

MÁRIO ANDERSON DE OLIVEIRA

**SISTEMA DE ENSAIO DE DESEMPENHO DE
INCUBADORA NEONATAL**

**FLORIANÓPOLIS
2007**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SISTEMA DE ENSAIO DE DESEMPENHO DE
INCUBADORA NEONATAL**

Dissertação submetida à
Universidade Federal de Santa Catarina
como parte dos requisitos para a
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica

MÁRIO ANDERSON DE OLIVEIRA

Florianópolis, Julho de 2007.

SISTEMA DE ENSAIO DE DESEMPENHO DE INCUBADORA NEONATAL

Mário Anderson de Oliveira

‘Esta dissertação foi julgada adequada como um dos requisitos para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em *Engenharia Biomédica*, e aprovado em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.’

Raimes Moraes, Ph .D.
Orientador

Kátia Campos de Almeida, Ph .D.
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

Banca Examinadora:

Raimes Moraes, Ph .D.
Presidente

Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.

Prof. Maurício Campelo Tavares, Dr.

Prof. Saulo Güths, Dr.

*“Se não desejas ser criticado, basta: não falar nada,
não escrever nada, não fazer nada, enfim, não ser
ninguém” (Zyller).*

*Dedico este trabalho:
Aos meus pais,
Carmen Maria Sousa Oliveira e
Antônio Bernardes de Oliveira.*

AGRADECIMENTOS

A Deus que me concedeu saúde, força, inteligência, motivação para a realização desse trabalho.

Ao meu orientador Raimes Moraes pelo incentivo, amizade, confiança, orientação e por acreditar no meu trabalho.

Aos meus pais Antônio e Carmen pelo incentivo, amor, carinho e por apoiarem sempre as minhas decisões.

A Alessandra Rodrigues, uma pessoa super especial na minha vida, por estar ao meu lado na maioria desses momentos tão difíceis. Realmente uma pessoa super carinhosa, grande companheira de vários anos, uma pessoa inesquecível, obrigado por tudo Sandrinha.

Aos meus irmãos Cíntia e Éder pelo carinho, amizade.

Aos demais familiares pelo apoio.

Ao Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC pelos recursos fornecidos.

A Aline (secretária do IEB) pela atenção e disposição para a resolução dos contratemplos burocráticos surgidos ao longo desse trabalho.

Aos colegas e amigos do laboratório de instrumentação pela colaboração e por compartilharem o ambiente de trabalho: Samir, Baggio, Paim, Daniel Kolm, Ricardo Bose, Ruas, Daniel Marinho, Paulo, Eduardo, Juliano, Robson, Luis e Juliana.

Ao Edvaldo Ruas pelos vários fretes gratuitos realizados ao longo desses 2 anos e pela a disposição em ajudar na realização desse trabalho.

Ao Daniel Marinho pela ampla colaboração na realização desse trabalho, por não medir esforços em me auxiliar naqueles momentos em que as esperanças já estavam se acabando.

Aos colegas de turma pela amizade e por dividirem os vários momentos, alegres e tristes, vividos nesses anos. Olham, vocês são inesquecíveis: Priscila, Fernando, César, George, Leandro, Daniel Marinho, Felipe e Ruas.

Aos colegas do projeto FINEP pelas várias consultorias gratuitas: Geovani, Vander, Márcio e Felipe.

Ao pessoal do Laboratório de Avaliação Técnica (LAT – IEB - UFSC): Marisete, Humberto e Felipe pelo apoio.

Ao pessoal do CELEC do Hospital Regional: Juliano, Eduardo, Marcos, Renam, Alisson e Rafael pelo auxílio nos testes realizados.

Aos meus colegas de apartamento: Leandro, Assis e Rodrigo pelo companheirismo, amizade e principalmente por dividirem as contas comigo.

Aos colegas do futebol, por colaborarem amplamente para que eu fosse o artilheiro das peladas.

Ao Prof. Saulo Güths e ao Eng^o Alexandre do Laboratório de Meios Porosos e Propriedades Termofísicas (LMPT - Engenharia Mecânica) pela disposição em sempre nos atender e por colaborarem amplamente no processo de calibração dos sensores.

Ao Edevaldo do Laboratório de Ciências Térmicas (LabTermo - Engenharia Mecânica) pela ampla colaboração durante o processo de calibração dos sensores.

Ao Prof. José Marino (IEB - UFSC) por nos auxiliar na calibração dos sensores de temperatura, fornecendo a estufa.

Aos demais colegas e professores do IEB pelo apoio fornecido na realização desse trabalho.

Ao Maurício Tavares (Contronic Sistemas Automáticos), pela colaboração e por acreditar no projeto.

Ao CNPq (processo 507363/2004-3) pelo auxílio financeiro que viabilizou a execução deste projeto.

Resumo da Dissertação apresentado a UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

SISTEMA DE ENSAIO DE DESEMPENHO DE INCUBADORA NEONATAL

Mário Anderson de Oliveira

Julho/2007

Orientador: Raimes Moraes, EE-MSc-PhD.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: NBR IEC 601-2-19/1999, *Bluetooth*, Incubadoras Neonatais, Engenharia Clínica, Ensaio.

Número de Páginas: 112.

RESUMO: O presente trabalho aborda o desenvolvimento de um protótipo para ensaio de desempenho de incubadoras neonatais de forma semi-automática, tendo como base as prescrições da Norma NBR IEC 601- 2- 19/1999, Seção 8. O sistema implementado realiza a aquisição dos dados através de um sistema microcontrolado e envia os dados amostrados ao PC via protocolo *Bluetooth*. Este sistema compreende cinco módulos: Sensores, aquisição, comunicação, software de controle e banco de dados. O primeiro módulo contém cinco sensores de temperatura, um de umidade e um de fluxo de ar. O software sendo executado no PC é responsável pelo gerenciamento da obtenção de dados, bem como, pela orientação do usuário sobre os procedimentos a serem adotados durante o ensaio. Esta orientação é realizada através de mensagens e alerta sonoros após o término de cada etapa do ensaio. Os dados adquiridos são armazenados no banco de dados que podem ser acessados localmente. Os resultados dos ensaios são apresentados na forma de relatório. Este contém gráfico sobre a evolução da temperatura, umidade e fluxo de ar durante todo o período de ensaio. Os sensores foram calibrados utilizando como padrão de referência padrões rastreados. Exemplo de ensaio realizado com o sistema desenvolvido é apresentado.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

SYSTEM FOR PERFORMANCE ASSAY OF NEONATE INCUBATOR

Mário Anderson de Oliveira

July/2007

Advisor: Raimes Moraes, EE-MSc-PhD.

Area of Concentration: Biomedical Engineering.

Keywords: NBR IEC 601-2-19/1999, Bluetooth, Neonate Incubators, Clinical Engineering, Assessment.

Number of Pages: 112.

ABSTRACT: This work presents a prototype based on a microcomputer to assess the performance of newborn incubators in a semi-automatic way. It carries out the tests described by the Section 8 of the NBR IEC 601- 2-19/1999. The developed electronic circuit acquires data from the sensors using a microcontroller. A set of sensors are used: Five for temperature, one for humidity and one for air flow. The sampled data is sent to a PC via Bluetooth. The software running on the PC manages the data sampling, as well as guides the user through the test procedure by means of messages and sound alerts at the end of each stage. The acquired data is shown on the screen and also stored into a database that can be locally accessed. At the end, the results are presented on a graph where the measurements (temperature, humidity and air flow) performed during the whole test can be seen. The procedure to calibrate the sensors and the test carried out with the developed system is presented.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	XII
LISTA DE TABELAS.....	XV
LISTA DE QUADROS.....	XVI
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivo	3
1.2. Objetivos específicos.....	3
1.3. Justificativas	4
1.4. Organização do trabalho.....	4
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	5
2.1. Metabolismo dos recém nascidos.....	5
2.1.1. Termorregulação dos recém nascidos.....	6
2.1.2. Transferência de calor entre os recém nascidos e o ambiente.....	7
2.2. Incubadora Neonatal.....	10
2.2.1. Controle de temperatura	11
2.2.2. Sistema de umidificação.....	13
2.2.3. Sistema de circulação de ar	14
2.3. Ensaio de desempenho de incubadoras neonatais: norma NBR IEC 601-2-19/1999.	14
2.3.1. Terminologia e definições	15
2.3.2. Requisitos exigidos pela norma implementados nesse trabalho.....	16
3. PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DOS SENSORES	17
3.1. Umidade	17
3.1.1. Medição de umidade.....	19
3.2. Temperatura.....	20
3.2.1. Medição de temperatura	21
3.3. Velocidade do ar.....	26
3.4. Fundamentos de calibração de sensores	29
3.4.1. Determinação de incerteza do sistema de medição	30
4. METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA	33
4.1. Descrição do sistema desenvolvido.....	33
4.2. Módulo de Sensores	34

4.2.2.	Sensor de umidade e temperatura SHT75	36
4.2.2.1.	Equações de ajuste para o sensor SHT75	38
4.2.3.	Sensor de fluxo F900	39
4.2.3.1.	Curva de calibração do sensor F900	40
4.3.	Módulo de aquisição	41
4.3.1.	Descrição do firmware	42
4.4.	Módulo de comunicação	44
4.5.	Software de aquisição	45
4.6.	Módulo de armazenamento: banco de dados	49
5.	RESULTADOS	52
5.1.	Calibração dos sensores	52
5.1.1.	Descrição do procedimento de calibração	52
5.1.1.1.	Cálculos de incertezas	55
5.2.	Ensaio em incubadoras neonatais	58
5.2.1.	Descrição do procedimento de ensaio em INs	58
5.2.2.	Resultados de ensaio realizado	60
6.	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	64
6.1.	Discussão	64
6.2.	Conclusão	69
6.3.	Trabalhos futuros	70
7.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71
	ANEXO I – CÁLCULOS DE INCERTEZAS PARA OS SENSORES: C, D E E.....	76
	ANEXO II – DESCRIÇÃO DOS DIAGRAMAS DE PINAGEM DOS SENSORES	
	SHT75 E TMP05.....	80
	I - Descrição dos pinos do sensor SHT75 (Sensirion).....	80
	II - Descrição dos pinos do sensor TMP05 (Analog Device).....	80
	ANEXO III – DESCRIÇÃO RESUMIDA DO PROTOCOLO DIGITAL WIRE - 2	81
	I - Início da transmissão.....	81
	II - Sequência para medida da temperatura e umidade.....	81
	III - Sequência de <i>reset</i>	83
	IV - Sequência de <i>reset</i> via software	84
	ANEXO IV – DEFINIÇÕES DE TERMOS METROLÓGICOS.....	85
	ANEXO V – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR F900	87

ANEXO VI – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR SHT75.....	88
ANEXO VII – TABELA RELACIONANDO A IDADE E PESO DO RN COM A TEMPERATURA IDEAL E FAIXA PERMITIDA NA INCUBADORA NEONATAL.	89
ANEXO VIII – PROTOCOLO DE ENSAIO	91
I. EQUIPAMENTOS NECESSÁRIOS	91
II. METODOLOGIA.....	91

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Localização do hipotálamo no cérebro humano.....	6
Figura 2.2 – Diagrama do controle ATC de temperatura em INs.	12
Figura 2.3 – Diagrama do controle ITC de temperatura em INs.....	12
Figura 2.4 – Sistema de umidificação passivo usado em incubadoras neonatais.....	13
Figura 2.5 - Sistema de umidificação ativo usado em INs.	14
Figura 2.6 - Locais especificados pela norma para a colocação dos sensores no interior da incubadora (10 cm acima do colchão): A, B, C, D e E.	15
Figura 3.1 – Curva de pressão de vapor de água saturada em função da temperatura (Sensirion, 2006).	17
Figura 3.2 – Curva mostrando a taxa de variação da resistência de RTDs de diferentes metais em função da temperatura (Stephenson et al., 1999).	22
Figura 3.3 – Curva da resistência de um termistor NTC de 10 k Ω em função da temperatura.....	23
Figura 3.4 - Circuito usado como sensor de temperatura baseado na relação entre a tensão base-emissor de um transistor bipolar e sua corrente de coletor.	24
Figura 3.5 - Circuito contendo N transistores, mostrando a corrente de coletor e a tensão base-emissor dos transistores.	24
Figura 3.6 – Circuito utilizado na fabricação de sensores semicondutores de temperatura. Esta topologia, com vários estágios de transistores, possibilita que sua saída seja dependente, apenas, da temperatura absoluta da junção <i>pn</i>	25
Figura 3.7 - Medidor de velocidade do ar que utiliza o princípio da ventoinha.....	26
Figura 3.8 – Ilustração do princípio de medição da velocidade do ar com o tubo de Pitot.	27
Figura 3.9 - Circuito em ponte de Wheatstone usado para medir a velocidade do ar de forma indireta.	27
Figura 4.1 - Diagrama de blocos do sistema desenvolvido contendo 5 módulos: sensores, aquisição, comunicação e software de aquisição e armazenamento.	33
Figura 4.2 - Pulso de saída de um sensor TMP05 contendo o pulso de <i>start</i> , TL e TH.....	35
Figura 4.3 - Diagrama do sistema implementado utilizando 4 TMP05 (U1, U2, U3 e U4) conectados em rede ao microcontrolador.	36
Figura 4.4 – Esquema de conexões entre o SHT75 e o microcontrolador no sistema desenvolvido para medir UR e temperatura no ponto A da incubadora.....	37

Figura 4.5 – Valor de saída do sensor SHT75 em função da umidade relativa: curva de compensação da não linearidade (Sensiron, 2005).....	38
Figura 4.6 – Diagrama de blocos do sensor de velocidade de ar F900.	40
Figura 4.7 – Curva de calibração do sensor F900, mostrando a tensão de saída do sensor em função da velocidade do ar.	40
Figura 4.8 – Curva de erro absoluto do sensor F900 em função da velocidade do ar, em m/s.	41
Figura 4.9 - Placa de aquisição desenvolvida.....	42
Figura 4.10 – Diagrama de conexões dos sensores ao microcontrolador e os protocolos de aquisição de dados.....	42
Figura 4.11 – Descrição do diagrama principal do <i>firmware</i>	43
Figura 4.12 – Diagrama de blocos contendo os comandos realizados dentro da rotina de interrupção da serial do microcontrolador.....	43
Figura 4.13 - Módulo de transmissão <i>Bluetooth</i> (KC -11, KCWirefree).	44
Figura 4.14 – Tela do software usada para selecionar a porta COM (vide círculo) no qual o <i>driver</i> do <i>Bluetooth</i> foi instalado.	45
Figura 4.15 – Diagrama das tarefas executadas pelo software de aquisição de dados. T_{amb} : Temperatura Ambiente; T_{con} : Temperatura de Controle da Incubadora; T_A : Temperatura da Incubadora (temperatura no ponto A da Figura 2.6).	47
Figura 4.16 - Tela inicial do software apresentada ao usuário.	48
Figura 4.17 - Tela apresentando os valores amostrados durante o ensaio de uma IN com a mensagem de orientação ao usuário.	48
Figura 4.18 - Interface para acompanhamento das medidas de todos os sensores durante o ensaio de uma IN.	49
Figura 4.19 - Tela para realização de consulta a ensaios realizados. Deve-se especificar o número de série da IN e a data de realização do ensaio.	50
Figura 5.1 – Dispersão das medidas de temperatura para cada sensor TMP05 (B, C, D e E) em relação ao sensor de referência padrão SHT75 (A).	54
Figura 5.2 – Curva de erros do sensor B em função da temperatura, antes e após a aplicação do polinômio de ajuste.....	57
Figura 5.3 - Medidas de temperatura para os sensores A, B, C, D e E. As medidas para os sensores B, C, D e E foram realizadas após a implementação dos polinômios de ajuste no software de aquisição.....	58

Figura 5.4 – Foto da estrutura contendo os sensores (vide círculos) posicionados no interior da IN.	59
Figura 5.5 – Relatório gráfico gerado a partir dos dados armazenados no BD. Nesse relatório constam os dados cadastrais do equipamento, a Temperatura da Incubadora, UR e fluxo de ar, adquiridos durante todo período de ensaio.....	61
Figura 5.6 – Relatório, em formato de texto, sobre aspectos de desempenho da IN tendo em vista os critérios da IEC/NBR 601-2-19.....	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 – Número de óbitos relacionando peso e a faixa etária.	1
Tabela 3.1 - Comparação de características de transdutores de temperatura.	21
Tabela 4.1 - Especificações técnicas do sensor TMP05.	34
Tabela 4.2 – Modos de operação do TMP05.	35
Tabela 4.3 – Principais características do sensor SHT75.	37
Tabela 4.4 – Principais características do sensor F900.	39
Tabela 4.5 – Tabela de cadastro dos equipamentos a serem ensaiados, contendo os campos e o tipo de dados armazenados no BD.	50
Tabela 5.1 – Valores das temperaturas medidas nos 5 sensores de temperatura.	53
Tabela 5.2 – Cálculo do erro sistemático absoluto para os sensores B, C, D e E em relação ao sensor A. Dados anteriores ao ajuste.	54
Tabela 5.3 – Dados obtidos após correção com polinômios de ajuste. Foram realizados 3 ciclos de medição para cada sensor.	56
Tabela 5.4 – Valores calculados para as Tendências (absolutas e relativas) e Repetitividades (absolutas e relativas) do sensor B em relação à referência padrão: VFE = 39,621°C.	56
Tabela 5.5 – Principais características da IN ensaiada.	59
Tabela 6.1 – Comparativo entre as principais características dos sensores presentes no sistema INCU e o do sistema desenvolvido.	66
Tabela 6.2 – Principais características entre os sistemas desenvolvidos no laboratório para a realização de ensaio de incubadoras neonatais.	68

LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1- Terminologias e definições descritas pela norma NBR IEC 601-2-19 (1999).	15
Quadro 2.2 - Requisitos exigidos pela NBR IEC 601-2-19 (1999) para realização do ensaio de desempenho de IN. Foram mantidas as numerações presentes na norma.	16

1. INTRODUÇÃO

Neonatos de baixo peso constituem-se em um grave problema de saúde pública em função do alto percentual de mortalidade observado entre os mesmos, além de requererem cuidados especiais. Existem ainda, graves conseqüências sociais associadas ao risco de abandono provocado pelo longo tempo de afastamento entre mãe e filho e o elevado custo financeiro para os cuidados com a saúde do neonato (Ministério da Saúde, 2002b). A Tabela 1.1 pode ser observado o número de óbitos ocorridos no Brasil em 2004, relacionando o peso do recém nascido à faixa etária.

Tabela 1.1 – Número de óbitos relacionando peso e a faixa etária.
Fonte: MS/SVS/DASIS - Sistema de Informações sobre Mortalidade – SIM
DATASUS (2004)

Óbitos infantis no Brasil em 2004					
Óbitos infantis relacionando, o peso ao nascer com a faixa etária.					
Peso ao nascer	0 a 6 dias	7 a 27 dias	1 a 11 meses	Menor 1 ano	Total
Menos de 500g	797	31	22	1	851
500 a 999g	6749	1382	604	17	8752
1000 a 1499 g	3880	1342	727	8	5957
1500 a 2499 g	5008	1663	2065	15	8751
2500 a 2999 g	2415	821	2263	7	5506
3000 a 3999 g	3484	1101	3610	13	8208
4000g e mais	382	129	350	1	862
Ignorado	4784	1922	8513	77	15296
Total	27499	8391	18154	139	54183

Os neonatos de baixo peso devem ser mantidos em ambiente termoneutro. O ambiente termoneutro é aquele no qual o recém nascido (RN) consome o mínimo de calorias e oxigênio, apresentando uma menor taxa metabólica para manter a temperatura corporal estável (Ministério da Saúde, 2002b). A incubadora neonatal (IN) tem como finalidade proporcionar esse ambiente termoneutro ao recém nascido. No interior da IN, são controladas a temperatura, a umidade e o fluxo de ar.

A IN contribui para a manutenção da vida dos neonatos ao (Ministério da Saúde, 2002b):

- mantendo a umidade relativa acima de 75%;
- adaptando a temperatura da incubadora à temperatura ambiente, ao peso, ao acondicionamento (temperatura de RN vestidos deve ser aproximadamente 0,5°C menor em relação aos nus) e à idade conforme a Tabela I no Anexo VII.

Portanto, não existe uma temperatura ideal para o RN e sim, um ambiente térmico que deve ser estabelecido com base na idade gestacional, na idade cronológica e nas condições clínicas de cada recém-nascido.

Devido ao avanço tecnológico, cresce a exigência por serviço de qualidade e com segurança na área de saúde, estimulando as instituições a aprimorarem o sistema de gestão de seu parque tecnológico. Isso implica em estabelecer estratégias de manutenção, controle e acompanhamento de todos os processos desencadeados desde a avaliação da tecnologia a ser incorporada, etapa que precede a especificação e aquisição, uso e descarte de um equipamento (Costa et al., 2003).

Para atender estas exigências da sociedade, tendo em vista a importância do tratamento de infantes de baixo peso, a proposta desse trabalho é desenvolver um equipamento de ensaio de desempenho de IN em conformidade com a norma NBR IEC 601-2-19 (Equipamentos eletromédicos – Parte 2: prescrições particulares para segurança de incubadoras para recém nascido).

Dois trabalhos com objetivos semelhantes a este já foram desenvolvidos neste laboratório (Iaione, 1999; Agostini, 2003). No trabalho realizado por Iaione (1999), um sistema microcontrolado foi desenvolvido. O sistema realiza a coleta dos dados dos transdutores que poderiam, posteriormente, ser enviados a um PC através da porta serial para análise. O sistema atingiu os objetivos propostos, no entanto, mostrava comandos e resultados através de uma tela de cristal líquido (duas linhas e 16 colunas), dificultando a interação com o operador. Para superar esta limitação, um segundo trabalho foi desenvolvido por Agostini (2003), onde um PC se comunicava com os sensores através da porta paralela, apresentava os resultados das leituras e texto de ajuda na tela para melhor interagir com o operador, sendo os resultados armazenados em um banco de dados. O sistema também apresentou um bom desempenho técnico, porém PCs novos já não contém porta paralela, inviabilizando o uso deste sistema.

Tendo como base a experiência dos trabalhos anteriores, objetiva-se desenvolver um equipamento para o ensaio de desempenho de IN que incorpore as mais recentes inovações tecnológicas (sensores, componentes eletrônicos e aplicativos de software). Dados da IN serão amostrados por um módulo microcontrolado e enviados a um microcomputador. Este tem a tarefa de interagir, por meio de software, com o operador e viabilizar o armazenamento dos dados. A comunicação entre o módulo microcontrolado e o microcomputador será realizado através da tecnologia *Bluetooth*.

1.1.Objetivo

Desenvolver sistema, compreendendo hardware e software, para realizar ensaios de desempenho de incubadoras neonatais de acordo com os requisitos da norma NBR IEC 601- 2- 19/1999, Seção 8.

1.2.Objetivos específicos

Para atingir o objetivo proposto, as seguintes tarefas foram realizadas:

- implementação do módulo eletrônico para a aquisição dos sinais de temperatura, umidade e fluxo de ar;
- realização da comunicação por RF entre o módulo de aquisição e o PC via *Bluetooth*;
- desenvolvimento do software no PC para controlar a realização dos ensaios e orientar o usuário sobre os procedimentos através de mensagens e avisos sonoros;
- desenvolvimento do banco de dados para armazenar os resultados dos ensaios, sendo que esse banco deve disponibilizar os resultados através de relatório;
- realização da calibração dos sensores;
- realização de ensaio em incubadora usando o sistema desenvolvido para avaliar sua adequação à tarefa.

1.3. Justificativas

As principais justificativas para a realização desse trabalho são:

- o desempenho de INs deve ser avaliada periodicamente para identificar não-conformidades ocasionadas pelo desgaste em função, por exemplo, do tempo de uso e de transporte.
- os atuais equipamentos para análise de desempenho disponíveis no mercado são importados, apresentando alto custo, dificultando seu uso pelas instituições de saúde.
- atualização tecnológica com relação a produtos similares em função da utilização de novos componentes eletrônicos e aplicativos lançados no mercado.
- utilização de banco de dados adequado à realidade brasileira que permita acompanhar a vida útil do equipamento. Esse banco de dados tem como base a metodologia já usada pela equipe do LAT (Laboratório de Avaliações Técnicas – IEB – UFSC).

1.4. Organização do trabalho

O Capítulo 2 apresenta os conceitos básicos sobre a termoregulação nos neonatos e os diferentes processos de perda de calor nos RNs para o meio externo. Apresenta ainda, os principais processos empregados no controle da temperatura, umidade e fluxo de ar em uma IN, como também, os requisitos da norma NBR IEC 601-2-19 para a realização do ensaio de desempenho de IN.

No Capítulo 3, são discutidos métodos de medição de temperatura, umidade e fluxo de ar e princípios básicos de calibração de sensores.

O Capítulo 4 aborda a metodologia usada no desenvolvimento do sistema proposto e as suas principais características.

O Capítulo 5 descreve os métodos usados na calibração dos sensores de temperatura e os resultados dos ensaios realizados em INs.

O Capítulo 6 contém a discussão do trabalho, as conclusões e propostas de trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

As próximas seções apresentam os mecanismos fisiológicos dos RNs para manter o controle da temperatura do corpo e as principais formas de transmissão de calor entre os neonatos e meio ambiente. Posteriormente, são apresentadas as principais características das INs, bem como os tipos de controle das principais grandezas físicas (temperatura, umidade e fluxo de ar) envolvidas nas mesmas. Por fim, os requisitos da NBR IEC 601-2-19(1999) para o ensaio de desempenho de INs são apresentados.

2.1. Metabolismo dos recém nascidos

RNs prematuros lactantes ou com lento crescimento podem apresentar uma regulação inadequada de sua temperatura. Vários fatores interferem na regulação térmica, como a falta de mecanismos de produção de suor, de vasoconstrição e de exercícios musculares para equilibrar a temperatura.

O gasto de glicogênio hepático, que gera a queima dos tecidos gordurosos, juntamente com o esforço energético do neonato para elevar a temperatura, são fatores que agravam a situação metabólica e nutricional da criança, muitas vezes incapaz de se alimentar de forma satisfatória (Schimitz, 1998).

Fadiga provocada pelo esforço para manter a temperatura corporal pode ocasionar problemas, tais como (Ministério da Saúde, 2002a):

- falta de oxigênio;
- hipoglicemia (nível baixo de açúcar no sangue);
- acidose metabólica (diminuição do ph do sangue);
- queda nos níveis de glicogênio (polissacarídeo de reserva).

Diversos equipamentos vêm sendo desenvolvidos para proporcionar um ambiente ótimo para o crescimento destes RNs. O desenvolvimento desses equipamentos baseia-se na compreensão do sistema de controle da temperatura dos RNs, bem como nas influências do meio ambiente na termorregulação. Esses conceitos são apresentados nas próximas seções.

2.1.1. Termorregulação dos recém nascidos

O RN de baixo peso tem dificuldade em manter a temperatura corporal constante, ganhando e cedendo calor com facilidade. Tal dificuldade é provocada, principalmente, por deficiências decorrentes da não ativação do centro de controle térmico localizado no hipotálamo (Figura 2.1). Isto pode ocorrer devido à imaturidade do centro de controle, efeitos de drogas e, principalmente, por alterações patológicas, tais como hemorragia intracraniana, má formação cerebral e traumas (Ministério da Saúde, 2002b).

