aplicações clínicas da hidrodinâmica na derivação ventrículo-peritoneal” , *Arquivos Brasileiro de Neurocirurgia*, Vol.19(4), pp.179-183.
- Horton, H. & Pollay, M.P., 1990, “Fluid flow performance of a new siphon-control device for ventricular shunts” , *J. Neurosurg*, Vol.72, pp.926-932.

- Kajimoto, Y., Ohta, T., Miyake, H., Matsukawa, M., Ogawa, D., Nagao, K. & Kuroiwa, T., 2000, "Posture-related changes in the pressure environment of the ventriculoperitoneal shunt system", *J. Neurosurg*, Vol.93, pp.614-617.
- Kremer, P., Aschoff, A. & Kunze, S., 1994, "Risks of using siphon-reducing devices", *Child's Nerv Syst*, Vol.10, pp.231-235.
- Maset, A.L., Caputo, S. & Camilo, J.R., 2005, "Considerações hidrodinâmicas sobre a derivação liquórica". *Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia*, Vol.24(1), pp.9-16.
- Moffat, R.J., 1988, "Describing the uncertainties in experimental results", *Experimental Thermal and Fluid Science*, Vol.1, pp.3-17.
- Pople, I.K., 2002, "Hydrocephalus and shunts: what the neurologist should know", *Journal of Neurological Neurosurgery Psychiatry*, Vol. 73, pp. i17-i22.
- Schirmer, M., 1995, "Neurocirurgia", 7ª ed. São Paulo: Santos Editora, 343 p.
- Sood, S., Canady, A.I. & Ham, A.D., 1998, "Adjustable antisiphon shunt", *Child's Nerv Syst.*, pp.246-249.
- Sotelo, J., Izurieta, M. & Arriada, N., 2001, "Treatment of hydrocephalus in adults by placement of an open ventricular shunt", *J. Neurosurg*, Vol 94, pp.873-879.
- Sprung, C., Miethke, C., Trost, H.A., Lankch, W. & Stolle, D., 1996, "The dual-switch valve – A new hydrostatic valve for the treatment of hydrocephalus", *Child's Nerv Syst*, Vol.12, pp.573-581.
- Tsunoda, A., Mitsuoka, H., Bandai, H., Endo, T., Arai H. & Sato K., 2002, "Intracranial cerebrospinal fluid measurement studies in suspected idiopathic normal pressure hydrocephalus, secondary normal pressure hydrocephalus, and brain atrophy", *J. Neurol Neurosurg Psychiatry*, Vol. 73, pp.552-555.
- Watson, D.A., 1994, "The Delta Valve: a physiologic shunt system", *Child's Nerv Syst*, Vol. 10, pp.224-230.
- Wood, J. H., 1980, "Neurobiology of cerebrospinal fluid", New York: Plenum Press, Vol.2, 961p.

ANEXO A

IMAGENS DOS PRINCIPAIS EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NA BANCADA DE TESTES

A bancada experimental é composta por equipamentos essenciais para o desenvolvimento da pesquisa, dentre os quais, são ilustrados a balança eletrônica, na Fig. A.1, na qual esse equipamento está interligado a um micro-computador e é responsável pelo registro da massa de fluido que deixa o reservatório, indicado na Fig. A.2. O mencionado reservatório emprega o princípio do Frasco de Mariotte, que o ANEXO B traz maiores esclarecimentos.

A Fig. A.3 ilustra o mecanismo para deslocamento linear vertical, estando o seu projeto e requisitos para a sua fabricação especificados no ANEXO C.

Os mecanismos anti-sifão propostos para os ensaios realizados no presente trabalho são apresentados na Fig. A.4.



Fig. A.1 – Balança eletrônica empregada nos experimentos.



Fig. A.2 – Reservatório (Frasco de Mariotte).



Fig. A.3 - Mecanismo, para deslocamento linear vertical, utilizado nos experimentos.

