

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA  
MECÂNICA**

GUILHERME PAGATINI

**SISTEMA ESPECIALISTA PROTÓTIPO PARA  
DIAGNÓSTICO DE FALHAS EM EQUIPAMENTOS DE  
INFUSÃO**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Jonny Carlos da Silva, Dr. Eng.

Florianópolis, 2017.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Pagatini, Guilherme

Sistema Especialista Protótipo para Diagnóstico de  
Falhas em Equipamentos de Infusão / Guilherme  
Pagatini ; orientador, Jonny Carlos da Silva, 2017.  
114 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de  
Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-  
Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2017.

Inclui referências.

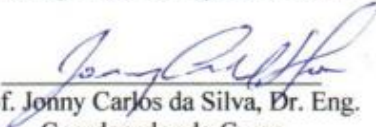
1. Engenharia Mecânica. 2. Sistema Especialista.  
3. Diagnóstico de falhas. 4. Equipamento de infusão.  
I. Silva, Jonny Carlos da . II. Universidade  
Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação  
em Engenharia Mecânica. III. Título.

Guilherme Pagatini


**SISTEMA ESPECIALISTA PROTÓTIPO PARA  
DIAGNÓSTICO DE FALHAS EM EQUIPAMENTOS DE  
INFUSÃO**


Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestre em Engenharia Mecânica”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.


Florianópolis, 02 de agosto de 2017.


  
Prof. Jonny Carlos da Silva, Dr. Eng.  
Coordenador do Curso

**Banca Examinadora:**

  
Prof. Jonny Carlos da Silva, Dr. Eng. - Orientador  
EMC / Universidade Federal de Santa Catarina

  
Profa. Sílvia Modesto Nassar, Dra. Eng.  
INE / Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof. Victor Juliano De Negri, Dr. Eng.  
EMC / Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof. Tiago Loureiro da Costa Pinto, Dr. Eng.  
EMC / Universidade Federal de Santa Catarina



“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota”. (Madre Teresa de Calcuta).



## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais Julio e Maria e meus irmãos Rafael e Michel que sempre me apoiaram, me deram forças e condições para a continuidade do mestrado.

Ao professor Jonny Carlos da Silva, por toda dedicação e pelo convite de desenvolver uma dissertação “fora da casinha” que me permitiu um crescimento pessoal e profissional.

Aos amigos do LASHIP, em especial: Paulo, Rafael, Marcos, Job, Thales, Vinícius, Henrique, Tiago, Diego, Arthur e tantos outros por todo apoio e amizade ao longo deste trabalho.

À CAPES pelo apoio financeiro.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina.





## RESUMO

A partir do avanço da medicina no desenvolvimento de medicamentos cada vez mais potentes e que exigem uma dose controlada, faz-se necessário desenvolver sistemas que visam o aumento da confiabilidade durante a infusão de tais medicamentos. Para tal, Inteligência Artificial tornou-se uma área bastante difundida na detecção de falhas, recebendo diversos avanços que, quando aplicados, podem auxiliar o profissional de saúde durante o mau funcionamento do equipamento. Motivado pela redução de falhas em um sistema de infusão, este trabalho estuda as principais falhas e possíveis sintomas que podem ser diagnosticados a partir do sinal de componentes típicos de um sistema de infusão como: sensor de pressão, sensor de contagem de gotas e sensor de presença de bolhas de ar. Com isso, um Sistema Especialista (SE) é proposto a fim de monitorar a infusão e interpretar os sintomas de falha, realizando inferências sobre os sinais monitorados. Os sinais dos sensores e as falhas são gerados pelo SE, sendo estas, detectadas através da Verificação de Limites e pelo Teste Sequencial de Razão de Probabilidade (SPRT). Para este trabalho foram estudados 6 tipos de falhas com 2 diferentes tempos de início. O diagnóstico foi baseado em uma Análise de Árvore de Falhas (FTA) também apresentada neste trabalho. Para a validação do trabalho, profissionais da área da saúde testaram o SE a fim de verificar a consistência das causas geradas conforme sintomas do sistema.

**Palavras-chaves:** Sistemas Especialistas, Detecção de Falhas, Sistemas de Infusão



# **KNOWLEDGE-BASED SYSTEM PROTOTYPE FOR FAULT DIAGNOSIS IN AN INFUSION EQUIPMENT**

## **ABSTRACT**

From the advancement of medicine in the development of powerful drugs requiring a controlled dose, it is necessary to develop systems that aim to increase the reliability during the infusion of such drugs. For this, Artificial Intelligence has become a widespread area in the detection of failures, receiving several advances that, when applied, can assist the health professional during the malfunction of the equipment. Motivated by the reduction of failures in an infusion system, this work studies the main faults and possible symptoms that can be diagnosed from the signal of typical components of an infusion system like: pressure sensor, drop counter sensor and air bubble sensor. Thus, an Expert System (SE) is proposed in order to monitor the infusion and interpret the symptoms of failure, making inferences about the monitored signals. Sensor signals and faults are generated by the SE, which are detected through the Limit Check and the Sequential Probability Ratio Test (SPRT). For this work 6 types of failures were studied with 2 different start times. The diagnosis was based on a Fault Tree Analysis (FTA) also presented in this work. For the validation of the work, health professionals tested the SE in order to verify the consistency of the causes generated according to system symptoms.

**Keywords:** Knowledge-based system, Fault Detection, Infusion Systems



## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Anatomia da pele .....	28
Figura 2.2- Anatomia da veia.....	29
Figura 2.3 – Regulador de vazão por gravidade.....	31
Figura 2.4 - Cateter antes (a) e depois (b) da perfusão na pele. ....	31
Figura 2.5 - Calibração de gotas para equipos macrogotas e microgotas. .....	32
Figura 2.6 – Mecanismo de uma bomba de seringa. ....	34
Figura 2.7 – Movimento peristáltico do esôfago.....	35
Figura 2.8 – Princípio de operação de um sensor de contagem de gotas. .....	37
Figura 2.9 - Sensoriamento bolha de ar (a) e respectivo sinal (b). ....	39
Figura 2.10 – Mecanismo peristáltico rotativo.....	39
Figura 2.11 – Mecanismo peristáltico linear.....	40
Figura 3.1 – Representação da estrutura de um SE. ....	46
Figura 3.2 – Classe sensor e suas sub-classes. ....	48
Figura 3.3 – Esquema de um Sistema Especialista para a detecção e diagnóstico de falhas. ....	51
Figura 3.4 – Estrutura de modelagem de falhas. ....	52
Figura 3.5 – Estrutura de uma árvore de falhas.....	53
Figura 4.1 – Posição dos principais componentes do sistema de infusão .....	55
Figura 4.2 – Estrutura Geral do SE .....	58
Figura 4.3 – Modelo simplificado do sistema de infusão.....	59
Figura 4.4 – Volume de controle do mecanismo peristáltico linear. ....	60
Figura 4.5 – Vista transversal do tubo durante a compressão .....	61
Figura 4.6 - Representação em corte da formação da onda peristáltica	62
Figura 4.7 – Estrutura funcional do Módulo II.....	66
Figura 4.8 – Estrutura funcional do Módulo III. ....	72
Figura 4.9 – Representação da leitura do comportamento do sinal.....	76
Figura 4.10 – Árvore de falhas do sistema de infusão .....	77
Figura 4.11 – Diagrama Classe e Objetos .....	80
Figura 4.12 – Exemplo de regra utilizada na detecção.....	80
Figura 4.13 – Tela de entrada do SE. ....	81
Figura 4.14 – Tela apresentando o status do andamento da detecção, e o resultado final com o diagnóstico.....	82
Figura 5.1 – Correlação entre o comportamento do sinal e o diagnóstico da falha.....	85
Figura 5.2 – Sinal de pressão com presença de desvio ( <i>drift</i> ) no sensor	86

Figura 5.3 – Tela de resultados de falha no sensor de pressão.....	86
Figura 5.4 – Resíduos para uma falha de desvio (bias) no sensor de gotas para uma vazão de 15,5 ml/h. ....	87
Figura 5.5 - Soma acumulativa do sensor de gotas para uma vazão de 15,5 ml/h. ....	87
Figura 5.6 – Tela do CLIPS demonstrando os resultados da detecção da falha de desvio no sensor de gotas para uma vazão de 15,5 ml/h. ....	88
Figura 5.7 - Resíduo para uma falha de desvio (bias) no sensor de gotas para uma vazão de 225,5 ml/h. ....	89
Figura 5.8 – Soma acumulativa para uma falha de desvio (bias) no sensor de gotas para uma vazão de 225,5 ml/h. ....	89
Figura 5.9 – Correlação entre o comportamento dos sinais dos sensores e as falhas.....	90
Figura 5.10 – Sinal do sensor de vazão com a presença de uma falha de baixo gotejamento após 1h de infusão .....	91
Figura 5.11 - Sinal do sensor de pressão com a presença de uma falha de baixo gotejamento após 1h de infusão .....	91
Figura 5.12 – Tela de apresentação dos resultados da infusão.....	92
Figura 5.13 – Exemplo de relatório em HTML apresentado no final da infusão.....	94
Figura 5.14 – Sinal de vazão na detecção de alto gotejamento para uma vazão de 1ml/h. ....	95
Figura 5.15 – Falha no protótipo na detecção de alto gotejamento para uma vazão de 1ml/h . ....	96
Figura 5.16 – Resposta referente à questão “Por favor, assinale caso houve alguma dúvida referente às perguntas do sistema”.....	98
Figura 5.17 – Introdução do atributo “Possíveis Causas” para a classe “Sensor Bolha de Ar”.....	100
Figura 5.18 – Principais falhas presenciadas pelos validadores em um sistema real de infusão conforme pergunta “Você já presenciou algum tipo de falha da bomba durante a infusão no paciente?”.....	101
Figura 5.19 – Nota geral de validação do sistema.....	102
Figura A.1 - Modelo simplificado em Simulink do sistema de infusão. ....	113

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Comportamento do sinal dos sensores para cada falha analisada.....	67
Tabela 4.2 – Dados para simulação do modelo.....	71
Tabela 4.3 - Relação de causa e efeito do sistema de infusão .....	78
Tabela 5.1 – Faixa de vazão para o teste de verificação do SE.....	84
Tabela 5.2 – Referência para a vazão de soro conforme grupos de medicação.....	99





## SUMÁRIO

<b>1.</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>23</b>
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO .....	23
1.2	OBJETIVOS.....	24
<b>1.2.1</b>	<b>Objetivo principal.....</b>	<b>24</b>
<b>1.2.2</b>	<b>Objetivos específicos.....</b>	<b>24</b>
1.3	JUSTIFICATIVAS E CONTRIBUIÇÕES .....	24
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	25
<b>2.</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>27</b>
2.1	CONCEITOS BÁSICOS SOBRE O ACESSO INTRAVENOSO .....	27
<b>2.1.1</b>	<b>Sistemas e órgãos envolvidos na terapia de infusão .....</b>	<b>27</b>
2.2	SISTEMAS DE INFUSÃO .....	30
<b>2.2.1</b>	<b>Infusão por gravidade .....</b>	<b>32</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Bomba de infusão .....</b>	<b>33</b>
<b>2.2.3</b>	<b>Bomba de infusão peristáltica .....</b>	<b>34</b>
<b>2.2.4</b>	<b>Características gerais da bomba de infusão.....</b>	<b>41</b>
2.3	OBSERVAÇÕES FINAIS SOBRE O CAPÍTULO .....	41
<b>3.</b>	<b>Representação do conhecimento .....</b>	<b>43</b>
3.1	SISTEMA ESPECIALISTA .....	43
<b>3.1.2</b>	<b>SE na área da saúde .....</b>	<b>44</b>
3.2	REPRESENTAÇÃO DO CONHECIMENTO.....	46
<b>3.2.2</b>	<b>Estrutura de um Sistema Especialista .....</b>	<b>46</b>
<b>3.2.3</b>	<b>Regras.....</b>	<b>47</b>
<b>3.2.4</b>	<b>Modelagem Orientada a Objetos .....</b>	<b>47</b>
<b>3.2.2</b>	<b>Desenvolvimento de um Sistema Especialista .....</b>	<b>48</b>
3.3	DETECÇÃO E DIAGNÓSTICO DE FALHAS .....	50
<b>3.3.1</b>	<b>Detecção e diagnóstico.....</b>	<b>51</b>
3.4	OBSERVAÇÕES FINAIS SOBRE O CAPÍTULO .....	53
<b>4.</b>	<b>PROTÓTIPO DO SISTEMA ESPECIALISTA .....</b>	<b>55</b>
4.1	ESTRUTURA FUNCIONAL .....	57
<b>4.1.1</b>	<b>Módulo I- Entrada de Dados e Modelagem do Sistema.....</b>	<b>58</b>
<b>4.1.2</b>	<b>Módulo II- Inserção da Falha.....</b>	<b>66</b>
<b>4.1.3</b>	<b>Módulo III – Detecção e diagnóstico.....</b>	<b>71</b>
4.2	BASE DE CONHECIMENTO.....	79
4.3	EXECUÇÃO DO SISTEMA .....	81
4.4	OBSERVAÇÕES FINAIS SOBRE O CAPÍTULO .....	82
<b>5.</b>	<b>Verificação e validação do protótipo .....</b>	<b>83</b>
5.1	VERIFICAÇÃO .....	83

<b>5.1.1</b>	<b>Dificuldades na verificação do protótipo .....</b>	<b>84</b>
<b>5.1.2</b>	<b>Testes do primeiro ciclo .....</b>	<b>84</b>
<b>5.1.3</b>	<b>Testes do segundo ciclo .....</b>	<b>90</b>
5.2	VALIDAÇÃO .....	96
<b>5.2.1</b>	<b>Resultados .....</b>	<b>97</b>
5.3	OBSERVAÇÕES FINAIS SOBRE O CAPÍTULO .....	102
<b>6.</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>103</b>
6.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	103
6.2	RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	105
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>107</b>
	<b>APÊNDICE A – MODELO DO SISTEMA DE INFUSÃO EM SIMULINK DESENVOLVIDO PARA O TESTE DE SENSIBILIDADE. ....</b>	<b>113</b>
	<b>APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO DE VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO.....</b>	<b>114</b>

## SIMBOLOGIA

CLIPS	<i>C Language Integrated Production System</i>
EC	Engenheiro de Conhecimento
FTA	<i>Fault Tree Analysis</i>
IA	Inteligência Artificial
IR-LED	<i>Infra Red Light Emitting Diode</i>
IV	Infusão Intravenosa
KVO	<i>Keep Vein Open</i>
LASHIP	Laboratório de Sistemas Hidráulicos e Pneumáticos
PVC	Cloreto de Polivinil
REPENSUL	Rede de Promoção do Desenvolvimento da Enfermagem da Região Sul
SE	Sistema Especialista
SPRT	<i>Sequential Probability Ratio Test</i>
VTBI	<i>Volume To Be Infused</i>
UTI	Unidade de Terapia Intensiva

## ALFABETO GREGO

$\alpha$	Probabilidade ocorrência de falsos alarmes	[1]
$\beta$	Probabilidade ocorrência alarmes perdidos	[1]
$\eta$	Viscosidade do fluido	[kg/ms]
$\lambda$	Comprimento da onda peristáltica	[m]
$\mu$	Média dos resíduos	[1]
$\rho$	Densidade do fluido	[kg/m <sup>3</sup> ]
$\sigma$	Desvio de medição do sensor	[1]
$\omega$	Rotação do motor de passo	[rad/s]
$A$	Logaritmo de razão de verossimilhança	[1]

## ALFABETO LATINO

$A$	Eixo menor da elipse	[m]
$A$	Limite inferior teste de probabilidade	[1]
$A_e$	Área da seção transversal do equipo	[m <sup>2</sup> ]
$A_o$	Área do orifício	[m <sup>2</sup> ]
$B$	Eixo maior da elipse	[m]
$B$	Limite superior teste de probabilidade	[1]
$D$	Deslocamento volumétrico da bomba	[m <sup>3</sup> /rad]
$F$	Frequência formação onda peristáltica	[Hz]
$f_a$	Falha no sinal de vazão	[m <sup>3</sup> /s]
$f_b$	Falha no sinal de pressão	[Pa]
$G$	Aceleração da gravidade	[m/s <sup>2</sup> ]
$H$	Altura da bolsa de soro	[m]
$K$	Número de onda	[m]
$L$	Comprimento equipo depois da bomba	[m]
$n$	Ruído	[1]
$P_{\text{Circulo}}$	Perímetro do círculo	[m]
$P_{\text{elipse}}$	Perímetro da elipse	[m]
$p_i$	Pressão de infusão gravitacional	[m]
$p_1$	Pressão na entrada do equipo	[Pa]
$p_2$	Pressão do paciente na saída do equipo	[Pa]
$P(r(i) H_1)$	Probabilidade do resíduo de pertencer à hipótese alternativa	[1]
$P(r(i) H_0)$	Probabilidade do resíduo de pertencer à hipótese nula	[1]
$q_R$	Vazão bomba peristáltica	[m <sup>3</sup> /s]
$Q$	Vazão do sistema	[m <sup>3</sup> /s]
$r$	Raio interno do equipo	[m]
$R$	Resistência da passagem do fluido	[Pa.s/m <sup>3</sup> ]

$R_c$	Resistência do cateter	[Pa.s/m <sup>3</sup> ]
$R_e$	Resistência do equipo	[Pa.s/m <sup>3</sup> ]
$R_{eq}$	Resistência equivalente	[Pa.s/m <sup>3</sup> ]
$u$	Vazão de referência	[m <sup>3</sup> /s]
$v$	Velocidade de escoamento do fluido	[m/s]
$V$	Volume no interior da onda peristáltica	[m <sup>3</sup> ]
$x$	Posição na onda senoidal	[m]
$y$	Medida do sinal do sensor monitorado	[1]
$\hat{y}$	Modelo do sinal do sensor monitorado	[1]



# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

O avanço tecnológico da indústria farmacêutica resultou em poderosos medicamentos utilizados nas mais diversas patologias. O sistema circulatório é o caminho primário para a oxigenação do corpo humano, fazendo com que o acesso intravenoso transporte fluido e medicamentos até os órgãos vitais de um paciente. Desta forma, torna-se necessário um aumento na confiabilidade dos equipamentos que administram essas drogas. Tipicamente, a infusão de medicamentos é realizada utilizando a força da gravidade, assim, o fluido é infundido no paciente com uma pressão maior à pressão sanguínea do mesmo. Entretanto, para casos em que é necessária uma dose controlada, normalmente com erro menor que 5%, proteção contra bolha de ar e alarme para obstrução do sistema, utiliza-se bombas de infusão.

Bombas de infusão são equipamentos utilizados em pacientes hospitalares na infusão de fluidos e medicamentos. Devido ao alto custo de tais equipamentos, estes são utilizados principalmente em hospitais modernos e apenas em alas consideradas de emergência, como UTI's, oncologia e neonatal. A primeira bomba de infusão foi desenvolvida na década de 60 com o intuito de administrar fármacos durante o processo de quimioterapia de um paciente. A partir do desenvolvimento de novas tecnologias, os sistemas de administração de drogas tornaram-se mais sofisticados, contando com diversos modelos e fabricantes (BUTTON, 2002).

De acordo com Ismp (2004) e Fda (2014), existem 2 tipos de bombas de infusão mais utilizados no mercado: peristáltica e de seringa. Estas bombas possuem princípios diferentes de funcionamento e são recomendadas conforme necessidade do usuário e volume de solução infundida.

Com base em constantes casos de falhas das bombas de infusão, como: vazamento, obstrução e vazão diferente do especificado, documentados em Ismp (2004), Fda (2014) e Arney *et al.* (2009), torna-se crucial detectar falhas durante a operação destas bombas. De forma geral, faz-se necessário realizar pesquisas sobre tais falhas, a fim de evita-las durante o processo de infusão. Assim, a detecção de falhas e o diagnóstico destas, utilizando ferramentas e técnicas de engenharia, podem contribuir com o aumento da confiabilidade destes sistemas.

Este trabalho trata do desenvolvimento de um protótipo de Sistema Especialista (SE) para detecção e diagnóstico de falhas em um sistema de infusão. O tema deste trabalho surgiu de uma parceria entre o grupo REPENSUL (Rede de Promoção ao Desenvolvimento da Enfermagem da Região Sul) com o LASHIP (Laboratório de Sistemas Hidráulicos e Pneumáticos) para estudar os atuais equipamentos de infusão de fluido e desenvolver um sistema inteligente para auxiliar os enfermeiros na operação de bombas de infusão.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo principal

Desenvolver um Sistema Especialista que auxilie o profissional de saúde na detecção e localização de falhas durante a infusão de fluidos e medicamentos no paciente.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Com a finalidade de atingir o objetivo principal, com foco no estudo dos sistemas de infusão que utilizam bombas de infusão, os seguintes objetivos específicos para esta dissertação foram definidos:

- Aquisição de conhecimento sobre sistemas de infusão;
- Identificação das principais falhas e causas de falhas de uma bomba de infusão;
- Implementação de um protótipo de Sistema Especialista;
- Avaliação do protótipo por especialistas da área da saúde.

## 1.3 JUSTIFICATIVAS E CONTRIBUIÇÕES

As justificativas para a elaboração deste trabalho vêm da crescente utilização de bombas de infusão em hospitais brasileiros. Desta forma, as falhas de operação destes equipamentos podem ser mitigadas através do aumento da confiabilidade, resultando na diminuição do tempo para a tomada de decisão do enfermeiro e na identificação do local de ocorrência da falha. Os resultados obtidos nesta dissertação também poderão ser utilizados tanto como embasamento no desenvolvimento de novos modelos próximos do comportamento real de



um sistema de infusão, quanto para guiar novos projetos no monitoramento deste sistema, utilizando aquisição de dados.

Outras contribuições com a realização deste trabalho são:

- Aproximação da engenharia com a área da saúde;
- Contribuir como fonte de referência a futuros trabalhos envolvendo sistemas de infusão;
- O autor desconhece trabalhos em desenvolvimento no Brasil relacionados à detecção e diagnóstico de falhas em equipamentos de infusão.

#### 1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A apresentação desta dissertação está organizada em seis capítulos que estão estruturados da seguinte forma:

No Capítulo 2 é feita uma revisão bibliográfica apresentando os conceitos básicos sobre anatomia da pele e sistema venoso, ambos ligados a terapia intravenosa (IV). Neste capítulo também são apresentados os principais equipamentos utilizados em um sistema de infusão.

No Capítulo 3 são apresentados os principais conceitos de um Sistema Especialista aplicados à detecção e diagnóstico de falhas.

No Capítulo 4 é feita a apresentação dos modelos matemáticos que regem o comportamento da bomba de infusão em estudo, assim como a representação do conhecimento realizada no desenvolvimento do protótipo.

No Capítulo 5 é apresentada a metodologia de verificação e validação utilizada no trabalho, incluindo as respostas dos especialistas consultados para a validação do protótipo.

No Capítulo 6 são expostas as conclusões obtidas com o desenvolvimento deste trabalho e as recomendações para possíveis trabalhos futuros.



## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 CONCEITOS BÁSICOS SOBRE O ACESSO INTRAVENOSO

Este capítulo aborda os principais conceitos referentes a infusão intravenosa. Primeiramente, é apresentada uma breve introdução sobre a fisiologia e anatomia do acesso intravenoso para uma melhor compreensão dos processos de administração de fluidos. Após, os principais sistemas de infusão são abordados e explicados.

#### 2.1.1 Sistemas e órgãos envolvidos na terapia de infusão

Um sistema de infusão intravenosa (IV) pode fornecer sangue, fluido e medicamentos para o paciente. Tal sistema é empregado em cerca de 80% dos pacientes que recebem tratamento hospitalar (BUTTON, 2002). Outros sistemas de infusão como, o arterial umbilical (infusão em recém-nascidos), infusão enteral de nutrientes e infusão epidural de anestésicos e analgésicos representam uma menor utilização em pacientes. Para uma melhor compreensão de uma infusão intravenosa, é preciso primeiramente entender a fisiologia de tal procedimento.

##### 2.1.1.1 Pele

A pele atua como barreira entre os órgãos internos e o ambiente externo, atua no sensoriamento das condições externas do ambiente, além de controlar o balanço de fluidos e eletrólitos. Como o sistema de infusão quebra a barreira perfurando a pele, o órgão torna-se susceptível a infecções, as quais podem se espalhar por todo o organismo (TORTORA E DERRICKSON, 2008).

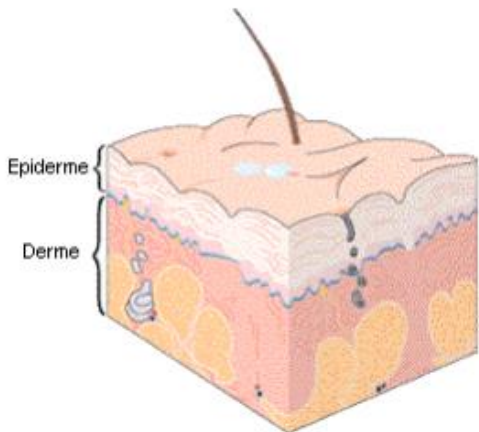
De acordo com Dougherty e Lamb (2009) a pele é composta por duas camadas (Figura 2.1) que realizam as seguintes funções:

**Epiderme:** É a camada mais externa da pele possuindo cerca de 1 mm ( $1 \times 10^{-3}$  m) de espessura e composta de diversas camadas celulares. Por se tratar de uma camada superficial, não é composta por vasos sanguíneos, porém possui sensores nervosos que recebem estímulos que são enviados ao encéfalo.