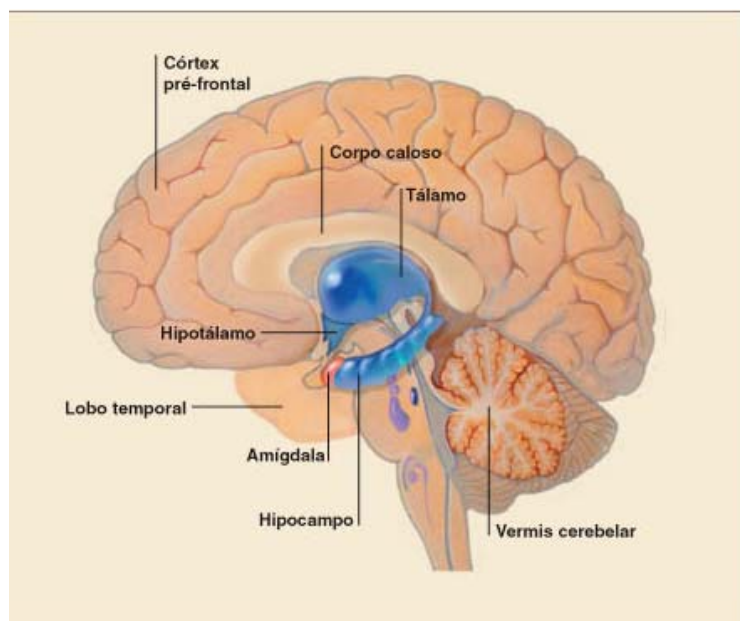


Figura 2.1 – Localização do hipotálamo no cérebro humano.

Em geral, o hipotálamo pode ser dividido em duas regiões de controle de calor. A parte anterior apresenta função parassimpática, controlando a redução da temperatura corporal quando estimulada. A parte posterior atua por meio do sistema nervoso simpático, controlando a produção de calor. Assim, quando estimulada, aumenta a temperatura corporal (Pinheiro, 2006).

O hipotálamo recebe informações sobre a temperatura ambiente por meio de estímulos oriundos dos receptores térmicos periféricos (localizados por toda a pele) e sobre a temperatura central do corpo por meio de termorreceptores hipotalâmicos. Os termorreceptores hipotalâmicos localizam-se na área pré-óptica do hipotálamo e são tão sensíveis que respondem a aumentos e decréscimos de temperatura na ordem de 1 a 2° C (Nishida, 2006). O hipotálamo compara a temperatura central com a periférica e determina se organismo deve perder, produzir ou conservar calor. Portanto, todas as informações

sobre o estado térmico corporal são processadas e comparadas com um valor ótimo pré-estabelecido pelo sistema de controle da temperatura (Karen, 1994).

Quando o sangue com temperatura mais baixa que a normal passa pela região pré-óptica do hipotálamo, as células pré-ópticas termossensíveis responsáveis pelo resfriamento são inibidas, ativando células do centro hipotalâmico de produção de calor. A ativação desse centro desencadeia diversos mecanismos para aumentar a temperatura corporal, sendo os mais importantes a vasoconstrição e ativação do tônus muscular (Pinheiro, 2006). Caso a temperatura esteja acima do valor pré-estabelecido, as células pré-ópticas responsáveis pela diminuição da temperatura corporal são ativadas. Os principais mecanismos responsáveis pela diminuição da temperatura corporal são a vasodilatação e a produção de sudorese (Karen, 1994).

O desafio do neonato em controlar a temperatura inicia-se ao nascer, por estar habituado à temperatura uterina, praticamente constante em torno dos 37,9°C. A variação da temperatura no meio externo dificulta a termorregulação (González, 2001). Devido à alta taxa energética necessária para o seu crescimento e à elevada razão superfície/massa corporal, os recém nascidos de baixo peso possuem uma taxa metabólica maior que os recém nascidos normais e adultos (González, 2001). O RN de baixo peso apresenta ainda, incapacidade para conservar calor por mudanças de postura em resposta ao estresse térmico (Ministério da Saúde, 2002b).

2.1.2. Transferência de calor entre os recém nascidos e o ambiente

A hipotermia é uma das principais causas no aumento da taxa de mortalidade neonatal (Ministério da Saúde, 2002b). Assim, torna-se necessário entender as formas de troca de calor entre os RNs e o meio ambiente.

O calor transfere-se do RN para o ambiente através dos mesmos princípios físicos descritos pela termodinâmica e termometria (Incropera e Witt, 1992): convecção, condução, radiação e evaporação.

1) Convecção: a perda de calor por convecção ocorre através da transferência do calor entre a superfície do RN e o ar ou líquido (Lamberts et al., 1997). Os principais fatores que determinam a perda por convecção são:

a) a alta relação entre a área superficial (A) e a massa do corpo do RN. Isto provoca um aumento significativo na perda de calor por convecção (Incropera e Witt, 1992). Para diminuir estas perdas, deve-se reduzir as áreas expostas ao ambiente.

b) a velocidade (v), da turbulência do fluxo de ar e da viscosidade (Lamberts et al., 1997). O fator que relaciona estas três variáveis é conhecido como coeficiente de troca por convecção (hc). Este coeficiente para superfícies expostas ao fluxo de ar é dado através da Eq. 2.2 (Lamberts et al., 1997).

$$hc = 5,8 + 4,1 \cdot v \quad \text{Equação 2.2}$$

O movimento de pessoas no berçário provoca turbulência no ar, aumentando assim a perda por convecção, isso interfere diretamente no sistema de regulação térmica do neonato.

c) a diferença de temperatura (ΔT) entre a pele e o ar. Em um ambiente estável, com baixa velocidade do ar (v), a perda de calor por convecção (Q_c) ocorre principalmente devido diferença de temperatura conforme pode notar na Eq. 2.3 (Lamberts et al., 1997).

$$Q_c = hc \cdot A \cdot \Delta T \quad \text{Equação 2.3}$$

2) Condução: a perda de calor por condução é resultante da transferência de calor entre o corpo do RN e objetos em contato (Lamberts et al., 1997). Segundo Incropera e Witt (1992), os fatores que mais influenciam este processo são: coeficiente de condutibilidade (λ), tamanho da área (A) de contato entre o neonato e a superfície, a diferença de temperatura (ΔT) entre as superfícies e a espessura (L). O coeficiente de condutibilidade quantifica a facilidade da superfície em conduzir calor, sendo que os metais possuem alta condutibilidade térmica quando comparados à madeira e aos plásticos. A perda de calor por condução (Q) através de uma área plana é dada pela Eq. 2.2 (Incropera e Witt, 1992).

$$Q = \lambda \cdot \frac{\Delta T}{L} \cdot A \quad \text{Equação 2.2}$$

A transferência de calor através da condução na IN, pode ser reduzida caso as superfícies de contato estejam à mesma temperatura. Portanto, é importante manter a menor diferença de temperatura possível entre estas superfícies. Segundo Karen (2004), na prática clínica, deve-se aquecer as superfícies que entram em contato com o RN, ou ainda, isolar o RN das superfícies para minimizar as perdas por condução.

3. Radiação: a perda por radiação ocorre pela emissão de energia através das moléculas que estão a uma distância aproximada de 1 μm da superfície exposta, para os sólidos ou líquidos (Incropera e Witt, 1992). Essa emissão se dá através de ondas eletromagnéticas infravermelhas com comprimentos de ondas em torno de 0,1 μm a 100 μm (Incropera e Witt, 1992). Essa emissão origina-se durante as transições dos elétrons entre as camadas de energia dos átomos tendo, como resultado, a liberação de energia radiante suprida pelo calor do corpo. Se a temperatura de um objeto for zero absoluto (0 K ou $-273,16\text{ }^\circ\text{C}$), o material deixa de emitir energia radiante. Se a temperatura do objeto for superior à temperatura do meio externo, uma maior quantidade de calor será irradiada (Magalhães et al., 2002). Segundo Incropera e Witt (1992), este tipo de transferência de calor depende principalmente da emissividade dos materiais, da diferença de temperatura entre as superfícies emissora e absorvente e do fator de forma. O fator de forma é definido como sendo a fração de radiação que sai de uma certa superfície A e é interceptada por uma outra superfície B. O fator de forma entre superfícies depende do ângulo de visada, da área das mesmas e da distância entre as superfícies (Incropera e Witt, 1992).

Dependendo da temperatura do invólucro, a taxa de emissão de calor através da pele de um RN é relativamente constante. A temperatura da pele do RN é tipicamente aquecida em relação às superfícies vizinhas. Assim, o sentido de transferência de calor radiante é da superfície do RN para as superfícies próximas (Karen, 2004).

4. Evaporação: a perda de calor por evaporação é baseada na energia necessária para a mudança de estado físico da água de estado líquido para vapor (González, 2001). A evaporação de um litro de água requer cerca de 2230 kJ de calor (a 100°C), denominado calor latente de vaporização (Karen, 2004). A perda de calor por evaporação pode acontecer através do suor, respiração e da pele. A perda de água através da pele está relacionada com a idade do RN e o grau de queratina do estrato córneo da epiderme. Influenciado pelo ambiente extra-uterino, a queratina aumenta em excesso nas primeiras três a quatro semanas da vida pós-natal, contribuindo para uma redução na perda por evaporação. A perda por evaporação é maior que o calor produzido pelo RN de baixo peso. Os fatores que afetam as perdas por evaporação são: área superficial, pressão de vapor e velocidade do ar (Karen, 2004).

Quanto maior a área superficial disponível para a evaporação, maior será a perda de calor. A pressão de vapor influencia diretamente na perda de calor, sendo que quanto maior a pressão do ar ambiente, menor é a perda por evaporação. Devido a

evaporação e a temperatura estarem diretamente relacionados, aumentos na temperatura diminuem a pressão de vapor e aumentam a evaporação. A perda de calor por evaporação, assim como a perda por convecção, acentua-se com o aumento da velocidade do ar e do turbilhonamento do fluxo de ar.

2.2. Incubadora Neonatal

As primeiras evidências sobre métodos para manter constante a temperatura corporal de RNs datam do ano 300 (d.C.) no Egito e na China, onde se utilizavam grandes salas aquecidas e isoladas (Ministério da Saúde, 2002a).

Foi atribuído ao neonatologista Pierre Constant Budin (1900), o primeiro estudo a registrar a taxa de sobrevivência em RNs (Ministério da Saúde, 2002a). Este estudo constatou que cerca de 10% dos pacientes mantidos a uma temperatura entre 32,5°C e 33,5°C sobreviviam. Caso a temperatura fosse mantida entre 36°C e 37°C, cerca de 77% sobreviviam.

No início do século XX, a temperatura corporal dos RNs era mantida através de agasalhamento, bolsas de água quente ou lâmpadas (Costa et al., 1993).

O avanço tecnológico proporcionou o desenvolvimento das INs microprocessadas que permitem o controle de temperatura na cúpula onde são colocados os RNs. A temperatura do ambiente é controlada, principalmente, através do fornecimento de ar aquecido (NBR IEC 601-2-19, 1999).

As INs atuais são alimentadas através de corrente alternada e devem possuir uma bateria para manter sua operação, no caso de falta de energia. Elas possuem diversos sensores para controlar, por exemplo, concentração de O₂, temperatura e umidade (Costa et al., 1993). As INs possuem também sistemas de alarme visual e sonoro para alertar o corpo clínico em caso de situações prejudiciais ao bebê, tais como excesso de temperatura, interrupção de energia elétrica, falha de funcionamento do ventilador de circulação de ar, sensor de pele desconectado (em incubadoras com temperatura do RN controlada) ou ainda, para o caso de obstrução do escape de ar (NBR IEC 601-2-19, 1999). Dentre as vantagens do uso de INs, pode-se citar (Schimitz, 1998):

- proporcionar um ambiente termoneutro;
- atuar como barreira preventiva contra infecção;
- prevenir contra perdas hídricas excessivas por evaporação.

As paredes e a cúpula da IN contêm uma ou duas camadas de acrílico para realizar a isolamento térmica entre o ambiente interno e o meio ambiente. Outro fator importante é a sua transparência, pois permite a observação do RN à distância. As INs possuem portinholas para permitir o acesso manual ao RN, evitando a abertura da cúpula para reduzir o estresse ambiental. O colchão da incubadora é confeccionado com isolante térmico (Arone, 1995).

As grandezas que devem ser controladas na IN para propiciar um ambiente adequado à manutenção da vida dos RNs são: umidade, temperatura e fluxo de ar. A seguir, os principais métodos de controle dessas grandezas físicas são apresentados.

2.2.1. Controle de temperatura

Controle proporcional é a técnica mais utilizada para manter a temperatura da IN (Webster, 1995). No controle proporcional de temperatura, utiliza-se um termistor em um braço de uma ponte resistiva cujo valor é comparado a um valor de referência (correspondente a uma dada temperatura de referência) no outro do braço da ponte. A resistência do termistor varia com alterações da temperatura da IN. A saída da ponte é amplificada, e a tensão resultante é proporcional à diferença de temperatura monitorada pelo termistor e a temperatura de referência.

Se a temperatura na câmara do RN estiver abaixo da desejada, o aquecedor da IN é acionado para corrigir esta diferença. O elemento aquecedor é constituído por uma resistência elétrica que converte energia elétrica em calor (Efeito Joule). A potência característica dos aquecedores é de aproximadamente de 500 W (Dräger Medical, 2007). No sistema proporcional, a quantidade de potência aplicada ao aquecedor corresponde à diferença entre a temperatura do ar e a temperatura desejada. Isto significa que a quantidade de potência decresce à medida que a temperatura se aproxima do valor desejado, uma característica importante para se ter um controle mais preciso e minimizar o risco de sobre aquecimento (Webster, 1995).

Os sistemas de controle de temperatura (SCT) mais utilizados nas incubadoras são o de temperatura do ar controlada e de temperatura do RN controlada (NBR IEC 601-2-19, 1999). **Incubadoras com temperatura do ar controlada (ATC):** o operador determina uma dada temperatura para o ar no interior da cúpula. O SCT utiliza um

aquecedor e sensores de monitoramento de temperatura (SMT) para manter a temperatura do ar constante (Figura 2.2).

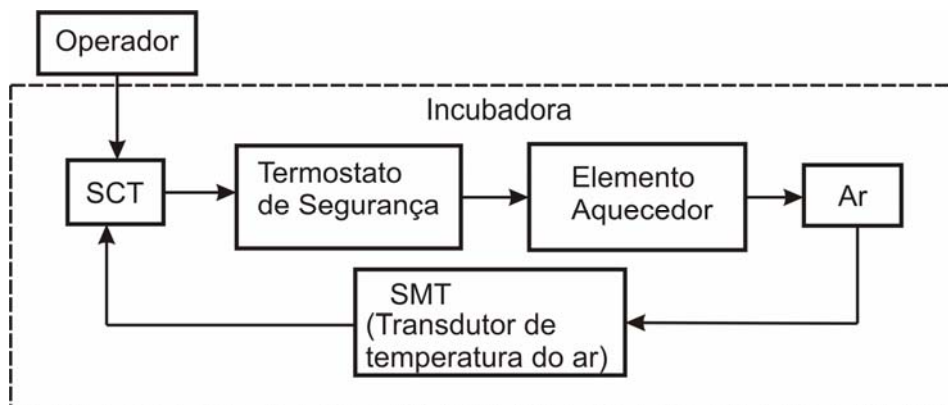


Figura 2.2 – Diagrama do controle ATC de temperatura em INs.

Incubadoras com temperatura do RN controlada (ITC): o operador determina uma dada temperatura para a pele do neonato. O SCT utiliza o aquecedor resistivo e os SMT para manter a temperatura da pele do recém nascido constante (Figura 2.3). O aquecedor responde diretamente às alterações monitoradas pelo sensor.

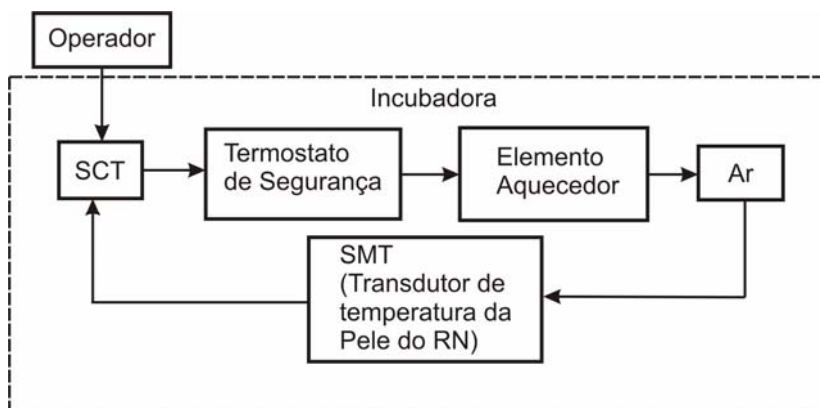


Figura 2.3 – Diagrama do controle ITC de temperatura em INs.

Além dos dispositivos de controle, todas as INs possuem termostatos de segurança que a desligam automaticamente e acionam alarmes de segurança, sempre que sua temperatura atingir 38 °C.

2.2.2. Sistema de umidificação

Atualmente, as INs possuem sistemas de controle de umidade ativo. Modelos mais antigos utilizam sistema passivo de umidificação. O sistema de umidificação passivo constitui-se de um reservatório com água cuja superfície se encontra no trajeto percorrido pelo fluxo de ar gerado por uma ventoinha (Figura 2.4).

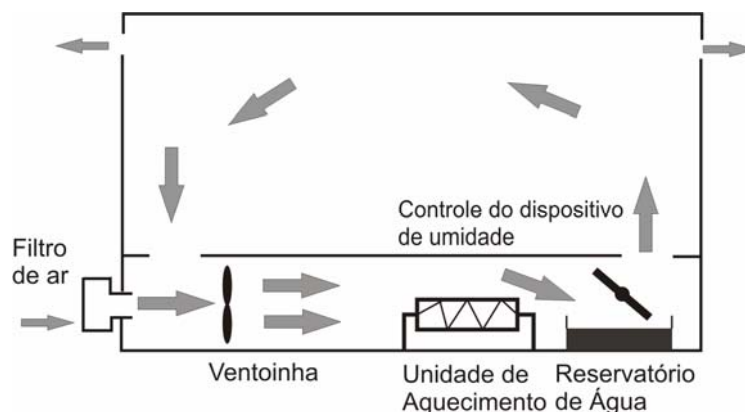


Figura 2.4 – Sistema de umidificação passivo usado em incubadoras neonatais.

A umidade é suprida através do fluxo de ar que percorre o reservatório (Bouattoura, 1998). INs com sistema passivo de controle de umidade estão deixando de ser fabricadas devido à dificuldade de se atingir um nível de umidade superior a 40% para uma escala de temperatura de 28 à 39 °C (Bouattoura,1998).

O sistema de umidificação ativo constituiu-se de um sistema de controle que atua sobre vaporizador ultra-sônico (Figura 2.5). A vaporização da água ocorre por energia acústica gerada por cristal piezoelétrico que vibra a uma taxa aproximada de 2 MHz (Bouattoura, 1998). A agitação intensa da água presente no nebulizador gera uma fina névoa de partículas de água. Cada gota possui cerca de 2 a 5 μm (Bouattoura, 1998). A evaporação da água ocorre quando suas partículas são injetadas no sistema de circulação de ar da incubadora.

O nebulizador é ajustado por meio de uma chave de quatro posições que permite selecionar a taxa de nebulização da água. As quatro posições são denominadas de zero, ponto baixo, meio e elevado (Bouattoura, 1998). O valor da umidade no interior do compartimento do RN é medida através de um sensor. O sistema de controle compara o valor lido ao valor ajustado através da chave do nebulizador, aumentando ou diminuindo a umidade para suprir o valor ajustado.

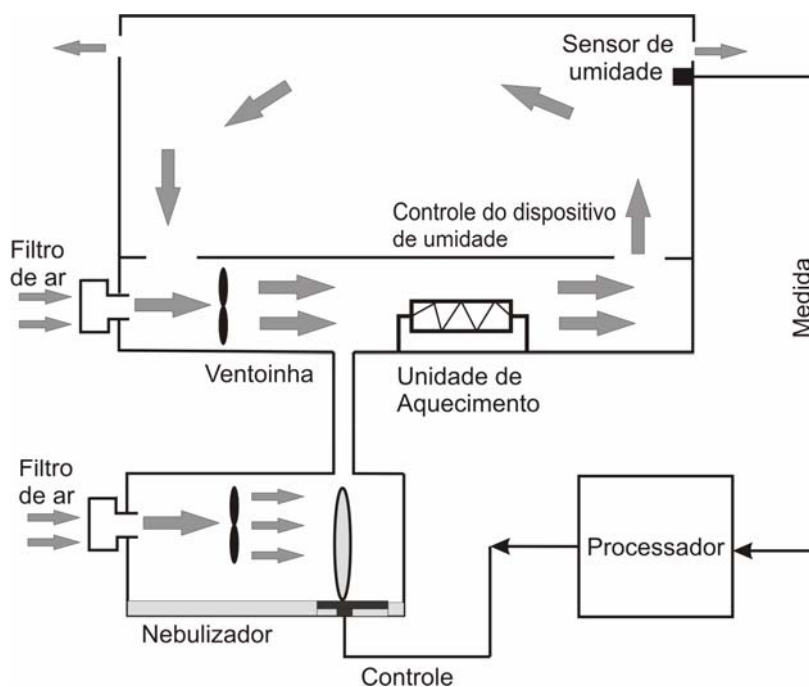


Figura 2.5 - Sistema de umidificação ativo usado em INs.

2.2.3. Sistema de circulação de ar

O sistema de circulação de ar é constituído por um motor elétrico acoplado a uma ventoinha, tendo como função, aspirar ar do ambiente externo a uma taxa de aproximadamente 30 litros/min (Dräger Medical, 2007). O fluxo de ar passa através de um filtro que admite partículas de até $0,5 \mu\text{m}$. O fluxo de ar no interior da IN proporciona a distribuição de temperatura e umidade. É recomendado que o ar entre no compartimento do RN através da região mais próxima aos pés do RN (Dräger Medical, 2007).

2.3. Ensaio de desempenho de incubadoras neonatais: norma NBR IEC 601-2-19/1999.

Para avaliar o desempenho de INs, a norma NBR IEC 601-2-19 (1999) exige que sejam medidas, para diferentes condições, os seguintes parâmetros (Figura 2.6): temperatura do ar em cinco pontos (A, B, C, D e E), umidade relativa no centro (ponto A) e velocidade do fluxo de ar. Os sensores devem ser colocados em cinco locais distintos, 10 cm acima do colchão da IN.

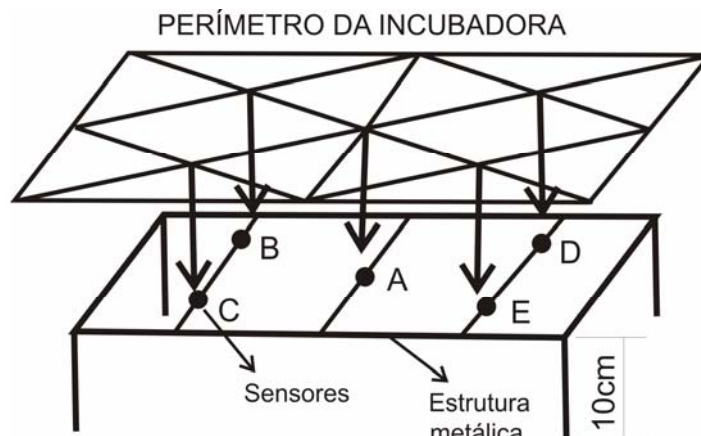


Figura 2.6 - Locais especificados pela norma para a colocação dos sensores no interior da incubadora (10 cm acima do colchão): A, B, C, D e E.

2.3.1. Terminologia e definições

O quadro 2.1 apresenta as definições e terminologias de maior relevância para este trabalho que são estabelecidas pela NBR IEC 601-2-19/1999.

Quadro 2.1- Terminologias e definições descritas pela norma NBR IEC 601-2-19 (1999).

TEMPERATURA DA INCUBADORA: temperatura do ar em um ponto 10 cm acima do centro geométrico da superfície do colchão, no COMPARTIMENTO DO RN (Ponto A - Figura 2.5).

TEMPERATURA DE CONTROLE: temperatura selecionada no controle de temperatura da IN.

TEMPERATURA CONSTANTE (TEMPERATURA ESTABILIZADA): condição alcançada quando a TEMPERATURA DA INCUBADORA não variar em mais de 1°C em um período de 1h.

TEMPERATURA MÉDIA: a média das leituras de temperatura tomadas em intervalos regulares em qualquer ponto especificado no COMPARTIMENTO DO RN, obtidas durante a CONDIÇÃO DE TEMPERATURA CONSTANTE.

TEMPERATURA MÉDIA DA INCUBADORA: a média das leituras da TEMPERATURA DA INCUBADORA realizadas em intervalos regulares, obtidas durante a CONDIÇÃO DE TEMPERATURA CONSTANTE.

2.3.2. Requisitos exigidos pela norma implementados nesse trabalho

O Quadro 2.2 apresenta os requisitos necessários para a realização do ensaio de desempenho de INs (NBR IEC 601-2-19/1999). A metodologia do ensaio é descrita posteriormente quando o software desenvolvido for apresentado.

Quadro 2.2 - Requisitos exigidos pela NBR IEC 601-2-19 (1999) para realização do ensaio de desempenho de IN. Foram mantidas as numerações presentes na norma.

50.101 - Durante a condição de TEMPERATURA ESTABILIZADA, a TEMPERATURA DA INCUBADORA não deve ficar diferente da TEMPERATURA MÉDIA DA INCUBADORA em mais de 0,5 °C.

50.102 - Com a INCUBADORA operando como uma ATC e com a TEMPERATURA DE CONTROLE ajustada para qualquer temperatura dentro de sua faixa, a TEMPERATURA MÉDIA em cada um dos pontos A, B, C, D e E, conforme especificado na instrução de ensaio, não deve diferir da TEMPERATURA MÉDIA DA INCUBADORA em mais de 0,8 °C na UTILIZAÇÃO NORMAL. Em qualquer posição do colchão inclinado, ela não deve diferir em mais de 1 °C.

50.107 - Com uma INCUBADORA operando como uma INCUBADORA COM TEMPERATURA DO AR CONTROLADA, a TEMPERATURA MÉDIA DA INCUBADORA não deve diferir da TEMPERATURA DE CONTROLE por mais de $\pm 1,5$ °C.

50.108 - O tempo para o aquecimento do EQUIPAMENTO não deve ser diferente em mais de 20% do tempo de aquecimento especificado nas instruções para utilização.

50.109 - Após o ajuste da TEMPERATURA DE CONTROLE na forma descrita no ensaio, o excesso da TEMPERATURA DA INCUBADORA não deve ser maior que 2 °C e a condição de TEMPERATURA ESTABILIZADA deve ser restaurada em 15 min.

50.110 - Qualquer valor indicado de umidade relativa deve possuir uma exatidão de $\pm 10\%$ do valor real medido.

104.1 - Na UTILIZAÇÃO NORMAL, a velocidade do ar sobre o colchão não deve exceder 0,35 m/s .

3. PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DOS SENSORES

Existem várias técnicas para mensurar temperatura, umidade e fluxo de ar. As próximas seções abordam, de forma sucinta, os principais métodos de medidas dessas grandezas e o princípio de funcionamento dos sensores utilizados neste trabalho. Os principais conceitos metrológicos usados ao longo desse texto são apresentados no Anexo IV.

3.1. Umidade

O número de moléculas de água no ar varia. Por exemplo, o ar é muito seco no deserto e muito úmido nos trópicos.

A máxima umidade possível e a umidade efetivamente existente no ar em um dado instante são definidas através das pressões do vapor de água.

O limite superior para a umidade que o ar pode armazenar a certa temperatura é dado pelo valor da pressão de vapor de água saturada. Se o nível de umidade ultrapassar este limite, há a condensação, formando-se gotículas de água. Diz-se que a umidade relativa é a porcentagem desta quantidade máxima de umidade contida no ar (Van Wylen e Sonntag, 1976). A Figura 3.1 mostra a curva de pressão de vapor de água saturada em função da temperatura.

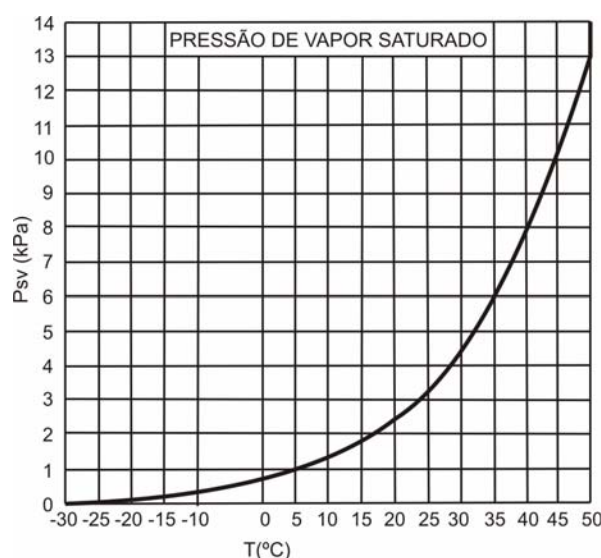


Figura 3.1 – Curva de pressão de vapor de água saturada em função da temperatura (Sensirion, 2006).