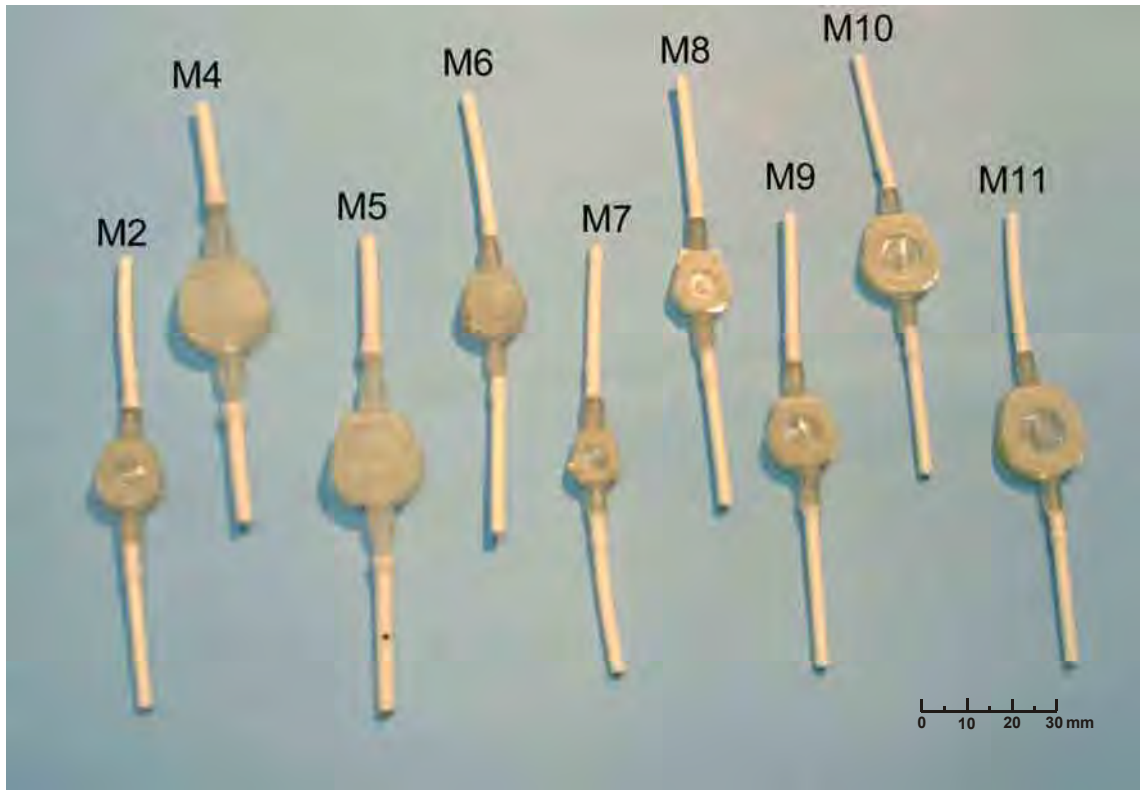


Fig. A.4 – Mecanismos anti-sifão propostos para a caracterização, através de ensaios experimentais, na presente pesquisa.

ANEXO B

FRASCO DE MARIOTTE

O Frasco de Mariotte consiste em um reservatório de líquidos de fácil confecção e manuseio, adequado para manter um escoamento de vazão constante.

Basicamente, utiliza-se um tubo de vidro, em que o fluido líquido é armazenado.

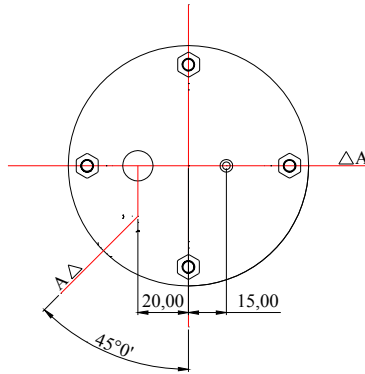
Sobre o sistema, estabelece-se uma linha isobárica constante e independente da quantidade de líquido no interior do frasco de vidro.

Dessa forma, elimina-se a possibilidade do escoamento sofrer influência do nível de líquido à proporção que a coluna de líquido diminui e permite uma vazão constante e isenta de oscilações.

O frasco de Mariotte é indicado apenas para pequenas vazões de fluido, o que é adequado para os objetivos do estudo em questão.

O desenho de um reservatório baseado no Frasco de Mariotte é ilustrado na Fig. B.1, em que se tem um reservatório cilíndrico de vidro (A), entreposto à base superior (B) e base inferior (C), construídas em alumínio e ligadas por quatro tirantes (D). O reservatório permite o escoamento do fluido líquido por meio de uma saída (F), localizada na parte inferior do reservatório. Por intermédio do tubo de vidro (E) é possível fixar a pressão interna, atuante na saída do reservatório, em mm de coluna de água. Essa pressão é equivalente à altura entre a saída do reservatório (F) e a extremidade inferior do tubo de vidro (E), desde que o nível de fluido encontre-se acima da extremidade inferior do tubo (E). O reservatório é preenchido mediante a entrada (G) localizada na base superior. Essa construção permite a limpeza interna do reservatório, quando necessário.