**Derme:** É composta por diversas camadas celulares sendo a camada mais espessa da pele. Possui uma pequena quantidade de gordura, vasos sanguíneos, nervos, sensores nervosos, folículos de pelos

e glândulas sebáceas. A derme é responsável pelo fortalecimento da pele por ter em sua composição colágeno e fibras elásticas.

Figura 2.1 – Anatomia da pele



Fonte: Adaptado de Tortora e Derrickson (2008)

### 2.1.1.2 Vasos sanguíneos

Os vasos sanguíneos são classificados em 5 diferentes tipos: artéria, arteríolas, veias, capilares sanguíneos e vênulas. Destes, apenas os capilares não possuem uma construção similar entre os vasos, os quais são compostos por três diferentes camadas e são diferenciados conforme a localização e função (Figura 2.2).

**Camada Interna (Túnica Interna):** Esta camada é formada pelo endotélio (células do sistema cardiovascular) em conjunto com a membrana basal e a lâmina elástica interna. O endotélio facilita o fluxo de sangue do vaso sanguíneo, sendo a região onde as plaquetas aderem para realizar o processo inflamatório na presença de um trauma (DOUGHERTY E LAMB, 2009).

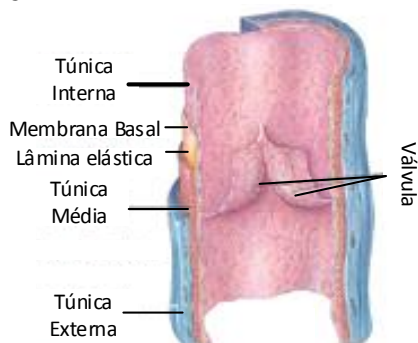
**Camada Média (Túnica Média):** É composta por células musculares e elásticas, além de nervos vasoconstritores e vasodilatadores responsáveis por contrair e relaxar as artérias e veias, respectivamente. A principal diferença desta camada na veia e na artéria, é que na primeira esta região é menos espessa e mais frágil a maiores pressões quando comparado à segunda (WEINSTEIN E HAGLE, 2014).

**Camada Externa (Túnica Adventícia):** A terceira camada é formada pelo tecido conjuntivo areolar, cuja função é envolver e dar o

suporte ao vaso sanguíneo. Nas artérias esta camada é mais espessa pois está sujeita a maiores pressões quando comparado as veias (TORTORA E DERRICKSON, 2008).

Válvula: Como a pressão nas veias é baixa, possibilitando assim o retorno do sangue ao coração, as válvulas localizadas em seu interior impedem o refluxo do sangue causado pela gravidade. Com isso, o sangue realiza um escoamento unidirecional. (TORTORA E DERRICKSON, 2008).

Figura 2.2- Anatomia da veia.



Fonte: Adaptado de Tortora e Derrickson (2008).

De acordo com Dougherty e Lamb (2009), o movimento do sangue dentro de um vaso sanguíneo é laminar. Entretanto, em artérias maiores como a aorta e pulmonar o movimento do sangue é turbulento. O movimento turbulento também pode ser verificado em caso de doenças como anemia, pois neste caso a viscosidade do sangue é reduzida, podendo causar trombose à pessoa.

### 2.1.1.3 Coração

Segundo Tortora e Derrickson (2008), o coração contém duas bombas que se complementam entre si. A bomba do lado direito gera vazão de sangue para o sistema pulmonar, e a bomba do lado esquerdo gera vazão para o sistema circulatório, o qual é responsável pelo fluxo de sangue através dos vasos sanguíneos.

Uma característica do coração é a necessidade de uma correta dose de sódio, potássio e cálcio. Níveis muito altos de cálcio podem levar à parada do coração em sístole (contração), e níveis muito altos de

potássio podem levar à parada do coração em diástole (dilatação). De fato, ao realizar a infusão intravenosa, o fluido é bombeado diretamente para o coração através dos vasos sanguíneos, o que conforme o nível de potássio e cálcio, poderá levar a uma parada cardíaca do paciente (DOUGHERTY E LAMB, 2009).

#### 2.1.1.4 Complicações sistêmicas

Complicações na terapia de infusão podem pôr em risco a vida do paciente. Abaixo são abordadas algumas das principais complicações que podem acontecer ao paciente durante uma terapia de infusão, conforme Smith e Timby (2005).

**Edema pulmonar:** Esta complicação é o acúmulo de líquido nos alvéolos pulmonares. Fluidos infundidos rapidamente podem levar ao aumento da pressão venosa, resultando em um edema pulmonar.

**Embolia pulmonar:** Complicação letal, é resultado da entrada de ar na veia. Quando há presença de bolhas de ar na infusão, o ar captado pela veia bloqueia o fluxo de sangue para as artérias.

**Choque por infusão rápida:** Ocorre quando o fluido a ser infundido é introduzido de maneira descontrolada sobrecarregando alguns órgãos vitais.

## 2.2 SISTEMAS DE INFUSÃO

Infusão pela gravidade é o tipo de sistema de infusão mais conhecido e utilizado nos hospitais. Entretanto, equipamentos mais sofisticados, como bombas de infusão, também são bastante utilizados por proporcionar um efetivo controle da vazão do fluido (CHAN, 2016).

Bronzino (2015) destaca que existem diversas técnicas e equipamentos para realizar a infusão de fluidos em um paciente. Entretanto, um típico sistema de infusão consiste em três principais componentes:

**Bolsa de fluido (*fluid bag*):** O princípio de operação da bolsa de plástico não requer entrada de ar para permitir a saída do fluido. Portanto, esse tipo de reservatório é totalmente fechado para o ambiente externo. Neste sistema, a bolsa de plástico é esmagada pela própria pressão atmosférica enquanto o fluido é drenado para baixo pela gravidade (AUSMAN, 1984).

**Regulador de vazão (*roller clamp*):** O princípio construtivo do regulador de vazão é basicamente um rolo posicionado sobre uma rampa que esmaga o tubo, restringindo a área de passagem do fluido. O tubo é posicionado entre o rolo e a rampa, assim, conforme o rolo é

posicionado na parte superior da rampa, a área do tubo é restringida, quando o rolo é posicionado na parte inferior da rampa, o fluxo de fluido é liberado (AUSMAN, 1984).

Figura 2.3 – Regulador de vazão por gravidade.



Fonte: Adaptado de Booth (2007).

Cateter (*catheter*): Este dispositivo possui uma agulha no seu interior responsável por perfurar a pele. Quando a perfusão é realizada, o enfermeiro pressiona o botão de ativação. Este botão aciona uma mola, inicialmente comprimida e conectada à agulha, alterando para a posição esticada e removendo a agulha do cateter. Parte do cateter se mantém fora da pele sendo conectado em uma seringa ou em um dispositivo de infusão. A Figura 2.4 demonstra um cateter antes (a) e depois (b) da perfusão, podendo ser verificado o cateter separado em duas partes após a ativação do botão.

Figura 2.4 - Cateter antes (a) e depois (b) da perfusão na pele.



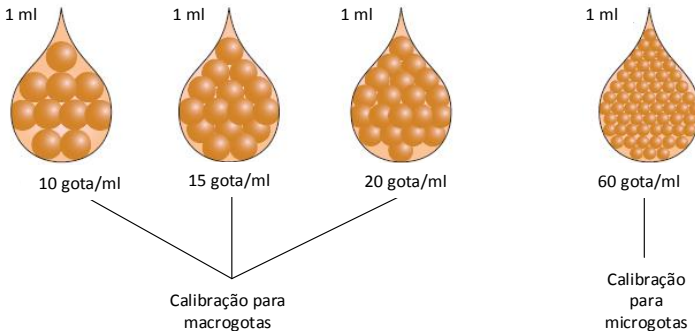
Fonte: Adaptado de Booth (2007).

Outro componente fundamental na infusão de fluidos é o tubo que conecta a bolsa de soro e o cateter, denominado de equipo. Este

tubo, normalmente fabricado de Cloreto de Polivinil (PVC), pode conter abertura de ar para facilitar o escoamento do fluido em recipientes de vidro, ou pode não conter abertura de ar, sendo utilizado com bolsas de plástico.

Conforme Smith e Timby (2005), o equipo é composto pela câmara de gotejamento, sendo responsável pela criação da gota. Tal câmara pode liberar gotas grandes (equipos macrogotas) e gotas pequenas (equipo microgotas). Quando a infusão é realizada pela gravidade, utiliza-se macrogotas para facilitar a contagem de gotas maiores. Em uma bomba de infusão, quando a vazão é pequena, o equipo microgotas é utilizado, o qual, independente do fabricante, libera um volume de 60 gotas/ml. O equipo macrogotas libera um volume que pode ser alterado em 10 gotas/ml, 15 gotas/ml ou 20 gotas/ml, como pode ser verificado na Figura 2.5.

Figura 2.5 - Calibração de gotas para equipos macrogotas e microgotas.



Fonte: Adaptado de Booth (2007).

### 2.2.1 Infusão por gravidade

A maneira mais fácil de gerar pressão é através da própria gravidade. Posicionando a bolsa de fluido em uma altura a cerca de 0,6 m a 0,8 m do paciente gera uma pressão hidrostática maior que pressão venosa do paciente. A pressão hidrostática infundida no paciente, considerando que não existe restrição no equipo, pode ser calculada conforme Equação ((2.1).

$$P_i = \rho g h. \quad (2.1)$$



Onde:

$P_1$  = Pressão de infusão gravitacional [Pa];

$\rho$  = Densidade do fluido [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ];

$g$  = Aceleração da gravidade [ $\text{m}/\text{s}^2$ ];

$h$  = Altura da bolsa de fluido [m].

Neste tipo de infusão, a vazão é controlada através de um rolete. Este dispositivo é conectado em uma câmara de gotejamento, a qual o enfermeiro conta as gotas manualmente a fim de obter uma vazão em gotas/min. Este tipo de procedimento tem como vantagem a não dependência de energia elétrica ou bateria, entretanto, por se tratar de um procedimento manual, tanto na regulagem quanto na contagem das gotas, seu resultado pode ser imprevisível (BOOTH, 2007).

## 2.2.2 Bomba de infusão

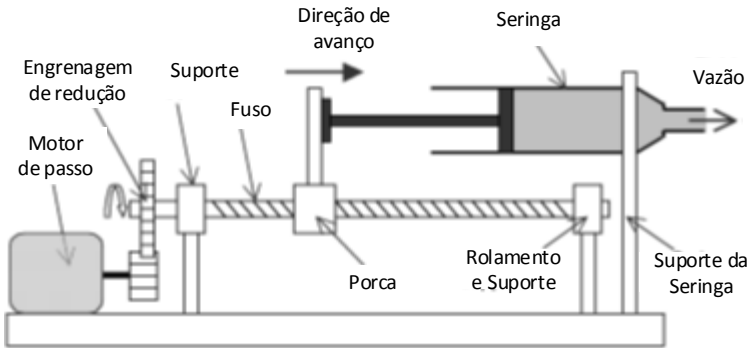
Bombas de infusão são equipamentos médicos que permitem o controle da vazão e do volume total de fluido a ser infundido no paciente. Dentre as bombas de infusão que existem no mercado, dar-se-á ênfase à bomba de infusão de seringa e peristáltica por serem as mais utilizadas em hospitais brasileiros.

### 2.2.2.1 Bomba de infusão de seringa

Este tipo de bomba é frequentemente utilizado em pacientes que necessitam de uma alta acurácia na vazão e principalmente para baixas vazões como 0,5 ml/h a 10 ml/h. Por apresentar um volume menor, este tipo de bomba normalmente permite apenas a utilização de uma única seringa, porém alguns equipamentos permitem a utilização de múltiplas seringas (CHAN, 2016).

De acordo com Permesh (2012), bombas de seringa são constituídas por um fuso ligado à engrenagem redutora do motor de passo. Este fuso é rotacionado pelo motor, movendo a porca conectada no próprio fuso. Esta porca, a qual possui um suporte conectado no êmbolo da seringa, move-se na posição horizontal conforme rotação do fuso, pressionando o êmbolo e gerando pressão para a saída do fluido. A Figura 2.6 demonstra o mecanismo de uma bomba de seringa.

Figura 2.6 – Mecanismo de uma bomba de seringa.



Fonte: (CHAN, 2016).

A vazão em uma bomba de seringa pode ser representada conforme Equação (2.2).

$$q_s = \omega T A. \quad (2.2)$$

Onde:

$q_s$  = Vazão bomba de seringa [ $\text{m}^3/\text{s}$ ];

$\omega$  = Velocidade angular do fuso [ $\text{rad}/\text{s}$ ];

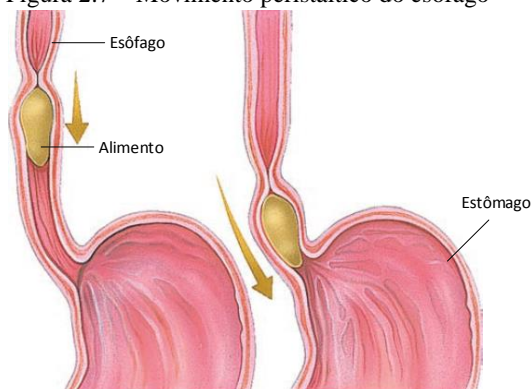
$A$  = Área da seringa [ $\text{m}^2$ ];

$T$  = Passo do parafuso [ $\text{m}$ ].

### 2.2.3 Bomba de infusão peristáltica

Bombas peristálticas simulam um processo biológico natural denominado peristalsia. De acordo com Latham (1966) este processo move o alimento através do esôfago até o estômago com sucessivas contrações de músculos em formato de onda (Figura 2.7). Outra passagem anatômica que bombeia fluido através de movimentos peristálticos é a uretra, tubo que conecta o rim à bexiga, neste caso o fluido é a urina, a qual alcança uma vazão de cerca de  $6 \times 10^{-8} \text{ m}^3/\text{s}$  e uma velocidade de 0,03 m/s.

Figura 2.7 – Movimento peristáltico do esôfago



Fonte: Adaptado de Tortora e Derrickson (2008).

De acordo com Von Linsingen (2001), em uma bomba volumétrica a energia é transferida principalmente na forma de energia de pressão, com isso o aumento da restrição implica diretamente no aumento da pressão sem considerável queda de vazão. De fato, Bronzino (2015) afirma que a pressão de infusão é independente da pressão gravitacional, sendo obtida através da resistência causada pelos seguintes fatores: pequeno diâmetro da agulha, comprimento do tubo, diâmetro do tubo, entre outros.

### 2.2.3.1 Controlador

Neste tipo de bomba a vazão pode ser controlada através de diversas maneiras. Klespitz e Kovács (2014) destacam que uma das maneiras mais comuns de controlar a vazão é utilizando um transdutor de vazão que pode estar em contato ou não com o fluido, dependendo da necessidade de limpeza do sistema. A malha de controle mais utilizada para este caso é malha aberta, entretanto alguns fabricantes utilizam malha fechada (clássico controlador PID) a fim de garantir a correta vazão independentemente do material e diâmetro do equipo utilizado.

Chan (2016) comenta que o controle através de um sensor de gotas (sensor óptico) localizado na câmara de gotejamento é uma das formas mais utilizada em bombas de infusão que possuem o controle em malha fechada. A gota formada na câmara interrompe o feixe de luz do sensor produzindo um pulso elétrico. A vazão é processada a partir da taxa de gotas e o tamanho das mesmas, e comparadas com a vazão

programada. Se a vazão processada for menor que a programada, o controlador aumenta automaticamente a velocidade angular do motor de passo até obter um erro mínimo entre as vazões.

De acordo com Thariyan *et al.* (2002) cada pulso no sinal do sensor de gotas é contado para obter uma vazão em gotas/min. Entretanto, como a vazão ajustada pelo enfermeiro é em ml/h, o sistema converte tal vazão em gotas/min, conforme pode ser verificado na Equação (2.3). As unidades apresentadas na equação a seguir não seguem o Sistema Internacional (SI) pois são as unidades utilizadas pelo equipamento em estudo.

$$q_G = \frac{v_i}{t V_G 60}. \quad (2.3)$$

Onde:

$q_G$  = Vazão em gotas [gotas/min];

$v_i$  = Volume infundido [ml];

$t$  = Tempo de infusão [min];

$V_G$  = Volume da gota [ml].

### 2.2.3.2 Motor de passo

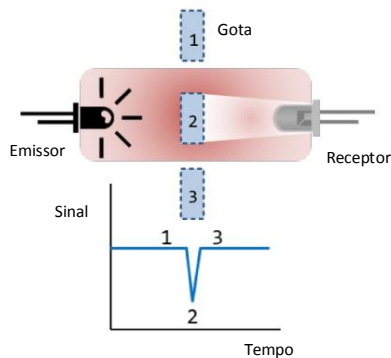
Uma das principais características de um motor de passo é a habilidade de realizar a rotação em precisos incrementos. Este tipo de motor possui uma parte estacionária denominada estator, e uma parte rotacional denominada rotor, as quais ambas são formadas por dentes compostos de material magnético. Quando um fluxo magnético passa entre o estator e rotor, há um alinhamento entre os dentes de ambas as partes, quando uma bobina do rotor é desativada e a outra ligada, a mesma alinha com o próximo dente do estator, fazendo o eixo girar em passos (ACARNLEY, 2002).

### 2.2.3.3 Sensor de gotas

O sensor de gotas é utilizado em bombas de infusão com o objetivo de controlar a administração de fluido precisamente, de gota a gota. Este sensor é caracterizado por ser um sensor óptico composto por um diodo emissor de luz conhecido como IR-LED (*Infra Red Light Emitting Diode*) e um receptor contendo um fototransistor. Durante a operação da bomba de infusão, um sinal digital é enviado ao registro de dados a cada momento em que as gotas caem na câmara de gotejamento

e interrompem o feixe de luz emitido pelo LED (YANG E KIM, 1998). A Figura 2.8 ilustra o princípio de funcionamento do sensor de contagem de gotas por etapas, onde nas etapas 1 e 3 é representado o sinal sem alteração na intensidade da luz emitida, na etapa 2 a gota interrompe a passagem da luz e gera um pulso no sinal do sensor.

Figura 2.8 – Princípio de operação de um sensor de contagem de gotas.



Fonte: Adaptado de Park *et al.* (2016).

#### 2.2.3.4 Sensor de pressão

A medição e controle da pressão realiza um papel vital em qualquer equipamento médico. Este sensor pode ter diversos princípios construtivos, entretanto o mais utilizado em equipamentos médicos é o piezoresistivo.

Sensores piezoresistivos possuem um pequeno chip de material semiconductor (normalmente silício), sensível à pressão, e uma membrana. Tal membrana é composta de pequenos cristais de silício que atuam como um resistor. Quando uma pressão é aplicada sobre a membrana, as moléculas dos cristais de silício são deformadas, criando uma tensão mensurável (efeito “piezo”). Se os “resistores” estiverem conectados como uma ponte de Wheatstone, e uma tensão ou corrente for aplicada, será gerado um diferencial de tensão, conforme descrito em Amsys (2008).

Balaban *et al.* (2009) destacam que os sensores piezoresistivos podem ser utilizados em aplicações estáticas e em condições extremas como altas frequências e temperaturas. Entretanto, tais sensores podem causar falhas, conforme citadas abaixo:

- Descolagem do material piezoresistivo pode causar uma baixa transferência de tensão, causando um erro de escala no sensor;
- Quebra da membrana com material piezoresistivo devido ao excesso de fadiga pode causar erros de escala.
- Variações de temperatura podem levar a mudanças nas propriedades eletromecânicas, resultando em erros de desvio.

#### 2.2.3.5 Sensor de ar

Um dos principais problemas na infusão de fluidos é a presença de bolhas de ar que podem causar danos à saúde do paciente. A utilização de um sensor para detecção de bolhas de ar aumenta a confiabilidade do sistema tornando-se fundamental no processo de infusão de fluidos.

O sensor de detecção de bolhas de ar é caracterizado por ser um sensor ultrassônico não invasivo. Este sensor possui um elemento piezoelétrico como transmissor que gera uma onda acústica de alta frequência. Esta onda é recebida por um elemento piezoelétrico passivo localizado no outro lado do equipo. O sensor detecta a presença de bolhas no fluido através da impedância acústica do ar, que reflete a onda ultrassônica de volta em direção ao transmissor. Quando o receptor não recebe a onda gerada, o sensor indica a presença de ar (OZERI *et al.*, 2006).

Uma das características de um sensor de bolhas de ar é a capacidade de detectar diferentes tamanhos de bolhas. Diferentemente de quando a bolha possui o mesmo diâmetro do equipo, quando a onda acústica é totalmente bloqueada e o sinal é cortado, bolhas menores permitem a passagem parcial da onda, resultando em um sinal do sensor com variações (BIOSONIX, 2013). Na Figura 2.9 é possível verificar a funcionalidade do sensor na presença de bolhas de ar (a), assim como a queda do sinal devido à presença da bolha de ar no equipo (b). O sensor possui regulagem do tamanho máximo da bolha de ar permitida no sistema de infusão.

Figura 2.9 - Sensoriamento bolha de ar (a) e respectivo sinal (b).



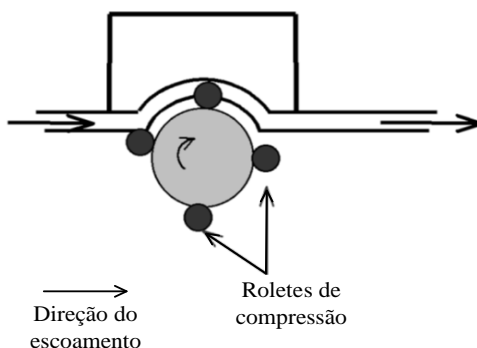
Fonte: (BIOSONIX, 2013).

### 2.2.3.6 Mecanismo peristáltico

O mecanismo utilizado em bombas de infusão responsável por infundir o fluido no paciente, simulando o movimento peristáltico pode ser implementado de duas maneiras, mecanismo peristáltico rotativo ou peristáltico linear.

O mecanismo peristáltico rotativo é composto por um tubo flexível (equipos) montado dentro de um suporte circular. Um motor em conjunto com alguns roletes fixados comprime o tubo contra um batente. Conforme o motor inicia o movimento rotacional, a parte do tubo comprimida pelo rolete, “empurra” o fluido, movendo-o através do tubo (DHUMAL E KADAM, 2012).

Figura 2.10 – Mecanismo peristáltico rotativo



Fonte: Adaptado de Chan (2016).

Segundo Bronzino (2015) pelo menos um dos roletes conectados ao motor comprimem o tubo durante todo o tempo de operação, resultando em um escoamento contínuo de fluido, da bolsa de soro até o paciente.

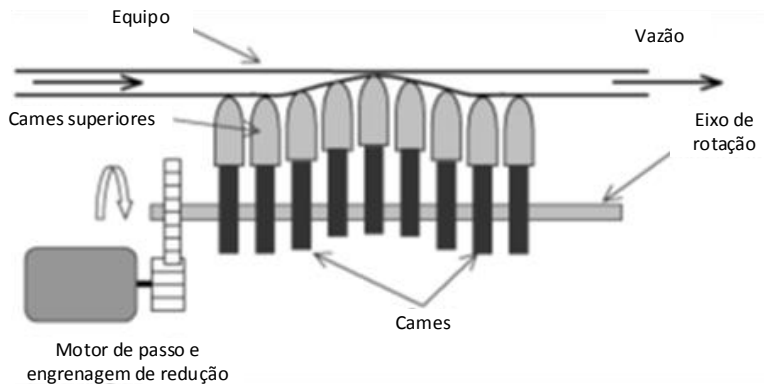
Dhumal e Kadam (2012) destacam que a região do tubo atrás do rolete recupera o formato inicial devido à elasticidade do material criando um vácuo e puxando o fluido para trás. Com isso, um volume de fluido é formado entre os roletes, o qual determina o volume infundido no paciente a cada passo do rolete. Assim, a vazão em uma bomba peristáltica rotativa pode ser obtido como:

$$q_R = Vn\omega, \quad (2.4)$$

onde  $q_R$  é a vazão bomba peristáltica rotativa [ $m^3/s$ ],  $V$  é o volume por passo do rolete [ $m^3$ ];  $\omega$  é a velocidade angular do motor [ $rad/s$ ], e  $n$  é o número de roletes.