Matematicamente, a umidade relativa é expressa como sendo a relação entre a pressão parcial do vapor de água e a pressão do vapor de água saturada conforme a Eq. 3.1 (Doebelin, 1990):

$$UR(\%) = \frac{P_{\text{parcial vapor d'água}}}{P_{\text{vapor d'água saturada}}} \cdot 100 \quad \text{Equação 3.1}$$

Em um sistema fechado, se a temperatura aumentar, a pressão do vapor saturado aumentará e, conseqüentemente, a umidade relativa diminuirá.

A umidade absoluta do ar, não obstante o nível de saturação, é dada pela razão entre a massa de vapor de água pela massa de ar seco considerado (Van Wylen e Sonntag, 1976).

A Eq. 3.2, conhecida como lei de Dalton, define a pressão total do ar como sendo a soma das pressões parciais dos elementos que compõe o ar, somado à pressão do vapor de água (Stephenson et al., 1999).

$$P_{\text{total}} = P_{\text{vapor d'água}} + P_{\text{oxigênio}} + P_{\text{nitrogênio}} + P_{\text{outros gases}} \quad \text{Equação 3.2}$$

A pressão parcial do vapor de água varia com a pressão total do ar, porém a pressão de vapor de água saturado não. Se a pressão total do ar em um sistema fechado aumentar, a umidade relativa também aumentará, pois o aumento da pressão parcial do vapor de água é proporcional ao aumento da pressão total de acordo com a Eq. 3.2. Contudo, a pressão do vapor saturado permanece inalterada (Van Wylen e Sonntag, 1976).

Outro conceito importante é o ponto de orvalho. Refere-se à temperatura a partir da qual o vapor d'água contido no ar sofre condensação quando resfriado a uma pressão constante (Van Wylen e Sonntag, 1976). Quando a temperatura está abaixo do ponto de orvalho, normalmente tem-se a formação de névoa seca ou neblina (Sensirion, 2006). A Eq. 3.3 é utilizada para calcular o ponto de orvalho (°C) em função da temperatura e de umidade (Sensirion, 2006).

$$PO = \frac{243,12 \cdot K}{17,62 - K} \quad \text{Equação 3.3}$$

Onde K é dado pela Eq. 3.4.

$$K = \ln\left(\frac{UR}{100}\right) + \frac{17,62 \cdot T}{243,12 + T} \quad \text{Equação 3.4}$$

3.1.1. Medição de umidade

A umidade pode ser medida através da alteração que esta produz nas características elétricas de componente inserido num circuito, podendo este componente ser um cristal, resistor ou capacitor (Spínola, 2005).

Classicamente, a umidade relativa é medida utilizando-se um psicrômetro. Este aparelho é constituído por dois termômetros idênticos posicionados um ao lado do outro. Um dos termômetros trabalha com o bulbo seco e o outro com o bulbo úmido (Doebelin, 1990). O termômetro de bulbo úmido tem o bulbo coberto por uma malha porosa (geralmente de algodão), que fica mergulhada num recipiente contendo água destilada (Van Wylen e Sonntag, 1976). Devido ao efeito da capilaridade esta malha fica constantemente úmida. A evaporação da água contida na malha envolvente retira calor do bulbo, fazendo com que o termômetro de bulbo úmido indique uma temperatura mais baixa do que a do outro termômetro, que indica a temperatura ambiente (Doebelin, 1990). Essa evaporação e a redução na temperatura de bulbo úmido são tanto maior quanto mais seco estiver o ar atmosférico. Consequentemente, se o ar atmosférico estiver saturado de vapor de água a evaporação resultante será nula. Em geral, o termômetro de bulbo úmido deve estar submetido a um fluxo de ar com velocidade maior que 3,33m/s para que o calor transferido por convecção seja maior, em comparação ao transferido por radiação (Van Wylen e Sonntag, 1976). Segundo Van Wylen e Sonntag (1976), após obter os valores de temperaturas do bulbo seco e úmido, para se determinar da UR e umidade absoluta, a maneira mais conveniente é utilizar a carta psicrométrica.

Nos transdutores de umidade a cristal, utiliza-se quartzo revestido por material higroscópico (geralmente um polímero) operando em um circuito oscilador. A massa do cristal é alterada pela quantidade de vapor de água no revestimento, o que altera a frequência de oscilação do cristal, sendo essa variação da frequência, a saída do elemento transdutor (Spínola, 2005).

O método resistivo utiliza alumínio revestido por filme de óxido de alumínio. A estrutura desse filme apresenta poros cujo preenchimento por gotículas de vapor de água

produz alteração do valor da resistência (Spínola, 2005). A variação da resistência do material pode ser medida através de um circuito em ponte. Os sensores resistivos possuem limitações de funcionamento em ambientes onde ocorre condensação, não trabalhando em níveis da umidade relativa abaixo de 20%. Além disto, não possuem a mesma estabilidade dos sensores capacitivos (Sensirion, 2005).

O método capacitivo baseia-se na alteração das características do dielétrico pela umidade. Utiliza-se como dielétrico, um polímero que absorve ou libera a água de maneira proporcional à umidade relativa do ambiente. Apresenta assim, alteração de sua capacitância que pode ser medida por um circuito eletrônico, possibilitando determinar o valor da umidade relativa do ambiente (Sensirion, 2005). Esse princípio é usado pelo sensor SHT75 (Sensirion, 2005) utilizado neste trabalho (Seção 4.2.2).

3.2. Temperatura

Medidas de temperatura com exatidão e boa precisão são requeridas em muitos sistemas de instrumentação e controle de processos. Na maioria dos casos, devido às respostas não lineares e a baixa amplitude nas saídas dos sensores, torna-se necessário condicionar o sinal, amplificando-o e compensando as não linearidades, antes de qualquer outro processamento adicional.

Atualmente, existe grande gama de transdutores de temperatura integrados a ADCs de alta resolução para disponibilizar saída digital. A linearização e a calibração são executadas de forma digital, reduzindo o custo e a complexidade de utilização destes circuitos (Kester, 2004). Outros sensores de temperatura apresentam função de transferência não-linear. Circuitos relativamente complexos são projetados para compensar estas não linearidades, requerendo resistores de precisão e calibração manual para proporcionar a exatidão desejada.

3.2.1. Medição de temperatura

Como existem vários métodos para medição de temperatura, é necessário avaliar qual deles melhor atende ao projeto proposto. Para tal, a Tabela 3.1 apresenta um comparativo entre os sensores mais comuns de temperatura (Omega Engineering, 2007).

Tabela 3.1 - Comparação de características de transdutores de temperatura.

Fonte: Omega Engineering, 2007.

	RTD	Termistor	Termopar	Integrado
Material	Platina	óxido de metal	metais distintos	silício
Custo do Sensor	Moderado	Baixo a Moderado	Baixo	Baixo
Custo do Circuito	Moderado	Baixo a moderado	Alto	Baixo
Faixa de Medição [°C]	-200 a 850	-40 a 200	-200 a 1700	-40 a 125
Sensibilidade	0,39% / °C	-4% / °C	40 μV / °C	10 mV / °C
Estabilidade	Excelente	Moderada	Pobre	Moderada

O sensor resistivo (Resistance Temperature Detector - RTD) é bastante difundido, possibilitando medidas de temperatura com grande precisão (Stephenson et al., 1999).

Os RTDs utilizam metais (platina, níquel e cobre) que apresentam uma reprodutível alteração da resistência com a temperatura de acordo com a Eq. 3.4 (Doebelin, 1990):

$$R = R_o \left(1 + \alpha_1 T + \alpha_2 T^2 + \dots \alpha_n T^n \right) \quad \text{Equação 3.4}$$

Onde: R_o é a resistência a 0 °C, α_n é o coeficiente de temperatura (°C⁻¹) e T (°C) é a temperatura à qual o RTD se encontra submetido.

Segundo a Eq. 3.3, a resistência elétrica do metal aumenta ou diminui com o aumento ou redução da temperatura, respectivamente. A platina é o metal mais utilizado devido a sua alta estabilidade, ser quimicamente inerte e por trabalhar em temperaturas

elevadas. A Figura 3.2 compara a taxa de variação da resistência entre os diversos metais utilizados em RTDs em função da temperatura.

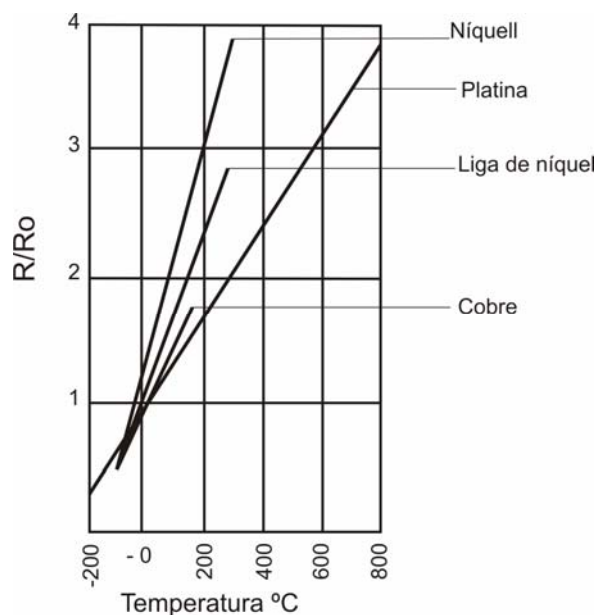


Figura 3.2 – Curva mostrando a taxa de variação da resistência de RTDs de diferentes metais em função da temperatura (Stephenson et al., 1999).

O princípio de funcionamento do termopar é baseado nos efeitos Thomson, Peltier e Seebeck (Stephenson et al., 1999). O termopar consiste de dois metais diferentes unidos e mantidos em temperaturas diferentes. Deve-se então manter uma junção a temperatura conhecida T_r (temperatura de referência) e submeter a outra junção à temperatura T_t (temperatura de teste). Assim, mede-se o valor da tensão de Seebeck para determinar a temperatura T_t (Stephenson et al., 1999).

A maior dificuldade na utilização do termopar é a baixa tensão de saída, sendo necessário amplificá-la. Requer compensação da junção fria, porém possui uma maior linearidade quando comparado a outros sensores. Os metais mais comuns usados na fabricação de termopares são (Kester, 2004): ferro, platina, ródio, tungstênio, cobre, liga de níquel com alumínio, liga de níquel e cromo, liga de cobre e níquel.

Os termopares apresentam baixo custo, possuindo a maior faixa de operação entre os sensores de temperatura (Stephenson et al., 1999). São frequentemente utilizados para medir altas temperaturas (até 2300°C) em ambientes hostis.

Da mesma forma que os RTDs, os termistores são resistores sensíveis às variações na temperatura, possuem baixo custo e são construídos de materiais semicondutores. Esses materiais têm coeficiente positivo (PTC) ou negativo de

temperatura (NTC). O preço de um termistor PTC é cerca de 20% maior que um NTC, justificando-se a maior utilização dos NTCs. Por outro lado, os PTCs possuem algumas vantagens, tais como maior linearidade e sensibilidade, sendo mais apropriados quando se exige melhor resolução na medição (Valente et al., 2004). A Figura 3.6 mostra a resistência de um termistor NTC de 10 k Ω , em função da temperatura. O termistor não é linear, mas pode ser linearizado na faixa de temperatura desejada. No entanto, o termistor apresenta maior sensibilidade quando comparado com os termopares e RTDs (Kester, 2004).

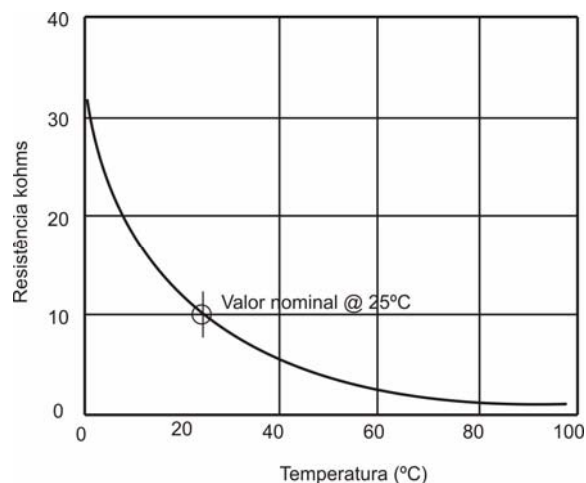


Figura 3.3 – Curva da resistência de um termistor NTC de 10 k Ω em função da temperatura (modificado de Kester, 2004).

Os sensores semicondutores integrados de temperatura são fabricados usando as características de temperatura da junção *pn*. Esses sensores são largamente utilizados para medida de temperatura dentro da faixa de -55°C a +150°C (Stephenson et al., 1999). Isto se deve, principalmente, à pequena dimensão, baixo custo e alta resolução (Valente et al., 2004). Oferecem alta exatidão e linearidade, amplificando o sinal de saída para faixas mais adequadas (por exemplo, 10m V/°C) ao seu processamento (Kester, 2004). Esses sensores são também utilizados para compensação da junção fria em termopares.

Os sensores de temperatura TMP05 (Analog Devices, 2005) e SHT75 (Sensirion, 2005) utilizados neste trabalho enquadram-se nesta categoria.

A maioria destes sensores utiliza a relação entre a tensão base-emissor de um transistor bipolar (Figura 3.7) e a sua corrente de coletor conforme Eq. 3.5 (Kester, 2004).

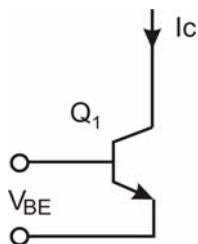


Figura 3.4 - Circuito usado como sensor de temperatura baseado na relação entre a tensão base-emissor de um transistor bipolar e sua corrente de coletor.

$$V_{BE} = \frac{kT}{q} \ln\left(\frac{I_c}{I_s}\right) \quad \text{Equação 3.5}$$

Onde: k é constante de Boltzman, T é a temperatura absoluta, q é a carga do elétron e I_s é a corrente de saturação do transistor que depende, basicamente, da geometria e da temperatura do transistor (Sedra e Smith, 2000).

Ao ligar N transistores idênticos (Figura 3.8), a corrente I_c será igualmente dividida entre os N transistores. A tensão que aparece entre a base e o emissor (V_N) será dada pela Eq. 3.6.

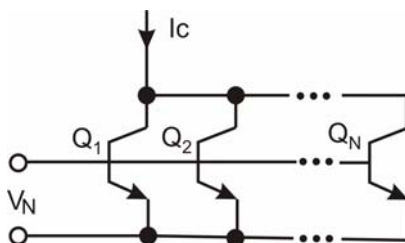


Figura 3.5 - Circuito contendo N transistores, mostrando a corrente de coletor e a tensão base-emissor dos transistores.

$$V_N = \frac{kT}{q} \ln\left(\frac{I_c}{N \cdot I_s}\right) \quad \text{Equação 3.6}$$

Porém, para as topologias apresentadas nas Figuras 3.7 e 3.8, I_s é função da temperatura, sendo que dobra a cada incremento de 5°C (Sedra e Smith, 2000). A fim de compensar estes efeitos térmicos, as duas topologias são empregadas em conjunto, conforme apresentado na Figura 3.9 (Kester, 2004).

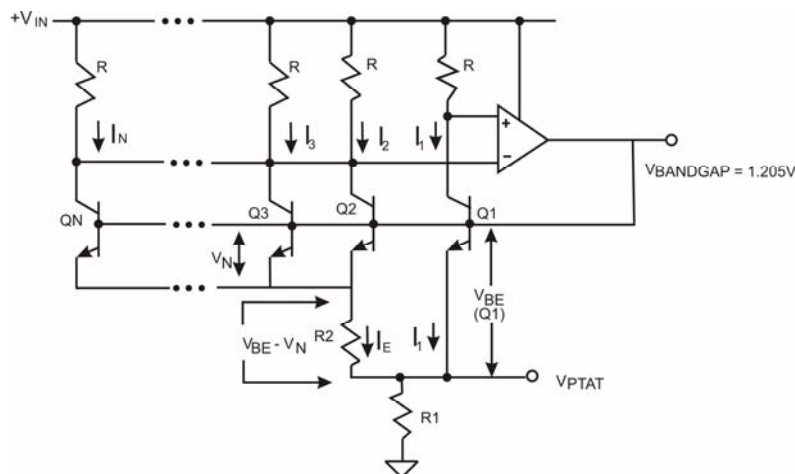


Figura 3.6 – Circuito utilizado na fabricação de sensores semicondutores de temperatura. Esta topologia, com vários estágios de transistores, possibilita que sua saída seja dependente, apenas, da temperatura absoluta da junção *pn*.

A tensão em R_2 (Figura 3.9) é determinada subtraindo-se a Eq. 3.5 da Eq. 3.6. A tensão resultante passa a independer de I_s como mostrado pela Eq. 3.7 (Kester, 2004).

$$V_{BE} - V_N = \frac{k.T}{q} \cdot \ln(N) \quad \text{Equação 3.7}$$

A diferença de tensão $V_{BE} - V_N$ sobre R_2 permite calcular a corrente I_E (Eq. 3.8).

$$I_E = \frac{V_{BE} - V_N}{R_2} \quad \text{Equação 3.8}$$

Substituindo a Eq. 3.7 na Eq. 3.8 resulta na Eq. 3.9.

$$I_E = \frac{\frac{K.T}{q} \cdot \ln(N)}{R_2} \quad \text{Equação 3.9}$$

A realimentação através do amplificador de instrumentação e dos resistores R (Figura 3.9) faz com que a corrente I_E seja igual a I_1 . Portanto, V_{PAT} é dada pela Eq. 3.10.

$$V_{PAT} = 2 \cdot I_E \cdot R_1 \quad \text{Equação 3.10}$$

Substituindo a Eq. 3.9 na Eq. 3.10 resulta a tensão V_{PAT} sobre R_1 (Eq. 3.11). Portanto, a queda de tensão sobre R_1 (V_{PAT}) é proporcional à temperatura absoluta (Eq. 3.11).

$$V_{PAT} = 2 \cdot \frac{R_1}{R_2} \cdot \frac{kT}{q} \ln(N) \quad \text{Equação 3.11}$$

A tensão V_{BANDGAP} que aparece na base de Q1 é constante apesar dos efeitos de temperatura. Em termos práticos, escolhe-se o número de transistores (N) e os valores dos resistores (R1 e R2) adequados para produzir V_{BANDGAP} sempre igual a 1,205V (Kester, 2004).

3.3. Velocidade do ar

Existem diversos métodos para medição de velocidade do ar. Os principais métodos utilizados serão sucintamente abordados a seguir. Uma dos métodos utiliza a contagem do número de rotações de um sistema móvel (hélice fixada por mancais de baixa fricção - Figura 3.10) num certo intervalo de tempo. No mercado, existem centenas destes modelos, com custos variados, que medem velocidades entre 0,25 m/s a 50 m/s (Paghi, 2002).



Figura 3.7 - Medidor de velocidade do ar que utiliza o princípio da ventoinha.

O tubo de Pitot mede a velocidade de fluidos através da diferença de pressão nas suas extremidades. A velocidade v gera uma pressão P que desloca fluido presente no tubo, estando a sua outra terminação sujeita à pressão ambiente, P_0 (Figura 3.11). Esse deslocamento (h) é correlacionado à velocidade do fluido (Paghi, 2002). A faixa de velocidade medida encontra-se entre 1 e 60 m/s. Não recomendado para medir baixas velocidades de fluxo pois, nessa situação, a pressão diferencial é muito pequena.

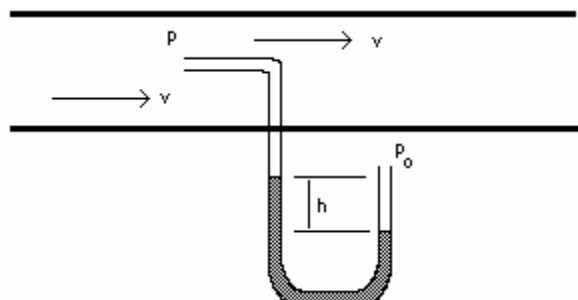


Figura 3.8 – Ilustração do princípio de medição da velocidade do ar com o tubo de Pitot.

O sensor F900, utilizado neste trabalho para medir velocidade do ar, emprega o princípio térmico. Este método é o mais indicado pela literatura para determinar baixas velocidades em ambiente aberto (Okamoto et al., 1994; Fujita et al., 1995, Kaczmarek e Hund, 1998). Baseia-se na transferência de energia entre o meio ambiente e o sensor, geralmente, um resistor metálico ou termistor (Araújo et al., 2004). Determina-se a velocidade do ar, medindo-se o valor da tensão ou corrente sobre o sensor.

Suprindo um valor constante de corrente, a queda de tensão no sensor é proporcional à temperatura do meio (Doebelin, 1990).

Pode-se também, manter constante a temperatura do sensor suprindo valor variável de corrente, sendo este inversamente proporcional à velocidade do fluxo de ar. Esse método será melhor discutido a seguir, pois sensor F900 utiliza esse princípio de funcionamento.

A implementação deste circuito pode ser realizada com o emprego de um termistor em braço de ponte de Wheatstone, um amplificador de instrumentação e um transistor conforme Figura 3.12 (Araújo et al., 2004

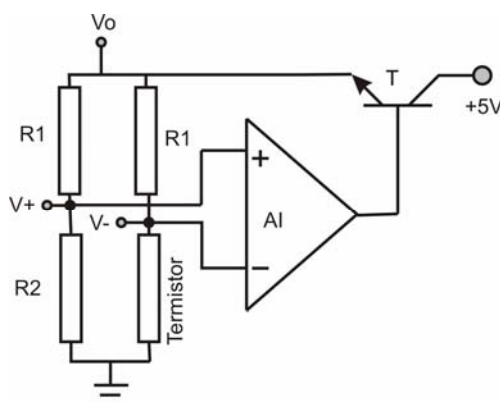


Figura 3.9 - Circuito em ponte de Wheatstone usado para medir a velocidade do ar de forma indireta.

Nesse circuito, se as tensões V_+ e V_- forem iguais, a saída do amplificador de instrumentação será nula, o transistor estará na região de corte e a ponte de Wheatstone estará em equilíbrio. À medida que o termistor é resfriado devido à passagem do fluxo de ar, surge uma diferença entre as tensões V_+ e V_- , sendo aplicada um ganho a esta diferença através do amplificador de instrumentação.

A tensão de saída do amplificador deve ter amplitude suficiente para polarizar o transistor. A função do transistor é manter a ponte em equilíbrio através da realimentação na ponte de Wheatstone, injetando corrente ao termistor até que a ponte atinja a temperatura de equilíbrio novamente. Ou seja, anule a diferença das tensões V_+ e V_- na ponte. Na condição de equilíbrio, o balanço de energia é dado pela Eq. 3.12 (Doebelin, 1990):

$$I^2 R_w = h.A. (T_w - T_f) \quad \text{Equação 3.12}$$

Onde: I , corrente no sensor; R_w , resistência do sensor; T_w , temperatura do sensor; T_f , temperatura do fluxo do fluido; h , coeficiente de transferência de calor do sensor; A , área de transferência de calor.

Para determinar a variação na velocidade v do fluxo de ar, usa-se a expressão conhecida como lei de King mostrada na Eq. 3.13 (Doebelin, 1990):

$$h = C_0 + C_1.v^{1/2} \quad \text{Equação 3.13}$$

Onde C_0 e C_1 são constantes de calibração.

Para estimar a velocidade do ar em função da tensão de saída V_o (vide Figura 3.12), utiliza-se a Eq. 3.14 (Kaczmarek e Hund, 1998).

$$v = A (V_o^2 - B)^2 \quad \text{Equação 3.14}$$

Onde: v é a velocidade do ar;

V_o é a tensão elétrica aplicada na ponte;

A e B são constantes;

A construção de um sistema para medição de velocidade de fluido utilizando termistor apresenta três dificuldades (Okamoto et al., 1998): lenta resposta do termistor para as variações de temperatura; variação não-linear da resistência com a temperatura e a complexa dependência da transferência de calor com a temperatura do fluido.

Para Okamoto et al. (1998), para proporcionar uma resposta mais rápida, os termistores devem ser bem pequenos. Para linearizar a resposta do termistor, a técnica de modulação por largura de pulso (PWM) é a mais recomendada. Nesta, o sinal é convertido do domínio do tempo para digital utilizando a técnica de síntese digital direta (DDS). Para a terceira dificuldade, recomenda-se utilizar 2 sensores, um para medir a temperatura ambiente e outro, para medir o fluxo de ar (Ismail e Preiss, 2001). Os dois termistores devem ser colocados bem próximos um do outro para garantir que as temperaturas às quais estão submetidos sejam praticamente iguais. Por outro lado, os sensores devem estar suficientemente longe para que o calor produzido por um dos sensores não influencie na medição do outro sensor. Os sinais referentes à temperatura e a velocidade do ar devem ser amostrados de forma simultânea e, posteriormente, relacionados através de algoritmo para realizar a compensação da temperatura ambiente (Ismail e Preiss, 2001).

3.4.Fundamentos de calibração de sensores

Um sistema de medição apresentará boa qualidade quando o mesmo for capaz de operar com pequenos erros (Gonçalves, 2002). Para isso, a sua construção e sua operação devem objetivar a minimização de erros ao longo da faixa de medição em condições de operação nominal.

Em alguns casos, os erros de um sistema de medição podem ser estimados de forma analítica ou numérica, mas geralmente, utilizam-se procedimentos experimentais (Gonçalves, 2002).

Assim, para garantir o desempenho do sistema de medição, realiza-se procedimento denominado de calibração em que se relacionam as medidas obtidas pelo sistema de medição com padrão rastreado da grandeza que se deseja medir (Gonçalves, 2002). Assim, é possível determinar qual é a incerteza da medida obtida através do sistema de medição. A incerteza do sistema padrão de referência para realizar a calibração não

deve ser superior a um décimo da incerteza esperada para o sistema a ser calibrado (Gonçalves, 2002).

Durante o processo de calibração, define-se a faixa de medição, o número de pontos a serem amostrados e se obtém a curva de erro do sistema de medição.

As variáveis do ambiente (tais como: temperatura, umidade e pressão) no qual a calibração é realizada deve ser registrada no certificado de calibração do equipamento. Os cálculos necessários para a obtenção das medidas juntamente com as respectivas incertezas (inerentes ao processo de medição) devem ser mostrados de forma clara no memorial descritivo.

Dados do sistema padrão e do ambiente no qual está sendo calibrado devem ser anotados no Certificado de Calibração. O Certificado de Calibração é o documento fornecido ao requisitante, no qual constam ainda, os resultados e os pareceres (Gonçalves, 2002). Deve-se também seguir os procedimentos de calibração recomendados pelas normas técnicas e fabricantes, observando-se sempre os conceitos metrológicos (Gonçalves, 2002). A NBR ISO 10 012-1(1997) aponta que os resultados das calibrações devem ser registrados de forma suficientemente detalhada para que se possa demonstrar a rastreabilidade das medições efetuadas com o sistema após sua calibração.

3.4.1. Determinação de incerteza do sistema de medição

Os dados amostrados durante o processo de calibração devem ser processados de forma a determinar o valor do mensurando em conjunto com a incerteza da medida. Todo processo de medição é sujeito a erros que podem ser classificados, basicamente, como sendo: sistemáticos, aleatórios e grosseiros.

Os erros grosseiros são provocados pelo uso inadequado ou pelo mal funcionamento do sistema de medição (SM). Portanto, esse erro pode facilmente ser descoberto e corrigido.