Vista Superior:



Corte A/A:
(Ilustrativo)

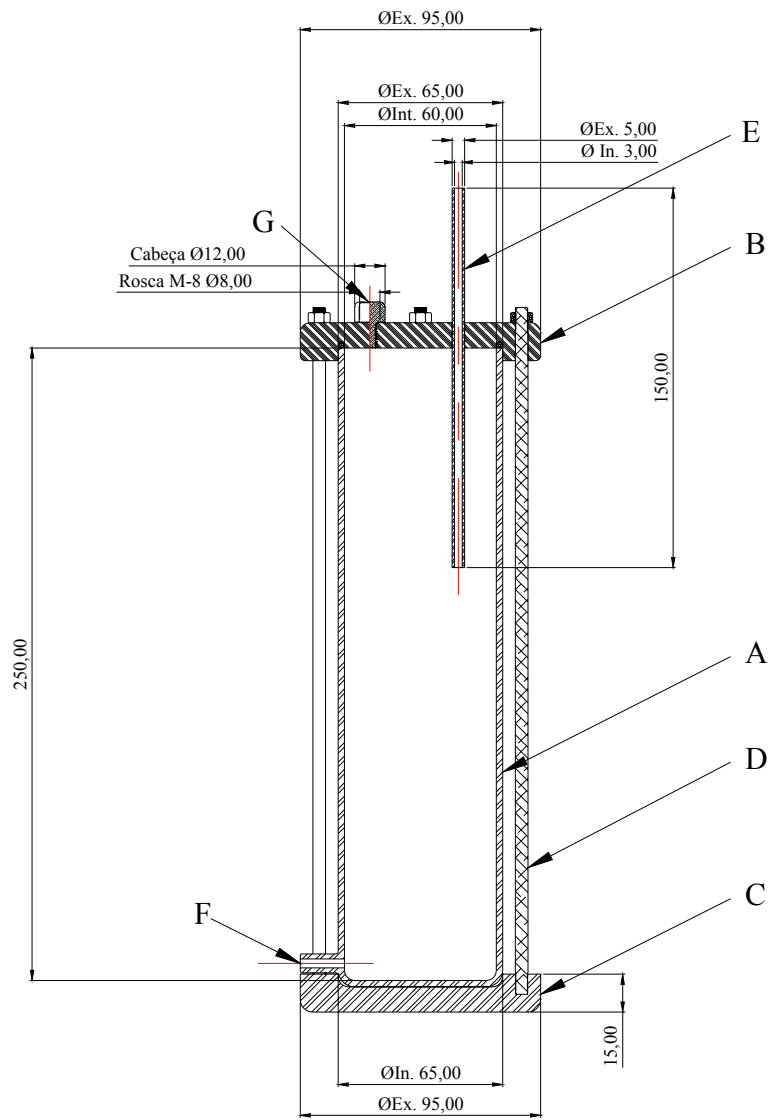


Fig B.1 – Reservatório empregando o princípio do Frasco de Mariotte.

ANEXO C

MECANISMO PARA DESLOCAMENTO LINEAR VERTICAL

O mecanismo destinado para o deslocamento vertical do reservatório de coleta é acionado por um motor de passo e controlado por computador. Permite a simulação do sistema de drenagem com o dispositivo anti-sifão.

Devido a necessidade da monitoração precisa da vazão com relação ao diferencial de pressão do sistema de drenagem, ocasionado pelo deslocamento do mecanismo, é importante que o projeto e a fabricação atendam requisitos tais como os indicados abaixo.

Precisão e repetibilidade – especifica-se a usinagem de rosca fina em um eixo de aço, com passo de 1mm, alinhados por mancal de rolamentos autocompensadores. A plataforma é guiada por colunas de material aço prata e buchas de bronze para minimização do atrito. A porca, responsável pela transmissão do movimento, é fabricada de bronze e ajustada para redução da folga entre o fuso e a porca.

Controle do Sistema – é efetuado por motor de passo, acoplado na parte superior do sistema, controlado por programa computacional e circuito eletrônico desenvolvido para tal finalidade, possibilitando, além de controle preciso, a automatização durante coletas de dados experimentais.

Sistemas de Segurança – estão instalados sensores de fim de curso no mecanismo elevador, como proteção do sistema eletrônico e do sistema mecânico.