O mecanismo peristáltico linear possui o mesmo princípio de operação que o rotativo. Entretanto, este sistema ao invés de possuir roletes fixados no motor, possui cames defasados entre si conectados em um eixo excêntrico ligado ao motor. Estes cames, quando rotacionados, formam uma onda peristáltica. Quando o came posterior esmaga o tubo, um vácuo é criado puxando o fluido para atrás o qual é empurrado na direção de rotação do motor pelo próximo came (Figura 2.11). Esse movimento forma um escoamento contínuo no paciente (BERG E DALLAS, 2015).

Figura 2.11 – Mecanismo peristáltico linear.



Fonte: Adaptado de Chan (2016).

Algumas das mais importantes vantagens na utilização de uma bomba peristáltica são apresentadas a seguir:



- Sem presença de vedações: O equipo é o único componente da bomba que entra em contato com o fluido. Com isso, não há presença de corrosão ou vazamentos (apenas quando o tubo estiver danificado).
- Lubrificação: Por não possuir contato com o fluido, as peças mecânicas da bomba não necessitam de constante lubrificação;
- Operação suave: Devido à operação suave da bomba, o fluido transportado não é danificado, sendo uma bomba ideal para o transporte de medicamentos;
- Baixo custo de operação: A única manutenção de troca de componentes é quando o equipo precisa ser substituído. Sendo que esta operação possui um custo muito menor quando comparado à troca de peças em outras bombas.

#### **2.2.4 Características gerais da bomba de infusão**

As bombas de infusão possuem algumas características de operação em comum, independentemente do princípio construtivo do mecanismo de bombeamento. A seguir são listadas as principais funções de operação das bombas:

**Vazão:** Pode ser ajustada na faixa entre 1 ml/h e 999 ml/h, apresentando uma precisão de  $\pm 5\%$  a  $\pm 10\%$ . Para a infusão em neonatal a vazão é ajustada entre 0,1 ml/h e 99 ml/h com uma precisão de  $\pm 2\%$ .

**Volume a ser infundido (VTBI):** As bombas de infusão possuem a opção de programar a quantidade de volume a ser infundido no paciente. Normalmente o volume permitido de fluido infundido é entre 1 ml a 999,9 ml.

**Manutenção da veia (KVO):** Quando a infusão é finalizada, a fim de prevenir o coágulo sanguíneo, a bomba regula automaticamente a vazão do fluido a uma faixa de 1 ml/h a 5 ml/h.

### **2.3 OBSERVAÇÕES FINAIS SOBRE O CAPÍTULO**

Com o intuito de orientar o leitor que não está familiarizado com alguns conceitos sobre a área da saúde, este capítulo apresentou uma breve explicação sobre anatomia da pele e sistema venoso, ambos ligados a terapia intravenosa (IV). Também foram apresentados os principais equipamentos utilizados em um sistema de infusão. No

próximo capítulo é abordada a estrutura de desenvolvimento de um Sistema Especialista.

### 3. REPRESENTAÇÃO DO CONHECIMENTO

Este capítulo contém a explicação das principais características e ferramentas de um Sistema Especialista (SE). Primeiramente, conceitos fundamentais sobre SE são apresentados, seguido de alguns trabalhos envolvendo SE na área da medicina. Por fim, os principais conceitos referentes à modelagem orientada a objeto e a utilização de regras para a representação do conhecimento são explicados e ilustrados.

#### 3.1 SISTEMA ESPECIALISTA

Sistema Especialista é uma área de Inteligência Artificial (IA) que, através de conhecimento, realiza inferências para resolver problemas complexos. Um SE é um programa de computador inteligente capaz de simular a habilidade de decisão de um especialista humano. A utilização de um SE pode ser vista em várias áreas de conhecimento, como medicina, negócios, ciência e engenharia (GIARRATANO E RILEY, 2005).

O primeiro sistema especialista foi desenvolvido em 1969 por Ed Feigenbaum e Joshua Lederberg. Este SE foi chamado de DENDRAL e foi desenvolvido na Universidade de Stanford para resolver problema na dedução das estruturas moleculares a partir de alguns dados de entrada do sistema. Estes dados são fórmulas elementares da molécula, e sua saída refere-se à massa de espectrômetro, a qual é a massa da molécula fragmentada, gerada a partir do bombardeio por um feixe de elétrons. Os pesquisadores verificaram que o programa possuía uma grande capacidade ao gerar todas as possíveis estruturas da fórmula, além de prever suas massas comparando com o espectro atual (RUSSEL E NORVIG, 2003).

Outro SE desenvolvido por Feigenbaum e Lederberg, foi um avanço para realizar diagnósticos na área da saúde. MyCIN foi desenvolvido para gerar diagnósticos de infecção de sangue, e ao contrário do DENDRAL, que o modelo teórico já existia, no MyCIN o conhecimento foi adquirido através de entrevistas com médicos. No final do desenvolvimento, a performance do MyCIN foi tão boa quanto alguns especialistas e melhor do que médicos iniciantes (RUSSEL E NORVIG, 2003).

No início dos anos 80, sistema especialista foi reconhecido como uma transferência do conhecimento humano para uma base de conhecimento. Esta base representa o conhecimento que já existe no

homem. Hoje em dia, sistemas especialistas são utilizados em várias aplicações, como projeto, detecção e diagnóstico de falhas.

### **3.1.2 SE na área da saúde**

O diagnóstico de falhas tem recebido uma variedade de ferramentas e técnicas com o intuito de aumentar a confiabilidade na detecção de anomalias em sistemas técnicos. Estas técnicas incluem sistemas especialistas, redes neurais e redes Bayesianas, que são domínios de Inteligência Artificial. Sistemas de IA são aplicados na detecção de anomalias utilizando regras, raciocínio e tomada de decisão para simular um especialista humano.

Nos últimos anos, a comunidade de IA tem visto grandes mudanças no monitoramento e diagnóstico de todos os tipos de equipamentos. A utilização de IA no diagnóstico da falha em sistemas técnicos resulta no desenvolvimento de sistemas inteligentes capazes de monitorar e controlar a presença de anomalias, minimizando desta forma o risco que uma falha pode causar. Entretanto, embora muitos avanços nas técnicas relacionadas ao diagnóstico de falhas tenham sido realizados, a aplicação destas, deve ser mais explorada, principalmente em equipamentos onde uma falha pode causar danos à vida humana.

A aplicação de um SE na área médica tem sido bastante explorado devido à capacidade de diagnóstico do mesmo. Atualmente, diversos pesquisadores desenvolveram projetos na área de bioengenharia e diagnóstico médico a fim de aumentar a confiabilidade tanto no suporte às decisões de médicos, quanto na detecção de falhas de equipamentos desta área. Com isso, abaixo são apresentadas algumas pesquisas em sistema especialista relacionadas à área médica:

**Sistema de Previsão Médica:** O objetivo deste sistema é gerar predições sobre um paciente infectado com o vírus da hepatite, uma das principais causas de câncer. Segundo o autor, se um correto diagnóstico, e consequente tratamento, é realizado, as chances de iniciar um câncer no paciente são diminuídas drasticamente. Para tal objetivo, foi desenvolvido um sistema especialista em conjunto com redes neurais. Primeiramente, o sistema divide, usando lógicas de inferência, qual vírus de hepatite está presente no paciente: hepatite B, hepatite B+D e hepatite C. Esta decisão é tomada ao perguntar ao médico diversos fatores que definem o tipo de hepatite. Como a hepatite B pode ter diversas formas, se este tipo de vírus for definido, o sistema decide, baseado em inferências de estatística, qual a forma de vírus mais

provável para aparição no paciente. Por outro lado, se a hepatite C é decidida, redes neurais são utilizadas para avaliar o melhor tratamento para o paciente, devido ao alto custo e prováveis efeitos colaterais que podem aparecer (DRĂGULESCU E ALBU, 2007).

**MyHeart:** sistema de monitoramento doméstico desenvolvido para evitar Insuficiência Cardíaca Congestiva, que ocorre em pacientes na transição entre o hospital e sua casa. A estrutura do sistema é definida por três principais componentes: coleta de dados do paciente através de um aplicativo de celular, inferência de dados utilizando um sistema especialista baseado em regras, e painel de controle de um profissional de saúde. Os dados de coleta incluem: pressão arterial, peso, nível de glicose no sangue e medidas de sintomas, como dor torácica e falta de ar, sendo todos medidos por dispositivos conectados via Bluetooth que são enviados para a nuvem. O sistema especialista processa os dados e calcula uma pontuação de risco utilizada para prever um possível ataque cardíaco no paciente, e também notifica o médico sobre o estado de saúde do paciente. O painel de informações exibe os dados coletados do paciente diariamente (ALNOSAYAN *et al.*, 2014).

**LISA:** sistema de informação clínica e apoio na decisão para cuidados colaborativos na Leucemia Linfoblástica Aguda (ALL) infantil. Uma base de dados centralizada da Oracle contém todas as informações do paciente como: horários de medicamentos, resultados de sangue e toxicidade, doses prescritas, entre outros. A ALL é o tumor pediátrico mais comum. Um módulo de suporte à decisão baseado na web, implementado utilizando a tecnologia de desenvolvimento de diretrizes PROforma, que é um idioma para a implementação de diretrizes médicas, foi projetado para fornecer sugestões sobre ajustes de doses no tratamento da ALL. O LISA foi desenvolvido principalmente para o apoio no período de manutenção do paciente, definindo as doses de medicamentos que devem ser tomados semanalmente (BURY *et al.*, 2005).

**Diagnósticos médicos:** O sistema proposto pelos autores foi criado para interagir com médicos a partir de questões relacionados a sintomas, como: febre, dor de cabeça e dor no peito. O sistema foi criado utilizando Borland C++ e regras *IF-THEN* (apresentadas na próxima seção) com encadeamento direto. O teste do sistema resultou na acurácia maior que 97%, quando comparado com o diagnóstico de médicos (WIRIYASUTTIWONG E NARKBUAKAEW, 2009).

**SEDACaP:** Sistema especialista para auxílio de diagnóstico de câncer de próstata. Este SE foi desenvolvido pelo Programa de Pós

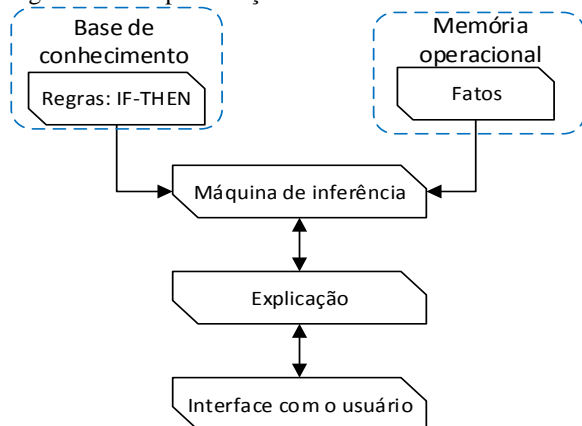
Graduação em Engenharia Elétrica da UFSC, e visa o gerenciamento dos dados clínicos do paciente, operando via internet e utilizando regras *IF-THEN* e modelagem orientada a objetos, auxiliando o médico na detecção do câncer de próstata. Os resultados obtidos foram comparados com os resultados das biópsias reais dos pacientes. Por fim, o SE desenvolvido demonstrou uma acurácia de 83% na detecção de câncer de próstata (PEREIRA, 2004).

## 3.2 REPRESENTAÇÃO DO CONHECIMENTO

### 3.2.2 Estrutura de um Sistema Especialista

Em geral, um sistema especialista é formado por cinco principais componentes: base de conhecimento, memória operacional, máquina de inferência, explicação e interface com o usuário, assim como demonstrado na Figura 3.1. Na base de conhecimento, parte do conhecimento do especialista humano é armazenada, normalmente na forma de regras. A máquina de inferência decide qual regra será ativada, priorizando e executando-a, através da base de conhecimento e as informações contidas na memória operacional, denominadas de fatos. O módulo de explicação permite que o SE explique e justifique como o sistema chegou a determinada conclusão. Assim, através da interface de comunicação com o usuário, o SE realiza a comunicação que deve ser a mais amigável possível.

Figura 3.1 – Representação da estrutura de um SE.



Fonte: Adaptado de Michael (2005).

### 3.2.3 Regras

A maioria do conhecimento pode ser representada na forma de regras, mesmo que a complexidade do processamento mental de um humano seja bastante alta. Uma regra consiste em duas partes: SE (conhecido como antecedente), representa uma condição que testa o valor de um fato como verdade, e caso a condição seja verdadeira, a segunda parte ENTÃO (consequência) infere um novo conjunto de fatos. O exemplo a seguir ilustra esse conceito:

**SE:** Sinal do sensor de pressão é alto e sinal de vazão é baixo.

**ENTÃO:** Há obstrução no equipo.

Regras podem ser conectadas através de condições que ativam uma nova regra, denominado de encadeamento, até que seja determinada uma conclusão pelo sistema. De acordo com Giarratano e Riley (2005), um importante aspecto relacionado ao desenvolvimento de um SE, é o método de inferência para ativar a regra: encadeamento direto ou reverso.

O encadeamento reverso inicia com um objetivo normalmente iniciado pelo usuário. Esse objetivo é avaliado até que uma regra que contenha tal objetivo em sua conclusão seja localizada. Se essa condição é satisfatória, um resultado é encontrado e a consulta no SE é finalizada. Entretanto, se a condição não é satisfatória, outras regras são disparadas criando um encadeamento até uma condição ser satisfatória ou o usuário determinar tal condição. No encadeamento direto, o processo de inferência atua através de regras, a partir de fatos até chegar a uma conclusão baseada em tal fato (WATTON, 2007).

### 3.2.4 Modelagem Orientada a Objetos

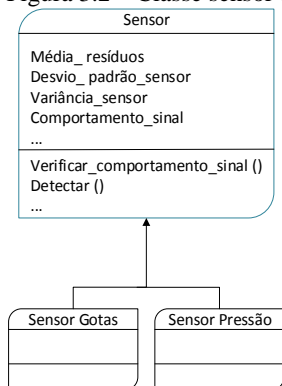
De acordo com Miller (1993), o modelo orientado a objeto pode armazenar e gerenciar textos, gráficos, números e qualquer tipo de informação funcional. De fato, um objeto se refere a uma entidade física ou conceitual (p. ex., sensor de gotas). Gonzalez e Dankel (1993) definem um objeto como uma representação de uma entidade, contendo as descrições de como as informações são manipuladas.

Um objeto é composto por atributos, denominados *slots*, e seus valores. Esses valores podem ser simbólicos, numéricos ou booleanos, e são armazenados em *slots* que contém as informações de uma instância.

Um *slot* pode ter um valor padrão, sendo verdadeiro quando nenhuma evidência para alterar o valor é encontrada.

Uma instância é um elemento específico de uma classe que possui atributos e valores definidos. Um conjunto de objetos que normalmente compartilham os mesmos atributos é denominado de classe (GIARRATANO E RILEY, 2005). A classe é responsável por fornecer uma interface de interação com o objeto, definindo o comportamento do objeto através dos procedimentos. Armstrong (2006) define uma classe como uma descrição da organização e ações compartilhadas por um ou mais objetos semelhantes. Com o intuito de ilustrar os conceitos abordados, a Figura 3.2 demonstra a classe sensor e suas sub-classes representadas neste trabalho.

Figura 3.2 – Classe sensor e suas sub-classes.



Fonte: Elaborada pelo autor.

A partir da Figura 3.2 é possível verificar que os objetos *Sensor de gotas* e *Sensor de pressão* compartilham os mesmos atributos e procedimentos herdados pela classe *Sensor*. O procedimento *Detectar* detecta a falha para cada sensor a partir dos atributos *Média\_resíduos*, *desvio\_padrão\_sensor* e *Variância\_sensor*. Como os valores dos atributos referentes ao desvio padrão e variância são diferentes para cada sensor, ao definir os valores para cada objeto, criam-se as instâncias.

### 3.2.2 Desenvolvimento de um Sistema Especialista

O processo de desenvolvimento de um SE é denominado de engenharia do conhecimento. Um Engenheiro do Conhecimento (EC)



estuda um domínio do conhecimento específico, determinando seus principais conceitos, criando uma representação formal e implementando tal conhecimento. Normalmente, um EC pode obter um específico conhecimento a partir de entrevistas de especialistas da área de estudo. A implementação deste conhecimento pode ser realizada em ciclos, os quais representam incrementos de conhecimento.

Segundo Gonzalez e Dankel (1993), o modelo de desenvolvimento incremental, conhecido como modelo incremental, é centrado em duas etapas principais:

- Definir partes do conhecimento para ser implementado de modo completo, criando um protótipo inicial, o qual o sistema é desenvolvido;
- Acrescentar as demais partes do conhecimento ao protótipo, incrementando-o a cada ciclo.

Desta forma o SE pode ser colocado em uso no final de cada ciclo, mesmo que não esteja completo. Conforme apresentado por Silva (1998), o desenvolvimento de um SE possui diversas etapas, as quais iniciam na definição da área de conhecimento até a validação do sistema por um especialista. De fato, a primeira etapa de desenvolvimento refere-se à identificação do tipo de problema, e estudo da viabilidade da implementação do SE. A segunda etapa, denominada aquisição de conhecimento, visa produzir e verificar o conhecimento que será implementado no sistema, normalmente, este conhecimento é adquirido através de entrevistas com especialistas da área de conhecimento. Na etapa de representação do conhecimento, os principais conceitos relacionados a estrutura do SE são levados em consideração, como a definição das técnicas que serão utilizadas na representação do conhecimento, como regras, orientação a objetos, entre outras. A etapa de implementação especifica as ferramentas que serão utilizadas para a implementação do conhecimento, ou em outras palavras, é a etapa de integração do conhecimento, de acordo com as técnicas e estruturas definidas nas etapas anteriores.

A última etapa de desenvolvimento de um SE se refere à verificação e validação do ciclo de implementação. Nesta etapa, busca-se encontrar erros que podem alterar o comportamento do sistema. Os erros típicos na implementação de um SE são: erros de semântica, sintaxe, interface, entre outros, que podem ser melhor compreendidos em Giarratano e Riley (2005).

### 3.3 DETECÇÃO E DIAGNÓSTICO DE FALHAS

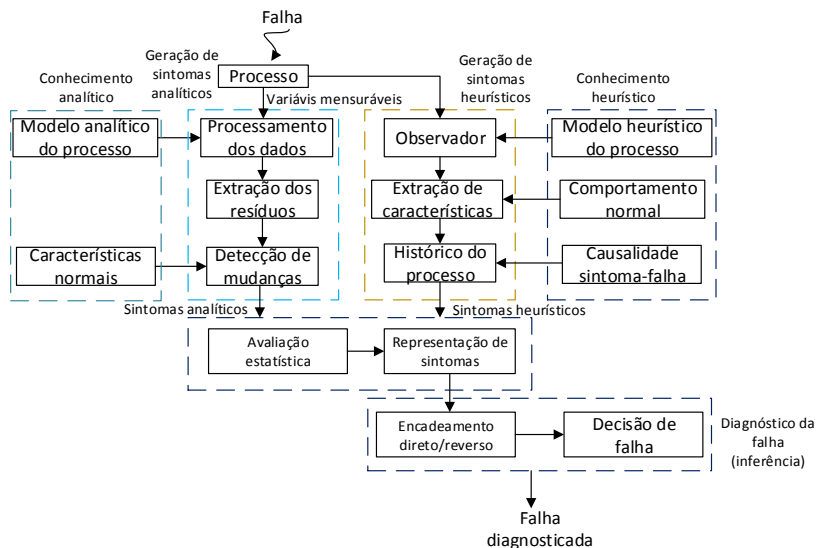
Como mencionado na seção anterior, sistemas especialistas são largamente aplicados ao diagnóstico de falhas. Portanto, mesmo que o monitoramento de variáveis envolva um processo analítico, a avaliação de tais variáveis requer um conhecimento humano, conhecido como conhecimento heurístico (ISERMANN, 2006). As variáveis resultantes do processo analítico devem gerar características importantes para a interpretação do SE, como:

- Definição de limites de valores e sinais mensuráveis;
- Geração do sinal base, em condição normal, do modelo teórico do sistema, a partir de leis físicas e parâmetros conhecidos;
- Geração de resíduos, comparando o sinal mensurado com o modelo teórico;
- Avaliação do sinal utilizando características normais de operação para detecção de anomalias, como: variância, amplitude, desvio padrão ou modelos paramétricos;

O conhecimento heurístico pode ser introduzido por informações qualitativas coletadas do operador humano, ou especialista humano. O especialista é uma pessoa, que possui experiências no processo, podendo rapidamente focar no núcleo de um dado problema. O histórico do processo e a experiência do operador (a partir de observações e inspeções) constituem em uma fonte de informações heurísticas. Dados estatísticos como probabilidades de ocorrência da falha, podem ser representados por variáveis linguísticas, por exemplo, pequena, média ou grande chance de ocorrência, ou por valores numéricos (por exemplo, 95% de chance de ocorrer a falha). Além disso, o operador humano pode lidar com as possíveis causas de falha, através de sintomas gerados pelo processo.

O diagnóstico de falhas consiste em determinar as principais características da falha, como: tempo de ocorrência, tamanho, local e tempo em que foi detectada. Este procedimento utiliza a experiência do especialista e pode ser aplicada através de regras *IF-THEN*, podendo ser modelado por um encadeamento direto ou reverso, explicado na próxima seção. A Figura 3.3 apresenta um esquema aplicando conhecimento analítico e heurístico. De fato, ambos conhecimentos podem ser representados por um SE.

Figura 3.3 – Esquema de um Sistema Especialista para a detecção e diagnóstico de falhas.



Fonte: Adaptado de Isermann (2006).

### 3.3.1 Detecção e diagnóstico

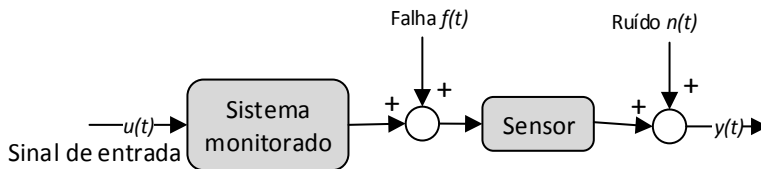
Os principais objetivos de um sistema de detecção e diagnóstico de falhas são: identificar, avaliar e diagnosticar a falha apresentando as medidas corretivas para tal. Para evitar o uso de sensores redundantes, Isermann (2006) salienta que a relação entre o sinal de entrada  $u(t)$  e o sinal de saída  $y(t)$  pode ser representada pelo modelo matemático do processo. A detecção de uma anomalia no sistema depende da leitura realizada por sensores, os quais leem os dados das características do sistema real. Estes dados, depois de tratados, são comparados aos valores esperados pelo modelo matemático, gerando uma diferença entre os valores, chamada de resíduos.

Os resíduos gerados podem ser utilizados para detectar e isolar a falha em um sistema ou processo, incorporando uma metodologia de avaliação residual. Para obter tais resíduos, o sistema deve conter um modelo matemático preciso do sistema monitorado, pois a medição de um sensor possui as características dinâmicas do sistema

monitorado, somados a ruídos e possíveis anomalias, tanto do sistema monitorado, quanto do próprio sensor.

Para Jiang (2011), as anomalias do processo e o ruído do sensor, são inseridos em diferentes locais do sistema. A anomalia  $f(t)$  no sistema pode ser introduzida entre o sistema monitorado e o sensor, enquanto o ruído  $n(t)$  é inserido depois da leitura do sensor. A partir dessa condição, o ruído do sensor não sofre alterações pela anomalia do sistema, ou seja, a falha inserida do sistema afeta as características apenas do sistema, e não do sensor responsável pela leitura.

Figura 3.4 – Estrutura de modelagem de falhas.



Fonte: Adaptado de Jiang (2011).

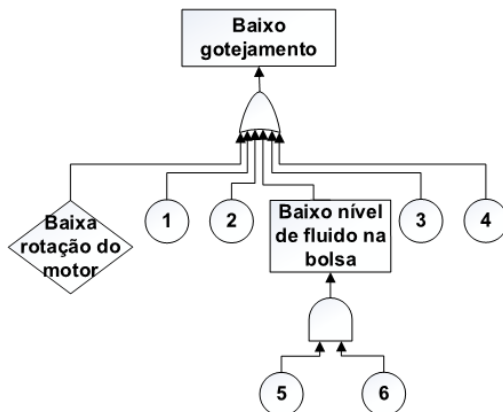
A relação entre falha e os sintomas gerados pelos resíduos previamente explicados neste trabalho, é de causa-efeito. Nesta relação, a falha influencia eventos intermediários do sistema, que por consequência, influenciam a medição do sensor. Entretanto, no diagnóstico de falhas, esses eventos não são normalmente visíveis, desta forma, a identificação da causa inicia a partir dos sintomas gerados até localizar a falha que gera tais sintomas.

A relação entre a falha e as possíveis causas na geração do diagnóstico pode ser realizada utilizando a técnica de análise de árvore de falhas (FTA – *Fault Tree Analysis*). A FTA é uma técnica de pensamento reverso, ou seja, a partir de um evento inicial, identificam-se os eventos intermediários resultantes das associações lógicas das causas raízes que geraram o evento topo. Estas associações lógicas normalmente utilizam operadores “E” e “OU” (DIAS *et al.*, 2011).