Erros sistemáticos compõem a parcela de erros sempre presente nas medições efetuadas sob as mesmas condições de operação. O erro sistemático para um conjunto de pontos finitos é estimado através da Tendência (Td), podendo esta ser determinada através da Eq. 3.15 (Gonçalves, 2002).

$$Td = MI - VVC$$

Equação 3.15

Onde MI corresponde ao valor médio das grandezas medidas e VVC representa o valor verdadeiro convencional da medida.

Para efetuar a correção dos erros sistemáticos envolvidos no processo de calibração, deve-se usar o valor da tendência com sinal trocado.

O erro aleatório está sempre presente em um processo de medição. Para determiná-lo com certo grau de confiança, devem-se repetir as medições várias vezes, sendo que o mesmo pode ser caracterizado através de tratamento estatístico. Para quantificar o erro aleatório calcula-se a Repetitividade (Re) do sistema de através Eq. 3.16.

$$Re = \pm t \cdot s \quad \text{Equação 3.16}$$

Onde t é coeficiente *t-Student* e s é o desvio padrão. O coeficiente *t-Student* é função da probabilidade (P) e do tamanho da amostra (n) (Beiguelman, 2002). O uso da distribuição t na análise dos dados em detrimento da distribuição normal deve-se ao fato de que, na prática, não se adquire um conjunto infinito de amostras (Mendenhall, 1985). O intervalo de confiança geralmente adotado em sistemas de medição é de 95% (Gonçalves, 2002).

O desvio padrão e a média são calculados através das Eqs. 3.17 e 3.18 respectivamente.

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad \text{Equação 3.17}$$

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i \quad \text{Equação 3.18}$$

O resultado da medição (RM), considerando os efeitos provocados por erros sistemáticos e aleatórios, é calculado através da Eq. 3.19 (Gonçalves, 2002).

$$RM = MI - Td \pm \frac{Re}{\sqrt{n}} \quad \text{Equação 3.19}$$

Onde n é o número de medidas efetuadas.

Se apenas uma medida do mensurando for realizada, a Eq. 3.19 pode ser simplificada para:

$$RM = I - Td \pm Re \quad \text{Equação 3.20}$$

Onde I representa a indicação obtida do mensurando.

No entanto, ao realizar várias medidas para o mesmo mensurando, pode-se reduzir consideravelmente o erro aleatório do processo de medição, melhorando assim o resultado da medição (Gonçalves, 2002). Isso se deve à redução de erros aleatórios na média do mensurando devido ao termo $\frac{1}{\sqrt{n}}$ na Eq. 3.19.

Outro conceito metrológico importante é o de erro máximo (E_m). Esse erro refere-se a faixa onde se espera que o erro do sistema de medição esteja contido. Esse erro é uma faixa simétrica em torno do zero que abrange todos os possíveis erros do sistema de medição. Portanto, quanto menor for o erro máximo, mais fiel será a representação da grandeza sendo medida.

A incerteza combinada de um sistema de medição (SM) é calculada considerando-se a ação simultânea de todas as fontes de incerteza. A incerteza combinada pode ser calculada através da Eq. 3.21.

$$uc = \sqrt{(u_1)^2 + (u_2)^2 + \dots + (u_n)^2} \quad \text{Equação 3.21}$$

Onde u_n representa cada uma das fontes de incerteza presentes no SM.

4. METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA

Este capítulo descreve o software e hardware desenvolvidos para realizar o ensaio de desempenho de INs.

4.1. Descrição do sistema desenvolvido

As medidas exigidas pela norma para o ensaio de desempenho de INs são relativamente difíceis de serem realizadas manualmente, sendo desejável sua automatização.

O sistema desenvolvido contém um módulo microcontrolado para automatizar o processo de aquisição das grandezas físicas no interior da IN. Este módulo estabelece comunicação com um computador onde os dados do ensaio são apresentados e armazenados. O protótipo desenvolvido consiste de 5 módulos: sensores, aquisição, comunicação, software para o microcomputador e banco de dados. Portanto, os dados são adquiridos através dos sensores e enviados ao computador pelo microprocessador através do protocolo *Bluetooth*. No PC, estes dados são mostrados através de interface gráfica e armazenados na base de dados, podendo ser consultados posteriormente. Os resultados dos ensaios são disponibilizados em forma de relatórios em modo texto e gráfico. O diagrama de blocos da Figura 4.1 ilustra o arranjo destes módulos.

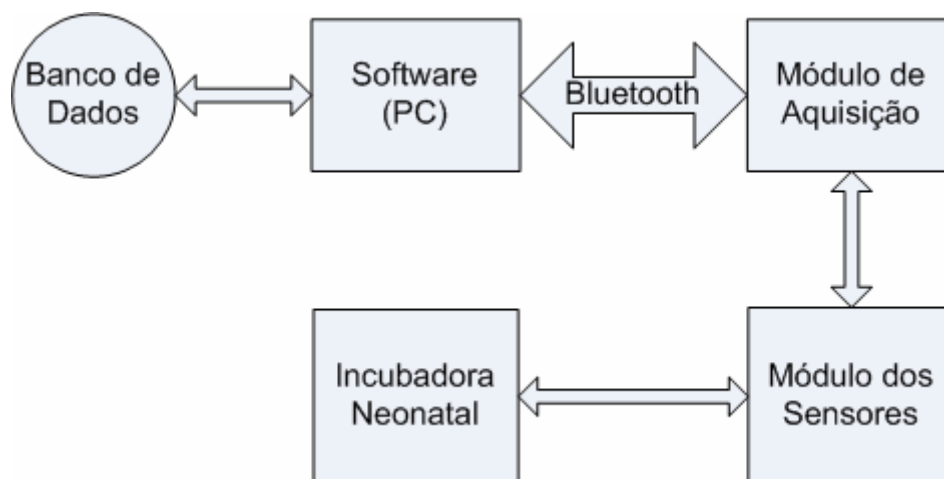


Figura 4.1 - Diagrama de blocos do sistema desenvolvido contendo 5 módulos: sensores, aquisição, comunicação e software de aquisição e armazenamento.

As próximas seções descrevem cada um destes módulos.

4.2. Módulo de Sensores

Este módulo contém cinco sensores de temperatura, um de umidade e um de fluxo de ar, posicionados na incubadora conforme mostrado na Figura 2.6. Medidas de temperatura são realizadas nos cinco postos (A, B, C, D e E). Medidas de umidade e do fluxo de ar são obtidas no ponto A.

4.2.1. Sensores de temperatura TMP05

Os sensores de temperatura posicionados nos pontos B, C, D e E da IN (Figura 2.6) são do modelo TMP05 fabricado pela Analog Devices. Sua escolha deveu-se à sua resolução (0,025 °C), baixo custo (cerca de US\$ 2,3 a unidade) e principalmente pela facilidade de interligação de vários sensores em rede. Quando interligados na rede, os sensores TMP05 necessitam somente de dois pinos do microcontrolador para conexão com o sensor, sendo um para receber o pulso de *start* e outro para receber os pulsos de saída dos sensores. Este sensor possui saída digital modulada (*Pulse Width Modulation* - PWM). A Tabela 4.1 apresenta as principais características dos sensores de temperatura TMP05 (Analog Devices, 2005).

Tabela 4.1 - Especificações técnicas do sensor TMP05.

Características	Valores
Tensão de alimentação	3 a 5,5V
Potência consumida	70 μ W a 3,3V
Interface serial	PWM
Faixa de operação	-40 a 150°C
Exatidão típica	$\pm 0,5^\circ\text{C}$
Resolução	0,025°C

O nome dos pinos do TMP05 e suas funções são listados no Anexo II.

A saída do sensor é uma onda retangular. O intervalo de tempo no qual o pulso de saída se mantém em nível lógico alto (TH) é constante, enquanto o tempo de permanência em nível lógico baixo (TL) varia com a temperatura (Figura 4.2). Para

solicitar a aquisição da temperatura pelo sensor e proceder sua leitura, realiza-se uma transição de nível lógico alto para baixo no pino de entrada denominado de *start* (Figura 4.2).

Deve ser observado contudo, que o nível lógico alto na trilha não deve ser mantido por mais de 25 μ s, não devendo ser inferior a 20ns (Analog Devices, 2005).

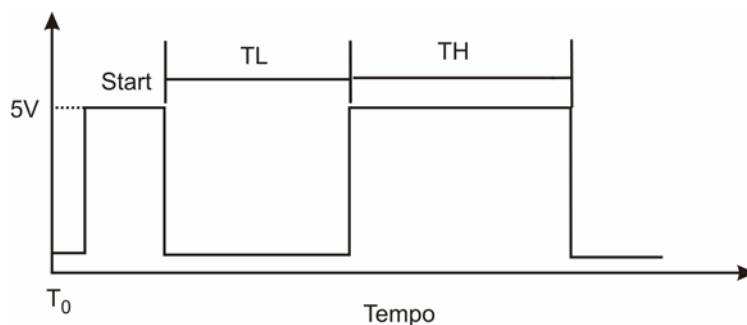


Figura 4.2 - Pulso de saída de um sensor TMP05 contendo o pulso de *start*, TL e TH.

A temperatura é obtida através da Eq. 4.1 que utiliza as larguras do pulso TH e do intervalo TL para calculá-la (Analog Devices, 2005):

$$\text{Temperatura (}^{\circ}\text{C)} = 421 - 751 \cdot \frac{TH}{TL} \quad \text{Equação 4.1}$$

Os sensores TMP05 podem ser conectados em rede. Para isso, basta suprir nível lógico alto no pino FUNC (Tabela 4.2).

Tabela 4.2 – Modos de operação do TMP05.

Pino FUNC	Modo de operação
Baixo	Somente um sensor
Flutuante	Conversão contínua
Alto	Interligados em rede

Quando interligados em rede, o microcontrolador pode receber a saída composta pelo pulso de *start* (utilizado para iniciar a conversão e leitura da temperatura) e os pulsos PWM gerados por cada sensor. Portanto, apenas dois pinos do microprocessador são necessários para ler a temperatura de até N sensores interligados. Neste trabalho, 4 sensores são utilizados. A Figura 4.3 mostra as conexões dos 4 sensores ao microcontrolador para realizar a leitura de temperatura em diferentes pontos da IN (B, C, D e E), bem como, a forma de onda observada em osciloscópio na saída de cada sensor.

O pulso de saída do primeiro sensor é aplicado ao pino CONV/IN do segundo sensor, fazendo com que uma conversão seja iniciada neste segundo dispositivo. Até que o pulso de *start* chegue ao próximo TMP05, o presente sensor atua como um buffer para os sinais dos demais sensores que o antecedem na rede. Cada sensor monitora o pulso de *start* oriundo do componente anterior. Uma vez que o dispositivo detecte o pulso de *start*, uma conversão é iniciada, sendo o resultado da medida inserido ao final da forma de onda recebida (Figura 4.3).

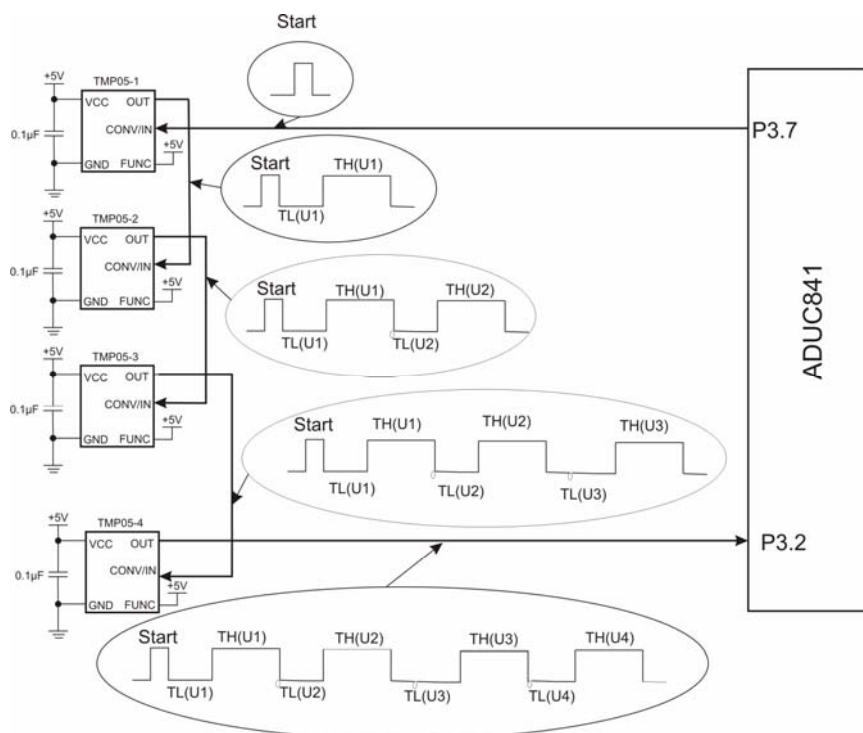


Figura 4.3 - Diagrama do sistema implementado utilizando 4 TMP05 (U1, U2, U3 e U4) conectados em rede ao microcontrolador.

Para determinar a temperatura de cada dispositivo, basta medir a largura dos pulsos (TH e TL) gerados por cada sensor e aplicar a Eq. 4.1.

4.2.2. Sensor de umidade e temperatura SHT75

Para efetuar as medidas de UR e temperatura no ponto A da incubadora, utilizou-se o sensor SHT75 (Sensirion, 2005). A justificativa para escolha deste sensor se deve ao fato do mesmo conter sensores de temperatura e umidade no mesmo encapsulamento, possuírem boa exatidão e resolução (vide Tabela 4.3), possuir saída digital com protocolo de comunicação reconhecido internacionalmente (*wire – 2*) e ainda, por possuir representantes no Brasil facilitando assim a aquisição deste componente. A

medida de UR é realizada através de um sensor capacitivo que contém um polímero como dielétrico. O polímero absorve ou libera a água de forma proporcional à UR do ambiente, provocando mudanças na capacitância. Esta mudança na capacitância é medida através de um circuito eletrônico integrado no próprio componente, permitindo determinar a UR do ar (Sensirion, 2005). Algumas características desse sensor são listadas no Tabela 4.3.

Tabela 4.3 – Principais características do sensor SHT75.

Características	Valores
Tensão de alimentação	2,4 a 5,5V
Interface serial	Wire - 2
Potência consumida	8mA a 5V
Faixa de operação (Umid.)	0 a 100%UR
Exatidão típica (Umid.)	$\pm 1,8\%$ UR
Resolução (Umid.)	0,03%UR
Faixa de operação (Temp.)	-40 a 123,8°C
Exatidão típica (Temp.)	$\pm 0,5^\circ\text{C}$
Resolução típica (Temp.)	0,01°C

O nome dos pinos deste sensor e suas funções são listados no Anexo II.

A comunicação entre o sensor e o microcontrolador é realizada através do protocolo digital *wire-2* (Sensirion, 2005). No Anexo III pode ser visto, sucintamente, a seqüência de comandos necessários para realizar as leituras de UR e temperatura no SHT75.

A Figura 4.4 mostra como foi realizada a conexão entre o sensor SHT75 e o microcontrolador neste trabalho.

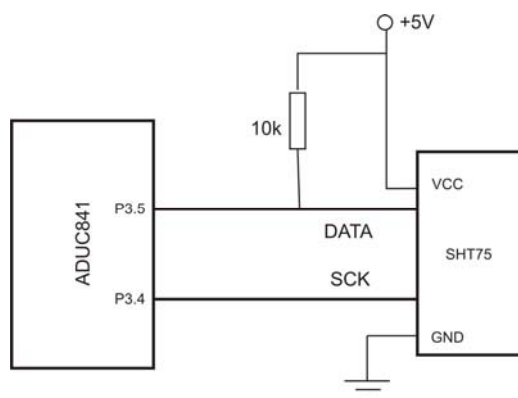


Figura 4.4 – Esquema de conexões entre o SHT75 e o microcontrolador no sistema desenvolvido para medir UR e temperatura no ponto A da incubadora.

4.2.2.1. Equações de ajuste para o sensor SHT75

O sensor SHT75, utilizado para medir temperatura e umidade, vem calibrado pelo seu fabricante, conforme consta no certificado de calibração (Anexo VI) e na folha de dados do sensor. Os coeficientes de ajuste obtidos pelo fabricante no processo de calibração são armazenados em uma memória interna do sensor, sendo estes empregados para reduzir os erros de medição do sensor.

No entanto, o valor de saída do sensor SHT75 varia de forma não linear com a UR, conforme apresentado pela Figura 4.5 (Sensirion, 2005).

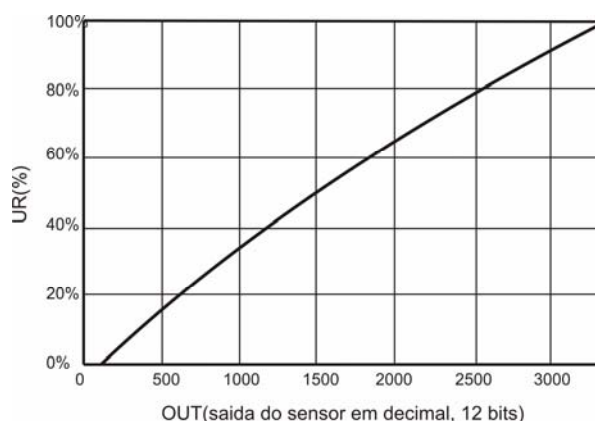


Figura 4.5 – Valor de saída do sensor SHT75 em função da umidade relativa: curva de compensação da não linearidade (Sensirion, 2005).

Para compensar esta não linearidade, obtendo-se uma maior exatidão na leitura de umidade, o fabricante recomenda o uso da Eq. 4.2.

$$UR = -4 + 0,0405 \cdot OUT - 1,8 \cdot 10^{-6} \cdot OUT^2 \quad \text{Equação 4.2}$$

Devido à contribuição da temperatura na formação da pressão de vapor saturado (Seção 3.1), esta afeta de forma significativa a medida de UR. Uma pequena alteração de temperatura, especialmente para valores acima de 75%, provoca grande efeito na UR, tendo em vista que a pressão de saturação muda consideravelmente (Sensirion, 2005). Por exemplo, à temperatura de 50°C e UR de 80%, um acréscimo 1°C produz uma redução de 4% na UR (Sensirion, 2005). A Eq. 4.3, fornecida pelo fabricante, objetiva corrigir o valor da UR (%) para alterações da temperatura (°C), sendo a UR determinada a partir da Eq. 4.2.

$$UR_{\text{corrigida}} = (T - 25) \cdot (0,01 + 0,00008 \cdot OUT) + UR \quad \text{Equação 4.3}$$

Para medir temperatura, o fabricante do SHT75 recomenda utilizar a Eq. 4.4 para corrigir a não linearidade da saída do sensor. A correção melhora a exatidão da medida.

$$T = -40 + 0,01 \cdot T_{\text{out}} + 0,00000002 \cdot (T_{\text{out}} - 7000)^2 \quad \text{Equação 4.4}$$

Onde T_{out} é a temperatura de saída do sensor.

4.2.3. Sensor de fluxo F900

A norma não especifica as características necessárias ao sensor para medir a velocidade do ar na incubadora. O sensor de fluxo utilizado nesse trabalho é o F900 (DegreeC). A escolha deveu-se a dificuldade de encontrar um sensor de fluxo omnidirecional no mercado nacional e internacional que meça fluxos baixos (menores que 0,35m/s) com boa resolução (0,05 m/s) e com custo acessível. O custo do sensor F900 é cerca de US\$ 240, sendo que um sensor omnidirecional com a mesma resolução e exatidão (vide Tabela 4.4) possui custo em torno de US\$ 3000, onerando o desenvolvimento deste trabalho. Este sensor utiliza o princípio térmico a temperatura constante (Seção 3.3). Esse sensor mede também temperatura, no entanto essa função não é utilizada neste trabalho. As principais características do sensor são mostradas na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 – Principais características do sensor F900.

Características	Valores
Tensão de alimentação	7 V a 13 V
Faixa de operação	0,15 m/s a 2 m/s
Tempo de estabilização	1,5 s
Exatidão típica	± 0,05 m/s
Repetitividade	±1% FS

O sensor disponibiliza a medida de forma digital (serial RS232C) e analógica (Figura 4.6). A tensão de saída do sensor F900 varia de forma linear com a velocidade do ar, sendo que a tensão máxima de saída, correspondente a uma velocidade de 2 m/s, é de 4

V (DegreeC, 2007). Como a interface serial do microcontrolador está comprometida com a comunicação Bluetooth, optou-se por utilizar a saída analógica do sensor.

Utiliza-se o conversor A/D do microcontrolador para amostrar a tensão de saída do sensor. O valor máximo de tensão é admitido pelo conversor A/D é 2,5 V. Com isso a velocidade máxima medida no sistema desenvolvido é de 1,25 m/s.

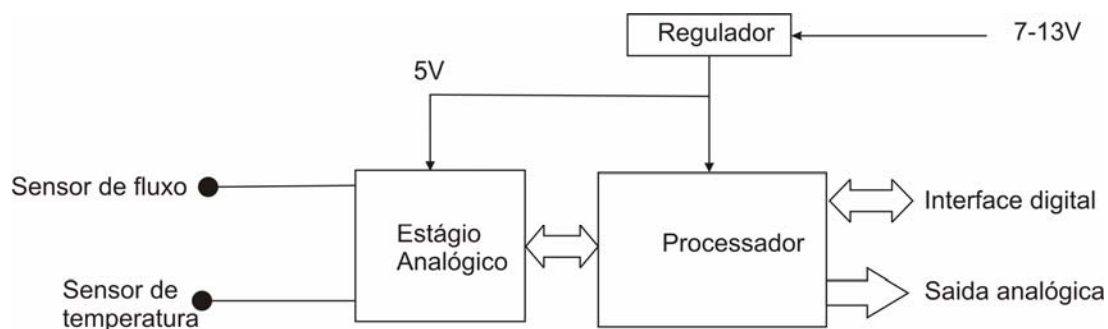


Figura 4.6 – Diagrama de blocos do sensor de velocidade de ar F900.

4.2.3.1. Curva de calibração do sensor F900

O sensor F900 é calibrado individualmente de acordo com os padrões especificados no certificado de calibração fornecido pelo fabricante (DegreeC, 2007). Esse certificado encontra-se no Anexo V.

A curva que relaciona a tensão de saída com a velocidade do ar é linear conforme Figura 4.7.

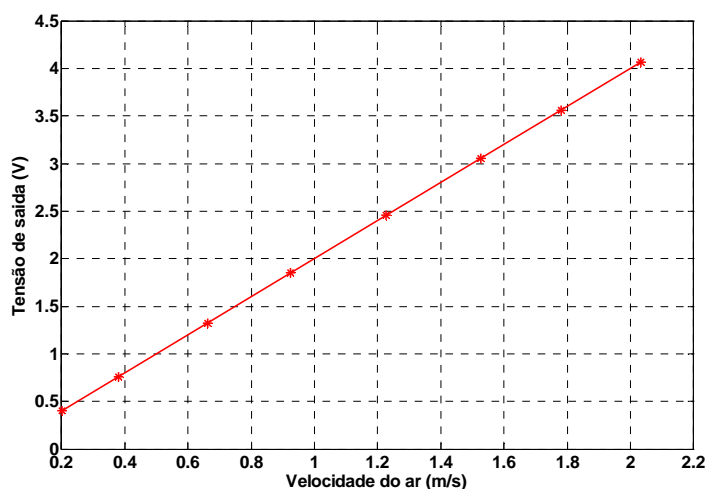


Figura 4.7 – Curva de calibração do sensor F900, mostrando a tensão de saída do sensor em função da velocidade do ar.

Fonte: Certificado de calibração do sensor F900 (DegreeC, 2007).

A partir da Figura 4.7, pode-se determinar a Eq. 4.5 que relaciona a velocidade do ar (v) em função da tensão de saída do sensor (V_{out}).

$$v = 0,00006582 + 0,4999 \cdot V_{out} \quad \text{Equação 4.5}$$

Através da curva de erro do sensor suprida pelo fabricante (Figura 4.8), pode-se encontrar o erro absoluto da medição para velocidades próximas a 0,35 m/s como sendo de - 0,024 m/s.

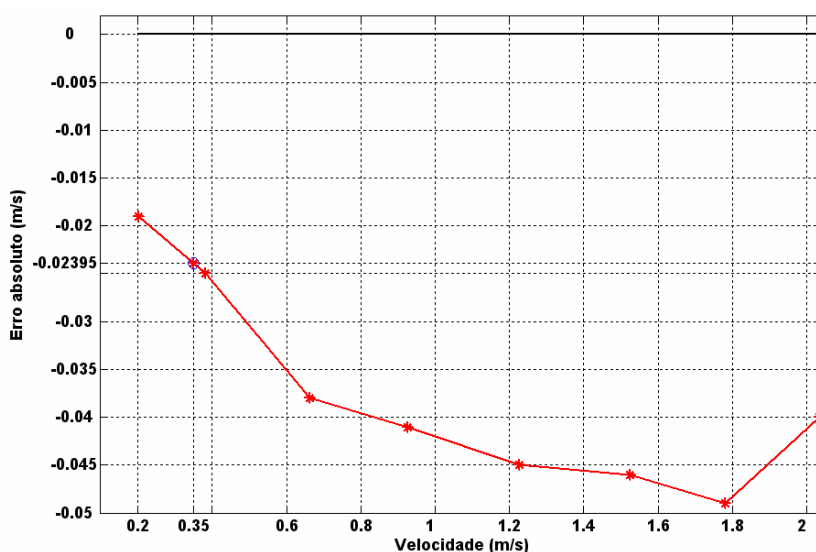


Figura 4.8 – Curva de erro absoluto do sensor F900 em função da velocidade do ar, em m/s.

Pode-se ainda observar na Figura 4.8 que o aumento da velocidade provoca um aumento no erro absoluto dentro da faixa de interesse do presente trabalho (0,20 m/s a 1,25m/s).

4.3. Módulo de aquisição

Esse módulo (Figura 4.9) foi desenvolvido com o microcontrolador ADuC841 (Analog Devices, 2003). Esse microcontrolador contém núcleo 8052, 20 MIPS, 8 canais de A/D (12 bits), 2 canais de D/A (12 bits), 3 temporizadores/contadores e portas para comunicação serial (UART, I2C e SPI).



Figura 4.9 - Placa de aquisição desenvolvida.

Na Figura 4.10 pode ser visto a interligação dos sensores ao microcontrolador. O conversor A/D do microcontrolador realiza a conversão do sinal de tensão proveniente do sensor de velocidade do fluxo de ar. Além do conversor A/D, 4 pinos do ADuC841 são utilizados para amostrar a temperatura e a umidade relativa nos protocolos de comunicação descritos no Anexo III.

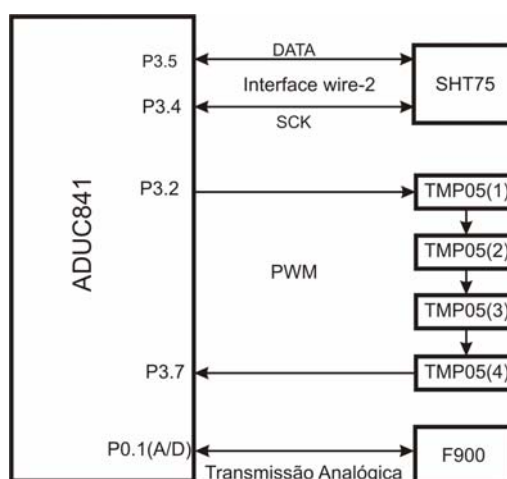


Figura 4.10 – Diagrama de conexões dos sensores ao microcontrolador e os protocolos de aquisição de dados.

4.3.1. Descrição do firmware

O *firmware* desenvolvido comunica-se com os sensores e envia as suas leituras ao computador. Este procedimento é realizado apenas quando o módulo de aquisição recebe comando do software executado no PC.

Mais detalhadamente, o *firmware* inicializa os periféricos e as variáveis entrando, em seguida, em um *loop* infinito de espera. O próximo passo é executado quando o ADuC841 recebe dado do PC através do protocolo Bluetooth, o que gera a interrupção serial. O controlador verifica o valor do byte de comando recebido. Se o valor for o

esperado, o *firmware* inicia a leitura dos sensores, caso contrário, volta a aguardar nova interrupção. A Figura 4.11 apresenta o diagrama de blocos que descreve o funcionamento do *firmware*.