Convém registrar, que Maset *et al.* (2005) utilizaram esse equipamento para estudos relativos às considerações hidrodinâmicas sobre a derivação líquórica, especificando a influência da resistência do cateter peritoneal no sistema de drenagem interna de líquido .

A seguir, na Fig. C.1, indicam-se características dimensionais e materiais empregados na fabricação do mecanismo elevador citado.

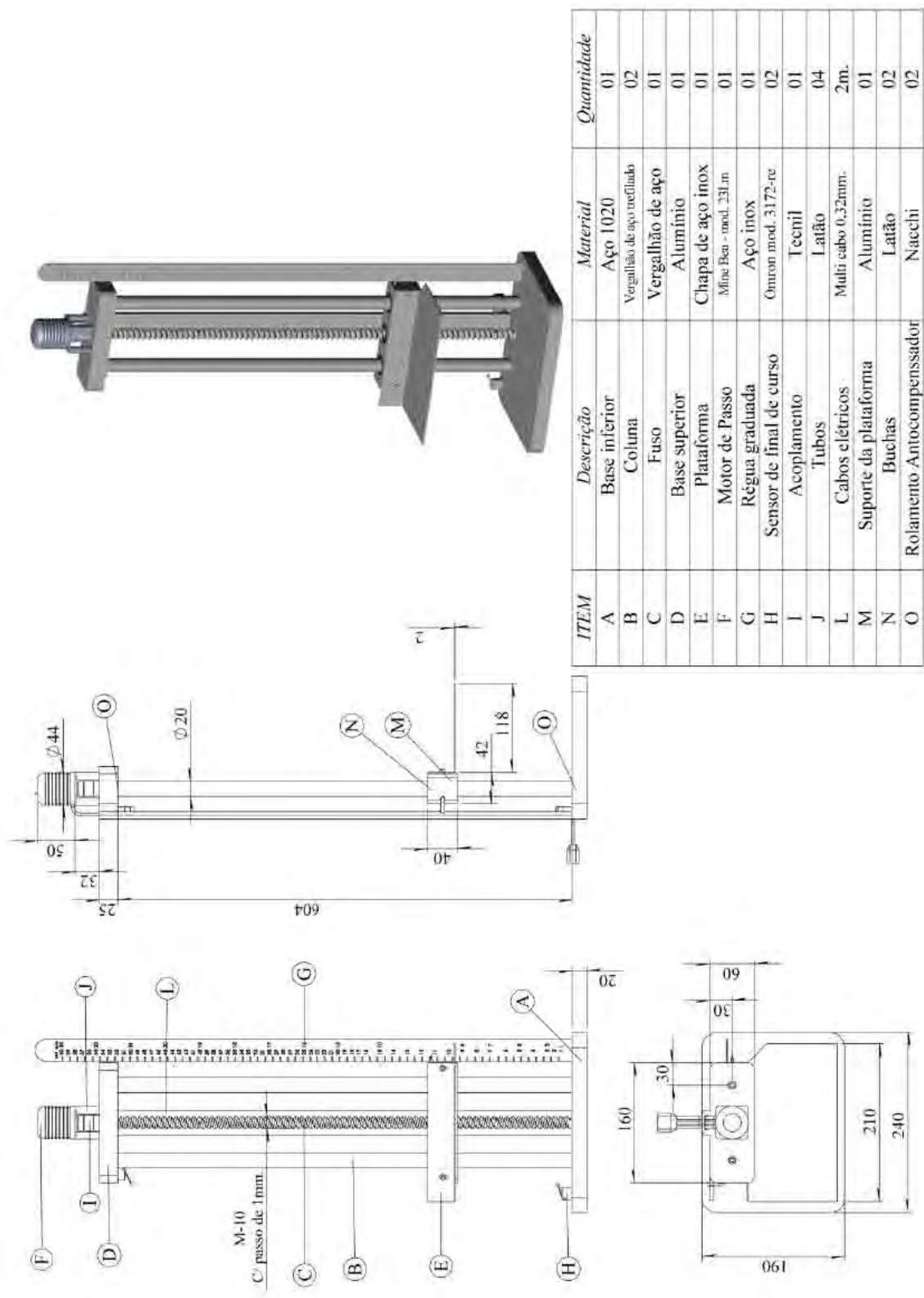


Fig. C.1 – Projeto detalhado do mecanismo para deslocamento linear vertical.