No desenvolvimento da FTA são consideradas quaisquer causas significantes que podem gerar o evento topo. A Figura 3.5 apresenta a estrutura básica de uma árvore de falhas, na qual é possível verificar o evento topo “baixo gotejamento”, resultante da associação lógica “OU”. No primeiro nível da árvore, encontram-se as causas raízes 5 e 6 ligadas pelo operador “E” para o evento “baixo nível de fluido da bolsa”. Então, este evento, assim como as demais causas raízes 1,2,3 e 4, são

associados ao evento topo, conforme comentado anteriormente. Por fim, a causa ‘baixa rotação do motor’ não é detalhada pois não foram consideradas as causas raízes para tal, assim esta causa é representada por um losango.

Figura 3.5 – Estrutura de uma árvore de falhas.



1 – Equipos furado; 2 – Equipos mal conectados; 3 – Bolsa de fluido furada;

4 – Temperatura ambiente baixa; 5 - Pinça rolete semi fechada; 6 - Obstrução do equipamento.

Fonte: Elaborada pelo autor.

### 3.4 OBSERVAÇÕES FINAIS SOBRE O CAPÍTULO

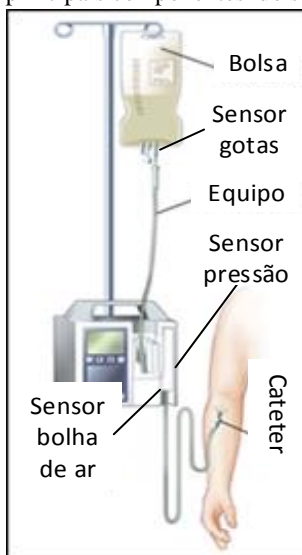
Neste capítulo foram apresentados os principais conceitos referentes ao desenvolvimento de um sistema especialista, e também exemplos de SE desenvolvidos na área da saúde. Alguns conceitos sobre detecção e diagnóstico, seguidos de uma apresentação sobre árvore de falhas também foram abordados. No próximo capítulo é apresentada a estrutura do protótipo desenvolvido, assim como o desenvolvimento do mesmo.



#### 4. PROTÓTIPO DO SISTEMA ESPECIALISTA

A bomba de infusão utilizada como base para o desenvolvimento do Sistema Especialista (SE) é a Infusomat Compact, fabricada pela empresa alemã B Braun. Esta bomba é caracterizada por utilizar o mecanismo peristáltico linear para geração da vazão, além de possuir os seguintes sensores: contagem de gotas, pressão e detecção de bolhas de ar. O sensor de contagem de gotas é localizado sob a câmara de gotejamento antes da bomba de infusão, o sensor de pressão está localizado na saída da bomba de infusão, sendo que logo após este sensor, está localizado o sensor de detecção de bolhas de ar, como pode ser verificado na Figura 4.1.

Figura 4.1 – Posição dos principais componentes do sistema de infusão



Fonte: Adaptado de Saint (2015).

A escolha desta bomba deu-se devido à grande utilização deste equipamento nos hospitais da região de Florianópolis-SC. Com o intuito de obter um maior conhecimento da operação da bomba, realizou-se uma visita técnica na Unidade de Terapia Intensiva (UTI) em 4 hospitais da região. Com isso, verificou-se em conjunto com enfermeiros, que não há um sistema para o monitoramento de falhas que realize a correlação entre os sinais dos sensores diminuindo falsos alarmes para este tipo de

bomba e que as falhas detectadas por alarmes não possuem um módulo de explicação da possível causa, ressaltando a necessidade na pesquisa de detecção e diagnóstico neste tipo de equipamento.

O termo falha se refere a uma diminuição, em um determinado período de tempo, total ou parcial do desempenho de um componente, equipamento ou sistema, comprometendo sua função. O erro é a discrepância entre uma variável medida e uma faixa aceitável do valor esperado (ISERMANN, 2006). A partir destes conceitos, o objetivo do protótipo desenvolvido é identificar falhas resultantes de erros no sistema. Devido à grande faixa de vazão permitida pelo protótipo, em conjunto com a possibilidade de dois diferentes tempos de ocorrência da falha, somado com a inferência de 3 sensores, podem resultar em uma explosão combinatória caso o número de falhas seja elevado, desta maneira, foram consideradas apenas as falhas mais comuns em um sistema de infusão e que exigem uma maior complexidade na identificação, como será apresentado no decorrer deste capítulo.

O modelo escolhido para este trabalho foi o modelo incremental, o qual possui como vantagem a facilidade em testar o sistema, verificar erros construtivos, e validar a representação do conhecimento em ciclos. Estes ciclos representam incrementos na funcionalidade do protótipo, aumentando a base de conhecimento do SE a cada ciclo de implementação. Assim, ao final de cada ciclo tem-se um modelo validado e sem erros na estrutura do código. Outro motivo para a utilização desse modelo de desenvolvimento, é que o número de combinações de regras é dividido para cada ciclo, não sobrecarregando o especialista na etapa de validação. A possibilidade de expansão do protótipo, inserindo novas falhas ou diagnósticos, pode ser realizada a partir da utilização deste modelo de desenvolvimento. Desta maneira, o sistema pode ser adaptado a outros equipamentos de infusão.

A habilidade para representar o conhecimento heurístico, assim como a facilidade de explicação presente no diagnóstico da falha, foram fatores fundamentais na escolha de implementar estes conhecimentos em um SE. De fato, a seleção do *shell* é de extrema importância, pois este, é o elemento que contém o motor de inferência, definindo o encadeamento possível para o projeto, assim como a forma de representação do conhecimento. No protótipo desenvolvido, utilizou-se o encadeamento direto, pois a detecção de falhas utiliza dados disponíveis sobre o sistema para chegar a uma conclusão sobre o mesmo. A representação do conhecimento deu-se através de regras e orientação ao objeto. Para tal aplicação utilizou-se o *shell* CLIPS versão



6.3 (*C Language Integrated Production System*), cuja versão inicial foi desenvolvida pela NASA (*National Aeronautics and Space Administration*) em 1986. Atualmente o CLIPS possui um domínio público, sendo uma característica importante para a escolha do mesmo (GIARRATANO E RILEY, 2005). A estrutura do SE facilita o processo de expansão, assim como apresentado por Silva (1998).

O usuário final do SE foi definido como profissionais da área de saúde, tanto enfermeiros quanto técnicos em enfermagem. Com isso, as unidades utilizadas, assim como as palavras técnicas visam uma melhor interpretação para tais profissionais.

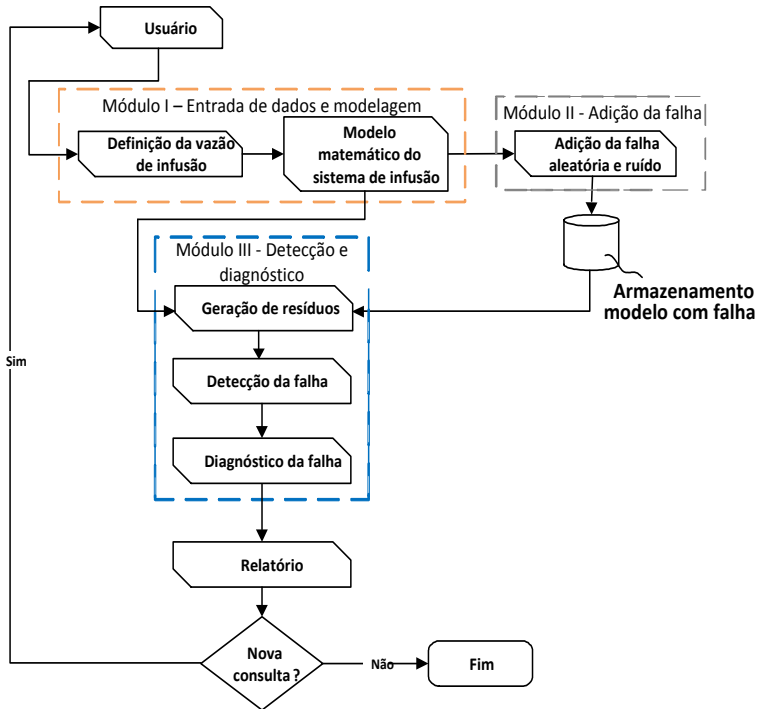
#### 4.1 ESTRUTURA FUNCIONAL

A estrutura geral do sistema é apresentada na Figura 4.2. O usuário comunica com o sistema através da interface textual do CLIPS. A partir dos dados inseridos, o SE inicia o processo de inferência de acordo com a base de representação de conhecimento previamente explicada. O protótipo é dividido em 3 módulos responsáveis por diferentes ações, sendo que os módulos II e III não possuem comunicação entre si a fim de tornar o protótipo mais robusto e confiável na detecção da falha, além de facilitar a expansão do mesmo.

A estrutura apresentada a seguir permite que o sistema seja testado de forma independente, desta maneira, numa futura versão, o Módulo III, responsável pela detecção e diagnóstico, pode ser incorporado em uma interface com um sistema de aquisição de dados. Assim, os sinais reais dos sensores do sistema de infusão poderão ser monitorados, eliminando a necessidade do Módulo II, responsável por simular a falha no sistema.

O módulo I é responsável por realizar as perguntas ao usuário, enviar os dados de entrada aos demais módulos e criar o sinal base do modelo sem falhas para os sensores. O módulo II insere a falha de maneira aleatória e o armazena em uma base de dados. O módulo III é responsável pela detecção e diagnóstico da falha. Após o término de execução do SE, o mesmo cria um relatório em HTML (*Hypertext Markup Language*) contendo as informações da infusão, falha encontrada e o gráfico indicando onde e quando a falha ocorreu.

Figura 4.2 – Estrutura Geral do SE



Fonte: Elaborada pelo autor.

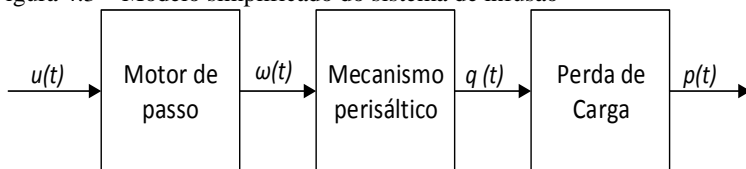
#### 4.1.1 Módulo I- Entrada de Dados e Modelagem do Sistema

A interface com o usuário é realizada pelo módulo I através de perguntas referentes à vazão infundida no paciente e a condição do paciente quanto ao mesmo ser neonatal ou adulto. Neste módulo, são realizadas as primeiras inferências do protótipo a fim de permitir apenas a infusão da vazão que esteja dentro do especificado para a condição do paciente. Caso a vazão inserida pelo usuário não esteja dentro da faixa típica de vazão de  $2,7 \times 10^{-10} \text{ m}^3/\text{s}$  a  $5,5 \times 10^{-9} \text{ m}^3/\text{s}$  (1 ml/h a 20 ml/h) para neonatal e  $2,7 \times 10^{-10} \text{ m}^3/\text{s}$  a  $8,33 \times 10^{-8} \text{ m}^3/\text{s}$  (300 ml/h) para adulto, uma mensagem alertando o usuário de que a vazão não é compatível para o paciente é apresentada, após, a pergunta é novamente feita ao mesmo. O propósito de inserir estas regras é impossibilitar possíveis falhas cometidas pelo profissional de saúde, desta maneira, além de detectar

falhas no sistema de infusão, o protótipo consegue evitar erros básicos cometidos por profissionais de saúde ao impedir infusão com doses muito altas no paciente. Este módulo, assim como o Módulo III, pode operar em conjunto com um equipamento real de infusão através de um sistema de aquisição de dados, pois esse, é responsável pela geração dos sinais base dos sensores da bomba utilizados na detecção de falha, como será apresentado na seção seguinte.

Considerando um sistema de controle em malha aberta, o diagrama de blocos do modelo é demonstrado na Figura 4.3, onde  $u(t)$  é a vazão de referência [ $\text{m}^3/\text{s}$ ] inserida pelo usuário,  $\omega(t)$  é a rotação do motor de passo [ $\text{rad/s}$ ],  $q(t)$  é a vazão do sistema [ $\text{m}^3/\text{s}$ ] e finalmente,  $p(t)$  é a pressão do sistema [Pa] devido à perda de carga ao longo do sistema de infusão. O equacionamento utilizado no modelo será demonstrado na próxima seção.

Figura 4.3 – Modelo simplificado do sistema de infusão



Fonte: Elaborada pelo autor.

De acordo com Silva (1998), a etapa da validação do SE é realizada por um especialista da área em questão, conforme demonstrado no Capítulo 5 deste trabalho. Com isso, caso os sinais dos sensores fossem realizados pelo Matlab/Simulink, seria necessário a aquisição do software pelo especialista, não havendo tal viabilidade. Portanto, a geração dos sinais dos sensores é realizada através do modelo implementado no CLIPS que possuem as mesmas características do modelo em Matlab/Simulink. Esta decisão foi tomada para facilitar a comunicação do protótipo com um sistema de aquisição de dados, assim, o protótipo não fica dependente do Simulink para gerar os sinais base dos sensores, o que poderia inviabilizar o processo de validação por usuários sem acesso ao simulador.

Neste trabalho não são consideradas as perdas volumétricas da bomba, como o retorno de fluido causado pela pressão negativa formada no momento em que o tubo é comprimido e descomprimido pelo came. Outras considerações tomadas são: a pressão do paciente é constante,

não foi considerada a capacitância no equipo devido às características de expansão do mesmo, e o fluido foi modelado como incompressível.

#### 4.1.1.1 Modelagem do sistema de infusão

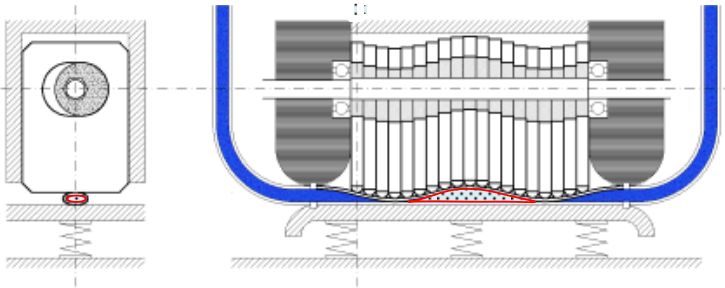
O deslocamento volumétrico de uma bomba hidrostática expressa o volume de fluido transportado em uma rotação completa do rotor (VON LINSINGEN, 2001). Assim, o deslocamento volumétrico ( $D$ ) teórico é definido por

$$D = 2\pi V, \quad (4.1)$$

onde  $V$  é o volume deslocado pela bomba [ $\text{m}^3$ ] e  $D$  é o deslocamento volumétrico da bomba [ $\text{m}^3/\text{rad}$ ].

Como mencionado no Capítulo 2, a bomba de infusão peristáltica linear pode ser representada por uma onda senoidal. Esse efeito da onda comprime o tubo para criar um volume de controle deslocado pelo movimento peristáltico, representado na área clara pontilhada da Figura 4.4.

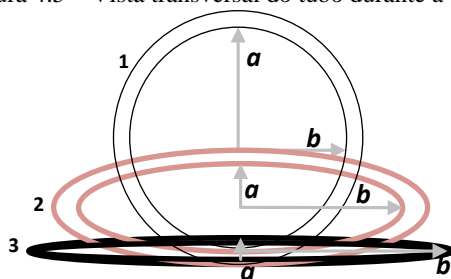
Figura 4.4 – Volume de controle do mecanismo peristáltico linear.



Fonte: Adaptado de Hochman *et al.* (2015).

Pela Equação (4.1), é possível calcular o volume teórico de fluido formado a cada período completo da onda peristáltica, entretanto é preciso primeiramente determinar o volume localizado dentro do equipo durante a formação da onda. O formato simplificado do tubo antes e depois da compressão pode ser verificado pela Figura 4.5, no qual considera-se um círculo no centro da onda senoidal (1), sendo comprimido para ambos os lados (2), formando uma elipse totalmente comprimida nas extremidades (3). Os eixos  $a$  e  $b$  da Figura 4.5 são alterados conforme compressão do mecanismo.

Figura 4.5 – Vista transversal do tubo durante a compressão



Fonte: Elaborada pelo autor.

Wu e Cui (2012) realizaram em seu trabalho a modelagem de uma bomba peristáltica, entretanto a bomba modelada possui o mecanismo rotativo, e não o linear como estudado neste trabalho. Os autores comentam que o perímetro do tubo se mantém constante durante toda a sua compressão, sendo possível igualar o perímetro do círculo localizado no centro da onda, com o da elipse formada durante a sua compressão.

Desta forma, obtendo a aproximação do perímetro  $P_{\text{elipse}}$  de uma elipse através da Equação (4.2), e combinando com o perímetro conhecido do círculo  $P_{\text{círculo}}$  (Equação (4.3)), é possível determinar o tamanho dos eixos da elipse ao longo da formação da onda peristáltica, ou em outras palavras, em relação à compressão do mecanismo peristáltico.

$$P_{\text{elipse}} \approx 2\pi \sqrt{\frac{a^2 + b^2}{2}}. \quad (4.2)$$

Onde:

$a$  = Eixo menor da elipse [m];

$b$  = Eixo maior da elipse [m].

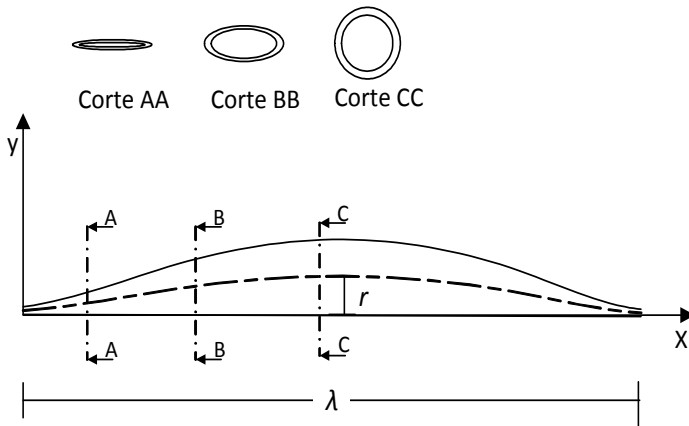
$$P_{\text{círculo}} = 2\pi r, \quad (4.3)$$

onde  $P_{\text{círculo}}$  é o perímetro do círculo [m].

O eixo menor da elipse pode ser calculado a partir da amplitude da onda senoidal estacionária que não varia com o tempo. Para isso

utiliza-se a grandeza física de número de onda  $k$ , onde  $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ , sendo que  $\lambda$  representa o comprimento de onda [m] (LATHAM, 1966). A coordenada em  $x$  se movimenta no sentido positivo até a formação de meia onda  $\lambda$ . A Figura 4.6 demonstra a compressão do equipo pelo mecanismo peristáltico ao longo da formação da onda.

Figura 4.6 - Representação em corte da formação da onda peristáltica



Fonte: Elaborada pelo autor.

Com isso, é possível determinar  $a$  sem relacionar com a frequência então desconhecida. A Equação ((4.4) demonstra a onda senoidal defasada de  $\frac{3\pi}{2}$  que representa a formação do eixo menor da elipse somado a um *offset* de  $\frac{r}{2}$  a fim de obter o comprimento completo da onda.

$$a(x) = \frac{r}{2} \text{sen} \left( kx + \frac{3\pi}{2} \right) + \frac{r}{2}. \quad (4.4)$$

Onde:

$x$  = posição sobre a onda senoidal [m].

A partir da Equação ((4.4), é possível variar o valor de  $x$  de 0 a  $\lambda$ , e assim obter o valor do eixo menor da elipse ao longo da formação da onda.

Com isso, combinando as equações (4.2) e (4.3) e isolando para  $b$  obtemos a relação do eixo maior da elipse  $b$  com o eixo menor  $a$ , conforme Equação (4.5).

$$b(x) = \sqrt{4r^2 - a(x)^2}. \quad (4.5)$$

Ao obter os valores dos eixos da elipse, é possível determinar a área da seção na posição  $x$  da onda peristáltica, conforme Equação (4.6).

$$A_e(x) = \pi a(x)b(x), \quad (4.6)$$

onde  $A_e(x)$  = Área da seção transversal do equipo na posição  $x$  da onda peristáltica [ $\text{m}^2$ ].

Para determinar o volume no interior da onda peristáltica, faz-se necessário realizar o somatório do produto da área pela distância (fatia)  $\Delta x$ , neste trabalho  $\Delta x$  corresponde à distância de 0,0001 m. O número  $n$  de fatias  $i$  é definido pela razão entre o comprimento total da onda peristáltica  $\lambda$  e o comprimento da fatia  $\Delta x$ . Tal procedimento pode ser comparado com o cálculo de volume para um sólido, conforme apresentado em Stewart (2015).

$$V \approx \sum_{i=1}^n A_e(x)_{(i)} \Delta x \approx \int_0^{\lambda} A_e dx. \quad (4.7)$$

Após obter o volume no interior da onda peristáltica, é possível determinar a frequência  $f$  da formação da onda, definida por:

$$f = \frac{u(t)}{V}, \quad (4.8)$$

onde,  $f$  é a frequência de formação da onda peristáltica [Hz] e  $u(t)$  é a vazão de entrada [ $\text{m}^3/\text{s}$ ] definida pelo usuário;

Conhecendo a frequência da formação da onda de acordo com a vazão inserida pelo usuário, é possível determinar a vazão do sistema para, após, determinar a pressão no mesmo devido às perdas de carga. Para isso primeiramente é necessário realizar o equacionamento para a onda peristáltica, a fim de determinar o raio menor da elipse, definido por:

$$a(t) = \frac{r}{2} \operatorname{sen} \left( 2\pi f t + \frac{3\pi}{2} \right) + \frac{r}{2}. \quad (4.9)$$

Por fim, calcula-se  $b(t)$  e  $A_e(t)$  utilizando as Equações (4.5) e (4.6) novamente.

A velocidade de escoamento do fluido é calculada pelo produto do comprimento da onda peristáltica e a frequência da formação da onda, sendo definido por:

$$v = \lambda f, \quad (4.10)$$

onde  $v$  é a velocidade de escoamento [m/s].

A vazão teórica da bomba pode ser determinada a partir da equação da velocidade de escoamento do fluido em um duto de seção circular obtida a partir da equação da continuidade, apresentada a seguir:

$$q(t) = v A_e(t). \quad (4.11)$$

Por fim, combinando as equações (4.10) e (4.11) obtém-se a Equação (4.12) que define a vazão em função da velocidade da formação da onda peristáltica e a área da mesma.

$$q(t) = \lambda f A_e(t). \quad (4.12)$$

A relação entre vazão e pressão em um sistema hidráulico pode ser obtida realizando uma analogia com um circuito elétrico, conforme comentado por Bronzino (2015). Assim, pela Lei de Ohm obtém-se a resistência de passagem do fluido, apresentada na Equação (4.13).

$$R = \frac{p_1 - p_2}{q}. \quad (4.13)$$



Onde:

$p_1$  = Pressão no equipo após a bomba [Pa];

$p_2$  = Pressão após o cateter [Pa];

$R$  = Resistência de passagem do fluido [Pa.s/m<sup>3</sup>].

A resistência equivalente  $R_{eq}$  do sistema de infusão é igual ao somatório das resistências do cateter  $R_c$  e do equipo  $R_e$ , assim:

$$R_{eq} = R_c + R_e. \quad (4.14)$$

Onde:

$R_{eq}$  = Resistência equivalente do sistema de infusão [Pa.s/m<sup>3</sup>];

$R_c$  = Resistência do cateter [Pa.s/m<sup>3</sup>];

$R_e$  = Resistência do equipo [Pa.s/m<sup>3</sup>].

As resistências do equipo e do cateter podem ser determinadas, considerando um escoamento laminar, pelas equações (4.15) e (4.16), respectivamente.

$$R_e = \frac{8\eta l_e}{\pi r^4}, \quad (4.15)$$

$$R_c = \frac{8\eta l_c}{\pi r_c^4}. \quad (4.16)$$

Onde:

$l_e$  = Comprimento do equipo [m];

$r_c$  = Raio do cateter [m];

$l_c$  = Comprimento do cateter [m].

Com isso, a pressão  $p_1$  na saída da bomba é obtida por:

$$p_1 = R_{eq}q + p_2. \quad (4.17)$$

De acordo com Baura (2011), podem ser encontradas diversas fontes de ruídos em um ambiente hospitalar, podendo citar: interferência eletromagnética gerada por equipamentos eletrocirúrgicos e interferência gerada pela rede de energia do hospital. Entretanto, como

não há informações sobre a razão sinal-ruído (SNR – *Signal-to-Noise Ratio*) para este equipamento, é considerado apenas o ruído de medição. Para isso, definiu-se um ruído branco (ruído Gaussiano) com média zero e desvio padrão igual a 0,25% da leitura do sensor, obtidos através de um gerador de ruídos numéricos presente no Simulink.