Figura 4.11 – Descrição do diagrama principal do *firmware*.

Dentro da rotina de interrupção, as leituras dos sensores são realizadas de forma seqüencial (Figura 4.12).

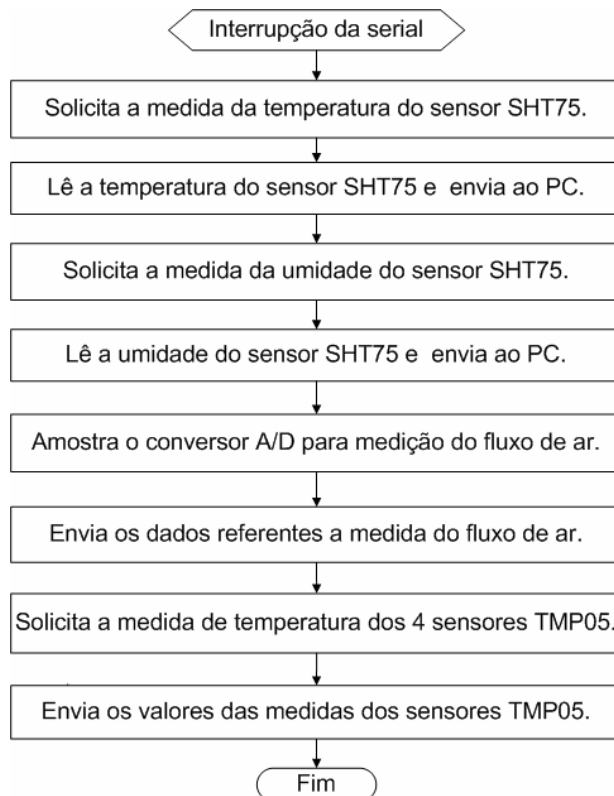


Figura 4.12 – Diagrama de blocos contendo os comandos realizados dentro da rotina de interrupção da serial do microcontrolador.

O tempo total compreendido entre a solicitação, leitura, envio de dados ao PC e a apresentação dos valores na tela do computador é inferior a 300 ms.

4.4. Módulo de comunicação

O protocolo sem fio *Bluetooth* é uma tecnologia de comunicações de banda estreita (2,4 a 2,485 GHz) que tem como principal objetivo substituir os cabos que conectam dispositivos, mantendo elevados níveis de segurança. Dentre as principais características dessa tecnologia destaca-se a baixa potência, baixo custo e pequenas dimensões (Bluetooth SIG, 2005).

A tecnologia *Bluetooth* permite uma taxa máxima de transmissão de 1 Mbps, mas devido ao *overhead* gerado pelos diversos protocolos do *Bluetooth*, a taxa efetiva máxima de transmissão é de 921,6 kbps (Bray e Sturman, 2001). A maioria dos módulos presentes no mercado possibilita configurar a taxa de dados desde 9,6 kbps até 921,6 kbps, valores similares aos usados pelo protocolo RS-232 (Kolm, 2006 e Martincoski, 2003).

A comunicação entre o módulo de aquisição e o computador foi implementado em protocolo *Bluetooth*. O módulo utilizado na placa de aquisição é o KC - 11(KCWirefree) com alcance de 100 m (Figura. 4.13). Para a recepção de dados no PC, utiliza-se o módulo KC-210 conectado à porta USB do PC.

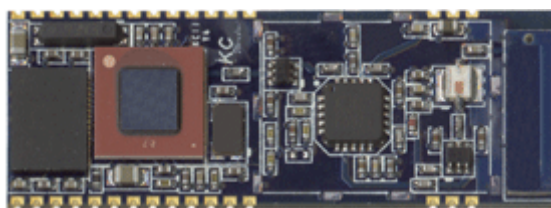


Figura 4.13 - Módulo de transmissão *Bluetooth* (KC -11, KCWirefree).

Antes de iniciar a aquisição dos dados, o usuário deve, primeiramente, selecionar a porta de comunicação serial virtual criada pelo *driver* do módulo *Bluetooth* utilizado. Para auxiliar o usuário, o software apresenta todas as portas seriais ativas no computador e lista o resultado (círculo na Figura 4.14). Após seleção da porta, o software emite uma mensagem confirmando a sua seleção.

O gerenciamento da taxa de transmissão de dados é realizado pelo programa executado no PC. Maiores informações sobre este gerenciamento são discutidos na próxima seção.

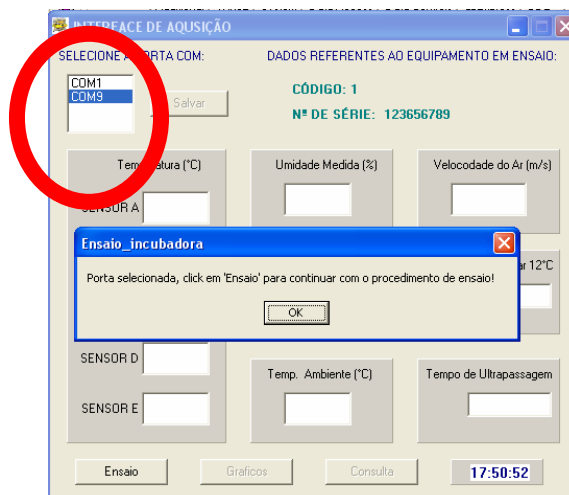


Figura 4.14 – Tela do software usada para selecionar a porta COM (vide círculo) no qual o *driver* do *Bluetooth* foi instalado.

4.5. Software de aquisição

O ensaio descrito pela norma IEC 601-2-19 requer a realização de um grande número de medidas e a atuação do operador sobre os controles da IN. O ensaio demora cerca de 7 horas, sendo desejável o seu gerenciamento por software.

Esta seção apresenta software desenvolvido para automatizar as medidas e orientar o operador durante a execução do ensaio. Isto é realizado através de uma interface gráfica, uso de mensagens e de alertas sonoros. Portanto, o software é responsável pelo gerenciamento do módulo de aquisição, interagindo com o mesmo via rádio frequência.

O software de aquisição, que roda no PC, foi desenvolvido com o C++ *Builder* (Borland) para sistema operacional Windows®.

Para solicitar a realização das medidas, o software envia um código de 8 bits ao microcontrolador. O microcontrolador, através do *Bluetooth*, recebe esse código, compara-o ao existente na sua memória. Em caso de reconhecimento do código, o microcontrolador realiza as leituras dos sensores e as envia ao PC que as apresenta na tela. Caso contrário, permanece em estado de espera até que um próximo byte seja recebido. As medidas realizadas são, posteriormente, armazenadas no banco de dados. Deve-se salientar que as equações de ajustes fornecidas pelos fabricantes dos sensores (Seção 4.2) são aplicadas às leituras dos sensores por este software, obtendo-se assim, medidas mais exatas.

Apresenta-se a seguir, a descrição sucinta da metodologia de análise da conformidade em cada uma das etapas realizadas durante o ensaio, realizada através do

software de aquisição. As terminologias/definições bem como os requisitos exigidos pela norma foram apresentadas nos Quadros 2.1 e 2.2 (Seções 2.3.1 e 2.3.2), respectivamente.

Etapa 1: com a IN desligada, e com o aparelho de ensaio em seu interior realiza-se a medida da temperatura do ponto A. Esta temperatura corresponde à Temperatura Ambiente. O software verifica se a Temperatura Ambiente se encontra entre 21°C e 26°C. Caso o valor esteja dentro da faixa descrita, o ensaio é iniciado; caso contrário, mensagem informa ao operador que a Temperatura Ambiente é inadequada.

Etapa 2: a Temperatura de Controle da IN é ajustada para 12 °C acima da Temperatura Ambiente. O tempo de aquecimento da IN para elevar a sua temperatura em 11 °C é medido, sendo que esse valor não pode variar mais do que $\pm 20\%$ em relação ao valor prescrito na folha de dados da IN.

Etapa 3: a Temperatura de Controle da IN é ajustada para 32 °C e posteriormente para 36 °C. Para cada uma destas Temperaturas de Controle, medidas com o colchão na posição horizontal e inclinada são realizadas. Cada medida é realizada durante um período de 1 hora. Para o colchão na posição horizontal, é permitida uma variação na Temperatura da Incubadora de $\pm 0,5$ °C. Para a posição inclinada, a variação permitida é de $\pm 0,8$ °C. Nessa etapa, são ainda verificadas se a Temperatura da Incubadora varia em relação a sua Temperatura Média em $\pm 0,8$ °C, para o colchão na posição horizontal, e em ± 1 °C para o colchão inclinado. Esse procedimento é realizado para as duas Temperaturas de Controle já mencionadas.

Etapa 4: para qualquer valor de Temperatura de Controle na faixa entre 32 °C e 36 °C a UR medida não deve diferir em $\pm 10\%$ em relação ao mostrado no *display* da IN. O software solicita ao operador, através de uma caixa de texto, o valor da UR indicada no *display*. Caso a IN não tenha controle de UR, o software atribui valor zero como padrão e no relatório constará que não há indicação de UR na IN.

Etapa 5: para qualquer valor de Temperatura de Controle na faixa de 32°C e 36°C, o fluxo de ar no interior da IN não pode ser superior a 0,35m/s.

Etapa 6: ajusta-se a Temperatura da Incubadora para 32°C, até que a condição de Temperatura Estabilizada seja alcançada. O controle de temperatura é então, ajustado para uma Temperatura de Controle de 36°C. A sobre-elevação da Temperatura da Incubadora e o tempo para que seja alcançada a nova condição de Temperatura Estabilizada, medida quando se atinge os 36°C, devem ser medidos. A sobre-elevação da

Temperatura da Incubadora deve ser inferior a 2°C. O tempo de estabilização deve ser inferior a 20 minutos.

Etapa 7: para a Temperatura de Controle de 36°C, deve ser verificado se a Temperatura de Controle da Incubadora não varia acima de $\pm 1,5^\circ\text{C}$ em relação à Temperatura Média da IN.

O diagrama de blocos da Figura 4.15 apresenta as etapas de execução do software com relação aos ensaios da norma.

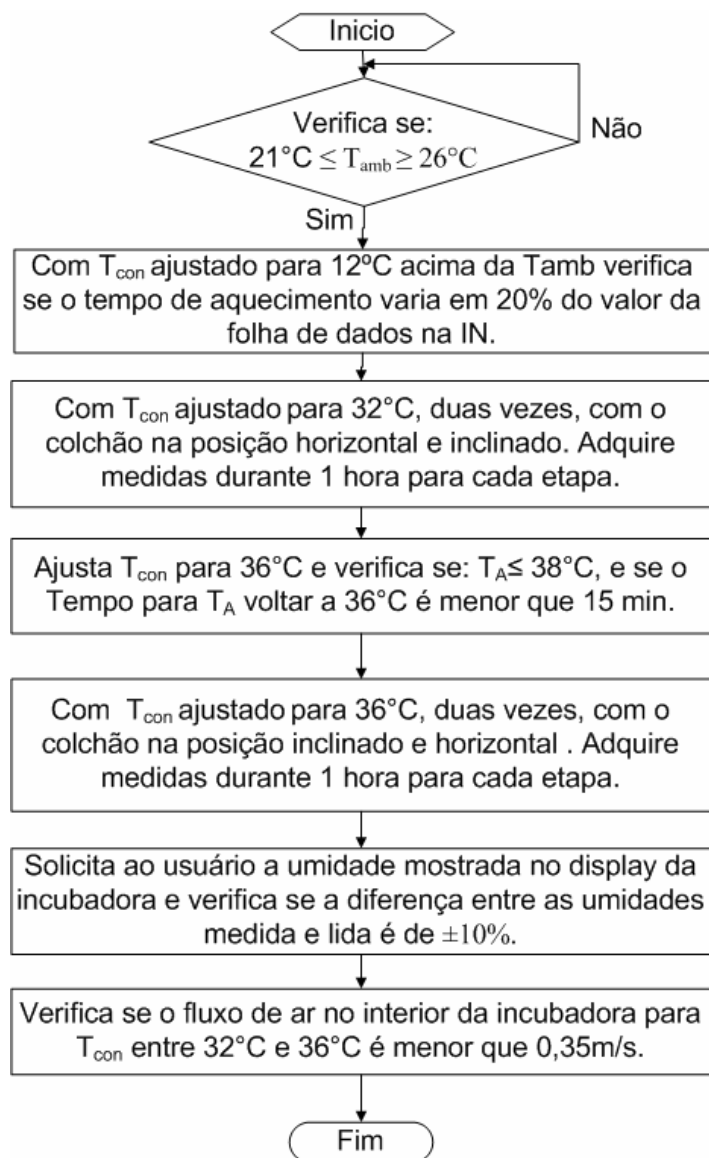


Figura 4.15 – Diagrama das tarefas executadas pelo software de aquisição de dados. T_{amb} : Temperatura Ambiente; T_{con} : Temperatura de Controle da Incubadora; T_A : Temperatura da Incubadora (temperatura no ponto A da Figura 2.6).

A leitura dos sensores é realizada a cada 20 segundos, não sendo possível alterar esta taxa, a não ser que o usuário tenha acesso ao código fonte do software. A

Figura 4.16 mostra a tela inicial do software que possibilita, ao operador, cadastrar o equipamento a ser ensaiado, a consulta ao banco de dados e o início do ensaio.

Figura 4.16 - Tela inicial do software apresentada ao usuário.

Se o operador optar por iniciar o ensaio, uma nova tela é aberta (Figura 4.17). Nessa tela, os valores das medidas amostradas durante o ensaio são apresentados, bem como, as mensagens de orientação sobre os procedimentos a serem seguidos. Essas mensagens são apresentadas no final de cada etapa realizada, sendo um alarme sonoro emitido para alertar o usuário sobre a conclusão da etapa.

Figura 4.17 - Tela apresentando os valores amostrados durante o ensaio de uma IN com a mensagem de orientação ao usuário.

O operador pode também acompanhar o ensaio através de uma interface gráfica (Figura 4.18), onde são apresentadas as leituras dos sensores de temperatura, umidade e fluxo.

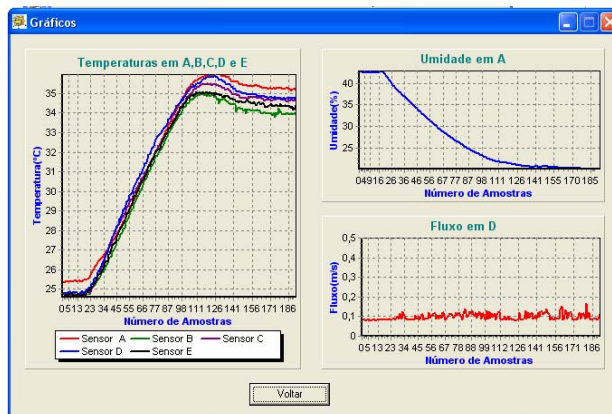


Figura 4.18 - Interface para acompanhamento das medidas de todos os sensores durante o ensaio de uma IN.

4.6. Módulo de armazenamento: banco de dados

O banco de dados (BD) implementado nesse sistema foi desenvolvido com o PostgreSQL 8.0. Este BD é relacional, suportando vários padrões SQL (Matthew e Stones, 2005).

A principal justificativa para a escolha do PostgreSQL se deve ao fato de não requerer pagamento de licença, tanto para desenvolvimento quanto para comercialização de produtos desenvolvidos. Outra vantagem consiste em ter as mesmas características para geração de tabelas de outros BD usados comercialmente e que não são gratuitos.

Ao iniciar o ensaio, o software solicita ao usuário a inserção de dados cadastrais referentes a IN a ser ensaiada (Figura 4.16). A data da realização do ensaio é solicitada através de uma janela que é apresentada ao usuário no início do ensaio. A data é importante tendo em vista que a mesma IN pode ser ensaiada várias vezes ao longo da sua vida útil. Os dados provenientes das medidas realizadas são armazenados no BD à medida que vão sendo adquiridos.

O operador pode consultar o BD para verificar o resultado dos ensaios quando necessitar. Essa consulta é realizada através do número de série da IN e da data no qual o ensaio foi realizado (Figura 4.19). Nesta versão do programa é permitido acesso ao banco apenas localmente, sendo necessários pequenos ajustes em nível de software para permissão do acesso remoto ao BD.

Após a consulta, o operador tem a opção de gerar relatórios em modo texto ou gráfico. Ao clicar no campo relatório texto, dados são recuperados no BD (Figura 4.19), sendo então, processados os cálculos e as comparações com os valores de referência definidos na norma. Posteriormente, os pareceres de conformidades são listados no relatório. O mesmo procedimento é executado também para gerar o relatório gráfico.

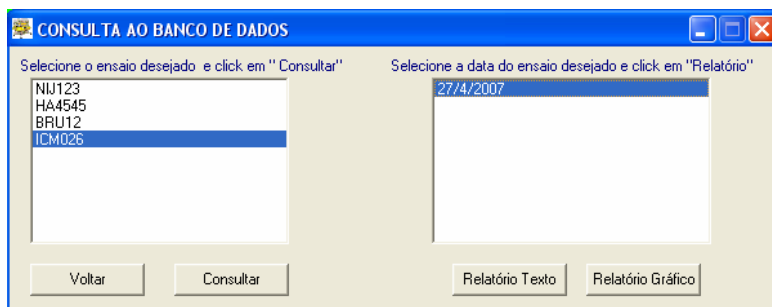


Figura 4.19 - Tela para realização de consulta a ensaios realizados. Deve-se especificar o número de série da IN e a data de realização do ensaio.

No relatório em modo texto, é apresentado um parecer de conformidade com a norma sobre cada uma das etapas do ensaio realizado. No gráfico, é mostrada a evolução das medidas da Temperatura da Incubadora, da UR e do fluxo de ar durante todo o período de ensaio.

Na sua implementação, o BD foi modelado com duas tabelas, uma para os dados relativos ao cadastro do equipamento e a outra, para os dados provenientes do ensaio. Os campos relativos ao cadastro e o tipo dos dados armazenadas no BD são mostrados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 – Tabela de cadastro dos equipamentos a serem ensaiados, contendo os campos e o tipo de dados armazenados no BD.

Campos	Tipo dos dados no BD
Código	inteiro (4 bytes com sinal)
Hospital	varchar(cadeia de caracteres de comprimento variável)
CELEC	varchar(cadeia de caracteres de comprimento variável)
Patrimônio	varchar(cadeia de caracteres de comprimento variável)
Fabricante	varchar(cadeia de caracteres de comprimento variável)
Modelo	varchar(cadeia de caracteres de comprimento variável)
Tipo	varchar(cadeia de caracteres de comprimento variável)
Nº de série	varchar(cadeia de caracteres de comprimento variável)
Ordem de serviço	varchar(cadeia de caracteres de comprimento variável)
Tipo de serviço	varchar(cadeia de caracteres de comprimento variável)

A tabela de dados contém 35 campos. Esse número de campos no BD deve-se ao fato do protocolo de ensaio descrito pela norma contém várias etapas. Para cada etapa, armazena-se em campos distintos, a temperatura de cada sensor de temperatura (5 sensores), a UR e o fluxo de ar. São armazenados também a leitura da Temperatura da Incubadora, UR e fluxo durante todo ensaio. Arquiva-se ainda a hora de início e de término do ensaio, além de outros parâmetros medidos ao longo do ensaio (tempo para a Temperatura da IN elevar 11 °C acima da temperatura ambiente, temperatura de sobrelevação da IN, tempo para a temperatura da IN retornar aos 36 °C e outros).

5. RESULTADOS

Este capítulo contém os resultados do processo de calibração dos sensores TMP05 utilizados, como também, os relatórios de ensaio de IN gerado pelo sistema desenvolvido.

Conforme mencionado no capítulo anterior, os sensores de umidade e de velocidade do ar são calibrados de fábrica.

5.1. Calibração dos sensores

Os sensores TMP05 foram calibrados utilizando como referência padrão o sensor SHT75. Essa metodologia foi adotada pelo fato do SHT75 apresentar melhor resolução e exatidão rastreada que se tinha disponível. Conforme descrito na seção anterior, o sensor SHT75 é calibrado individualmente pelo fabricante (Anexo VI). A exatidão típica do SHT75 na faixa de temperatura usado para o ensaio de INs (21 °C a 38 °C) é de $\pm 0,3$ °C, sendo a sua resolução de 0,01 °C. O seu tempo de resposta é inferior 5 s.

A próxima seção descreve o procedimento utilizado para calibrar os sensores TMP05. Durante o processo de calibração, é importante verificar a posição dos sensores no ambiente. Para possibilitar a comparação dos valores medidos, a referência padrão e o sensor a ser calibrado devem ser colocados bem próximos, pois mesmo para uma pequena distância, pode haver diferença considerável nos níveis da UR e de temperatura. Antes de proceder a leitura de uma medida, é necessário aguardar que o ambiente se estabilize (Sensirion, 2005).

5.1.1. Descrição do procedimento de calibração

Os quatro sensores TMP05 foram inseridos em um recipiente de paredes com baixa transmissão de calor (caixa térmica) juntamente com o sensor referência padrão (SHT75). Os sensores TMP05 foram colocados aproximadamente a 3 cm do sensor padrão. O procedimento de calibração foi realizado no Laboratório de Instrumentação (IEB-UFSC) sendo que a temperatura e a umidade do ar no momento da calibração era de 26,38 °C e 43.52% respectivamente. Esses valores foram medidos utilizando o sensor SHT75, sendo este usado como referência padrão.

A temperatura do ar no interior do recipiente foi elevada para 55°C, utilizando-se para isso duas lâmpadas incandescentes (potência total de 160 W). Aguardou-se o tempo necessário para a estabilização da temperatura no interior do recipiente, para os valores dentro da faixa de interesse: 42°C a 25°C.

Como condição estabilizada de temperatura adotada neste procedimento de calibração, aceitou-se numa variação máxima de $\pm 0,2^\circ\text{C}$ para a temperatura, durante um intervalo mínimo de 2 minutos. Esta estabilização foi monitorada através de medidas realizadas com o sensor referência padrão, sendo estas medidas apresentadas na tela de software desenvolvido para este procedimento de calibração. As medidas de temperatura dos cinco sensores foram realizadas simultaneamente, através do conjunto software e *firmware* desenvolvidos. Dezesete medidas de temperatura foram obtidas com cada sensor. Os valores medidos foram automaticamente armazenados em arquivo para serem processados posteriormente.

Inicialmente, três medidas foram realizadas em intervalos de 3 segundos para cada um dos cinco sensores. Os valores das temperaturas médias de cada sensor são mostrados na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Valores das temperaturas medidas nos 5 sensores de temperatura.

Ptos	T _A (°C)	T _B (°C)	T _C (°C)	T _D (°C)	T _E (°C)
1	25,95	25,46	25,69	25,27	24,99
2	26,30	25,93	26,21	25,91	25,70
3	27,69	27,24	27,50	27,04	26,73
4	28,30	27,86	28,06	27,62	27,32
5	29,01	28,63	28,86	28,34	28,04
6	30,46	30,19	30,34	29,88	29,59
7	31,47	31,35	31,50	31,04	30,65
8	32,22	32,15	32,31	31,80	31,36
9	33,21	33,30	33,51	32,99	32,55
10	34,47	34,67	34,88	34,30	33,83
11	35,18	35,45	35,70	35,18	34,77
12	36,23	36,80	37,04	36,42	35,93
13	37,21	38,00	38,18	37,53	37,03
14	38,18	39,22	39,43	38,84	38,25
15	39,70	41,08	41,24	40,69	40,15
16	40,45	41,98	42,22	41,62	41,00
17	41,46	43,15	43,36	42,81	42,18

Os valores da Tabela 5.1 são apresentados graficamente na Figura 5.4.

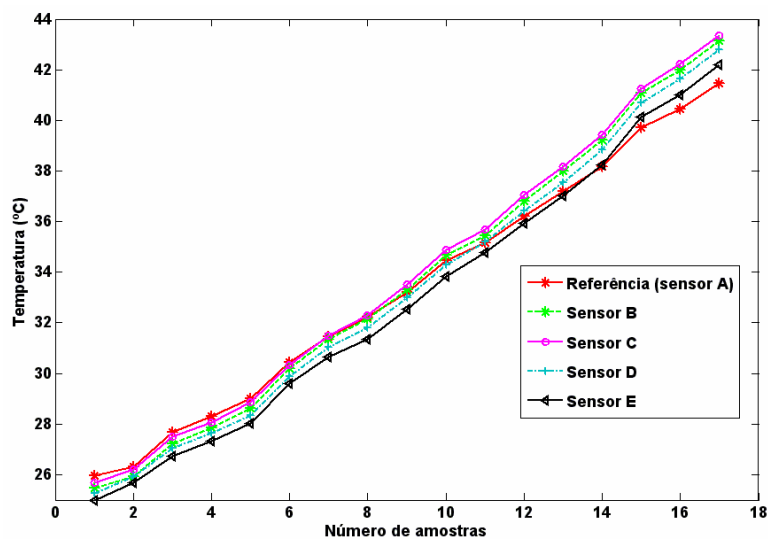


Figura 5.1 – Dispersão das medidas de temperatura para cada sensor TMP05 (B, C, D e E) em relação ao sensor de referência padrão SHT75 (A).

Pode-se notar que as temperaturas indicadas pelos sensores (B, C, D e E) apresentam dispersão em relação aos valores indicados pelo sensor de referência (sensor A).

Os erros sistemáticos absolutos para cada um dos sensores (B, C, D e E) foram calculados em relação ao sensor de referência (sensor A), sendo apresentados na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 – Cálculo do erro sistemático absoluto para os sensores B, C, D e E em relação ao sensor A. Dados anteriores ao ajuste.

T_A (°C)	Erro B (°C)	Erro C (°C)	Erro D (°C)	Erro E (°C)
25,95	-0,49	-0,27	-0,68	-0,96
26,30	-0,37	-0,09	-0,39	-0,60
27,69	-0,46	-0,19	-0,65	-0,96
28,30	-0,44	-0,24	-0,68	-0,98
29,01	-0,38	-0,15	-0,67	-0,97
30,46	-0,26	-0,11	-0,57	-0,87
31,47	-0,12	0,04	-0,42	-0,82
32,22	-0,07	0,09	-0,41	-0,85
33,201	0,09	0,30	-0,21	-0,65
34,47	0,20	0,41	-0,17	-0,65
35,18	0,27	0,52	0,00	-0,41
36,23	0,57	0,82	0,19	-0,30
37,21	0,79	0,97	0,33	-0,17
38,18	1,04	1,26	0,66	0,07
39,70	1,38	1,54	0,98	0,45
40,45	1,53	1,76	1,17	0,55
41,46	1,69	1,90	1,35	0,72

Utilizando-se *software* comercial, a partir dos valores de temperatura mostradas na Tabela 5.1, curvas de ajuste para cada um dos sensores foram calculadas. As Eqs. 5.5, 5.6, 5.7 e 5.8 representam os polinômios de ajustes obtidos.

$$T_B = 0,0002461 \cdot T_b^3 - 0,03113 \cdot T_b^2 + 2,125 \cdot T_b - 12,09 \quad \text{Equação 5.5}$$

$$T_C = 0,0003394 \cdot T_c^3 - 0,04138 \cdot T_c^2 + 2,497 \cdot T_c - 16,73 \quad \text{Equação 5.6}$$

$$T_D = 0,0002874 \cdot T_d^3 - 0,03663 \cdot T_d^2 + 2,362 \cdot T_d - 15,1 \quad \text{Equação 5.7}$$

$$T_E = 0,0002945 \cdot T_e^3 - 0,03741 \cdot T_e^2 + 2,404 \cdot T_e - 15,5 \quad \text{Equação 5.8}$$

Onde T_b , T_c , T_d e T_e são as temperaturas obtidas pelos sensores sem ajustes.

5.1.1.1. Cálculos de incertezas

Os polinômios calculados com os dados provenientes do processo de calibração (descrito anteriormente) foram inseridos no *software* de aquisição para proceder as correções nas medidas de temperatura dos sensores.

Posteriormente, três ciclos de medidas foram realizados para estimar o erro máximo do processo de medição após ajustes.