Como o protótipo permite uma ampla faixa de vazão (1 ml/h a 300 ml/h) para a infusão, resultando em diferentes níveis de ruídos, os quais são gerados pelo Simulink, foram definidas faixas de valores de vazão. Assim, a geração do ruído foi realizada para a média de valores de cada faixa de vazão, sendo estas: 1 ml/h a 50 ml/h; 51 ml/h a 100 ml/h; 101 ml/h a 150 ml/h; 151 ml/h a 200 ml/h; 201 ml/h a 250 ml/h; 251 ml/h a 300 ml/h.

#### 4.1.2 Módulo II- Inserção da Falha

Neste módulo, as falhas são selecionadas de maneira aleatória, contendo 6 possibilidades de falhas, as quais são inseridas pelo SE a cada vez em que o sistema é iniciado. O tempo de infusão em que as falhas ocorrem também é determinado de maneira aleatória, sendo que dois diferentes tempos são possíveis: 3600 s e 5200 s. A Figura 4.7 demonstra a estrutura funcional do Módulo II na qual nota-se que o sinal com a falha implementada é armazenado em um banco de dados a fim de evitar a comunicação com o Módulo III. Desta maneira, o protótipo pode ser testado de forma independente, substituindo este módulo pela aquisição de dados de um sistema de monitoramento.

Figura 4.7 – Estrutura funcional do Módulo II

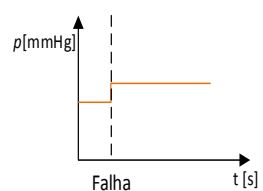
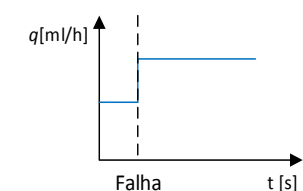
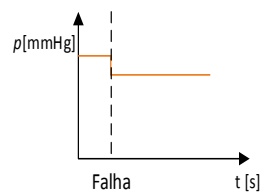
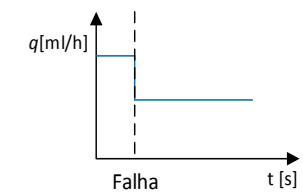
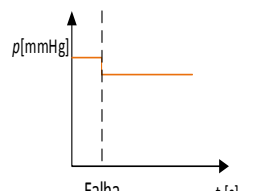
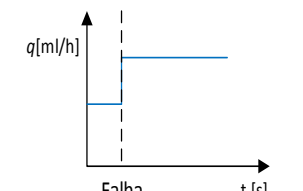


Fonte: Elaborada pelo autor.

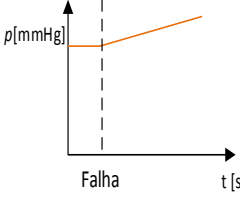
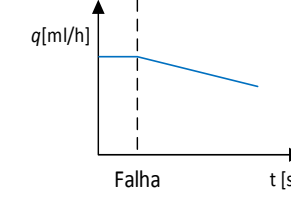
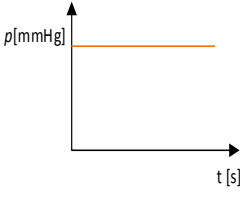
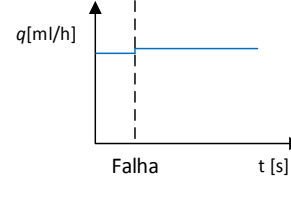
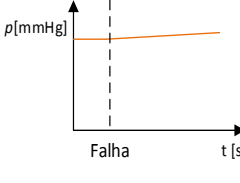
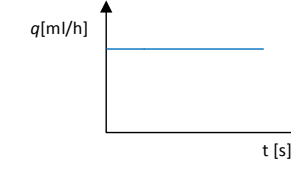
Para Isermann (2006), um modelo adequado de falhas é importante para o bom funcionamento da detecção destas. Uma abordagem realista pressupõe o entendimento entre o sistema físico real e seus efeitos no modelo matemático. Com o intuito de aumentar a confiabilidade na geração da falha e consequente detecção, foi desenvolvido o modelo do sistema de infusão no software

Matlab/Simulink, apresentado na Figura A.1 do Apêndice A. O objetivo desse modelo é avaliar os parâmetros utilizados no SE, realizando um teste de comportamento do sistema. Foram analisados, principalmente, efeitos no sistema ao inserir falhas em um determinado componente, como por exemplo, definir o comportamento dos sinais de vazão e pressão durante uma falha de vazamento antes da bomba. A Tabela 4.1 apresenta o comportamento do sinal de cada sensor para as falhas estudadas neste trabalho. A correlação entre os sinais foi baseada na posição de cada sensor, levando em consideração a relação entre vazão e pressão definida pela Equação (4.17).

Tabela 4.1 – Comportamento do sinal dos sensores para cada falha analisada  
(continua)

Falha	Pressão na saída da bomba	Vazão no sensor de gotas
Alto gotejamento	 <p>Gráfico de pressão <math>\rho</math> [mmHg] vs tempo <math>t</math> [s]. A pressão aumenta abruptamente no momento da falha.</p>	 <p>Gráfico de vazão <math>q</math> [ml/h] vs tempo <math>t</math> [s]. A vazão aumenta abruptamente no momento da falha.</p>
Baixo gotejamento	 <p>Gráfico de pressão <math>\rho</math> [mmHg] vs tempo <math>t</math> [s]. A pressão diminui abruptamente no momento da falha.</p>	 <p>Gráfico de vazão <math>q</math> [ml/h] vs tempo <math>t</math> [s]. A vazão diminui abruptamente no momento da falha.</p>
Vazamento	 <p>Gráfico de pressão <math>\rho</math> [mmHg] vs tempo <math>t</math> [s]. A pressão diminui abruptamente no momento da falha.</p>	 <p>Gráfico de vazão <math>q</math> [ml/h] vs tempo <math>t</math> [s]. A vazão aumenta abruptamente no momento da falha.</p>

(continuação)

Falha	Pressão	Vazão
Obstrução		
Desvio ( <i>bias</i> )		
Desvio ( <i>drift</i> )		

Fonte: Elaborada pelo autor.

Balaban *et al.* (2009) comentam em seu trabalho que o ruído pode ser considerado como uma adição ao valor do sinal do sistema. Para representar uma falha aditiva foi inserido um degrau no sinal de leitura da vazão, conforme Equação (4.18), assumindo que o sinal do sensor de gotas é igual ao valor de referência  $u(t)$ , pois este sensor está localizado antes da bomba.

$$Y_q(t) = u(t) + f_q + n_q(t). \quad (4.18)$$

Onde:

$Y_q(t)$  = Sinal da vazão com falha [ $\text{m}^3/\text{s}$ ];

$f_q$  = Degrau representativo de falha na vazão [ $\text{m}^3/\text{s}$ ];

$n_q(t)$  = Ruído branco do sensor de gotas [ $\text{m}^3/\text{s}$ ].

Referente ao sinal de pressão, o degrau inserido para representar a alteração de pressão é apresentado na Equação (4.19).

$$Y_p(t) = p(t) + f_p + n_p(t). \quad (4.19)$$

Onde:

$Y_p(t)$  = Sinal de pressão com falha [Pa];

$f_p$  = Degrau representativo de falha na pressão [Pa];

$n_p(t)$  = Ruído branco do sensor de pressão [Pa].

O valor do degrau para o sinal de pressão é considerado proporcional ao aumento da vazão, assim:

$$f_p = f_q R_{eq}. \quad (4.20)$$

A partir desta representação, foram inseridos três tipos de falhas com diferentes valores, sendo estes:

**Alto Gotejamento:** O sinal do degrau representativo de falha refere-se ao sinal positivo de 6% do valor nominal da vazão, levando em consideração de que a tolerância indicada pelo fabricante da bomba é de 5% do valor nominal da vazão.

**Baixo Gotejamento:** O sinal do degrau representativo de falha refere-se ao sinal negativo de 6% do valor nominal da vazão.

**Vazamento:** O vazamento é modelado neste trabalho localizado entre o sensor de gotas e o mecanismo peristáltico. O tamanho do vazamento é assumido como constante, sendo este, modelado como um orifício em uma seção do equipo representado pela Equação (4.21).

$$f_q = A_o c_d \sqrt{\frac{2(p_e - p_a)}{\rho}}. \quad (4.21)$$

Onde:

$A_o$  = Área do orifício [m<sup>2</sup>];

$c_d$  = Coeficiente de descarga (típico 0,6);

$p_e$  = Pressão no equipo antes da bomba [Pa] ( $\rho gh$ , onde  $\rho$  é a densidade do fluido [kg/m<sup>3</sup>],  $h$  é a altura da bolsa de fluido [m] e  $g$  é a aceleração da gravidade [m/s<sup>2</sup>]);

$p_a$  = Pressão atmosférica [Pa].

**Desvio (*bias*) no sensor de vazão:** De acordo com Koushanfar *et al.* (2003) o desvio (*bias*) altera a leitura de valores do sinal uniformemente por um valor que não varia com o tempo, sendo a falha mais comum encontrada em sensores. Assim, o valor do degrau  $f_q$  que representa esta falha é de 2% do valor nominal da vazão.

**Desvio (*drift*) no sensor de pressão:** O *drift* é normalmente definido como um desvio lento, contínuo ou incremental, das medições de um sensor ao longo do tempo (BALABAN *et al.*, 2009). Deste modo, este desvio pode ser representado pela Equação (4.25). O valor do *drift* foi fixado em 0,001 mmHg/s.

$$Y_p(t) = p(t) + f_p(t). \quad (4.22)$$

**Alta Pressão:** Quando uma oclusão ocorre na região do equipo entre a bomba e o paciente, o mecanismo da bomba continua movendo o fluido para esta direção, resultando no aumento de pressão. A taxa de mudança da vazão é alterada de acordo com a vazão da bomba, elasticidade do equipo naquela região e perda volumétrica da bomba, conforme equação da continuidade. Assim, quanto maior a vazão da bomba, mais rápido a pressão irá aumentar. O aumento da pressão no sistema é modelado considerando uma obstrução total na região do equipo localizada entre a bomba e o paciente. Como não foram consideradas as perdas volumétricas, não é possível determinar precisamente o aumento da pressão na bomba. Com isso, é definido um gradiente de 5714 mmHg/ml a fim de representar o aumento da pressão, baseado no estudo de oclusão do equipo em uma bomba de infusão realizado por Butterfield (2010).

A partir do equacionamento das falhas, são definidos alguns parâmetros para o modelo do sistema de infusão. Estes parâmetros são apresentados na Tabela 4.2. O raio do equipo e seu comprimento entre a bomba e paciente foi definido a partir do equipo padrão utilizado pela empresa. Embora a pressão do paciente altere dinamicamente ao longo da infusão, esta foi considerada constante, e seu valor é igual a Pressão da Veia Central (PVC) do paciente. Os parâmetros do cateter foram definidos para um cateter padrão utilizado em bombas de infusão e também são apresentados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Dados para simulação do modelo.

<b>Parâmetros</b>	<b>Valor</b>	<b>Unidade</b>
Raio interno equipo ( $r$ )	0,002	m
Viscosidade fluido ( $\eta$ )	$1,0030 \times 10^{-3}$	Pa.s
Pressão paciente ( $p_2$ )	1066	Pa
Comprimento mecanismo peristáltico ( $\lambda$ )	0,05	m
Comprimento equipo antes da bomba ( $l$ )	1,5	m
Área orifício ( $A_o$ )	$3,14 \times 10^{-8}$	m <sup>2</sup>
Densidade do fluido ( $\rho$ )	998,2	Kg/m <sup>3</sup>
Raio cateter ( $r_c$ )	0,0005	m
Comprimento cateter ( $l_c$ )	0,0030	m

Fonte: Elaborada pelo autor.

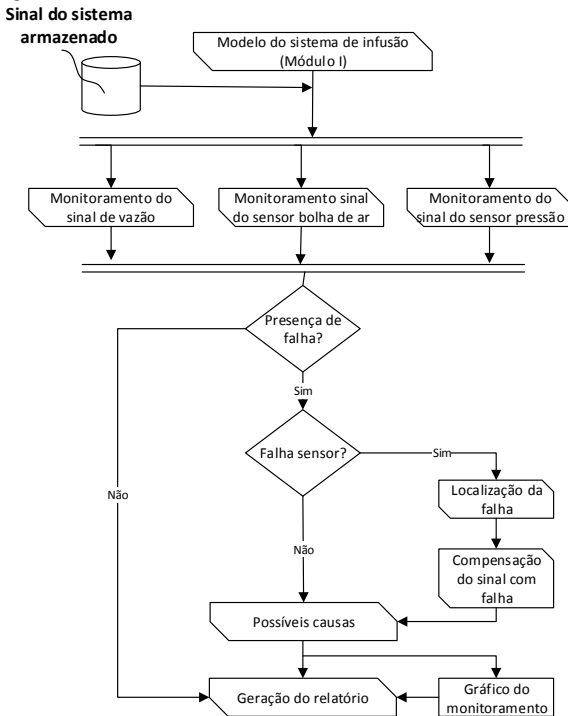
### 4.1.3 Módulo III – Detecção e diagnóstico

Este módulo é responsável pela detecção e diagnóstico da falha, além de gerar o relatório final após a infusão. Em um equipamento real de operação, tal módulo seria acoplado no sistema, em conjunto com o Módulo I.

Os dados de infusão inseridos pelo usuário são incorporados no Módulo III através do Módulo I, assim como o sinal base dos sensores gerados por este. O monitoramento dos sinais dos sensores é a etapa de detecção da falha, definida a partir dos resíduos de cada sensor monitorado. Para o sensor de bolhas de ar, o monitoramento refere-se à leitura de “sim” ou “não” sobre a presença de bolhas. Quando a falha é detectada, o sistema inicia uma janela de observação a fim de identificar o comportamento do sinal, tanto do sensor com a falha detectada quanto dos demais, assim caso apenas 1 sensor apresente anomalia durante a janela, o protótipo considera uma falha de sensor e não do sistema. Desta forma, o SE avalia a falha identificando qual componente apresenta a anomalia, localizando a falha e compensando o sinal monitorado com o intuito de corrigir o mesmo. Este processo consiste em comparar o sinal estimado do modelo com o sinal do sistema, e iniciar o processo de recuperação através da restauração do sinal. Este procedimento é criado para prever a inserção, em novas versões do protótipo, de um modelo dinâmico do sistema, automatizando a correção do mesmo. A Figura 4.8 demonstra a estrutura funcional do Módulo III.

O fabricante da bomba determina uma precisão de 5% na vazão da mesma. Assim, como o limite para ser considerado falha do sistema é relativamente grande, não sendo necessário utilizar testes estatísticos para a sua detecção, o protótipo detecta falha de sistema apenas verificando se o resíduo gerado é maior que o limite de 5% da vazão nominal inserida pelo usuário. Para falhas relacionadas aos desvios dos sensores com amplitude menor, é utilizado o Teste de Probabilidade Sequencial apresentado a seguir.

Figura 4.8 – Estrutura funcional do Módulo III.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Segundo Hines e Garvey (2006), um dos objetivos na detecção de falhas é observar mudanças súbitas nos parâmetros do processo a partir de parâmetros de operação normal. Entretanto, um dos problemas é definir se a anomalia representa uma falha no sistema ou se é devido ao processo normal ou variação na medição. O teste de razão de probabilidade sequencial, conhecido como SPRT, consiste em testes estatísticos de hipóteses desenvolvido por Wald (1947). O objetivo do



teste é detectar anomalias no sistema ou falhas com uma pequena probabilidade de realizar uma decisão errada. A partir do sinal do modelo e o sinal monitorado, neste trabalho representado pelo sinal do modelo somado ao ruído de medição e à falha, são gerados resíduos  $r_p^i$  a cada amostra de dados  $p$  do sistema, onde  $i$  é o tempo em determinado instante.

$$r(i) = y - \hat{y}. \quad (4.23)$$

Onde:

$r(i)$  = Resíduo gerado

$y$  = Sinal do sensor monitorado;

$\hat{y}$  = Modelo do sensor monitorado.

Desta maneira, o resíduo é o próprio ruído  $n(t)$  da medição somado à anomalia, assumindo que o modelo desenvolvido é um modelo ideal e não considerando ruído no sistema.

Esses resíduos são inseridos em um teste de hipóteses considerando o modo normal de operação como hipótese nula  $H_0$  e modo degradado de operação como hipótese alternativa  $H_1$ , conforme Li *et al.* (2013) e Boechat *et al.* (2012). O teste baseia nos seguintes passos:

- a) Cálculo do logaritmo da razão de verossimilhança, Equação (4.24).

$$\Lambda_{(i)} = \ln \frac{P(r(i)|H_1)}{P(r(i)|H_0)}. \quad (4.24)$$

Onde:

$P(r(i)|H_1)$  = Probabilidade do resíduo de pertencer à hipótese alternativa;

$P(r(i)|H_0)$  = Probabilidade do resíduo de pertencer à hipótese nula.

A distribuição de probabilidade dos resíduos, considerando os mesmos como Gaussianos pode ser calculado pela Equação (4.25). Para a  $H_0$  considera-se o resíduo com média  $\mu$  próxima de zero e variância  $\sigma^2$  próxima do sensor analisado. Para a  $H_1$  considera-se uma média diferente de zero, e a variância inalterada.

$$P(r(i)|H) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{1}{2\sigma^2}(r(i) - \mu)^2\right). \quad (4.25)$$

$\sigma$  = Desvio padrão da leitura do sensor;

$\mu$  = Média dos resíduos.

b) A soma acumulativa é calculada pela Equação (4.26).

$$S_{(I)} = S(i - 1) + \Lambda_{(I)}. \quad (4.26)$$

Ao desenvolver um sistema de detecção de falhas, alguns parâmetros devem ser considerados para determinar os limites do sistema. Estes limites são definidos a partir dos valores da probabilidade de falsos alarmes e de alarmes perdidos.

c) Para a determinação da hipótese de probabilidade, define-se primeiramente os limites superior  $B$  e inferior  $A$ .

$$A = \frac{\beta}{1 - \alpha}, \quad (4.27)$$

$$B = \frac{1 - \beta}{\alpha}. \quad (4.28)$$

Onde:

$\beta$  = Probabilidade de ocorrência de alarmes perdidos;

$\alpha$  = Probabilidade de ocorrência de falsos alarmes.

d) A regra de parada define o seguinte:

- Se  $\ln A < S_{(I)} < \ln B$  então continua o monitoramento pois não é possível aceitar uma hipótese;
- Se  $S_{(I)} \leq \ln A$  então aceita-se  $H_0$ , e o teste inicia novamente;
- Se  $S_{(I)} \geq \ln B$ , então aceita-se  $H_1$  e finaliza-se o teste.

A detecção de falha utilizando o algoritmo SPRT possui como vantagem a ausência de janelas ou ciclos para a determinação da média e variância do sinal. Com isso, a detecção de falhas com este tipo de modelo é mais rápida e eficaz, podendo a mesma ser realizada em tempo real, quando aplicado. Como o valor de  $\Lambda_{(i)}$  pode ser positivo ou negativo, para o caso em que  $\Lambda_{(i)}$  é negativo causa uma demora para o teste atingir o limite de  $\ln B$ , demorando para realizar a detecção da

falha, pois o teste  $\Lambda$  é acumulativo. Assim, assume-se que quando  $S(i-1) + \Lambda_{(i)}$  for menor que zero,  $S(i-1) + \Lambda_{(i)}$  será zero (LI *et al.*, 2013).

Os valores de  $\beta$  e  $\alpha$  foram definidos como valores típicos para a ocorrência de alarmes perdidos e falsos alarmes, 10% e 5%, respectivamente (HINES E GARVEY, 2006), tanto para o sensor de gotas quanto para o de pressão. Para este trabalho foi considerado que ambos sensores possuem um desvio  $\sigma$  de 0,25% da leitura máxima. Neste trabalho, o valor de leitura máxima do sistema é de 300 ml/h para a vazão e 12 mmHg para a pressão, evitando assim falsos alarmes no teste. O número de amostras  $p$  é definido como 120 para o sensor de gotas e 40 para o sensor de pressão.

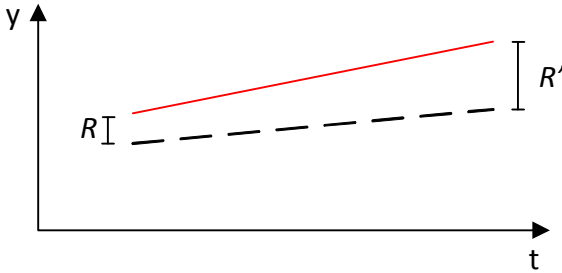
As falhas de sensores estudadas neste trabalho correspondem à desvios positivos no sinal dos mesmos. Desta maneira, o modo degradado representa uma mudança positiva na média dos resíduos. Neste trabalho o valor da média  $\mu$  é representado pelo desvio padrão  $\sigma$  do próprio sensor, ou seja, 0,25% da leitura máxima.

#### 4.1.3.1 Leitura do comportamento do sinal

O tempo em que a falha foi detectada é armazenado e uma janela de observação é criada a fim de monitorar o comportamento do sinal do sensor. Após definir, a partir do resíduo gerado, que o sinal está aumentando ou diminuindo, o protótipo inicia a leitura do comportamento do sinal. Durante o monitoramento, o SE realiza o somatório de cada incremento lido pelo sensor e, desta maneira, é possível eliminar a interferência de ruído no sinal do sistema, pois como o ruído possui média zero, ao longo da janela de observação, apenas a falha irá alterar o comportamento do sinal significativamente. Este somatório visa eliminar erros na leitura do comportamento gerados por ruídos, e evita que a comparação do sinal de pressão (onda senoidal) no início e fim da janela de observação seja realizada em diferentes pontos da onda, podendo resultar em uma falsa interpretação.

Assim, no instante inicial da janela, o SE armazena os valores do sinal base e do sinal do sistema com a anomalia, resultando em uma razão  $R$  dos sinais, conforme Equação (4.29). No final da janela, o mesmo procedimento é realizado gerando uma razão  $R'$ , apresentada na Equação (4.30).

Figura 4.9 – Representação da leitura do comportamento do sinal



$$R = \frac{y(i)}{u(i)}, \quad (4.29)$$

$$R' = \frac{\sum_{i=1}^n y(i)}{\sum_{i=1}^n u(i)}, \quad (4.30)$$

Onde:

$n$  = Número de incrementos da janela de observação;

$y(i)$  = Valor do sinal medido do sistema;

$u(i)$  = Valor de sinal do modelo.

Com isso, o sistema interpreta o comportamento do sinal da seguinte maneira:

- Se  $\left| \frac{R'}{R} \right| > 1$ , então sinal está alterando ao longo do tempo;
- Se  $\left| \frac{R'}{R} \right| \leq 1$ , então sinal é constante ao longo do tempo.

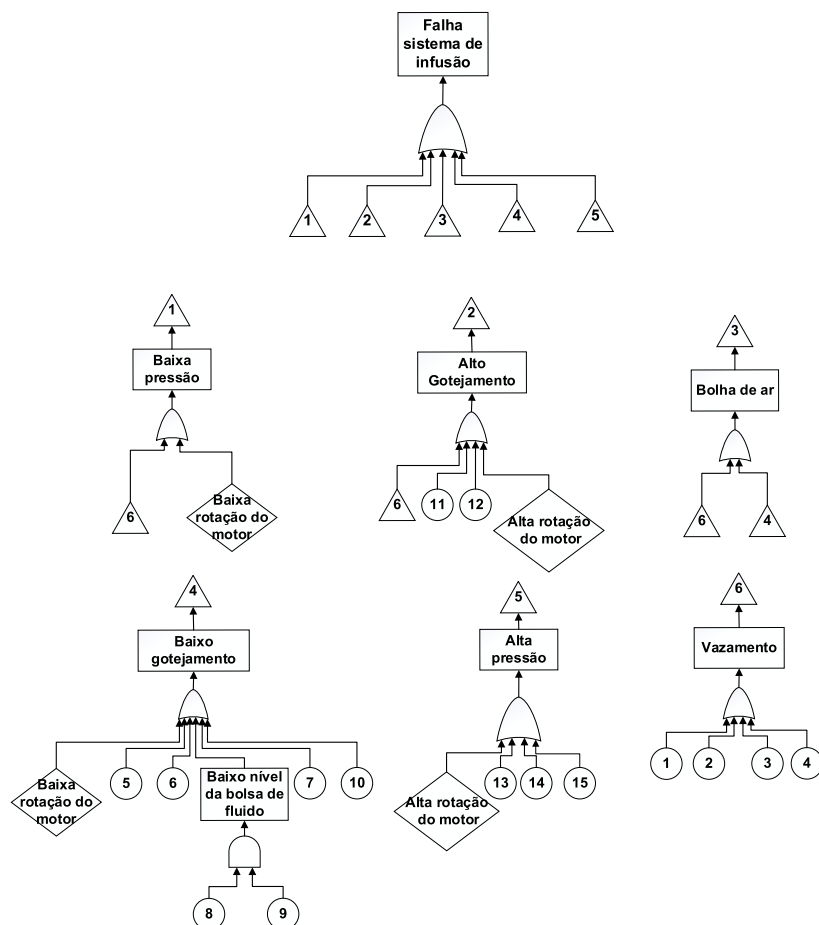
#### 4.1.3.2 Diagnóstico

Como mencionado no início deste capítulo, um dos objetivos do protótipo é realizar o diagnóstico da falha. Entende-se diagnóstico como a determinação do tipo da falha com a maior quantidade de detalhes possíveis, como localização, tempo de detecção e possíveis causas. Tais causas são baseadas no manual de operação da bomba, além da experiência de engenheiros e enfermeiros consultados.

Com o intuito de determinar as causas para cada falha em estudo, uma Análise de Árvore de Falhas (FTA) é apresentada na Figura 4.10 e

sua legenda, contendo a causa e efeito, é apresentada na Tabela 4.3. Esta árvore de falhas contém as principais causas, modeladas como eventos, para cada anomalia no sistema abordada na seção 4.1.3. O evento “falha sistema de infusão” representa o evento topo da árvore de falhas. As causas baixa e alta rotação não foram detalhadas neste trabalho devido ao de falhas do motor de passo não entrar no escopo deste trabalho.

Figura 4.10 – Árvore de falhas do sistema de infusão



Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 4.3 - Relação de causa e efeito do sistema de infusão

<b>Causa</b>	<b>Efeito</b>
1 – Equipo furado ou rasgado antes do mecanismo peristáltico	Baixa pressão
2 – Equipo mal conectado antes do mecanismo peristáltico	
3 – Bolsa de fluido furada ou rasgada	
4 – Câmara de gotejamento degradada	
5 – Pinça rolete do equipo semi-fechada	Baixo gotejamento
6 – Obstrução parcial do equipo após o mecanismo peristáltico	
7 – Bolsa de soro vazia	
8 – Câmara de gotejamento muito inclinada	
9 – Bolsa de fluido muito inclinada	
10 – Temperatura ambiente muito baixa	Alto gotejamento
11 – Equipo desgastado por fadiga	
12 – Temperatura ambiente muito alta	Alta pressão
13 – Oclusão equipo após o mecanismo peristáltico	
14 – Oclusão do cateter	
15 – Dobra do equipo	

Fonte: Elaborada pelo autor.

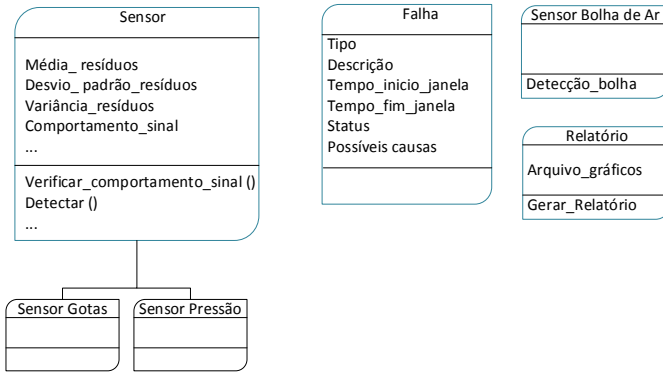
## 4.2 BASE DE CONHECIMENTO

A base de conhecimento é representada pela combinação de modelagem orientada a objetos e regras. Uma das maiores vantagens desta modelagem é a capacidade de representar e manipular os atributos e valores de maneira estruturada. Outra vantagem na sua utilização é a facilidade em expandir o modelo devido à hereditariedade e outras características explicadas no Capítulo 2. A Figura 4.11 demonstra as classes e objetos utilizados na representação do conhecimento, baseados no trabalho de Da Silva *et al.* (2012). Como pode ser verificado, o SE é formado por quatro classes. Foram criados na classe Sensor, atributo (modelados como *slots*) para armazenar as informações estatísticas para o SPRT como média, desvio padrão e variância, sendo que o *slot* “comportamento do sinal” refere-se à tendência do sinal no final da janela de observação. Esta última informação é gerada pelo SE para o sinal de cada sensor e armazenadas nos respectivos *slots*. Como não é necessária a obtenção de dados estatísticos do sinal do sensor de detecção de bolhas, foi criada uma classe específica para o sensor, cujo procedimento desta classe é armazenar a informação se há presença ou não de bolhas de ar no equipo.

Referente ao diagnóstico, o sistema é composto pela classe *Falha*. Os atributos *tipo* e *descrição* referem-se ao nome da falha e a maneira de como o sistema diagnosticou tal falha, respectivamente. O tempo de início e fim da janela de observação são armazenados em dois *slots* pertinentes a cada informação. Por fim, esta classe possui o atributo *Status* que refere à ativação ou não de uma respectiva falha. Por exemplo, quando uma falha é diagnosticada o SE altera o valor do atributo *Status* para o valor Ativado e com isso, apenas as falhas que possuem tal valor são consideradas. O sistema incorpora 6 instâncias da classe *Falha*, sendo que cada instância representa a falha de cada sensor, apresentadas na seção anterior. O atributo *possíveis causas* possui em seu valor a descrição das causas raízes mais comuns para a falha obtidas pela FTA.

Com o intuito de criar uma interface de fácil interpretação com o usuário, foi criada a classe Relatório. Esta classe é responsável por manipular as informações pertinentes à geração do gráfico, como definição da área de plotagem definida pelo tempo em que a falha ocorreu, e enviar ao software Gnuplot. Outra função desta classe é a geração do relatório final de infusão contendo as informações que serão apresentadas na próxima seção deste capítulo.

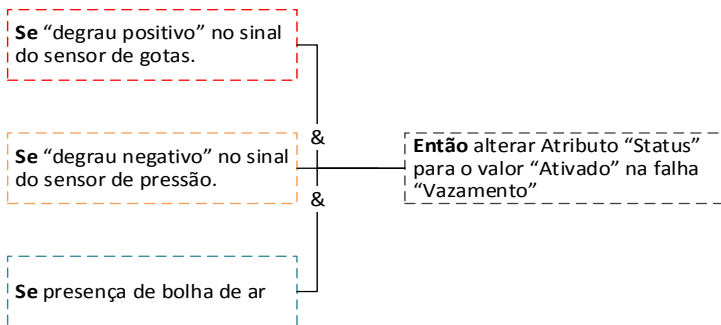
Figura 4.11 – Diagrama Classe e Objetos



Fonte: Elaborada pelo autor.

A utilização de regras na representação do conhecimento foi bastante explorada no protótipo. De fato, as regras são responsáveis pela decisão se há presença de falhas no sistema, como, por exemplo, *Se* o logaritmo da razão de verossimilhança for maior que  $\ln B$ , *Então* detectar falha. Outra regra utilizada, esta, para verificar o comportamento dos sinais e ativar a falha detectada, possui o seguinte raciocínio apresentado na Figura 4.12.

Figura 4.12 – Exemplo de regra utilizada na detecção.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a ativação do valor do atributo, uma regra é iniciada a fim de verificar quais falhas possuem o atributo Status com o valor "Ativado". Por fim, os valores armazenados no *slot* "Possiveis Causas" da falha ativada são apresentados ao usuário.



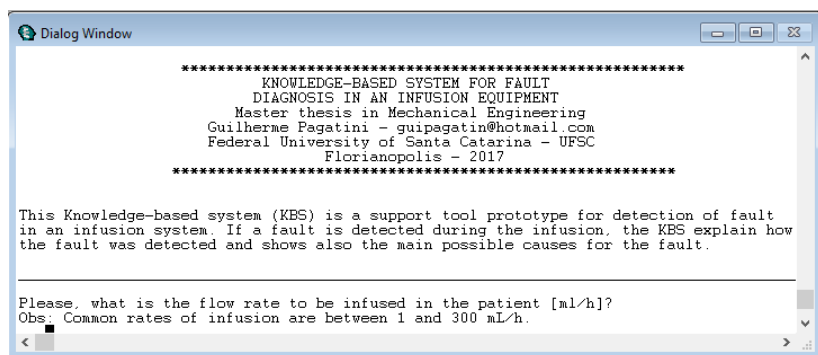
Com o intuito de melhorar a interface com o usuário, algumas características foram implementadas no protótipo, apresentadas a seguir:

- Um arquivo batch (.bat) que limpa o ambiente e inicia automaticamente o programa foi criado para facilitar a inicialização do SE pelo usuário;
- Todas as perguntas possuem valores aceitáveis para a resposta, não sendo permitido valores irreais;
- No caso do SE não detectar uma falha, uma mensagem avisando o usuário de que não houveram falhas durante a infusão, é apresentada.

### 4.3 EXECUÇÃO DO SISTEMA

Esta seção visa elucidar a interface com o usuário realizada através do CLIPS. Ao iniciar o programa, um quadro apresentando as principais informações referentes ao protótipo é apresentado, acompanhado pela primeira pergunta referente à vazão de infusão. A Figura 4.13 apresenta a tela inicial do protótipo.

Figura 4.13 – Tela de entrada do SE.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após obter as respostas das perguntas realizadas, o sistema apresenta o status de processamento, como criação do sinal base, geração do ruído, criação das falhas, análise e geração do diagnóstico. As apresentações desses status visam orientar o usuário sobre as ações que o SE está realizando durante o processamento.



## 5. VERIFICAÇÃO E VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO

A última etapa no desenvolvimento de um Sistema Especialista refere-se à verificação e validação do protótipo. A verificação visa eliminar erros para garantir que o sistema apresente uma resposta coerente, tanto no sentido semântico quanto sintático. Como o protótipo foi desenvolvido em ordem incremental, a verificação foi dividida em ciclos que representam as etapas no desenvolvimento do mesmo. A validação foi dividida em duas etapas: validação objetiva (modelo matemático do sistema) e validação subjetiva (interface e resultados do SE), ambas visam mapear erros na representação do conhecimento, e para isso, são definidas métricas utilizadas como parâmetros de avaliação do sistema por especialistas.

Nas próximas seções são apresentadas a metodologia abordada neste trabalho para a verificação, assim como as métricas e resultados da validação do protótipo.

### 5.1 VERIFICAÇÃO

O protótipo foi desenvolvido seguindo o método incremental (Seção 3.2.2 do Capítulo 3), o qual consiste em implementar o conhecimento no SE por etapas, incrementando tal conhecimento a cada ciclo de implementação. Assim, a verificação foi realizada no final de cada ciclo de desenvolvimento. Neste sentido, com a implementação incremental, os erros de sintaxe (formas inadequadas de inserir o conhecimento no ambiente de programação), eram avaliados sempre que ocorria um incremento no protótipo, através da execução do mesmo.

Como o método de detecção difere entre falhas de sensores e sistemas, conforme mencionado no Capítulo 4, no primeiro ciclo foram implementadas apenas as falhas de sensores. Com isso, é possível verificar possíveis erros, tanto na geração do sinal dos sensores quanto na implementação da falha, realizadas pelos Módulos I e II, respectivamente.

A etapa de detecção e diagnóstico, realizado pelo Módulo III, também foi verificada. Este módulo, além de conter os algoritmos de detecção, também possui a leitura do comportamento do sinal, o qual, caso haja divergência em tal representação, acarreta um erro no diagnóstico, ou mesmo, a não detecção da falha. De fato, pela área de utilização do sistema (hospitais), o protótipo deve apresentar uma alta taxa na precisão do diagnóstico a fim de evitar erros que possam levar a

uma má interpretação pelo usuário, conseqüentemente interferindo na infusão do medicamento.

Como tempo total de infusão depende do volume a ser infundido, assumiu-se um tempo de 2 h para a simulação. O monitoramento dos sinais dos sensores é realizado a cada 0,5 s.

### 5.1.1 Dificuldades na verificação do protótipo

Durante a etapa de verificação, alguns problemas surgiram devido à faixa de vazão permitida pelo sistema ser muito ampla (1 – 300 ml/h) fazendo com que haja uma grande dificuldade para verificar todas as possibilidades de respostas permitidas para o usuário. Para sintetizar este processo, a vazão inserida no protótipo foi dividida em diferentes faixas, assim, a média de cada faixa foi utilizada como referência para o teste. A Tabela 5.1 apresenta as faixas de valores testados.

Tabela 5.1 – Faixa de vazão para o teste de verificação do SE

Faixa de vazão [ml/h]				
1 – 30	31 – 60	61 – 90	91 – 120	121 – 150
151 – 180	181 – 210	211 – 240	241 – 270	271 – 300

Fonte: Elaborada pelo autor.

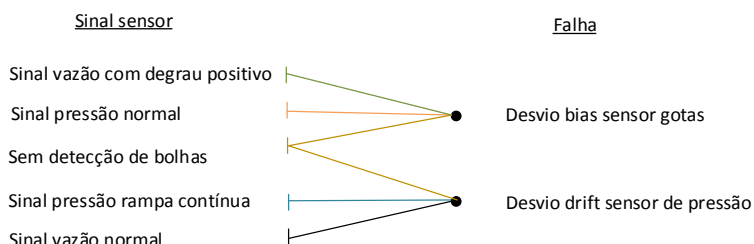
Outra dificuldade nesta etapa de verificação é a seleção da falha inserida pelo Módulo II. Como no sistema a ser testado pelo usuário final tal falha é selecionada aleatoriamente pelo programa, o teste inicial é dificultado, pois não há um controle de qual falha será implementada, podendo a mesma ser repetida diversas vezes, impedindo ou dificultando o teste de todas as falhas. Assim, para efeito de teste, a função de implementação aleatória da falha foi desabilitada, e uma nova regra foi implementada com o intuito do próprio usuário definir a falha a ser testada. O mesmo foi realizado para a seleção do tempo de implementação desta, que é outra variável aleatória modelada no sistema, conforme explicada na seção 4.1.2.

### 5.1.2 Testes do primeiro ciclo

Conforme mencionado na seção anterior, a verificação foi realizada no final de cada ciclo de implementação. Com isso, para o primeiro ciclo, foram realizados testes para verificar a capacidade de

detecção e diagnóstico das falhas em sensores. A partir da média das faixas de vazão definidas também na seção anterior, foram realizados testes para as 2 falhas de sensores implementadas, desvio em degrau e em rampa. Em consequência disso, o teste consiste em executar o programa 20 vezes para localizar se a falha inserida pelo Módulo II foi corretamente detectada pelo Módulo III. A forma pelo qual um SE realiza a inferência para diagnosticar a falha está ilustrada na Figura 5.1, na qual é possível verificar a relação entre o comportamento do sinal e a falha. Neste mesmo teste, verificou-se também a capacidade do SE de corrigir o sinal do sensor que apresentou um desvio, tanto contínuo (*bias*), quanto alterando com o tempo (*drift*), introduzido como falha nos sensores de gotas e pressão, respectivamente.

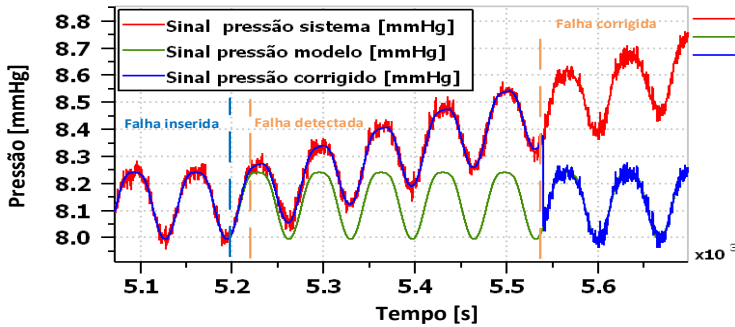
Figura 5.1 – Correlação entre o comportamento do sinal e o diagnóstico da falha



Fonte: Elaborado pelo autor.

Assim, como forma de ilustrar o teste, o sistema foi executado com uma vazão de 15,5 ml/h e foi inserida a falha de desvio tipo rampa (*drift*) no sensor de pressão, como pode ser verificado na Figura 5.2 Para este caso, o SE detectou a falha 19 segundos após a mesma ser inserida pelo Módulo II, assim, iniciou-se a janela de observação à qual até o final desta, não houve alteração no sinal de vazão e nem detecção de bolhas de ar no equipo.

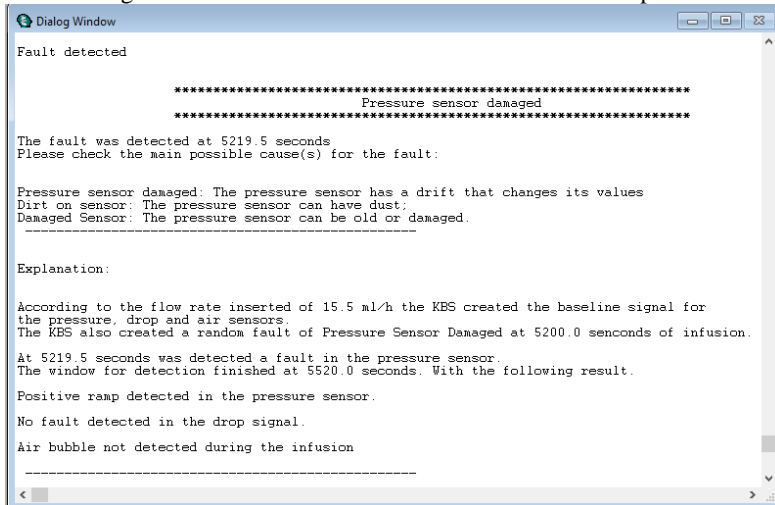
Durante a janela de observação, o SE verificou que o comportamento da falha se refere a uma rampa, essa leitura do comportamento do sinal, foi realizado armazenando os valores dos sinais no instante da detecção de falha, e comparando com a leitura dos sinais no fim da janela de observação, diagnosticando com isso um erro de *drift* no sensor. Então, a partir desta análise, o SE iniciou a correção do sinal logo após a janela de observação finalizar, visando uma futura aplicação na correção do sinal, conforme mencionado antes.

Figura 5.2 – Sinal de pressão com presença de desvio (*drift*) no sensor

Fonte: Elaborada pelo autor.

Pela Figura 5.3 é possível verificar como o SE chegou à conclusão de que a falha representa um *drift*. Verifica-se também pela mesma figura, o tempo de infusão que a falha foi introduzida pelo Módulo II e detectada pelo Módulo III. A correção do sinal iniciou logo após o fim da janela de observação. O resultado da detecção também apresenta um possível problema para esta falha, como sujeira no sensor, ou sensor degradado.

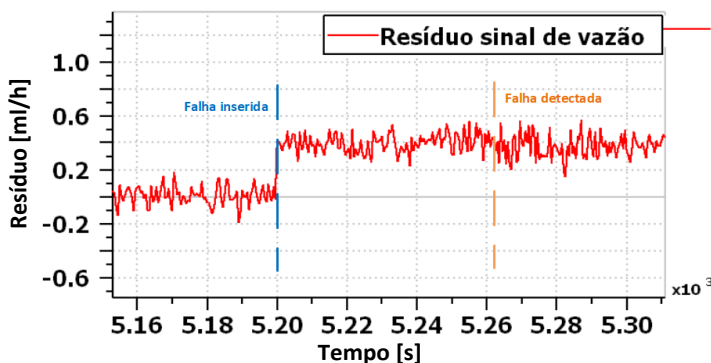
Figura 5.3 – Tela de resultados de falha no sensor de pressão



Fonte: Elaborada pelo autor.

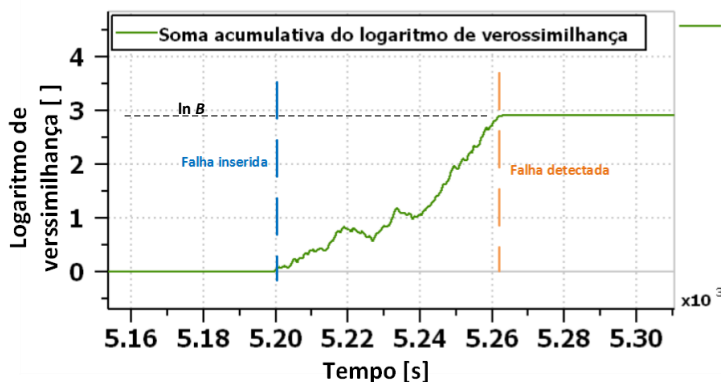
A Figura 5.4 demonstra o teste realizado para a detecção de falha no sensor de gotas. A falha inserida é do tipo degrau (*bias*) iniciado após 1 h e 26 min de infusão com uma vazão inserida de 15,5 ml/h. Verifica-se pela Figura 5.5 que a soma acumulativa do logaritmo de verossimilhança atingiu o limite de  $\ln B$ , definido pela probabilidade de falsos alarmes e de alarmes perdidos, após 1 min de inserção da falha.

Figura 5.4 – Resíduos para uma falha de desvio (*bias*) no sensor de gotas para uma vazão de 15,5 ml/h.



Fonte: Elaborada pelo autor.

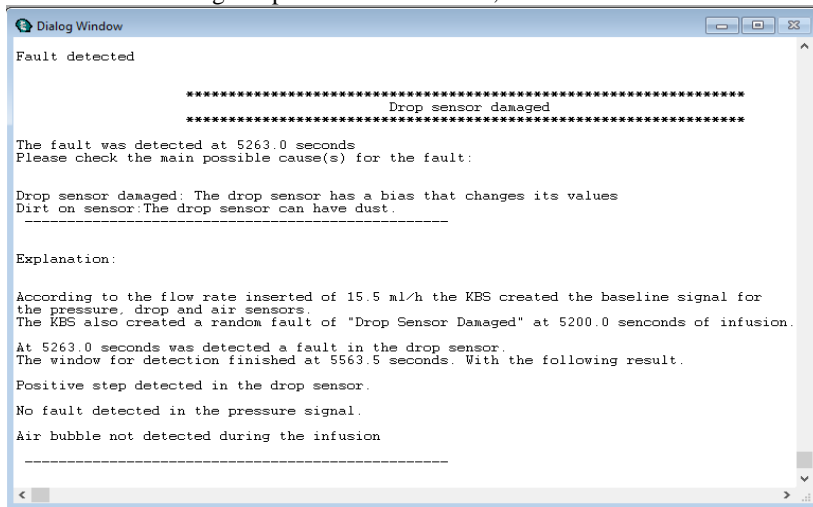
Figura 5.5 - Soma acumulativa do sensor de gotas para uma vazão de 15,5 ml/h.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Conforme apresentado na Figura 5.6, o protótipo apresenta a falha detectada e o diagnóstico da mesma. Também é possível verificar que o SE detecta a falha no instante em que o valor da soma acumulativa é igual ao limite de tolerância do teste.

Figura 5.6 – Tela do CLIPS demonstrando os resultados da detecção da falha de desvio no sensor de gotas para uma vazão de 15,5 ml/h.



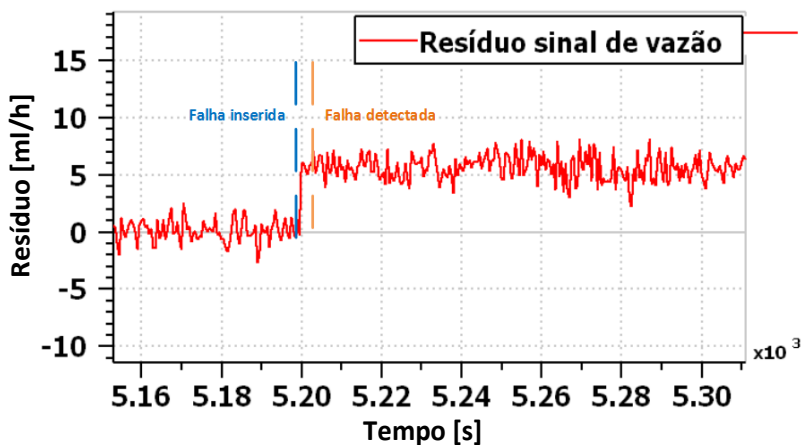
Fonte: Elaborada pelo autor.

Para efeito comparativo, a Figura 5.7 apresenta os resíduos gerados para a mesma falha da Figura 5.8 (desvio no sensor de gotas), entretanto, a vazão inserida é de 225,5 ml/h. Verifica-se que a soma acumulativa apresenta um gráfico mais inclinado quando comparado à vazão de 15,5 ml/h. Isso acontece porque o degrau inserido como falha é proporcional à vazão de infusão, sendo que o mesmo ocorre para o ruído, desta forma, a sensibilidade do SPRT é muito maior quando comparado à vazões menores, resultando em uma detecção da falha mais rápida.

Ademais, pela Figura 5.8 é possível verificar que não houve falsos alarmes durante o monitoramento para os parâmetros estabelecidos no teste estatístico. Entretanto, verifica-se que o sistema apresenta alta sensibilidade para maiores vazões, o que caso aconteçam desvios normais do processo, gerariam falsos alarmes. Desta maneira, para próximos ciclos de implementação, a utilização de limites de tolerância dinâmicos pode ser considerada.