Os sensores foram inseridos em recipiente com paredes com baixa taxa de transmissão de calor. Utilizando condições ambientais e metodologias semelhantes às descritas na seção anterior, treze medidas de temperatura foram adquiridas para cada sensor dentro da faixa de calibração. Os valores médios para as temperaturas de cada sensor sendo calibrado (SMC) e os valores de cada ciclo adquirido do sensor de referência padrão (SMP) são mostrados na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Dados obtidos após correção com polinômios de ajuste. Foram realizados 3 ciclos de medição para cada sensor.

Ptos	Médias do SMC (Sensor B)	Médias do SMC (sensor C)	Médias do SMC (Sensor D)	Médias do SMC (Sensor E)	Ciclos SMP (Sensor A)		
					1	2	3
1	27,84	27,87	27,90	27,93	27,95	27,96	27,96
2	28,38	28,36	28,40	28,55	28,47	28,47	28,48
3	29,27	29,27	29,29	29,30	29,34	29,34	29,34
4	29,98	30,00	30,02	29,97	30,09	30,08	30,07
5	31,25	31,26	31,23	31,23	31,41	31,40	31,41
6	32,23	32,19	32,21	32,10	32,37	32,36	32,36
7	33,21	33,17	33,17	33,04	33,38	33,38	33,37
8	34,25	34,24	34,23	34,09	34,46	34,46	34,44
9	35,38	35,33	35,35	35,18	35,50	35,50	35,49
10	36,10	36,04	36,04	35,81	36,18	36,17	36,16
11	37,50	37,38	37,38	37,13	37,60	37,60	37,57
12	38,08	38,02	38,02	37,74	38,19	38,18	38,17
13	39,62	39,61	39,54	39,27	39,85	39,82	39,80

A partir dos dados apresentados na Tabela 5.3, com o emprego das Eqs. 3.14, 3.15, 3.16 e 3.17 (Seção 3.4.1), foram calculados as Tendências e as Repetitividades relativas e absolutas para cada temperatura amostrada para o sensor B. Os valores resultantes desses cálculos são mostrados na Tabela 5.4, onde VVC representa o valor verdadeiro convencional, VFE representa o valor de fundo de escala para o respectivo sensor e ABS representa o “erro absoluto”.

Tabela 5.4 – Valores calculados para as Tendências (absolutas e relativas) e Repetitividades (absolutas e relativas) do sensor B em relação à referência padrão: VFE = 39,621°C.

Ptos	Média Sensor (B)	VVC Sensor (A)	Tendência		Repetitividade	
			ABS (°C)	(%) VFE	ABS (°C)	(%) VFE
1	27,84	27,96	-0,12	-0,30	± 0,06	± 0,15
2	28,38	28,47	-0,10	-0,24	± 0,05	± 0,12
3	29,27	29,34	-0,07	-0,18	± 0,04	± 0,10
4	29,99	30,08	-0,09	-0,24	± 0,02	± 0,06
5	31,25	31,41	-0,16	-0,40	± 0,11	± 0,27
6	32,23	32,36	-0,13	-0,33	± 0,19	± 0,47
7	33,21	33,38	-0,17	-0,43	± 0,13	± 0,32
8	34,25	34,46	-0,21	-0,53	± 0,11	± 0,29
9	35,38	35,49	-0,12	-0,29	± 0,06	± 0,16
10	36,10	36,17	-0,07	-0,18	± 0,01	± 0,25
11	37,50	37,59	-0,09	-0,24	± 0,16	± 0,41
12	38,08	38,18	-0,10	-0,26	± 0,14	± 0,36
13	39,62	39,82	-0,20	-0,51	± 0,13	± 0,33

A Figura 5.2 mostra os erros sistemáticos do sensor B, representado pela Tendência, obtidos antes e após a correção através do polinômio. Mostra ainda, os erros aleatórios, representado pela Repetitividade, contido no processo de medição do sensor B após o ajuste com o polinômio.

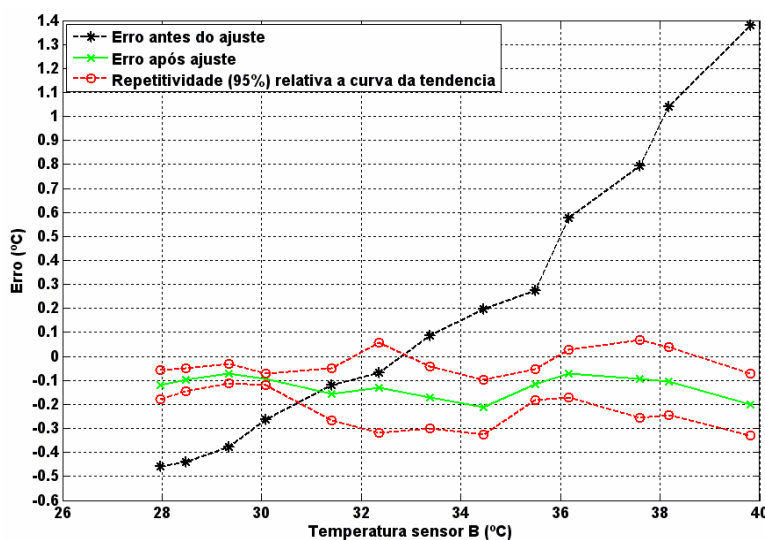


Figura 5.2 – Curva de erros do sensor B em função da temperatura, antes e após a aplicação do polinômio de ajuste.

Pelo gráfico, pode-se obter o Erro máximo (E_{\max}) do processo de medição do sensor B que computa o erro sistemático e aleatório, representando uma faixa simétrica em torno do zero. Portanto, o E_{\max} na faixa de interesse (32 °C a 36 °C) é aproximadamente $\pm 0,35$ °C. Utilizando-se da Eq. 5.9 que representa a incerteza combinada (Gonçalves, 2004), pode-se propagar a incerteza do sensor B em relação a incerteza do sensor SHT75 ($\pm 0,30$ °C).

$$ucB = \sqrt{(\pm 0,30)^2 + (\pm 0,35)^2} \cong \pm 0,47^\circ C \quad \text{Equação 5.9}$$

A metodologia empregada para os cálculos dos erros do sensor B foi também utilizada para os demais sensores. As tabelas e os gráficos referentes ao cálculo dos erros para os demais sensores (C, D e E) são apresentados no Anexo I.

A Figura 5.3 mostra a temperatura medida com os cinco sensores, sendo que as medidas realizadas pelos sensores B, C, D e E foram obtidas após a correção através dos polinômios de ajuste. Nesta figura, nota-se que os valores medidos pelos sensores B, C, D e E aproximam-se do valor de referência (sensor A), reduzindo assim, os erros de medição.

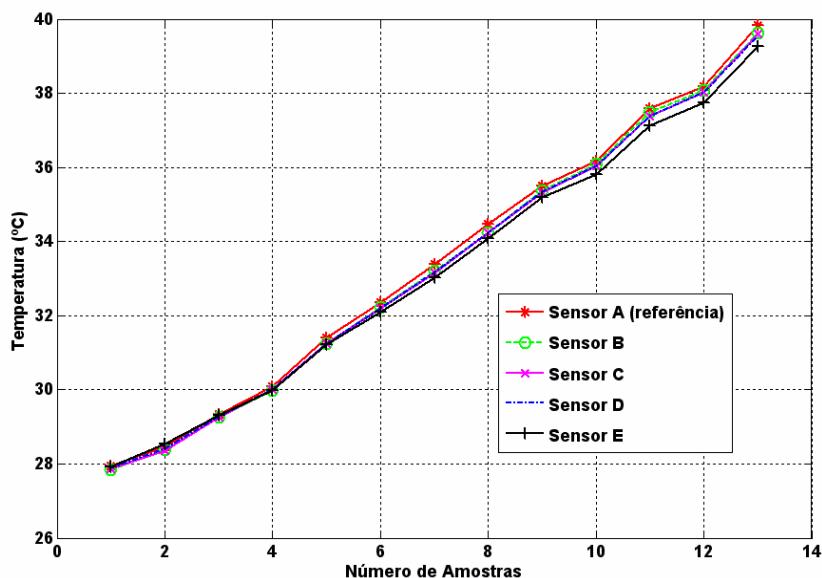


Figura 5.3 - Medidas de temperatura para os sensores A, B, C, D e E. As medidas para os sensores B, C, D e E foram realizadas após a implementação dos polinômios de ajuste no software de aquisição.

Os sensores B, C, D e E são utilizados para verificar se as medidas de temperatura média por eles obtidas não diferem da Temperatura Média da Incubadora (sensor A) em mais que $\pm 0,8$ °C, com colchão na posição horizontal, e em ± 1 °C para o colchão inclinado para a faixa de temperatura de 32 °C a 36 °C.

5.2. Ensaios em incubadoras neonatais

Para avaliar o desempenho do sistema desenvolvido, ensaio em IN foi realizado. A próxima seção descreve os procedimentos adotados para o ensaio.

Por questões éticas, referência ao modelo, fabricante e instituição no qual a IN estava alocada foi omitida neste trabalho. A IN utilizada não possui controle ativo de umidade relativa.

5.2.1. Descrição do procedimento de ensaio em INs

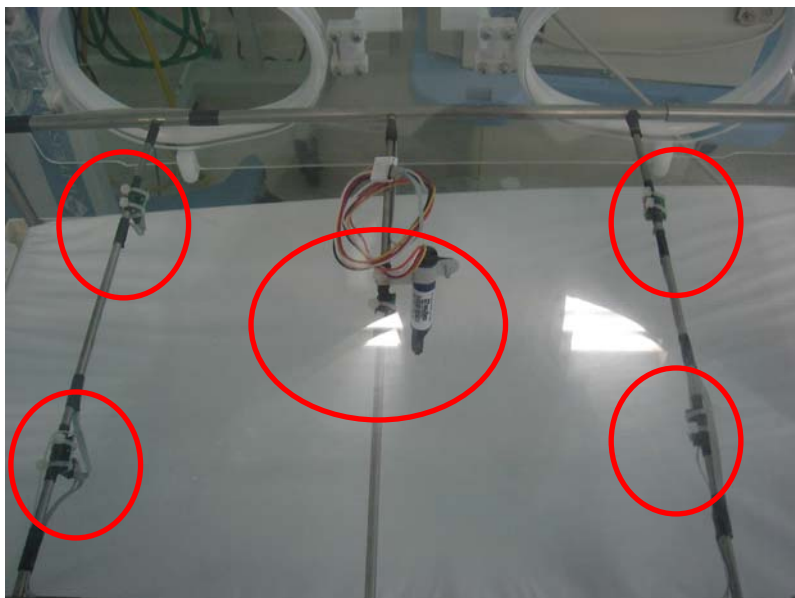
A estrutura contendo os sensores foi colocada no interior da IN a ser ensaiada (Figura 5.4). Para maiores detalhes sobre os procedimentos de ensaio usado neste trabalho deve-se consultar o ANEXO VIII. A Tabela 5.5 contém as principais características da IN utilizada de acordo com o manual do fabricante.

Tabela 5.5 – Principais características da IN ensaiada.

Descrição	Características
Tensão de alimentação	127 V ou 220 V CA
Potência do aquecedor	300 W
Velocidade do ar sobre o colchão	< 0,5 m/s
Resolução dos <i>displays</i> de temperatura	0,1 °C
Tempo de elevação da temperatura	30 min
Sobrelevação da temperatura	0,8 °C
Variação da temperatura	± 0,2 °C
Sistema de umidificação	Passivo

Com a IN desligada, encontrando-se a sua cúpula de acrílico aberta, medidas foram realizadas por cinco minutos para verificar a estabilização dos sensores no ambiente.

Posteriormente, a temperatura ambiente foi medida utilizando-se o sensor A. A cúpula de acrílico da IN foi então, fechada. A IN foi ligada, sendo sua temperatura de controle ajustada para 12 °C acima da ambiente. O intervalo de tempo necessário para a IN elevar a temperatura interna 11 °C acima da ambiente foi medido.

**Figura 5.4** – Foto da estrutura contendo os sensores (vide círculos) posicionados no interior da IN.

O próximo passo foi ajustar a temperatura de controle da IN para 32°C com o colchão na posição horizontal. Aguardou-se a temperatura da IN estabilizar na temperatura programada, sendo então, realizadas medidas com todos os sensores por uma hora. Este mesmo procedimento foi repetido também com o colchão inclinado.

A temperatura de controle foi elevada para 36 °C com o colchão inclinado. Durante o processo de estabilização da temperatura na IN, se esta ultrapassar 36 °C, registra-se o valor máximo de temperatura atingida e o tempo para a temperatura retornar a 36°C. A 36°C, durante uma hora, foram realizadas medidas de todos os sensores com o colchão inclinado. Posteriormente, o colchão foi colocado na posição horizontal e novas medidas de todos os sensores foram realizadas por uma hora.

À medida que iam sendo amostrados, todos os dados foram armazenados no BD.

5.2.2. Resultados de ensaio realizado

Após a finalização do ensaio, resultados armazenados no BD podem ser consultados pelo usuário na forma de relatório. O relatório pode ser apresentado em modo gráfico ou modo texto.

Para exemplificar, dados apócrifos relativos ao cadastro da IN ensaiada são apresentados nos relatórios das Figuras 5.5 e 5.6. A temperatura ambiente no início do ensaio era de 25,4 °C.

As etapas do ensaio, descritas na seção anterior, são identificadas na Figura 5.10 como: 2, 3, 4, 5, 6 e 9. A etapa (2) refere-se à fase de elevação da temperatura da IN em 11 °C acima da ambiente. A etapa (3) identifica o intervalo, em temperatura estável, durante o qual é medida a temperatura da IN com a temperatura de controle ajustada para 32 °C e o colchão na posição horizontal. A etapa (4) refere-se à medida de temperatura com o colchão na posição inclinada para as mesmas condições ambientais da etapa (3). Posteriormente, ajusta-se a temperatura de controle para a temperatura de 36 °C, obtendo-se como resposta, o registro da etapa (9). A 36 °C, são realizadas novas medidas com o colchão nas posições horizontal (5) e inclinado (6).

Na Figura 5.6 (etapa 2), pode-se observar que o tempo para que a temperatura da IN eleve-se 11 °C acima da ambiente (31 minutos) está dentro da faixa estabelecida pela norma que é de $\pm 10\%$ do valor fornecido no manual pelo fabricante (30 minutos).

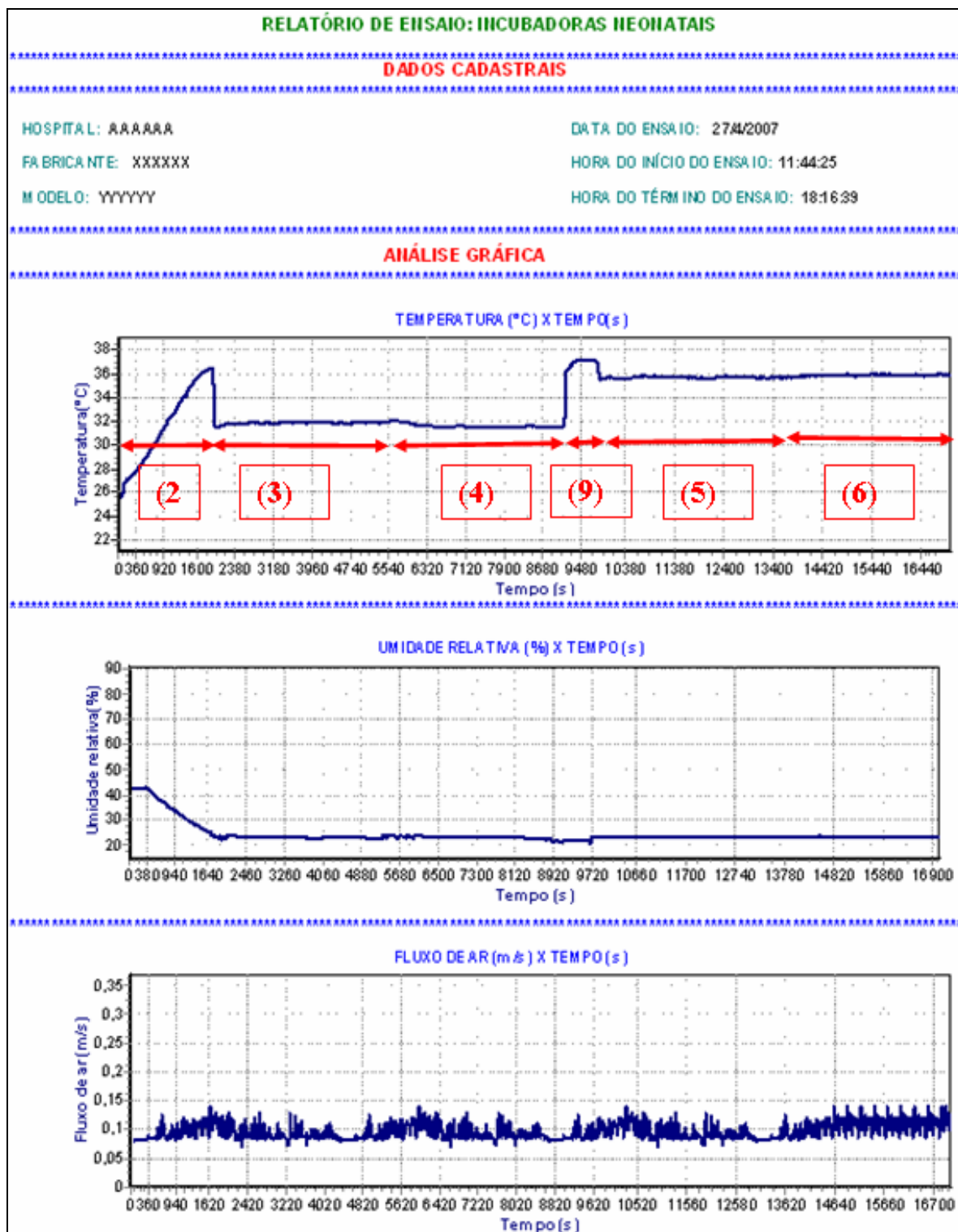


Figura 5.5 – Relatório gráfico gerado a partir dos dados armazenados no BD. Nesse relatório constam os dados cadastrais do equipamento, a Temperatura da Incubadora, UR e fluxo de ar, adquiridos durante todo período de ensaio.

O relatório gerado com os pareceres sobre o atendimento ou não dos requisitos estabelecidos pela norma é apresentado na Figura 5.6.

RELATÓRIO DE ENSAIO: INCUBADORAS NEONATAIS	
DADOS CADASTRAIS	
HOSPITAL: AAAAAA	DATA DO ENSAIO: 27/4/2007
FABRICANTE: XXXXXX	HORA DO INÍCIO DO ENSAIO: 11:44:25
MODELO: YYYYYY	HORA DO TÉRMINO DO ENSAIO: 18:16:39
ANÁLISE DOS PARÂMETROS DO ENSAIO	
ETAPA 1: MEDIÇÃO DA TEMPERATURA AMBIENTE.	
FAIXA DEFINIDA PELA NORMA: 21°C À 26°C.	
VALOR MEDIDO: 25,40 °C	
ETAPA 2: TEMPO PARA ELEVAR A TEMPERATURA 11°C	
VALOR DEFIDO POR NORMA ±20% DO VALOR INDICADO NO MANUAL DA INCUBADORA FORNECIDO PELO FABRICANTE	
TEMPO MEDIDO: Não atingiu	
ETAPA 3: CONDIÇÃO: COLCHÃO NA POSIÇÃO HORIZONTAL PARA TEMPERATURA DE CONTROLE DE 32°C	
MEDIÇÃO DA TEMPERATURA DA INCUBADORA EM RELAÇÃO A SUA TEMPERATURA MEDIA	
VALOR MÁXIMO PERMITIDO PELA NORMA: ±0,5°C	
PARECER: CONFORME.	
VERIFICA SE AS MÉDIAS DAS TEMPERATURAS NOS PONTOS "B", "C", "D", "E" E A MÉDIA DA TEMPERATURA EM "A".	
VARIAÇÃO PERMITIDA POR NORMA: ± 0,8°C.	
PARECER: NÃO CONFORME.	
ETAPA 4: CONDIÇÃO: COLCHÃO NA POSIÇÃO INCLINADO PARA TEMPERATURA DE CONTROLE DE 36°C	
MEDIÇÃO DA TEMPERATURA DA INCUBADORA EM RELAÇÃO A SUA TEMPERATURA MEDIA	
VALOR MÁXIMO PERMITIDO PELA NORMA: ±0,8°C	
PARECER: CONFORME.	
VERIFICA SE AS MÉDIAS DAS TEMPERATURAS NOS PONTOS "B", "C", "D", "E" E A MÉDIA DA TEMPERATURA EM "A".	
VARIAÇÃO PERMITIDA POR NORMA: ±1°C.	
PARECER: NÃO CONFORME.	
ETAPA 5: CONDIÇÃO: COLCHÃO NA POSIÇÃO HORIZONTAL PARA TEMPERATURA DE CONTROLE DE 36°C	
MEDIÇÃO DA TEMPERATURA DA INCUBADORA EM RELAÇÃO A SUA TEMPERATURA MEDIA	
VALOR MÁXIMO PERMITIDO PELA NORMA: ±0,5°C	
PARECER: CONFORME.	
VERIFICA SE AS MÉDIAS DAS TEMPERATURAS NOS PONTOS "B", "C", "D", "E" E A MÉDIA DA TEMPERATURA EM "A".	
VARIAÇÃO PERMITIDA POR NORMA: ±0,8°C.	
PARECER: NÃO CONFORME.	
ETAPA 6: CONDIÇÃO: COLCHÃO NA POSIÇÃO INCLINADO PARA TEMPERATURA DE CONTROLE DE 36°C	
MEDIÇÃO DA TEMPERATURA DA INCUBADORA EM RELAÇÃO A SUA TEMPERATURA MEDIA	
VALOR MÁXIMO PERMITIDO PELA NORMA: ±0,8°C	
PARECER: CONFORME.	
VERIFICA SE AS MÉDIAS DAS TEMPERATURAS NOS PONTOS "B", "C", "D", "E" E A MÉDIA DA TEMPERATURA EM "A".	
VARIAÇÃO PERMITIDA POR NORMA: ±1°C.	
PARECER: NÃO CONFORME.	
ETAPA 7: CONDIÇÃO: TEMPERATURA DE CONTROLE DA INCUBADORA AJUSTADA PARA 32°C E 36°C	
VALOR ESTABELECIDO PELA NORMA: VALOR LIDO DEVE TER UMA DIFERENÇA MÁXIMA DE ± 10% EM RELAÇÃO AO MEDIDO	
UMIDADE LIDA: 0 %	
PARECER: A incubadora não possui indicador de umidade	
ETAPA 8: CONDIÇÃO: TEMPERATURA DE CONTROLE AJUSTADA PARA 32°C E 36°C	
VALOR ESTABELECIDO PELA NORMA: O FLUXO DE AR NÃO DEVE SER MAIOR QUE 0.35m/s	
PARECER: CONFORME.	
ETAPA 9: CONDIÇÃO: TEMPERATURA DE CONTROLE AJUSTADA PARA 36°C	
VERIFICAÇÃO DA SOBREELEVAÇÃO DA TEMPERATURA (36°C)	
MÁXIMO PERMITIDO PELA NORMA: 2°C	
TEMPERATURA DE ULTRAPASSAGEM MEDIDA: 1,24°C	
VERIFICAÇÃO DO TEMPO PARA RESTAURAÇÃO DA TEMPERATURA SELECIONADA (36°C)	
VALOR MÁXIMO PERMITIDO POR NORMA: 15 MINUTOS	
TEMPO DE RESTAURAÇÃO MEDIDO: Não atingiu	
VERIFICAÇÃO DA DIFERENÇA ENTRE A TEMPERATURA DE CONTROLE E A TEMPERATURA MÉDIA DA INCUBADORA	
VALOR MÁXIMO PERMITIDO POR NORMA: ±1,5°C.	
PARECER: CONFORME.	
1	

Figura 5.6 – Relatório, em formato de texto, sobre aspectos de desempenho da IN tendo em vista os critérios da IEC/NBR 601-2-19.

Para as etapas (3), (4), (5) e (6), a IN atende as exigências estabelecidas pela norma no que se refere à temperatura da IN e a média das temperaturas da IN. Por norma, a variação máxima permitida não pode ser maior que $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ e $\pm 0,8\text{ }^{\circ}\text{C}$, em relação a média da temperatura da incubadora, para o colchão na posição horizontal e inclinado, respectivamente. Isto deve ser observado tanto para temperatura de controle em $32\text{ }^{\circ}\text{C}$ como para $36\text{ }^{\circ}\text{C}$.

No entanto, a comparação das temperaturas médias nos pontos B, C, D e E em relação a Temperatura Média da Incubadora identificou problemas. A conformidade não foi atendida pelas medidas obtidas pelo sensor C para as temperaturas de controle de $32\text{ }^{\circ}\text{C}$ (com o colchão na horizontal) e $36\text{ }^{\circ}\text{C}$ (com colchão na horizontal e inclinado). Houve problemas ainda, nas medidas obtidas pelo sensor D (com colchão inclinado) para a temperatura de $32\text{ }^{\circ}\text{C}$. Esta não conformidade aponta um aquecimento não homogêneo do interior da IN.

Conforme mencionado, esta IN não possui controle ativo de UR. Durante o ensaio, seu reservatório de água estava vazio (prática comum na rotina clínica), acarretando um baixo valor de UR (cerca de 23%) na condição normal de funcionamento (Figura 5.5). A norma IEC/NBR 601-2-19 apenas especifica que a UR medida não deve diferir da indicada no *display* da incubadora em $\pm 10\%$ (etapa 7). Essa IN não possui indicador de umidade.

As medidas de velocidade do fluxo de ar no centro da IN (etapa 8) apresentaram valores inferiores a $0,15\text{ m/s}$ durante todo ensaio (Figuras 5.5 e 5.6). Portanto, a IN atende a esta exigência da norma ($0,35\text{ m/s}$).

A etapa 9 da Fig. 5.6 aponta que o valor de sobrelevação da temperatura da IN foi de $1,24\text{ }^{\circ}\text{C}$, sendo portanto, inferior ao valor exigido pela norma ($2\text{ }^{\circ}\text{C}$). No entanto, o tempo para retornar aos $36\text{ }^{\circ}\text{C}$ deve ser inferior a 15 minutos, não tendo sido este quesito atendido. A variação entre o valor indicado no *display* para a temperatura de controle e a temperatura média da incubadora ficou dentro do valor prescrito na norma ($\pm 1,5^{\circ}\text{C}$).

6. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Este capítulo apresenta os resultados obtidos, apresenta as conclusões e propõe as sugestões de trabalhos futuros baseados no presente trabalho.

6.1. Discussão

Optou-se por desenvolver o aplicativo para Windows[®] XP por este ainda ser o sistema operacional mais utilizado. Para este sistema operacional, o compilador Borland C++ permite a pronta implementação de interface gráfica devido a sua vasta biblioteca. Este compilador suporta a criação de *threads*, o que permitiu ao aplicativo a execução de outras tarefas durante o ensaio sem comprometer a recepção dos dados.

O banco de dados PostgreSQL não requer pagamento de licença para desenvolvimento de aplicativos ou comercialização de produtos desenvolvidos, tendo se mostrado bastante seguro e funcional na comunicação com o aplicativo desenvolvido no C++ Builder 6.

Os sensores F900 e SHT75 são calibrados individualmente pelos seus fabricantes, sendo supridos com certificado de calibração.

O F900 vem acompanhado de sua curva de calibração. O erro absoluto da medição de velocidade a 0,35 m/s é de - 0,02 m/s.

No SHT75, os coeficientes de calibração são armazenados na memória interna do sensor. Isto possibilita que a saída digital apresente medidas com erro típico de $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$ para temperatura e $\pm 1,8\%$ para a umidade relativa.