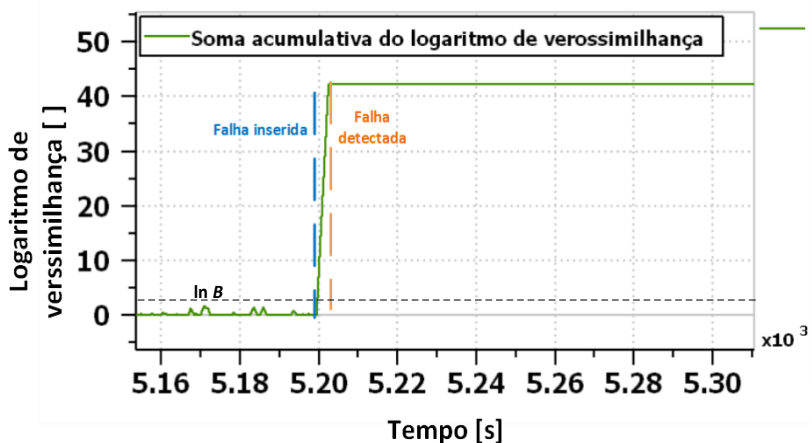


Figura 5.7 - Resíduo para uma falha de desvio (bias) no sensor de gotas para uma vazão de 225,5 ml/h.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5.8 – Soma acumulativa para uma falha de desvio (bias) no sensor de gotas para uma vazão de 225,5 ml/h.

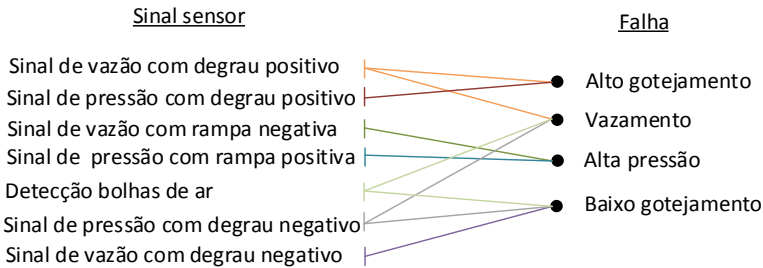


Fonte: Elaborada pelo autor.

### 5.1.3 Testes do segundo ciclo

A implementação do segundo ciclo de desenvolvimento refere-se às falhas de sistema, assim, a etapa de verificação visa verificar tais erros. A Figura 5.9 apresenta a correlação realizada pelo protótipo no diagnóstico da falha, assim é possível verificar se a leitura do comportamento do sinal realizado pelo Módulo III condiz com a falha inserida pelo Módulo II. Estas falhas, conforme mencionado na seção 4.1.2, são introduzidas no sistema aleatoriamente, entretanto, para fins de verificação, tais falhas são inseridas manualmente.

Figura 5.9 – Correlação entre o comportamento dos sinais dos sensores e as falhas



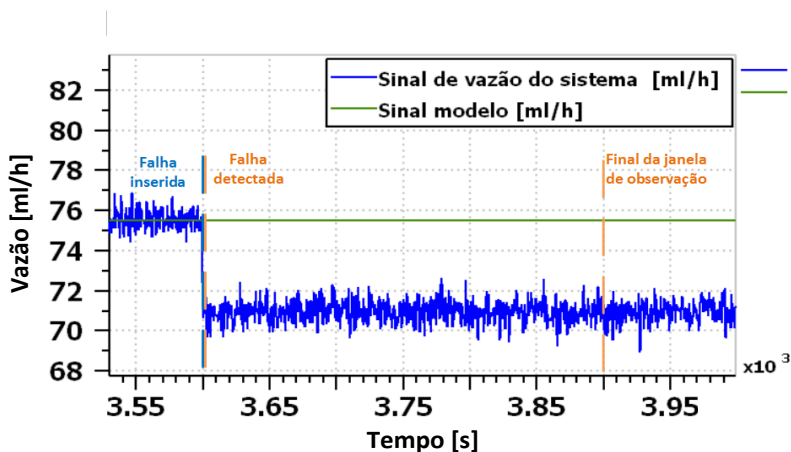
Fonte: Elaborada pelo autor.

Como forma de ilustrar o teste, o sistema foi simulado para uma vazão de 75,5 ml/h e executado para a falha de “Baixo Gotejamento”. Logo, pela Figura 5.10 e Figura 5.11, é possível verificar que após 1 h de infusão, o Módulo II inseriu a falha, que consiste em um degrau negativo no sinal de vazão, representando a diminuição do gotejamento, e um degrau negativo no sinal de pressão, que representa um declínio na pressão. Ainda sobre as figuras 5.10 e 5.11, verifica-se que a falha foi detectada pelo Módulo III no tempo de 3600 s para os sinais de vazão e pressão, sendo que a janela de observação que verifica o comportamento do sinal finalizou em 3900,5 s, para ambos sinais.

O tempo de observação do comportamento do sinal, correspondendo a 5 min após a detecção de falha, apresentou ser satisfatório para a leitura dos sinais. Entretanto, em novos ciclos de implementação, o tempo da janela de observação pode ser alterado dinamicamente conforme vazão inserida pelo usuário final, ou em outras

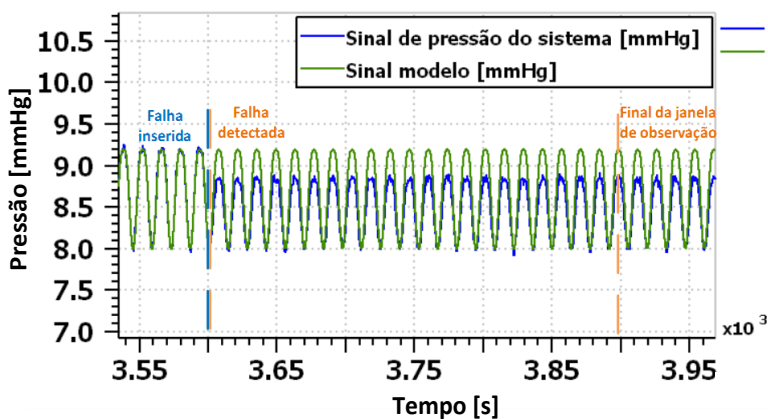
palavras, para vazões mais elevadas a janela de observação possui um tempo menor, sendo que o oposto aconteceria para baixas vazões.

Figura 5.10 – Sinal do sensor de vazão com a presença de uma falha de baixo gotejamento após 1h de infusão



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5.11 - Sinal do sensor de pressão com a presença de uma falha de baixo gotejamento após 1h de infusão



Fonte: Elaborada pelo autor.

Assim, após interpretar o comportamento dos sinais, o SE ativou a falha “baixo gotejamento”, mostrando ao usuário as possíveis causas de tal falha. Seguindo do diagnóstico, uma explicação de como o protótipo concluiu a existência de tal falha no sistema infusão, é apresentada ao usuário. A Figura 5.12 demonstra como o protótipo alerta o usuário sobre a falha, e como explica a inferência realizada para chegar em tal conclusão.

Figura 5.12 – Tela de apresentação dos resultados da infusão

```

Dialog Window
Fault detected

*****
*****
Low drip
*****
*****

The fault was detected at 3602.5 seconds
Please check the main possible cause(s) for the fault:

Roller clamp closed. The drip can be low due a obstruction of the flow caused by the roller clamp closed
Fluid bag almost empty;
Fluid bag too inclined;
Drip chamber too inclined;
Fluid bag in wrong position.
-----

Explanation:

According to the flow rate inserted of 75.5 ml/h the KBS created the baseline signal for
the pressure, drop and air sensors.
The KBS also created a random fault of "Low Drip" at 3600.0 seconds of infusion.

At 3600.0 seconds was detected a fault in the drop sensor.
The window for detection finished at 3900.5 seconds. With the following result.
Negative step detected in the drop sensor.

At 3602.5 seconds was detected a fault in the pressure sensor.
The window for detection finished at 3903.0 seconds. With the following result.
Negative step detected in the pressure sensor.

Air bubble not detected during the infusion
-----

Do you want to open the report? (Y/N):


```

Fonte: Elaborada pelo autor.

O terceiro e último ciclo de desenvolvimento do protótipo refere-se à implementação de um relatório em HTML. Assim, o usuário poderá verificar a falha durante a infusão tanto em linguagem gráfico e verbal, ambas apresentadas no relatório. Este relatório contém todas as informações apresentadas na Figura 5.12, como o nome da falha detectada, o tempo de detecção e a explicação, além do gráfico gerado pelo *software* Gnuplot para o sinal de cada sensor. Tanto o código para a criação do relatório quanto o código para a geração dos gráficos foram criados pelo SE, e são modificados conforme entrada de vazão pelo usuário e a falha detectada.

Como o processo de infusão de fluido em um paciente pode durar algumas horas, dependendo do volume e vazão de fluido especificado

pelo médico, o gráfico apresentado no relatório altera dinamicamente a área de plotagem. Esta implementação faz com que apenas o tempo em que houve a falha seja apresentado ao usuário, melhorando com isso a capacidade do usuário de observar o comportamento do sinal durante a falha e comparar com o resultado apresentado pelo SE.

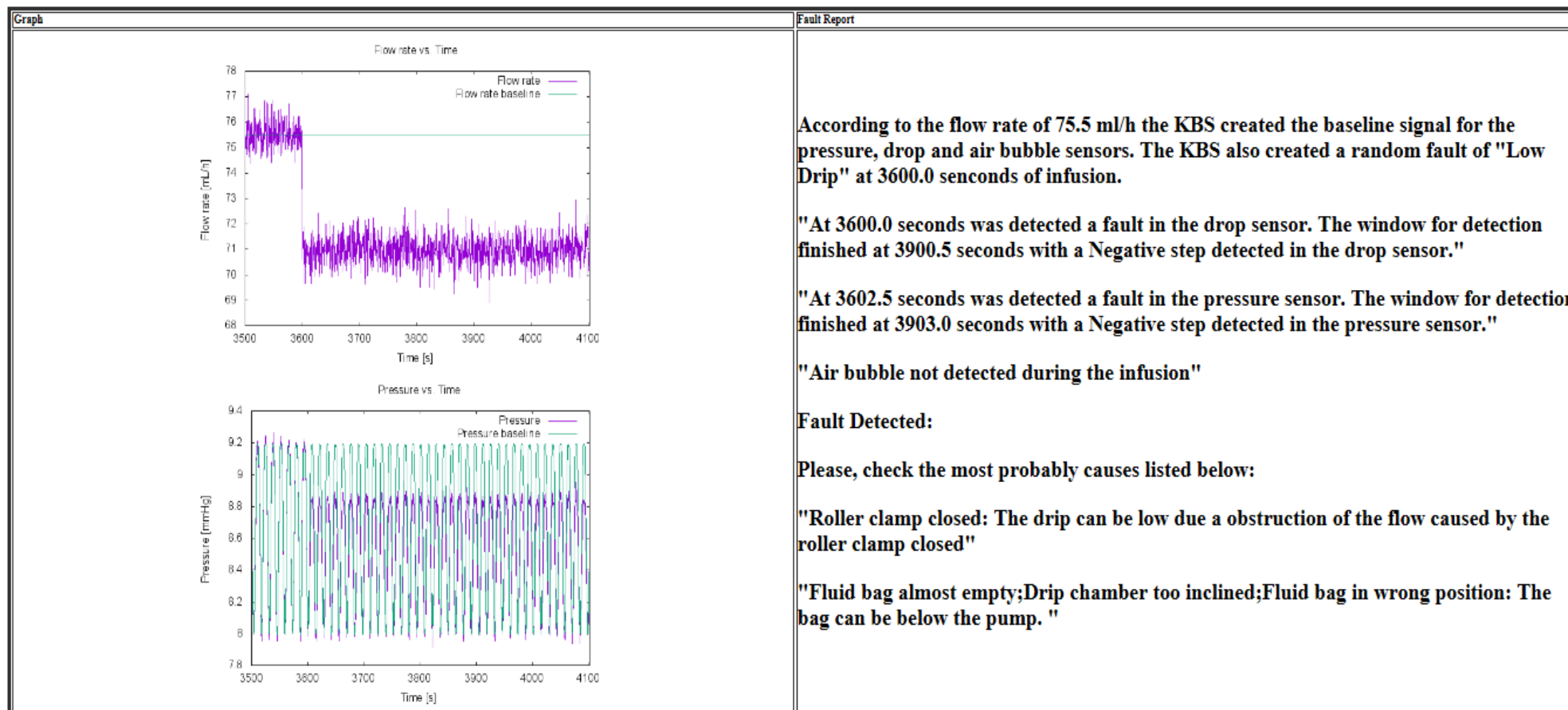
Após o SE inserir o diagnóstico com as possíveis causas da falha, uma pergunta é realizada ao usuário se o mesmo deseja abrir o relatório, e caso a resposta seja positiva, o relatório em HTML é aberto automaticamente contendo todas as informações acima mencionadas. Por fim, uma mensagem é apresentada perguntando se o usuário deseja iniciar outra infusão, assim o protótipo é iniciado novamente, ou se deseja finalizar o monitoramento.

A Figura 5.13 demonstra um relatório para a falha de baixo gotejamento com uma entrada de vazão de 75,5 ml/h. O relatório apresenta o gráfico do sinal para tanto para o sensor de gotas quanto para o sensor de pressão. Nota-se que a área de plotagem dos gráficos coincide com o momento em que a falha é iniciada no sistema. Ao lado dos gráficos, há os dados referentes a infusão, como o tempo de detecção da falha e o diagnóstico. Também neste relatório é apresentada a explicação da leitura do sinal pelo SE conforme explicado anteriormente.

Figura 5.13 – Exemplo de relatório em HTML apresentado no final da infusão

## Monitoring Report

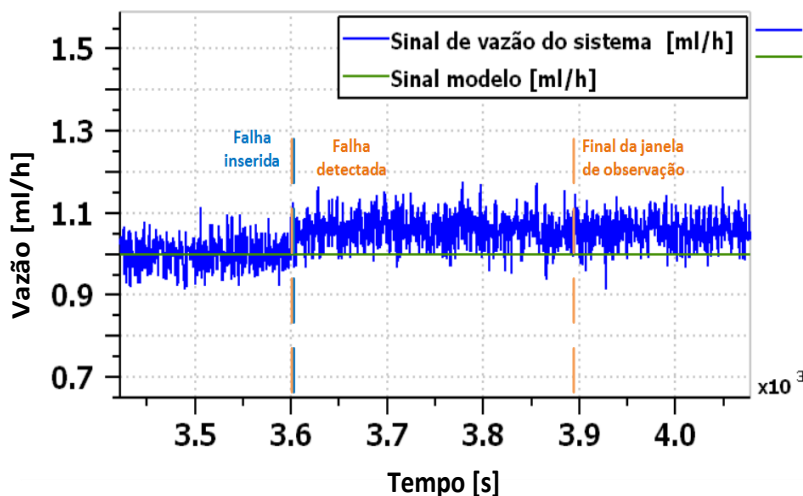
Flow rate: 75.5 ml/h



Fonte: Elaborado pelo autor.

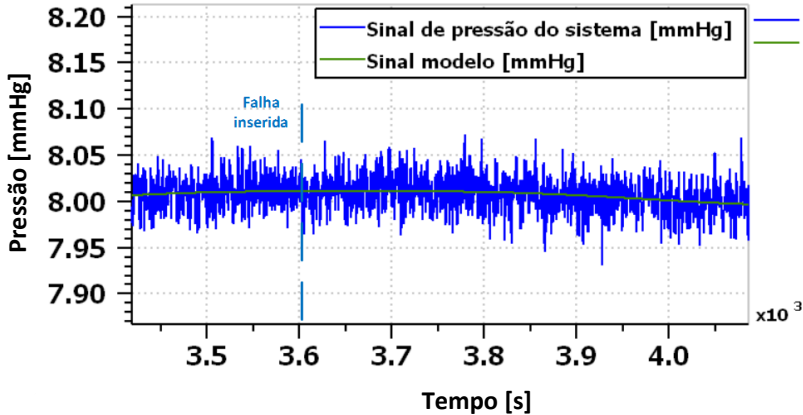
Conforme apresentado nesta seção, os resultados demonstraram uma boa detecção do SE para os diferentes tipos de falhas e vazões. Entretanto, para vazões baixas, menores de 5 ml/h, o sistema apresentou dificuldades na leitura do comportamento do sinal para o sensor de pressão. Isso se deve ao fato de que o gradiente de pressão por vazão (mmHg.h/ml) é baixo, em outras palavras, a alteração de pressão para vazões baixas não é relevante o suficiente para a detecção. Assim, o sistema não consegue determinar corretamente o comportamento do sinal, inferindo, por exemplo, que a falha é um degrau enquanto a mesma é uma rampa, ou mesmo não detectando a falha. A Figura 5.14 apresenta o sinal teórico gerado pelo sensor de vazão. Na Figura 5.15 verifica-se uma baixa representatividade na alteração da pressão, fazendo com que o SE não detecte a falha de “alto gotejamento” inserida com 1 h de infusão.

Figura 5.14 – Sinal de vazão na detecção de alto gotejamento para uma vazão de 1ml/h.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5.15 – Falha no protótipo na detecção de alto gotejamento para uma vazão de 1ml/h .



Fonte: Elaborada pelo autor.

No caso em que o protótipo não consegue detectar a falha, uma mensagem contendo o nome da falha inserida é enviada ao usuário informando que tal falha não foi detectada pelo Módulo III. Para futuras implementações de novos ciclos, essa mensagem pode conter maiores informações, explicando o motivo para a não detecção.

## 5.2 VALIDAÇÃO

Avaliar a qualidade da base de conhecimento aplicada é de fundamental importância para o desenvolvimento de um SE. Desta forma, a etapa da validação possui como foco a avaliação da integridade e acurácia da base de conhecimento.

Desta maneira, esta etapa visa avaliar a representação do conhecimento empregado no protótipo, para tal, foram realizados testes de avaliação do sistema por dois enfermeiros e um engenheiro clínico. Primeiramente, foram definidas as métricas de avaliação do sistema e um questionário, apresentado no Apêndice B, foi desenvolvido e entregue aos avaliadores, fazendo com que os mesmos avaliem o protótipo a partir das métricas previamente definidas. Essas métricas foram definidas com base na interpretação dos usuários com as informações incluídas no SE, como linguagem utilizada, relevância das



falhas abordadas, coerência no diagnóstico da falha, relevância das possíveis causas de falha, e avaliação geral do sistema.

Este questionário é composto de uma breve introdução relatando o objetivo do mesmo e como o validador deve realizar esta etapa. Assim, o validador poderá utilizar as métricas estabelecidas no questionário para avaliar se o conhecimento inserido no SE corresponde uma correta representação. Com o intuito de facilitar a execução do protótipo pelo usuário, foi criado um manual em arquivo de texto denominado “readme.txt”, assim o usuário poderá consultar este manual caso tenha dúvidas para iniciar o SE.

### **5.2.1 Resultados**

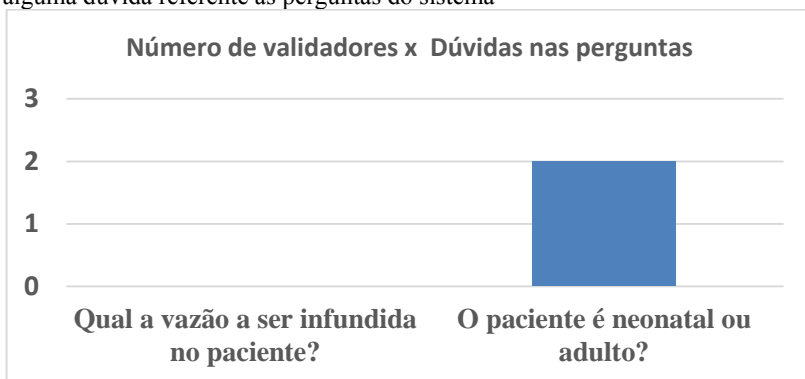
Como a etapa de validação foi realizada com especialistas enfermeiros e um engenheiro clínico, cada especialista teve um enfoque diferente na validação. Enquanto o engenheiro clínico comentou bastante sobre as falhas estudadas no protótipo e como o SE consegue detectar tais falhas, os enfermeiros realizaram um enfoque visando a aplicação do sistema em seus cotidianos, de como tal falha pode acontecer. Do ponto de vista de validação geral do SE, o diferente enfoque de cada área é visto como positivo, pois assim evita que lacunas sejam formadas durante o desenvolvimento, quando os validadores são especialistas de apenas uma área de conhecimento do protótipo, entretanto, com esses diferentes enfoques na validação, podem acontecer conflitos na representação do conhecimento entre os especialistas.

A etapa de validação do SE, assim como a etapa de verificação, é realizada a cada ciclo de implementação. Entretanto, a validação do primeiro ciclo de implementação aconteceu somente para validar o modelo do sistema de infusão apresentado no Capítulo 4. Isso deu-se ao fato de que no primeiro ciclo foram implementadas as falhas dos sensores, fazendo com que estes especialistas não tenham experiência prévia para validar tal conhecimento, além de que as falhas estudadas não possuem uma grande complexidade do ponto de vista de representação do conhecimento. Assim, para o primeiro ciclo, um teste foi realizado com o intuito de determinar o volume deslocado para cada onda peristáltica formada pelo mecanismo. O teste consiste em executar a infusão no modelo físico e verificar a quantidade de soro, apresentada no visor da bomba de infusão, infundida a cada período de formação da onda. A partir deste teste, verificou-se que o volume marcado pela bomba é de 0,2 ml por período de onda, sendo que o volume calculado

foi de 0,25 ml. Para efeito de estudo, o erro de 0,05 ml por período de onda, está dentro do aceitável devido às considerações realizadas no modelo teórico, como não considerar as perdas volumétricas e a elasticidade do equipo.

A validação do protótipo foi realizada apenas no final do terceiro ciclo contendo todas as falhas de sistemas já mencionadas neste capítulo. Como pode ser verificado na Figura 5.16, os três especialistas consultados para a validação do protótipo entenderam a pergunta referente a vazão de infusão, entretanto, para a pergunta referente à condição do paciente, um enfermeiro e o engenheiro clínico comentaram que a pergunta referente à condição do paciente ser neonatal ou adulto poderia ser retirada, pois cada setor do hospital já trabalha com bombas reguladas para cada tipo de paciente.

Figura 5.16 – Resposta referente à questão “Por favor, assinale caso houve alguma dúvida referente às perguntas do sistema”



Fonte: Elaborada pelo autor.

Como sugestão, um enfermeiro comentou em inserir uma tabela, em conjunto com a pergunta 1 referente à vazão infundida, apresentando os valores típicos de infusão para cada grupo de medicamentos, assim o protótipo poderá auxiliar o usuário e evitar erros que podem ser cometidos no início de uma infusão. Esta tabela contém o nome e vazão recomendada para um adulto dos principais grupos de solução, como: Soluções Analgésicas (SA), Drogas Vasoativas (DV) e antibióticos (ATB). Para a infusão de soro, a vazão depende do volume de soro a ser infundido no paciente. A Tabela 5.2 apresenta a relação de vazão para cada grupo de medicamentos.

Tabela 5.2 – Referência para a vazão de soro conforme grupos de medicação

Grupos	SA	DV	ATB	Volume de soluções de soro (ml)			
				500	1000	1500	2000
Vazão (ml/h)	5 – 20	0 – 300	80 - 100	21	42	63	84

Fonte: Elaborada pelo autor.

A pergunta 2, referente à interface com o usuário é apresentada a seguir:

Qual a maior dificuldade ao utilizar o sistema?

- Correlacionar a situação real às perguntas
- Linguagem utilizada nas perguntas
- Interface do questionário
- Executar o software CLIPS
- Outros [favor especificar abaixo]

Embora os especialistas tenham conhecimento da língua inglesa, uma das dificuldades relatadas foi a interpretação dos resultados devido ao protótipo não ser desenvolvido em português. Neste momento foi necessário intervir no processo de validação para explicar o significado de umas das causas diagnosticadas. Esse problema de linguagem pode ser corrigido traduzindo o protótipo para a língua portuguesa.

Referente à terceira pergunta:

***“O protótipo possui aplicação em um sistema de infusão real?”***

Todos os especialistas consideraram possível a aplicação em um sistema de infusão, entretanto, o engenheiro comentou que o protótipo poderia ser aplicado também à área de manutenção das bombas, realizando um diagnóstico das falhas que afetam a operação do sistema de modo permanente, pois assim os enfermeiros já receberiam uma bomba sem falhas na operação. Esse tipo de operação pode ser incrementado na implementação de outros ciclos de conhecimento através da criação de classes com falhas permanentes de operação, como falhas mecânicas do motor de passo por exemplo, e também fazendo

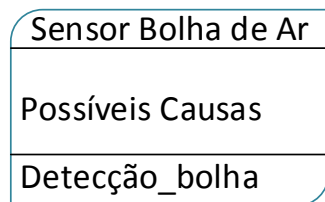
com que o protótipo realize uma leitura dos sinais dos sensores, antes do início da operação. Entretanto, como o SE proposto foi desenvolvido inicialmente para diagnosticar falhas durante a operação da bomba, e não para diagnosticar a falha na manutenção da mesma, tal ciclo de implementação não entrou no escopo deste trabalho.

Todos os especialistas acreditam que as falhas abordadas podem acontecer em um sistema real durante a infusão de fluido em um paciente, de acordo com a pergunta número 4, “*Os tipos de falhas abordadas podem acontecer em um sistema real?*”.

Assim, as falhas inseridas pelo Módulo II são condizentes com falhas reais, fazendo com que o sistema simule a operação próxima à operação real da bomba de infusão, aumentando a confiabilidade do protótipo.

Para a pergunta número 5 “*Os diagnósticos realizados pelo sistema são relevantes para a localização da falha durante a infusão de fluido no paciente?*”, todos avaliadores consideraram o diagnóstico relevante para a localização da falha, entretanto, um dos enfermeiros sugeriu acrescentar outros diagnósticos que os auxiliem a verificar o motivo para o aparecimento de bolhas de ar no equipo. Este diagnóstico pode ser realizado criando dentro da classe *Sensor de Bolha de Ar* o atributo *Possíveis Causas* contendo todas as possíveis causas referentes à geração de bolhas de ar no equipo Figura 5.17.

Figura 5.17 – Introdução do atributo “Possíveis Causas” para a classe “Sensor Bolha de Ar”



Fonte: Elaborada pelo autor.

Assim, quando o sensor detectar uma bolha de ar, as possíveis causas da formação da bolha, sugeridas pelo enfermeiro, serão apresentadas ao usuário. Tais causas são listadas a seguir:

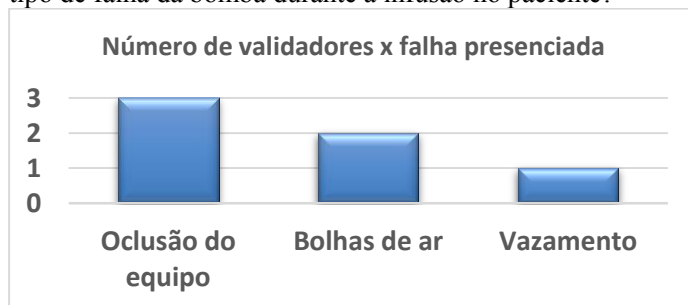
- **Volume da solução:** Verificar se o volume de solução dentro do equipo está acabando.
- **Respiro Câmara de Gotejamento:** Verificar se o respiro da câmara de gotejamento está devidamente fechado.

- **Bolsa de fluido muito inclinada:** Verificar se a bolsa de fluido não está na posição vertical.
- **Medicação espumosa:** Verificar se a solução está muito espumosa devido ao transporte da bolsa de fluido.

A falha de vazamento também sofreu modificações no diagnóstico, devido às respostas da pergunta 6 “*Os diagnósticos possuem uma explicação clara sobre a falha?*”. Para esta falha foi acrescentado a possível causa de “Equipo mal conectado com a bolsa de fluido” e “Vazamento no respiro da câmara de gotejamento”. Esta última causa, inclusive, foi relatada por um enfermeiro que já presenciou um vazamento no respiro que causou um princípio de incêndio no hospital, devido ao fato da cama do paciente ser elétrica.

Conforme resultado da pergunta 7, o problema de oclusão do equipo é a falha mais comum durante a infusão, conforme apresentado pelos especialistas, seguida pela presença de bolhas de ar e vazamento, como pode ser verificado pela Figura 5.18. As demais falhas não foram presenciadas pelos especialistas, entretanto há um consenso sobre a necessidade do diagnóstico para tal.

Figura 5.18 – Principais falhas presenciadas pelos validadores em um sistema real de infusão conforme pergunta “Você já presenciou algum tipo de falha da bomba durante a infusão no paciente?”



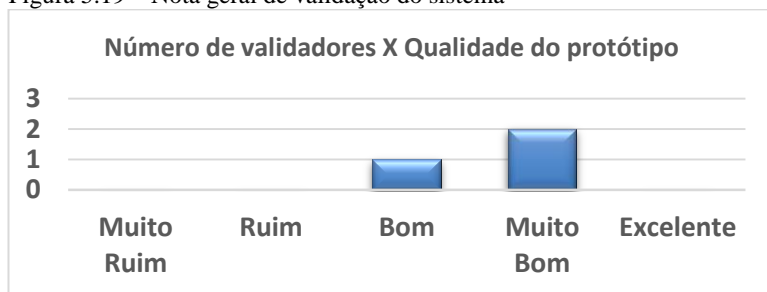
Fonte: Elaborado pelo autor.

Por fim, todos os especialistas desconhecem algum sistema de infusão que apresente um diagnóstico ao enfermeiro em conjunto com a detecção da falha, conforme relatado na pergunta número 8 “*Você conhece algum sistema de infusão que possui detecção e diagnóstico de falhas?*”. De fato, os resultados obtidos neste trabalho ressaltam a

importância do protótipo desenvolvido, o qual emprega conhecimentos técnicos de engenharia na área da saúde.

A média dos resultados para a pergunta 9 referente à qualidade do sistema é de “Muito Bom”. O engenheiro clínico, responsável pela avaliação “bom” comentou que o protótipo é bastante significativo para assegurar a qualidade do sistema de infusão, entretanto, o mesmo deveria atender também a área de manutenção das bombas, conforme comentado no início desta seção.

Figura 5.19 – Nota geral de validação do sistema



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 5.3 OBSERVAÇÕES FINAIS SOBRE O CAPÍTULO

Esse capítulo apresentou os principais resultados para a verificação e validação do protótipo proposto. Primeiramente, foi apresentada a metodologia utilizada para a verificação do sistema, assim como o processo de verificação realizado a cada ciclo de implementação. Referente à validação, dois enfermeiros e um engenheiro clínico utilizaram um questionário, apresentado no Apêndice B, e avaliaram o sistema com base nas métricas estabelecidas neste. Por fim, o resultado da validação foi apresentado, assim como as alterações realizadas no sistema.

## 6. CONCLUSÃO

O presente capítulo mostra as principais conclusões obtidas nesta pesquisa. A primeira seção refere-se aos comentários sobre o desenvolvimento deste trabalho. Na seção seguinte, são sugeridos futuros trabalhos envolvendo o protótipo e o desenvolvimento de sistemas inteligentes para a detecção e diagnóstico de falhas. Por fim, alguns comentários finais são elucidados sobre a conclusão do trabalho.

### 6.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O protótipo de SE desenvolvido neste trabalho refere-se à detecção das principais falhas durante a operação de uma bomba de infusão (como oclusão e ar no equipo). Estas falhas geram sintomas que são interpretados pelo sistema, realizando inferências para detectar e diagnosticar as mesmas. O nível de desenvolvimento do protótipo descrito neste trabalho, como representação das falhas, foi limitado pelo acesso a profissionais que possuem conhecimento deste equipamento, assim como a dificuldade em encontrar bibliografias técnicas especializadas.

De fato, percebeu-se durante o desenvolvimento do trabalho, o grande nicho de mercado para engenheiros, pois a demanda em desenvolver ou aprimorar equipamentos médicos com tecnologia nacional deverá ser bastante explorada nos próximos anos. A dificuldade para encontrar bibliografias nacionais, demonstra a carência do país no desenvolvimento de equipamentos médicos. Isso, inclusive, justifica a utilização destes equipamentos somente em setores considerados de urgência, devido ao elevado custo das bombas.

Apesar de bombas de infusão possuir componentes para identificar alterações na vazão e pressão durante a infusão de fluido no paciente, essas bombas são fontes de falhas que podem comprometer a saúde do paciente quando não diagnosticadas. A utilização de sensores redundantes para aumentar a confiabilidade deste equipamento, é considerada como inviável, devido ao aumento do custo do equipamento, e a possível presença de novos falsos alarmes.

A utilização do protótipo para a detecção das falhas evita os seguidos falsos alarmes relatados por enfermeiros. De fato, em algumas áreas do Hospital Universitário da UFSC (HU-UFSC) não é utilizado o sensor de gotas para o monitoramento da vazão do paciente. Isso ocorre,

pois, ao transportar o paciente durante a infusão de fluido, o alarme de vazão é ativado constantemente, devido às alterações no preenchimento de fluido na câmara de gotejamento. Desta forma, engenheiros clínicos realizaram a retirada deste importante componente do sistema. Como o protótipo desenvolvido neste trabalho realiza uma correlação entre os sensores para a definição de falhas, esse tipo de falso alarme não seria relatado.

Mesmo que o modelo desenvolvido no CLIPS não possua o comportamento dinâmico da bomba de infusão, como tal dinâmica é bastante lenta, como por exemplo, o tempo de formação da onda (35 segundos para uma vazão de 25 ml/h), tempo total de infusão (normalmente maior que 1 hora) e baixa pressão (menor que 2 kPa), a operação real do protótipo pode ser considerada a partir deste modelo. Entretanto, faz-se necessário estudos referentes ao processamento de sinais, e viabilidade técnica para implementação no sistema físico.

A utilização do Teste de Razão Probabilidade Sequencial na detecção de desvios nos sensores através da análise nas propriedades estatísticas, mostrou ser bastante preciso, não sendo necessário um grande número de amostras para tal. Entretanto, devido ao pouco acesso aos dados reais do equipamento, visto que os sensores são fabricados pela própria empresa fabricante das bombas, algumas considerações tiveram que ser feitas para a continuidade do trabalho, como por exemplo, a definição teórica da variância do sensor e os limites  $\alpha$  e  $\beta$  do teste. Tais considerações devem ser novamente analisadas, caso seja realizada a utilização do protótipo em um sistema físico.

A metodologia utilizada para a interpretação do comportamento do sinal mostrou ser bastante robusta, pois para a grande maioria de vazões verificadas, o sistema interpretou corretamente o comportamento, exceto para casos em que vazões menores que 5 ml/h, conforme comentado no capítulo anterior. Assim, este trabalho pode ser utilizado como fonte de consulta para pesquisas que envolvem leitura e interpretação do comportamento de sinais.

Mesmo que o número de falhas exploradas no protótipo possa ser considerado baixo, refletindo sobre o impacto que as mesmas podem ter em um paciente, considera-se que o sistema desenvolvido atingiu o seu objetivo de detectar e diagnosticar as falhas mais importantes em um sistema de infusão.

O trabalho proposto provou ser um desafio no desenvolvimento do protótipo devido às seguintes condições:



- Pouco conhecimento inicial do autor sobre bombas de infusão;
- Carência na bibliografia sobre dados técnicos destes equipamentos;
- Poucos engenheiros disponíveis com conhecimentos em equipamentos médicos;
- Pouco êxito nas tratativas de liberação de informações técnicas da bomba pela empresa fabricante.

A utilização de um sistema especialista no diagnóstico das falhas mostrou-se bastante positiva, devido à facilidade na representação do conhecimento utilizando regras e modelagem orientada a objeto. A grande capacidade de expansão do protótipo, ao inserir novas falhas apenas criando as instâncias para tal, confirma esta afirmação.

Por fim, especialistas na área da saúde testaram o protótipo com o intuito de validar o conhecimento implementado. Para isso, foi criado um questionário a partir de métricas previamente definidas. Como avaliação geral, os validadores aprovaram o protótipo, resultando em uma avaliação de “muito bom” pela maioria dos especialistas consultados. Os enfermeiros ficaram bastante entusiasmados em fazer parte do desenvolvimento de um sistema para auxiliar os seus trabalhos. Assim, a etapa de validação mostrou grande importância no desenvolvimento do SE, pois os comentários dos especialistas serviram para adaptar o protótipo à rotina de um profissional da área da saúde.

## 6.2 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A continuação do desenvolvimento do protótipo apresentado, envolve a implementação de novos ciclos, conforme o modelo incremental adotado nesta pesquisa.

- Implementação do modelo dinâmico da bomba de infusão;
- Definição de valores dos sensores reais da bomba na detecção de falhas utilizando o SPRT;
- Implementação de um sistema de aquisição dos dados dos sensores durante a operação real da bomba;
- Introdução de novas falhas de funcionamento da bomba;

A aplicação de ferramentas de engenharia tem contribuído para o auxílio de profissionais da saúde na realização de procedimentos médicos. De fato, a partir deste trabalho, pode-se verificar a capacidade de um Sistema Especialista em interpretar a leitura de um sinal, avaliando a presença de anomalias e diagnosticando-a. Desta forma, o

tempo para a tomada de decisão do enfermeiro na presença de uma falha durante a infusão pode ser diminuído.

## REFERÊNCIAS

ACARNLEY, P. P. **Stepping motors: a guide to theory and practice**. Iet, 2002. ISBN 0852960298.

ALNOSAYAN, N. et al. **MyHeart: An intelligent mHealth home monitoring system supporting heart failure self-care**. e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom), 2014 IEEE 16th International Conference on: IEEE: 311-316 p. 2014.

AMSYS. **Modern pressure sensor technology Differential pressure sensors – an ambiguous term**. 2008. Disponível em: < [http://www.amsys.info/sheets/amsys.en.aan505\\_e.pdf](http://www.amsys.info/sheets/amsys.en.aan505_e.pdf) >.

ARMSTRONG, D. J. The quarks of object-oriented development. **Communications of the ACM**, v. 49, n. 2, p. 123-128, 2006. ISSN 0001-0782.

ARNEY, D. E. et al. Generic infusion pump hazard analysis and safety requirements version 1.0. **Technical Reports (CIS)**, p. 893, 2009.

AUSMAN, R. K. Infusion System Designs. In: (Ed.). **Intravascular Infusion Systems**: Springer, 1984. p.15-34.

BALABAN, E. et al. Modeling, detection, and disambiguation of sensor faults for aerospace applications. **IEEE Sensors Journal**, v. 9, n. 12, p. 1907-1917, 2009. ISSN 1530-437X.

BAURA, G. **Medical Device Technologies: A Systems Based Overview Using Engineering Standards**. Academic Press, 2011. ISBN 0080961126.

BERG, J. M.; DALLAS, T. Peristaltic pumps. **Encyclopedia of Microfluidics and Nanofluidics**, p. 2693-2701, 2015. ISSN 1461454883.

BIOSONIX. **Air Bubble Sensing Application Guide** 2013.

BOECHAT, A. A.; MORENO, U. F.; HARAMURA, D. On-line calibration monitoring system based on data-driven model for oil well sensors. **IFAC Proceedings Volumes**, v. 45, n. 8, p. 269-274, 2012. ISSN 1474-6670.

BOOTH, K. **Intravenous Therapy for Health Care Personnel.** 2007. ISBN 9780077232672. Disponível em: <  
<https://books.google.com.br/books?id=p2F6CgAAQBAJ> >.

BRONZINO, J. D. **The biomedical engineering handbook. 2, 2.** Boca Raton, FL [u.a.]: CRC Press, 2015. ISBN 9781439825259 1439825254.

BURY, J. et al. LISA: a web-based decision-support system for trial management of childhood acute lymphoblastic leukaemia. **British journal of haematology**, v. 129, n. 6, p. 746-754, 2005. ISSN 1365-2141.

BUTTERFIELD, B. Monitoring and Detection of IV line occlusions. **Research Fellow. Alaris Medical Systems**, p. 1-3, 2010.

BUTTON, V. Dispositivos de infusão. **Calil JS, organizadores. Equipamentos médico hospitalares e o gerenciamento da manutenção. Brasília: ANVISA, 2002.**

CHAN, A. Y. **Biomedical device technology: principles and design.** Charles C Thomas Publisher, 2016. ISBN 0398090831.

DA SILVA, J. C. et al. A knowledge-based system approach for sensor fault modeling, detection and mitigation. **Expert Systems with Applications**, v. 39, n. 12, p. 10977-10989, 2012. ISSN 0957-4174.

DHUMAL, S. R.; KADAM, S. Design and development of rotary peristaltic pump. **International Journal of Science and Advanced Technology**, v. 2, n. 4, p. 157-163, 2012.

DIAS, A. et al. Metodologia para análise de risco: mitigação de perda de SF6 em disjuntores. **Florianópolis: Studio S, 2011.**

DOUGHERTY, L.; LAMB, J. **Intravenous therapy in nursing practice:** John Wiley & Sons 2009.

DRĂGULESCU, D.; ALBU, A. Medical Predictions System. **Acta Polytechnica Hungarica**, v. 4, n. 3, p. 89-101, 2007.

FDA. Infusion pumps total product life cycle: Guidance for industry and fda staff. **Food and Drug Administration Std**, p. 0910-0766, 2014.

GIARRATANO, J.; RILEY, G. Introduction to expert systems. **Expert Systems, 4th edn. Thomson Course Technology**, p. 19, 2005.

GONZALEZ, A. J.; DANKEL, D. D. **The engineering of knowledge-based systems: theory and practice.** 1993. ISBN 0132769409.

HINES, J. W.; GARVEY, D. R. Development and application of fault detectability performance metrics for instrument calibration verification and anomaly detection. **Journal of Pattern Recognition Research**, v. 1, n. 1, p. 2-15, 2006.

HOCHMAN, V.; CIHAK, J.; AUGUSTYNEK, M. **Interaction of infusion set and volumetric infusion pump and their impact on the quality of treatment.** 6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering: Springer: 645-648 p. 2015.

ISERMANN, R. **Fault-diagnosis systems: an introduction from fault detection to fault tolerance.** Springer Science & Business Media, 2006. ISBN 3540303685.

ISMP. Infusion Pump Project: Survey Results and Time for Action. **ISMP Canada Safety Bulletin**, v. 7, n. 1, 2004.

JIANG, L. Sensor Fault Detection and Isolation Using System Dynamics Identification Techniques. 2011.

KLESPITZ, J.; KOVÁCS, L. **Peristaltic pumps—A review on working and control possibilities.** Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI), 2014 IEEE 12th International Symposium on: IEEE: 191-194 p. 2014.

KOUSHANFAR, F.; POTKONJAK, M.; SANGIOVANNI-VINCENTELLI, A. **On-line fault detection of sensor measurements.** Sensors, 2003. Proceedings of IEEE: IEEE. 2: 974-979 p. 2003.

LATHAM, T. W. **Fluid motions in a peristaltic pump.** 1966. Massachusetts Institute of Technology

LI, D. et al. **Sequential probability ratio test based fault detection method for actuators in GNC system.** Control Conference (CCC), 2013 32nd Chinese: IEEE: 6324-6327 p. 2013.

MICHAEL, N. **Artificial intelligence a guide to intelligent systems:** Addison Wesley 2005.

MILLER, B. M. **Object-oriented expert systems and their applications to sedimentary basin analysis**. USGPO; US Geological Survey, USGS Map Distribution. 1993

OZERI, S.; SHMILOVITZ, D.; FAINGUELERNT, J. **Ultrasonic air bubble detection employing signal processing techniques**. Industrial Electronics, 2006 IEEE International Symposium on: IEEE. 4: 2840-2845 p. 2006.

PARK, Y.-S. et al. **This Ain't Your Dose: Sensor Spoofing Attack on Medical Infusion Pump**. WOOT 2016.

PEREIRA, M. A. Sistema Especialista on-line de Auxílio ao diagnóstico de Câncer de Próstata. 2004.

PERMESH, L. J. **Programmable syringe pump**. 2012. (Masters thesis). Faculty of Electrical Engineering, Universiti Teknologi Malaysia

RUSSEL, S.; NORVIG, P. Artificial Intelligence: A Modern Approach. **EUA: Prentice Hall**, 2003.

SILVA, J. C. D. Expert system prototype for hydraulic system design focusing on concurrent engineering aspects. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, UFSC, Florianópolis. 1998.

SMITH, N. E.; TIMBY, B. K. **Enfermagem médico-cirúrgica**. Editora Manole Ltda, 2005. ISBN 8520417108.

STEWART, J. **Calculus**. Cengage Learning, 2015. ISBN 1305480511.

THARIYAN, K. et al. Design and development of a unique drop sensing unit for infusion pump. 2002. ISSN 0975-1084.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. H. **Principles of anatomy and physiology**. John Wiley & Sons, 2008. ISBN 0470084715.

VON LINSINGEN, I. **Fundamentos de sistemas hidráulicos**. Universidade Federal de Santa Catarina, 2001. ISBN 8532802028.

WALD, A. Sequential analysis. 1947. **Zbl0029**, v. 15805, 1947.

WATTON, J. **Modelling, monitoring and diagnostic techniques for fluid power systems.** Springer Science & Business Media, 2007. ISBN 1846283744.

WEINSTEIN, S. M.; HAGLE, M. E. **Plumer's principles and practice of infusion therapy.** Lippincott Williams & Wilkins, 2014. ISBN 1451188854.

WIRIYASUTTIWONG, W.; NARKBUAKAEW, W. Medical Knowledge-Based System for Diagnosis from Symptoms and Signs. **INTERNATIONAL JOURNAL OF APPLIED BIOMEDICAL ENGINEERING** v. 2, 2009.

WU, X.; CUI, Q. Z. **Structure Analyses and Flow Rate Model of Peristaltic Pump of Cement Foaming Machine.** Advanced Engineering Forum: Trans Tech Publ. 2: 852-855 p. 2012.

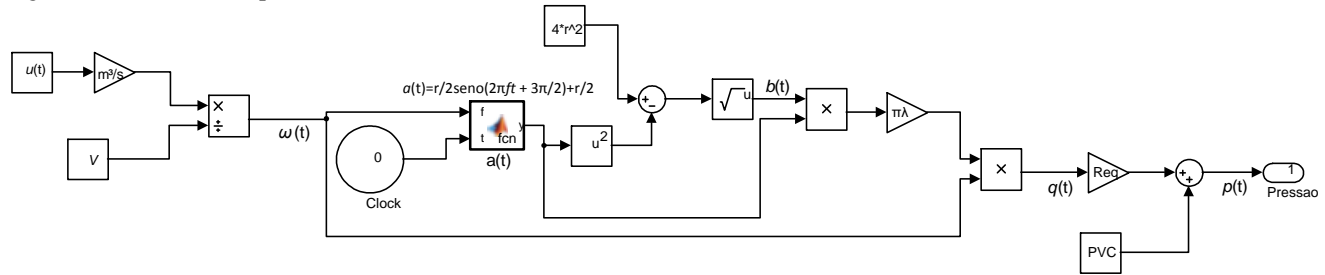
YANG, Y.; KIM, H. **Development of a miniaturized IV drip rate meter using optical sensors and fuzzy rule based detection algorithm.** Engineering in Medicine and Biology Society, 1998. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE: IEEE. 4: 1795-1798 p. 1998.





## APÊNDICE A – MODELO DO SISTEMA DE INFUSÃO EM SIMULINK DESENVOLVIDO PARA O TESTE DE SENSIBILIDADE.

Figura A.1 - Modelo simplificado em Simulink do sistema de infusão.



Fonte: Elaborada pelo autor.

## APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO DE VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO

### QUESTIONÁRIO

Este questionário possui como objetivo validar o protótipo de Sistema Especialista desenvolvido para detecção e diagnóstico de falhas em uma bomba de infusão, sendo parte do trabalho de mestrado. A intenção é avaliar o desempenho do sistema tanto das falhas inseridas quanto dos diagnósticos realizados. O sistema deve ser utilizado e respondido individualmente. É de importância responder a todas as questões, assim ajudará no desenvolvimento deste protótipo. Caso tenha alguma dúvida referente ao questionário ou ao Sistema Especialista, fico à disposição pelo e-mail [guipagatini@hotmail.com](mailto:guipagatini@hotmail.com).

1. Por favor, assinale caso houve alguma dúvida referentes às perguntas do sistema.

1.1 ( ) Qual a vazão a ser infundida no paciente?

1.2 ( ) O paciente é neonatal ou adulto?

Comentário:

---



---



---

2. Qual a maior dificuldade ao utilizar o sistema?

( ) Correlacionar a situação real às perguntas

( ) Linguagem utilizada nas perguntas

( ) Interface do questionário

( ) Executar o software CLIPS

( ) Outros [favor especificar abaixo]

---



---



---

3. O protótipo possui aplicação em um sistema de infusão real?

( ) Sim

( ) Não

Comentário:

---



---



---

4. Os tipos de falhas abordadas podem acontecer em um sistema real?

( ) Sim

( ) Não

---

---

---

5. Os diagnósticos realizados pelo sistema são relevantes para a localização da falha durante a infusão de fluido no paciente?

( ) Sim

( ) Não

---

---

---

6. Os diagnósticos possuem uma explicação clara sobre a falha?

( ) Sim

( ) Não

---

---

---

7. Você já presenciou algum tipo de falha da bomba durante a infusão no paciente?

( ) Sim

( ) Não

Qual?

---

---

---

8. Você conhece algum sistema de infusão que possui detecção e diagnóstico de falhas?

( ) Sim

( ) Não

Qual?

---

---

---

9. Como você define a qualidade do protótipo apresentado quanto às falhas abordadas e diagnóstico das mesmas?

( ) Muito Ruim ( ) Ruim ( ) Bom ( ) Muito Bom ( )  
Excelente

Obrigado pela disponibilidade em contribuir com o desenvolvimento do software. Caso haja sugestões ou dúvidas, favor contatar por e-mail ([guipagatini@hotmail.com](mailto:guipagatini@hotmail.com)).

Caso tenha algum comentário referente ao protótipo, favor inserir abaixo.

---

---