Os sensores de temperatura (TMP05) foram calibrados utilizando o sensor SHT75 como referência padrão. As incertezas máximas, considerando a propagação da incerteza do sensor referência padrão, obtidos para os sensores B, C, D e E são de $\pm 0,4^{\circ}\text{C}$, $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$, $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ e $\pm 0,6^{\circ}\text{C}$, respectivamente. Os valores dessas incertezas poderiam ser reduzidas se fosse utilizada uma estufa com um melhor controle de temperatura possibilitando assim a manutenção da temperatura em seu interior mais homogênea.

Entretanto, para se ter uma maior confiabilidade nas medições de temperatura, faz-se necessário a calibração dos mesmos utilizando um medidor referência padrão apropriado, que possua uma incerteza máxima de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ tendo em vista que a tolerância exigida pela norma é de $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ (Gonçalves, 2004).

A calibração do sistema não foi realizada em um laboratório credenciado junto aos órgãos oficiais de metrologia devido aos custos envolvidos. No entanto, é indispensável que essa calibração seja realizada a fim de certificar o sistema desenvolvido.

Analisando-se a Figura 5.1, nota-se que as medidas indicadas pelos sensores (B, C, D e E) estão bem dispersas quando comparadas às leituras do sensor referência (sensor A). A Figura 5.3 ilustra que a dispersão foi reduzida após a aplicação dos polinômios de ajuste aplicados via software. Nesta figura, nota-se que os valores medidos pelos sensores B, C, D e E estão mais próximas do valor de referência (medidas do sensor A), reduzindo assim, os erros de medição.

Como exemplo, oscilações nos erros para o sensor B podem ser observadas na Figura 5.2. Nesta figura, a curva que representa o erro sistemático antes do ajuste possui uma faixa de variação maior em relação a correspondente ao erro após o ajuste com o polinômio obtido através do processo de calibração (Figura 5.2). Essas considerações também se aplicam para os demais sensores (C, D e E). Os gráficos que mostram as curvas de erros para esses sensores encontram-se no Anexo I.

A UR medida na IN (sem controle ativo de umidade com seu reservatório de água vazio) foi de aproximadamente 23%. O resultado obtido está dentro do esperado, pois as INs com controle passivo de umidade têm dificuldade em manter o nível de UR acima de 40% para temperaturas entre 28 e 39°C (Bouattoura, 1998). Contudo, o Ministério da Saúde (2002b) recomenda que a UR deve estar acima de 75%. Isto ilustra o impacto que o adequado gerenciamento da tecnologia pode trazer para a saúde pública. O encaminhamento destas informações devidamente documentadas aos gestores das instituições de saúde pode alterar as prioridades na aquisição de novos equipamentos, com provável redução de óbitos.

No sistema INCU (Fluke Biomedical, 2005), os dados adquiridos são enviados ao PC através de interface serial (RS232C). O sistema desenvolvido realiza a comunicação entre o microcomputador e o módulo de aquisição via rádio frequência (*Bluetooth*), proporcionando maior facilidade de uso.

No sistema INCU, a aquisição de dados da IN pode ser configurada pelo operador à taxa 1 a 10 minutos. A duração máxima do ensaio (35 horas) pode também ser configurada. Com as configurações *default*, o tempo de ensaio é de 1 hora e a taxa de amostragem é de 1 amostra por minuto. O sistema desenvolvido adquire uma amostra a cada 20 segundos. A atual versão não permite que o operador altere essa taxa.

No sistema INCU, os dados adquiridos durante os ensaios são armazenados em arquivos, sendo os resultados apresentados na forma de planilhas e gráficos do Excel (Microsoft Office). Nesse sistema, os relatórios gerados não apresentam os pareceres de conformidades em relação à norma. Cabe ao usuário analisar as planilhas e gráficos apresentados, comparando-os aos valores estabelecidos pela norma.

O sistema desenvolvido armazena os dados adquiridos em um BD. Esses dados podem ser consultados posteriormente, sendo os resultados apresentados em forma de relatório. O relatório texto aponta aspectos de conformidade não cumpridos, facilitando a análise da IN. No relatório gráfico, pode-se verificar o comportamento da IN durante todo ensaio. Esta é uma característica importante, pois pode permitir detectar a alteração de comportamento da IN ao longo do tempo.

A norma não especifica as características metrológicas dos sensores a serem usados na realização do ensaio de desempenho de INs, com temperatura do ar controlada (ATC). A Tabela 6.1 contém as principais características dos sensores usados no equipamento INCU e o sistema desenvolvido.

Tabela 6.1 – Comparativo entre as principais características dos sensores presentes no sistema INCU e o do sistema desenvolvido.

Descrição		Fluke	Sistema desenvolvido ¹
Sensores de Temperatura	Faixa (°C)	5 a 70	20 a 40
	Resolução (°C)	0,1	0,01 (SHT75) e 0,025 (TMP05)
	Exatidão Típica (°C)	± 0,5	±0,3 (SHT75) ±0,5 (TMP05)
Sensor de Umidade	Faixa (%)	0 a 100	0 a 100
	Resolução (%)	0,1	0,03
	Exatidão Típica (%)	±0,5	±1,8
Sensor de Fluxo de ar	Faixa (m/s)	0,0 a 0,7	0,1 a 1,25
	Resolução (m/s)	0,01	0,05
	Exatidão Típica (m/s)	±0,1	± 0,05
Sensor de Nível sonoro	Faixa (dbA)	30 a 80	Não possui
	Resolução (dbA)	0,1	Não possui
	Exatidão (dbA)	±5	Não possui

¹ Valores fornecidos pelos fabricantes dos sensores.

Deve-se observar que, por norma, a pressão sonora não pode ultrapassar 60 dB, valor ponderado, no ponto A da IN, exceto na condição de ativação de algum alarme da IN. Para esse caso, a pressão sonora ponderada máxima não pode ultrapassar os 80 dB. Deve-se ainda, medir o nível sonoro a 1,5 m acima do solo e a 3 m de distância da unidade de controle (ponto A) com algum alarme ativo, sendo que o valor mínimo permitido é de 50 dB. Todas as medidas devem ser efetuadas com temperatura de controle na faixa entre 30 °C e 33 °C e UR máxima. Contudo, o sistema desenvolvido não possui medidor de pressão sonora, pois acredita-se que o seu *design* dificulta a realização de medidas no ambiente externo. Sua inclusão para medir o ruído apenas no interior da IN onera o sistema. Estas medidas podem ser obtidas com medidor de intensidade sonora comercial, sendo este útil para outras finalidades, como por exemplo, medir o nível de ruído em berçários.

O fabricante do sistema INCU recomenda que o sensor de fluxo deva ser posicionado de forma que o fluxo de ar incidente seja perpendicular ao sensor, garantindo assim, a correta medição do fluxo de ar. Para isso, o fabricante recomenda que o técnico deva possuir um conhecimento do padrão de deslocamento de ar na IN a ser ensaiada (Fluke, 2005). Isso deve ao fato das INs não possuírem um padrão de circulação de ar (Fluke, 2005).

No sistema desenvolvido, devido a dificuldade de se encontrar um sensor de fluxo omnidirecional no mercado que atenda as especificações técnicas exigidas pela norma e com preço acessível, foi usado o sensor F900. O sensor F900 é capaz de medir fluxo de ar com um ângulo de incidência máximo de 30°. Portanto, da mesma forma que o sistema INCU, recomenda-se que o sensor de fluxo seja posicionado perpendicular ao fluxo de ar incidente no interior da IN.

O tempo médio necessário para a realização do ensaio é cerca de 7 horas. O sistema desenvolvido permite que o usuário realize outras atividades enquanto aguarda nova etapa do ensaio, pois alarmes sonoros alertam o término de cada etapa. Basicamente, as atividades executadas pelo operador restringem-se a alteração da posição do colchão e dos valores de Temperatura de Controle ao término de cada etapa. Os valores para os quais os controles devem ser ajustados são mostrados em uma mensagem na tela do microcomputador, facilitando a realização do ensaio.

Na Tabela 6.2, são apresentadas as principais características do trabalho desenvolvido, bem como dos demais trabalhos realizados neste laboratório (Iaione, 1999 e Agostini, 2003).

Tabela 6.2 – Principais características entre os sistemas desenvolvidos no laboratório para a realização de ensaio de incubadoras neonatais.

Características	Iaione (1999)	Agostine (2003)	Presente Trabalho
Comunicação	Serial RS232C	Porta paralela	<i>Bluetooth</i>
Armazenamento dos dados durante o ensaio	Memória do microcontrolador	Banco de dados	Banco de dados (PostgreSQL)
Visualização das grandezas que estão sendo medidas (durante o ensaio)	<i>Display</i> de cristal líquido (duas linhas e 16 colunas)	Interface gráfica no PC	Interface gráfica no PC
Visualização dos resultados após o ensaio.	Tabelas e Gráficos (Excel)	Relatório texto	Relatórios Texto e Gráfico
Mudança na taxa de aquisição pelo usuário	Não permite	Permite	Não permite
Sensor de nível sonoro	Possuí	Não possui	Não possui
Medição do fluxo de ar	Apenas detecta o fluxo de 0,35 m/s	Apenas detecta o fluxo de 0,35 m/s	Mede o fluxo na faixa de 0,1 m/s a 1,25 m/s
Plataforma de implementação do software	Excel	C++ Builder 5	C++ Builder 6

Um dos diferenciais deste trabalho em relação aos trabalhos anteriores (Iaione, 1999; Agostini, 2003) consiste no uso de sensores com melhor exatidão e resolução. Por exemplo, nos trabalhos anteriores não era realizada a medida de velocidade do fluxo de ar. A justificativa se deve a dificuldade de se encontrar um sensor de fluxo de ar comercial que medisse baixas velocidades com preços acessíveis. Nesses trabalhos foram desenvolvidos sensores que detectavam quando o fluxo de ar era superior a 0,35 m/s. Essa metodologia atende plenamente as exigências prescritas na norma, no entanto, não permite visualizar o comportamento do fluxo de ar no interior da IN durante todo período de

ensaio. No sistema desenvolvido, a velocidade do ar é medida durante todo o ensaio e a curva de velocidade do ar é armazenada no BD.

O sistema desenvolvido não contempla o ensaio de INs operando como ITC. A justificativa se deve a dificuldade de se encontrar um termômetro referência padrão que atenda as prescrições presentes na norma. Esse sensor deve possuir exatidão de $\pm 0,05^{\circ}\text{C}$ na faixa de medição de 20°C a 40°C .

6.2. Conclusão

Este trabalho atingiu o objetivo de se desenvolver um sistema microcomputadorizado, envolvendo hardware e software, para realização de ensaio de desempenho de INs.

Os diferenciais deste trabalho são a incorporação de recentes desenvolvimentos na área de eletrônica e informática, a integração do equipamento eletrônico a software que orienta a realização do ensaio, além de armazenar os resultados em banco de dados.

Devido a complexidade do ensaio, é importante enfatizar o auxílio dado ao operador pelo programa. Ao final de cada etapa de ensaio, o programa solicita, por meio de mensagens, as alterações a serem realizadas nas condições de operação da IN. A partir daí, faz a aquisição de dados de forma automática.

A interação entre o programa sendo executado no microcomputador e o módulo de aquisição mostraram-se eficientes durante o ensaio.

A comunicação via *Bluetooth* entre o módulo de controle e o microcomputador mostrou-se bastante satisfatória, haja vista que não ocorreu perda de dados. Além disto, facilita a execução do ensaio por não requerer fios de conexão entre o módulo de controle e o PC.

Os relatórios gerados após o ensaio permitem ao operador fornecer um parecer sobre o desempenho das INs.

Os dados são armazenados num servidor de BD. Estes dados podem ser consultados e utilizados a qualquer momento, permitindo acompanhar o equipamento ao longo da sua vida útil. Indicadores para uma determinada marca e modelo de INs, tais como tempo de serviço e número de vezes que as INs sofreram manutenção corretiva fornecem subsídios para futuras aquisições destes equipamentos.

As não conformidades apresentadas através do relatório ressaltam a importância de ensaios periódicos para identificar possíveis alterações no desempenho das INs que possam retardar a recuperação do RN, onerando o sistema de saúde.

O repasse deste desenvolvimento à indústria nacional pode permitir que haja a oferta de analisadores de IN com menores custos no mercado, viabilizando o maior acesso destes por parte das instituições de saúde.

Esta proposta de trabalho surgiu da constatação de que iniciativas devem ser empreendidas para assegurar uma melhor prestação de serviços a sociedade, sendo este o objetivo maior deste trabalho. Espera-se que a realização deste trabalho possa ter trazido contribuições para tal.

6.3. Trabalhos futuros

Realizar a calibração do sistema em um laboratório credenciado junto ao INMETRO a fim de obter sua certificação.

Fazer estudo em várias incubadoras, e em vários hospitais, a fim de levantar uma base de dados, para verificar as condições de desempenho dessas incubadoras referente às prescrições presentes na norma.

Realizar ensaios em incubadoras a fim de comparar as medidas de umidade relativa usando o sistema de controle de umidade ativo com relação ao passivo. Pode-se verificar ainda, através desse estudo, a eficiência do controle passivo de umidade para manter a umidade acima de 75% , com o reservatório de água cheio.

Criar uma ferramenta de software que possibilite uma melhor visualização dos gráficos mostrados no relatório. Essa ferramenta possibilitaria verificar a ocorrência de algum transitório nas medidas de temperatura, umidade e fluxo de ar durante todo período de ensaio.

Criar um campo no software que permita ao usuário configurar a taxa de aquisição das medidas. A programação da frequência de amostragem pelo software sendo executado no PC permite que os dados sejam obtidos à taxa que o operador achar adequada para reduzir o volume de informação ou para observar eventual transiente na velocidade do fluxo de ar.

Fazer ajustes no software para permitir o acesso ao banco de dados de forma remota.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGOSTINI, Nestor. *Sistema Computadorizado para Verificação de Funcionalidade em Incubadoras Neonatais*. Florianópolis, 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

ANALOG DEVICES. *ADuC 841 Microcontroller Datasheet*. USA, 2003.

ANALOG DEVICES. *TMP 05 Datasheet*. USA, 2005.

ARAÚJO, G. A. L., FREIRE, R. A. L., OLIVEIRA, A, et al. Breathing Flow Measurement with Constant Temperature Hot-wire Anemometer for Forced Oscillations Technique, *Instrumentation and Measurement, Technology Conference-IMTC*, Italy, Proceedings of the 21st IEEE, v. 1, p. 730-733, May 2004.

ARONE, E. M. *Variações da Umidade Relativa no Microclima de uma Incubadora*. FANEM LTDA, São Paulo, 1995.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS; *NBR IEC 60601-2-19, Equipamento Eletromédico - Parte 2-19: Prescrições particulares para a segurança de Incubadoras para Recém-nascidos (RN)*. Rio de Janeiro, 1999.

BEIGUELMAN, B. *Curso Prático de Bioestatística*. 5. ed. Ribeirão Preto, SP: FUMPEC, 2002.

BLUETOOTH SIG; 2005. *Specification of the Bluetooth System Core v1.2*. Disponível em www.bluetooth.com, último acesso: 30 de março de 2007.

BOUATTOURA, D., VILLON, P., FARGES, P. Dynamic Programming Approach for Newborn's Incubator Humidity Control, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 1, p. 48-55, Jan. 1998.

BRAY, J.; STURMAN, C. F. *Bluetooth: Connect without Cables*. 1. ed. Upper

Saddle River, New Jersey : Prentice Hall Ptr, 2001.

COSTA, E. J. L., SILVA, J. F., NETO, A. C. Sistema de Teste e Calibração de Incubadoras Neonatais, Metrologia para a Vida: *Sociedade Brasileira de Metrologia* (SBM) Recife; 2003.

DEGREEC. *F900 Datasheet*. USA, 2007.

DEGREEC. *F900 User manual*. USA, 2007.

DOEBELIN, E. O. *Measurement Systems Application end design, Mechanical Engineering Series*. 4. ed. EUA: Mcgraw-Hill, 1990.

DRÄGUER MEDICAL. *Manual do Usuário de Incubadora Neonatal*, São Paulo, 2007.

FLUKE MEDICAL. *Operators Manual, INCU: Incubator Analyzer*. USA, 2005.

FUJITA, H., OHHASHI, T., ASAKURA, M., et al. A Thermistor Anemometer for Low-Flow -Rate Measurements. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 44. n. 3, p. 779-781, Jun. 1995.

GONZALÉZ, L. H. Termoregulación em Recién Nacido. In: Servicio Neonatologia. Servicio Neonatologia Hospital Clinico Universidad de Chile. *Manual sobre Neonatología* . 1. ed. Chile: 2001. p. 34-40.

GONÇALVES, Armando A.; 2004. *Apostila de Metrologia*. Florianópolis: LABMETRO - UFSC.

IAIONE, Fábio. *Desenvolvimento de um Equipamento Eletrônico para o Ensaio de Incubadoras Infantis*. Florianópolis, 1999. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

INCROPERA, F. D.; WITT, D.P. *Fundamentos de Transferência de Calor e de Massa*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 1992.

KACZMAREK, K., HUND, B. *Interfacing Flow Sensors, In: Interfacing sensors to the IBM PC*. University of Wisconsin-Madison: Pratince-Hall, 1998.

KAREN, T. *Thermoregulation in Neonates* , Neonatal Network. v. 13 n . 2. p. 15-21, Mar. 1994.

KESTER, W. *Power and Thermal Management Design Techniques*, Seção 2, Analog Device, 2004.

KOLM, Daniel. *Sistema Microcomputadorizado para Ensaio de Desempenho de Desfibriladores Incorporando Tecnologia Bluetooth*. Florianópolis, 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)– Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

LAMBERTS, R.; DUTRA, L.; PEREIRA, F. O. R. *Eficiência Energética na Arquitetura*, São Paulo: PW Gráficos e Editores Associados Ltda, 1997.

MAGALHÃES, Sônia, ALBUQUEURQUE, Roberto Roncon, PINTO, Jorge Correia, et al. *Serviço de Fisiologia*. Porto, 2001. Texto de Apoio Texto de Apoio (Aulas de Fisiologia), Faculdade de Medicina do Porto, Portugal.

MARTINCOSKI, Daniel Henrique. *Sistema para Telemetria de Eletrocardiograma Utilizando Tecnologia Bluetooth*. Florianópolis. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.

MATTHEW, N., STONES, R. *Beninning Databases with PostgreSQL*, 2. ed. USA: Aprress, 2005.

MENDENHALL, W. *Probabilidade e Estatística*, v.2, Rio de Janeiro. Editora Campos Ltda, 1985.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção, Capacitação a Distância*. ISBN 85-334-0556-1. Brasília: Ministério da Saúde, 2002a.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Manual do curso de humanização do recém – nascido de baixo peso. Método Canguru*. Série A: Normas e Manuais Técnicos Nº 145, ISBN 85-334-0489-1, 1.ed. Brasília: Ministério da Saúde, 2002b.

NISHIDA, Silvia Maria. *Hipotálamo*. Botucatu, 2006. Apostila do Curso de Fisiologia (Ciclo de Neurofisiologia), Departamento de Fisiologia da UNESP de Botucatu, SP.

OMEGA ENGINNERING. *Practical Guidelines for Temperature Measurement*. Disponível em www.omega.com/temperature/, último acesso: 10 de maio de 2007.

OKAMOTO K., OHHASHI, T., MASAHIRO, A., et al. A digital anemometer, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 43. n. 2, p. 59-63, Ap. 1994.

PAGHI, Carlos Eduardo. *Aperfeiçoamento do Anemômetro a Efeito Peltier*. Florianópolis, 2002. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)– Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

PINHEIRO, Flávio Baptista. *Estudo do Uso da Crioterapia da Fisioterapia e sua Comprovação Científica*. ABC Paulista, 2006. Monografia (Graduação em Fisioterapia) - Universidade do Grande ABC (UniABC), SP.

PREISS, J. ISMAIL, R. Accurate Air Flow Measurement in Eletronics Cooling. *Thermal & Realiability Engineering*. v.6 , Jun. 2001.

SCHIMITZ, E. M. e cols. *A enfermagem em Pediatria e Puericultura*. São Paulo: Editora Atheneu, 1995.

SEDRA, A. S.; SMITH, K.C. *Microeletrônica*. 4. ed. São Paulo: Makron Books, 2000.

SENSIRION AG. *Application Note Introduction to Relative Humidity*, Switzerland, 2006.

SENSIRION AG. *SHT 75 Satasheet*. Switzerland, 2005.

SPÍNOLA, Mauro de Mesquita. *Transdutores*, São Paulo, 2005. Apostila de Transdutores e Sensores. Escola politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP).

STEPHENSON, R. J., MOULIN, A. M., WELLAND, M. E., et al. VI - Mechanical Variables Measurement — Thermal. Temperature Measurement. In : *Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook CRCnetBase*. USA: CRC Press LLC, 1999. p.951-1019.

VALENTE, A., MORAIS, R., COUTO, C., et al. Modeling, Simulation and Testing of a Tülicon Soil Moisture Sensor Based on the Dual-Probe Heat-Pulse Method, *Sensors and Actuators*, A 115, p. 434–439, Jul. 2004.

VAN WYLEN, G. J., SONNTAG, R. E. *Fundamentos da Termodinâmica Clássica*. 2. Ed. São Paulo: Edgard Blücher Ltda, 1976.

WEBSTER, J. C. *Medical Instrumentation Design*. 2. Ed. New York: Houghton Mifflin Company, 1995.

ANEXO I – CÁLCULOS DE INCERTEZAS PARA OS SENSORES: C, D e E.

Nesse anexo são apresentados os cálculos de incertezas para os demais sensores (C, D e E). Para o sensor C, os valores resultantes desses cálculos são mostrados na Tabela 5.5.

Tabela I – Valores calculados para as Tendências (absolutas e relativas) e Repetitividades (absolutas e relativas) do sensor C em relação à referência padrão: VFE = 39,608°C.

Ptos	Média SM Sensor C	VVC Sensor (A)	Tendência		Repetitividade	
			ABS (°C)	(%) VFE	ABS (°C)	(%) VFE
1	27,87	27,96	-0,09	-0,23	± 0,10	± 0,25
2	28,36	28,47	-0,11	-0,28	± 0,05	± 0,12
3	29,27	29,34	-0,07	-0,18	± 0,09	± 0,23
4	30,00	30,08	-0,08	-0,20	± 0,08	± 0,20
5	31,26	31,41	-0,15	-0,37	± 0,10	± 0,24
6	32,19	32,36	-0,17	-0,44	± 0,04	± 0,11
7	33,17	33,38	-0,21	-0,53	± 0,10	± 0,25
8	34,24	34,46	-0,21	-0,54	± 0,02	± 0,06
9	35,33	35,49	-0,16	-0,41	± 0,07	± 0,18
10	36,04	36,17	-0,12	-0,31	± 0,11	± 0,28
11	37,40	37,59	-0,21	-0,53	± 0,11	± 0,27
12	38,08	38,18	-0,16	-0,41	± 0,02	± 0,04
13	39,62	39,82	-0,21	-0,54	± 0,04	± 0,10

A Figura I apresenta os erros sistemáticos para o sensor C obtidos antes e após a correção através do polinômio de ajuste. Mostra ainda, os erros aleatórios existentes no processo de medição do sensor C.

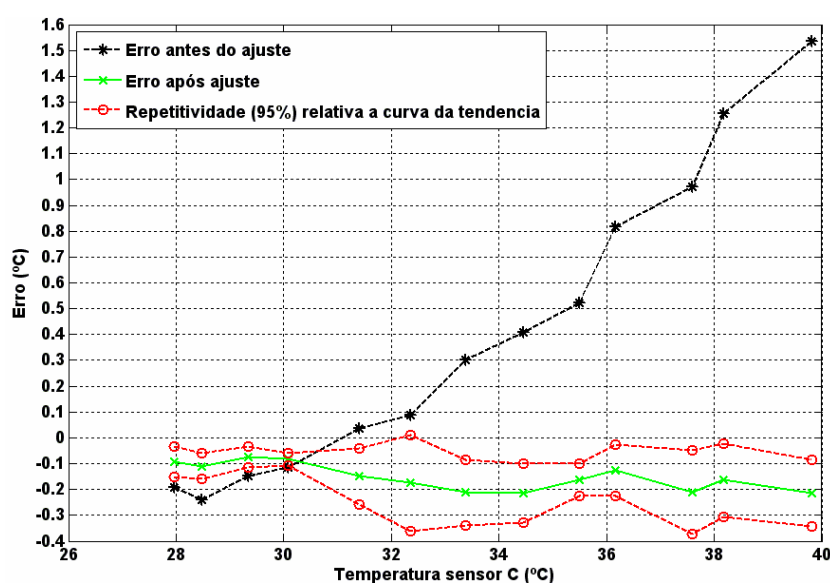


Figura I – Curva de erros do sensor C em função da temperatura. Erros antes e após a aplicação do polinômio de ajuste.

O erro máximo (E_{\max}) do processo de medição do sensor C na faixa de interesse (32°C a 36°C) é de $\pm 0,4^\circ\text{C}$. A propagação da incerteza do sensor SHT75 ($\pm 0,3^\circ\text{C}$), através da Incerteza Combinada, faz com que a incerteza total do sensor C seja de $\pm 0,5^\circ\text{C}$.

Os cálculos de erros para o sensor D são mostrados na Tabela 5.6.

Tabela II – Valores calculados para as tendências (absolutas e relativas) e repetitividades (absolutas e relativas) do sensor D em relação à referência padrão: VFE = 39,541°C.

Ptos	Média SM Sensor D	VVC Sensor (A)	Tendência		Repetitividade	
			ABS (°C)	(%) VFE	ABS (°C)	(%) VFE
1	27,90	27,96	-0,06	-0,15	$\pm 0,10$	$\pm 0,25$
2	28,40	28,47	-0,07	-0,19	$\pm 0,04$	$\pm 0,10$
3	29,29	29,34	-0,05	-0,12	$\pm 0,16$	$\pm 0,40$
4	30,02	30,08	-0,06	-0,15	$\pm 0,12$	$\pm 0,32$
5	31,23	31,41	-0,17	-0,44	$\pm 0,08$	$\pm 0,20$
6	32,21	32,36	-0,15	-0,39	$\pm 0,04$	$\pm 0,11$
7	33,17	33,38	-0,20	-0,52	$\pm 0,05$	$\pm 0,12$
8	34,23	34,46	-0,23	-0,58	$\pm 0,10$	$\pm 0,26$
9	35,35	35,49	-0,15	-0,37	$\pm 0,07$	$\pm 0,17$
10	36,04	36,17	-0,12	-0,31	$\pm 0,04$	$\pm 0,10$
11	37,38	37,59	-0,21	-0,54	$\pm 0,07$	$\pm 0,18$
12	38,02	38,18	-0,16	-0,41	$\pm 0,06$	$\pm 0,16$
13	39,54	39,82	-0,28	-0,71	$\pm 0,02$	$\pm 0,04$

A Figura II apresenta os erros sistemáticos referentes ao sensor D, obtidos através de medidas experimentais realizadas sem e com a correção através do polinômio. Mostra ainda, os erros aleatórios presentes no processo de medição do sensor D.

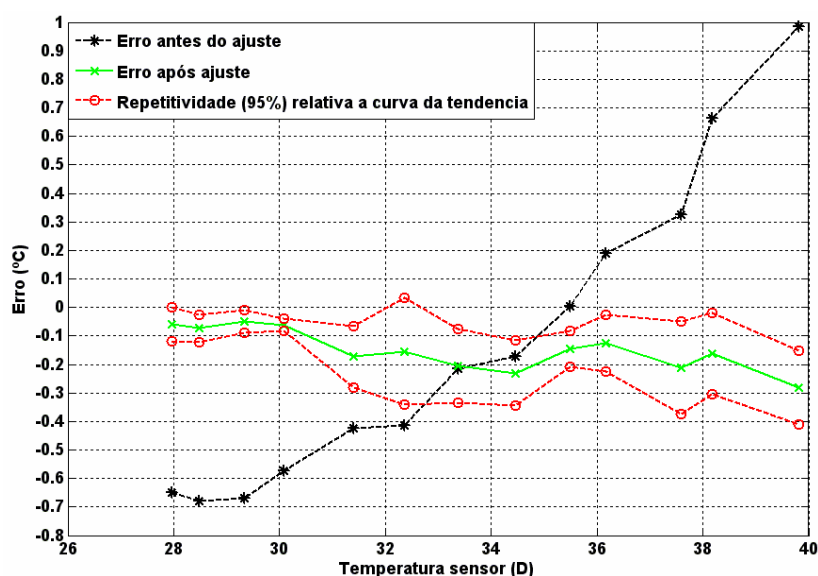


Figura II – Curva de erros do sensor D em função da temperatura: erros antes e após a aplicação da reta de ajuste.

O erro máximo (E_{\max}) do processo de medição do sensor D na faixa de interesse (32°C a 36°C) é de $\pm 0,4^\circ\text{C}$. A propagação da incerteza do sensor SHT75 ($\pm 0,3^\circ\text{C}$), através da Incerteza Combinada, produz para o sensor D uma incerteza de $\pm 0,5^\circ\text{C}$.

Os cálculos dos erros para o sensor E são mostrados na Tabela III.

Tabela III – Valores calculados para as tendências (absolutas e relativas) e repetitividades (absolutas e relativas) do sensor E em relação à referência padrão: VFE = 39,271°C.

Ptos	Média SM Sensor E	VVC Sensor (A)	Tendência		Repetitividade	
			ABS (°C)	(%) VFE	ABS (°C)	(%) VFE
1	27,93	27,96	-0,02	-0,04	$\pm 0,12$	$\pm 0,28$
2	28,55	28,47	0,08	0,20	$\pm 0,30$	$\pm 0,78$
3	29,30	29,34	-0,04	-0,10	$\pm 0,10$	$\pm 0,24$
4	29,97	30,08	-0,11	-0,27	$\pm 0,01$	$\pm 0,03$
5	31,23	31,41	-0,17	-0,44	$\pm 0,12$	$\pm 0,30$
6	32,10	32,36	-0,26	-0,67	$\pm 0,11$	$\pm 0,27$
7	33,04	33,38	-0,34	-0,87	$\pm 0,05$	$\pm 0,12$
8	34,09	34,46	-0,37	-0,94	$\pm 0,07$	$\pm 0,19$
9	35,18	35,49	-0,31	-0,79	$\pm 0,17$	$\pm 0,45$
10	35,81	36,17	-0,36	-0,91	$\pm 0,16$	$\pm 0,40$
11	37,13	37,59	-0,46	-1,17	$\pm 0,12$	$\pm 0,31$
12	37,74	38,18	-0,45	-1,14	$\pm 0,09$	$\pm 0,22$
13	39,27	39,82	-0,55	-1,40	$\pm 0,03$	$\pm 0,08$

A Figura III mostra os erros do sensor E obtidos por meio de medidas realizadas sem e com a utilização do polinômio de ajuste. Apresenta também, os erros aleatórios existentes no processo de medição do sensor E.

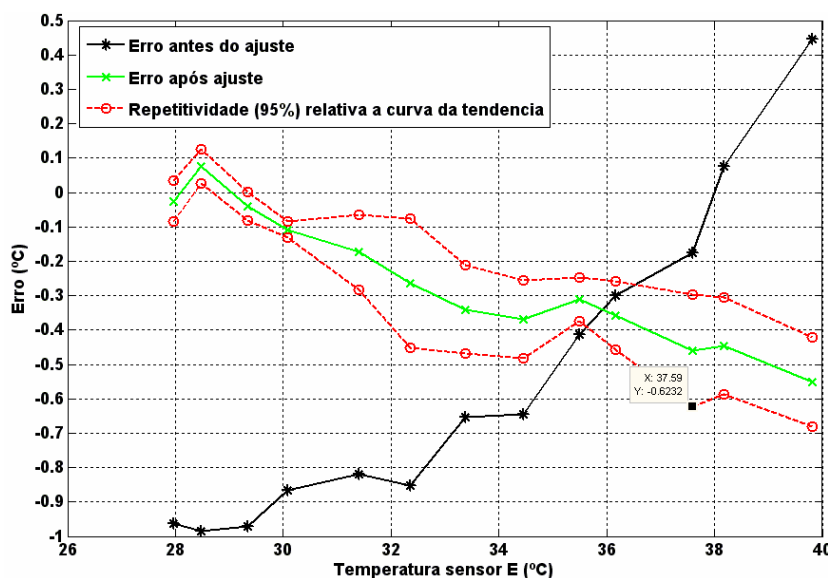


Figura III – Curva de erros do sensor E em função da temperatura: erros antes e após a aplicação da reta de ajuste.

O erro máximo (E_{\max}) do processo de medição do sensor E na faixa de interesse (32°C a 36°C) é de $\pm 0,5^\circ\text{C}$. A propagação da incerteza do sensor SHT75 ($\pm 0,3^\circ\text{C}$), através da Incerteza Combinada, gera uma incerteza total de $\pm 0,6^\circ\text{C}$.

ANEXO II – DESCRIÇÃO DOS DIAGRAMAS DE PINAGEM DOS SENSORES SHT75 e TMP05

I - Descrição dos pinos do sensor SHT75 (Sensirion)

O diagrama contendo a denominação dos pinos do SHT75 e suas respectivas funções é apresentado na Tabela I.

Tabela I – Nome dos pinos do sensor SHT75 e suas respectivas funções.

Pino	Nome	Função
1	SCK	Entrada do serial clock
2	VDD	Alimentação 2,4 – 5,5V
3	GND	Terra
4	DATA	Barramento serial bidirecional

O pino de clock (SCK) é usado para sincronizar a comunicação entre o microcontrolador e o SHT75. (Sensirion, 2005).

O pino de dados (DATA) é usado para enviar e para receber os dados do sensor SHT75. Devido ao pino DATA ser *tristate*, deve-se usar um resistor de *pull-up*, para manter o barramento em nível lógico alto (Sensirion, 2005).

II - Descrição dos pinos do sensor TMP05 (Analog Device)

A função de cada pino do TMP05 são apresentados na Tabela II.

Tabela II – Nome dos pinos do sensor TMP05 e suas respectivas funções.

Pino	Nome	Função
1	OUT	Saída
2	CONV/IN	Entrada
3	FUNC	Seleção dos modos de operação
4	GND	Referência
5	VCC	Tensão de alimentação (5V)

ANEXO III – DESCRIÇÃO RESUMIDA DO PROTOCOLO DIGITAL WIRE - 2

Nesse presente anexo é discutida de forma sucinta a seqüência de comandos usados para realização das leituras de umidade e temperatura no SHT75. Essa comunicação entre o sensor e o microcontrolador é realizada usando o protocolo digital *wire* -2 (Sensirion, 2005).

I - Início da transmissão

Para iniciar a transmissão, uma seqüência de *start* deve ser enviada pelo microcontrolador ao sensor. Essa seqüência consiste em colocar em nível lógico baixo a linha de DADOS e em nível lógico alto o pino SCK. Em seguida, deve-se colocar SCK em nível lógico baixo (linha de DADOS permanece em nível lógico baixo). Posteriormente, a linha de dados e o SCK devem ser colocados em alto (Figura I). A validação do início da transmissão é realizada através da transição positiva de borda do pino DATA.



Figura I - Seqüência de início de transmissão.

II - Seqüência para medida da temperatura e umidade

A Figura II mostra a seqüência completa de comandos que deve ser enviados ao SHT75 pelo microcontrolador para medir a umidade relativa. Além da seqüência de *start*, deve-se enviar uma seqüência de três bits de endereço (000) e cinco bits de comando (00000101 para umidade) ao sensor. Para solicitar a medida da temperatura, deve-se usar o mesmo procedimento acima descrito, porém a seqüência dos bits de comando é 00000011. Após enviar o comando solicitando os valores de umidade e temperatura, o microcontrolador deve aguardar até que a conversão seja realizada. A cada comando de

escrita ou leitura no barramento digital do sensor, o SHT75 indica que este foi recebido com sucesso através de uma seqüência de reconhecimento na qual o pino de DADOS é colocado em baixo (bit ack) por transição negativa de borda após o envio do 8º pulso do SCK. Sendo que a linha de DADOS é então liberada (DATA=1), após a transição negativa por borda do 9º pulso de disparo do SCK (vide Figuras II e III).

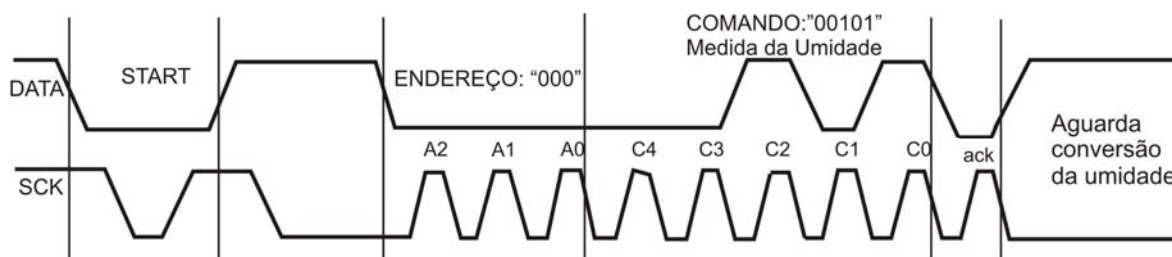


Figura II - Diagrama contendo as seqüências de *start*, endereçamento e comando para solicitação da medida de umidade relativa.

A Figura III mostra o diagrama contendo a resposta do sensor à solicitação da leitura de umidade. Primeiramente, são lidos todos os bits MSB, e posteriormente são lidos os LSB.

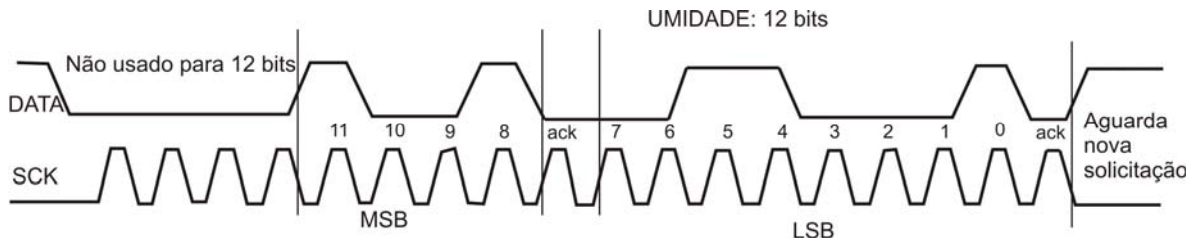


Figura III – Diagrama contendo a resposta do sensor a solicitação da medida da umidade com resolução de 12 bits.

O dispositivo retorna automaticamente ao modo de espera, colocando o pino DATA em alto e SCK em baixo. Ao término da medida, a comunicação é finalizada (Figura III).

A resolução do sensor de umidade é de 12 bits. Uma palavra de 16 bits é enviada, sendo que os 4 últimos bits MSB são zero (Figura I). A umidade é determinada através da Eq I e Eq. II:

$$UR(\%) = \frac{143.w - 8192}{4096}, \quad \text{para } w < 1713 \quad \text{Equação I}$$

$$UR(\%) = \frac{111.w - 46288}{4096}, \quad \text{para os demais valores de } w. \quad \text{Equação II}$$

Onde w é o valor em decimal correspondente a palavra de 16 bits referente a umidade lida pelo sensor.

A resolução do sensor de temperatura é de 14 bits. Uma palavra de 16 bits é transmitida, sendo que os 2 últimos bits MSB são zero. A temperatura é determinada através da Eq. III.

$$T(^{\circ}C) = -40 + 0,018.S_t \quad \text{Equação III}$$

Onde S_t é o valor decimal correspondente a palavra de 16 bits referente à temperatura lida pelo sensor.

III - Seqüência de *reset*

A seqüência de *reset* é usada no caso de falha na comunicação entre o sensor e o microprocessador, sendo que a seqüência é enviada através da interface serial. Se o pino DATA ficar em alto durante nove ciclos de SCK, uma seqüência de *reset* é enviada ao sensor com prioridade sobre os próximos comandos. A Figura IV mostra o diagrama de tempo para o comando de *reset*. Esta seqüência restaura somente a interface digital, sendo que o conteúdo dos registradores de *status* é preservado.

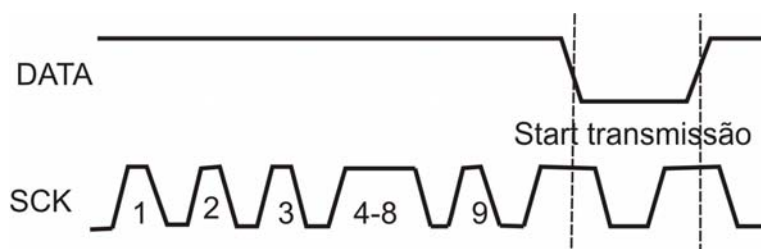


Figura IV – Seqüência da conexão de *reset*.

IV - Seqüência de *reset* via software

O comando de *reset* via software é realizado por meio do pino DATA, através do comando binário 11110. Esse comando apaga o conteúdo do registrador de *status* do sensor. Deve-se aguardar aproximadamente 11ms (tempo padrão para a execução dessa instrução) antes de solicitar uma nova instrução ao sensor.

A Tabela I apresenta um resumo dos comandos e seus respectivos códigos para a comunicação entre o microcontrolador e o sensor SHT75.

Tabela I – Comandos utilizados na comunicação entre o sensor SHT75 e o microcontrolador e seus respectivos códigos binário.

Comando	Código
Reservado	0000x
Medida da temperatura	00011
Medida da umidade	00101
Leitura do <i>status</i> do registrador	00111
Escrita do <i>status</i> do registrador	00110
Reservado	0101x – 1110x
<i>Reset</i> via software	11110

ANEXO IV – DEFINIÇÕES DE TERMOS METROLÓGICOS

Os principais conceitos metrológicos usados no presente trabalho são apresentados no Quadro I.

Quadro I – Definições de termos metrológicos usados nesse trabalho.

Fonte: Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia (VIM)-Inmetro, 2005.

CALIBRAÇÃO (AFERIÇÃO): conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição ou valores representados por uma medida materializada ou um material de referência, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidos por padrões.

AJUSTE: operação destinada a fazer com que um instrumento de medição tenha desempenho compatível com o seu uso.

REGULAGEM: ajuste, empregando somente os recursos disponíveis no instrumento para o usuário.

SISTEMA DE MEDIÇÃO: conjunto completo de instrumentos de medição e outros equipamentos acoplados para executar uma medição específica.

ERRO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO: indicação de um instrumento de medição menos um valor verdadeiro da grandeza de entrada correspondente.

PADRÃO DE REFERÊNCIA: padrão, geralmente tendo a mais alta qualidade metrológica disponível em um dado local uma dada organização, a partir do qual medições lá executadas são derivadas.

INCERTEZA DA MEDIÇÃO: parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser fundamentadamente atribuídos a um mensurando.

FAIXA DE MEDIÇÃO: conjunto de valores de um mensurando para o qual se admite que o erro de um instrumento de medição mantém-se dentro dos limites especificados.

EXATIDÃO: aptidão de um instrumento de medição para dar respostas próximas a um valor verdadeiro.

RESOLUÇÃO: menor diferença entre indicações de um dispositivo mostrador que pode ser significativamente percebida.

REPETITIVIDADE: aptidão de um instrumento de medição em fornecer indicações muito próximas, em repetidas aplicações do mesmo mensurando, sob as mesmas condições de medição.

ERRO SISTEMÁTICO: média que resultaria de um infinito número de medições do mesmo mensurando, efetuadas sob condições de repetitividade, menos o valor verdadeiro do mensurando.

ERRO ALEATÓRIO: resultado de uma medição menos a média que resultaria de um infinito número de medições do mesmo mensurando efetuadas sob condições de repetitividade.

ANEXO V – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR F900



Certificate of Calibration

QC Report For Sensor

Serial #	0643-1010321-004
Sensor Model	F900-N-5-0
Description	F900, 0-2m/s, 5%, Short Tube, 12Vin, 0-4Vout
QC Date	2007-03-29
Velocity Spec	0 m/s to 2 m/s +/- 5 Percent Reading or +/- 10 f/m
Temperature Spec	15 C to 35 C +/- 1.5 C

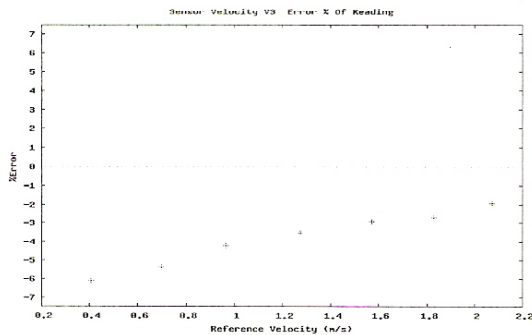
Conversion Factors

Meters/Second = (Feet/Minute) / 196.8503937
 Degrees Fahrenheit = (Deg C) * (9/5) +32

QC Data

Run #	Ref Temp	Sensor Digital Temp (error)	Digital Temp Error to Ref	Ref Velocity	Sensor Digital Velocity (error)	Sensor Analog Velocity Output	Analog Velocity Error to Ref
1	20.49 °C	20.94 °C (0.45)	0.45 °C PASS	2.074 m/s	2.035 m/s (-0.039,-1.9%)	4.0669 Volts = 2.033 m/s	-0.040 m/s = -1.9 % PASS
1	20.48 °C	20.95 °C (0.47)	0.47 °C PASS	1.830 m/s	1.779 m/s (-0.051,-2.8%)	3.5602 Volts = 1.780 m/s	-0.049 m/s = -2.7 % PASS
1	20.51 °C	21.00 °C (0.49)	0.49 °C PASS	1.571 m/s	1.529 m/s (-0.042,-2.7%)	3.0502 Volts = 1.525 m/s	-0.046 m/s = -2.9 % PASS
1	20.55 °C	21.05 °C (0.50)	0.50 °C PASS	1.272 m/s	1.230 m/s (-0.042,-3.3%)	2.4550 Volts = 1.227 m/s	-0.045 m/s = -3.5 % PASS
1	20.59 °C	21.09 °C (0.50)	0.50 °C PASS	0.966 m/s	0.935 m/s (-0.031,-3.2%)	1.8501 Volts = 0.925 m/s	-0.041 m/s = -4.2 % PASS
1	20.64 °C	21.15 °C (0.51)	0.51 °C PASS	0.699 m/s	0.660 m/s (-0.039,-5.6%)	1.3234 Volts = 0.662 m/s	-0.038 m/s = -5.4 % PASS
1	20.76 °C	21.29 °C (0.53)	0.53 °C PASS	0.406 m/s	0.380 m/s (-0.026,-6.3%)	0.7616 Volts = 0.381 m/s	-0.025 m/s = -6.1 % PASS
1	20.90 °C	21.55 °C (0.65)	0.65 °C PASS	0.222 m/s	0.205 m/s (-0.017,-7.5%)	0.4047 Volts = 0.202 m/s	-0.019 m/s = -8.7 % PASS

NOTE: The Standard Reference instrument was calibrated to the following NIST Test numbers



Applicable Test Report	Report Number
DC Voltage	811/253708-94
Barometric Pressure	P-8264
Temperature (0°C)	254798
Temperature (19-35°C)	203537
Temperature (60°C)	216642
Pressure	822/255443-95
Pressure	822/254253-94
Velocity	836/254822
Dew Point	257589

Cambridge Accusense division of Degree Controls Inc. certifies that the above listed sensor or instrument has been calibrated to meet or exceed the published specifications. This Calibration was performed using a Panametrics Flowmeter Model #GP68022-1001-0, S/N 604, which is NIST traceable. Verification of this instruments NIST traceability will be performed next on 04/15/2007.

Signed: Debc GT

ANEXO VI – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR SHT75

CERTIFICATION

SENSIRION
THE SENSOR COMPANY

Product: **SHTxx Family**
Description: **Digital Humidity and Temperature Sensor**

This is to certify that above product is calibrated using dedicated equipment which is calibrated according to **ISO/IEC 17025** and calibrated by comparison against natural standards, natural physical constants, consensus standards, or by ratio type measurements using self-calibrating techniques.

Standards incorporated to establish this comparison are NIST and NPL traceable.



Date of Certification: **March 2005**

Valid till: **May 2007**

Zurich, April 2005

A handwritten signature in black ink, appearing to be "d. G.", written over a horizontal line.

CEO, Sensirion AG

A handwritten signature in black ink, appearing to be "A. Klein", written over a horizontal line.

Quality Assurance Manager, Sensirion AG

ANEXO VII – TABELA RELACIONANDO A IDADE E PESO DO RN COM A TEMPERATURA IDEAL E FAIXA PERMITIDA NA INCUBADORA NEONATAL.

Tabela I – Relação entre idade, peso com a temperatura ideal e faixa permitida em incubadoras neonatal a fim de garantir o ambiente adequado à sobrevivência do RN.

Fonte: Ministério da Saúde, 2002.

Idade e Peso	Temperatura Ideal (°C)	Faixa Permitida (°C)
0 - 6h		
Abaixo de 1200g	35	34,0-35,4
1200-1500g	34,1	33,9-34,9
1501-2500g	33,4	32,8-33,8
Acima de 2500g (e > de 36 semanas)	32,9	32,0-33,8
6-12 horas		
Abaixo de 1200g	35,0	34,0-35,4
1200-1500g	34,0	33,5-34,4
1501-2500g	33,1	32,2-33,8
Acima de 2500g (e > 36 semanas)	32,8	33,1-33,8
12-24 horas		
Abaixo de 1.200g	34,0	34,0-35,4
1200-1500g	33,8	33,3-34,3
1501-2500g	32,8	31,8-33,8
Acima de 2500g (e > 36 semanas)	32,4	31,0-33,7
24-36 horas		
Abaixo de 1.200g	34,0	34,0-35,0
1200-1500g	33,6	33,1-34,2
1501-2500g	32,6	31,6-33,6
Acima de 2500g (e > 36 semanas)	32,1	30,7-33,5
36-48 horas		
Abaixo de 1200g	34,0	34,0-35,0
1200-1500g	33,5	33,0-34,1
1501-2500g	32,5	31,4-33,5
Acima de 2500g (e > 36 semanas)	31,9	30,5-33,3
48-72 horas		
Abaixo de 1200g	34,0	34,0-35,0
1200-1500g	33,5	33,0-34,0
1501-2500g	32,3	31,2-33,4

Acima de 2500g (e > 36 semanas)	31,7	30,1-33,2
72-96 horas		
Abaixo de 1200g	34,0	34,0-35,0
1200-1500g	33,5	33,0-34,0
1501-2500g	32,3	31,1-33,2
Acima de 2500g (e > 36 semanas)	31,3	31,1-33,2
4-12 dias		
Abaixo de 1500g	33,5	33,0-33,4
1501-2500g	32,1	31,0-33,2
Acima de 2500g (e > 36 semanas)		
4-5 dias	31,0	29,5-32,6
5-6 dias	30,9	29,4-32,3
6-8 dias	30,6	29,0-32,4
8-10 dias	30,3	29,0-31,8
10-12 dias	30,1	29,0-31,4
12-14 dias		
Abaixo de 1.500g	33,5	32,8-34,0
1501-2500g	32,1	32,0-33,2
Acima de 2500g (e > 36 semanas)	29,8	29,0-30,8
2-3 semanas		
Abaixo de 1500g	33,1	32,2-34,0
1501-2500g	31,7	30,5-33,0
3-4 semanas		
Abaixo de 1500g	32,6	31,6-33,6
15001-2500g	31,4	30,0-32,7
4-5 semanas		
Abaixo de 1500g	32,0	31,2-33,0
1501-2500g	30,9	29,5-32,2
6 semanas		
Abaixo de 1500g	31,4	30,6-32,3
1501-2500g	30,4	29,0-31,8

ANEXO VIII – PROTOCOLO DE ENSAIO

I. EQUIPAMENTOS NECESSÁRIOS

- a) Analisador de desempenho de INs;
- b) Microcomputador com o software desenvolvido para ensaio de incubadoras neonatais.
- c) Manual do equipamento a ser ensaiado, se possível.

II. METODOLOGIA

Passo 1: colocar a grade contendo os sensores no interior da IN, deve-se deixar a cúpula de acrílico aberta a fim de efetuar a medição da temperatura ambiente da sala.

Passo 2 : ao executar o software será apresentado ao usuário a tela mostrada na Figura I. O usuário tem a opção de iniciar o ensaio (botão “ Ensaio”) ou de consultar um ensaio já armazenado no BD (botão “Consulta”). Se ele optar pela primeira opção, deve-se seguir o **Passo 3**, caso opte pelo segundo, deve-se passar para o **Passo 10**.

Passo 3: verificar se a IN a ser ensaiada já está cadastrada no banco de dados, vide Figura I. Se a mesma não estiver cadastrada deve-se proceder o cadastro e posteriormente clicar em “Ensaio” para iniciar ao procedimento. Para o caso da IN já estiver cadastrada no BD basta simplesmente clicar em “Ensaio”.

A captura de tela mostra a interface do software 'CADASTRO DE EQUIPAMENTOS'. No topo, há uma barra de título com o ícone de uma pasta e o nome do aplicativo. Abaixo, há campos de entrada para 'Código' (contendo '4') e 'Hospital' (contendo 'AAAAAA'). Seguem campos para 'CELEC' (HOSP), 'Patrimônio' (177786), 'Fabricante' (XXXXXX) e 'Modelo' (YYYYYY). Abaixo disso, há campos para 'Tipo', 'Nº de série' (ICM026), 'Ordem' e 'Serviço'. Uma barra de ferramentas com ícones de navegação está localizada abaixo dos campos. Abaixo da barra de ferramentas, há uma tabela com as seguintes colunas: 'codigo', 'num_serie' e 'hospital'. A tabela contém duas linhas de dados: a primeira com '4', 'ICM026' e 'AAAAAA', e a segunda com '5', 'fnsdlfnsd' e 'gfsdljh'. A primeira linha está selecionada. Na base da janela, há dois botões: 'Ensaio' e 'Consulta'.

codigo	num_serie	hospital
4	ICM026	AAAAAA
5	fnsdlfnsd	gfsdljh

Figura I. Tela inicial do software desenvolvido. Nesta tela é feito o cadastro do equipamento a ser ensaiado.

Passo 4: ao clicar em “Ensaio” aparecerá ao usuário a tela mostrada na Figura II. Nesta tela o usuário deve selecionar a porta COM a ser utilizada (vide círculo na Figura II). Posteriormente, o usuário deve digitar a data de realização do ensaio no campo mostrado também na Figura II.

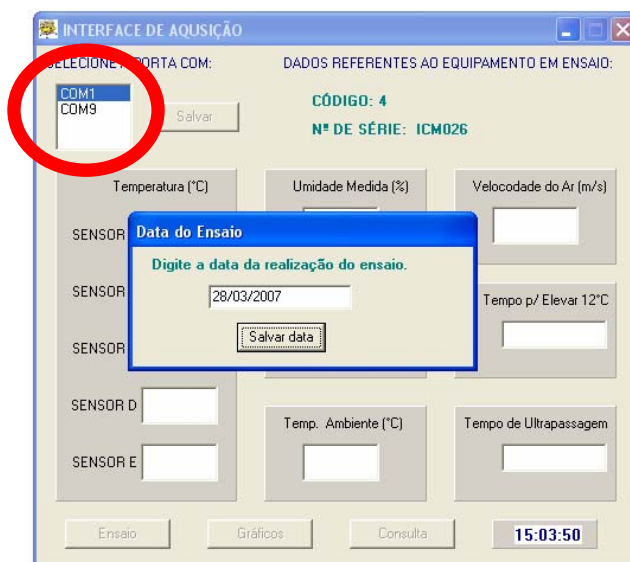


Figura II. Tela para seleção da porta COM (vide círculo) e inserção da data de realização do ensaio.

Passo 5: após inserir a data e clicar em “Salvar data” será habilitado o botão “Iniciar” mostrado na Figura III. Após clicar em “Iniciar” é realizada a medida da temperatura ambiente da sala. O software orienta o usuário para ligar a IN e ajustar a temperatura de controle da IN para o valor correspondente á 12°C acima da temperatura ambiente (vide mensagem da Figura III).

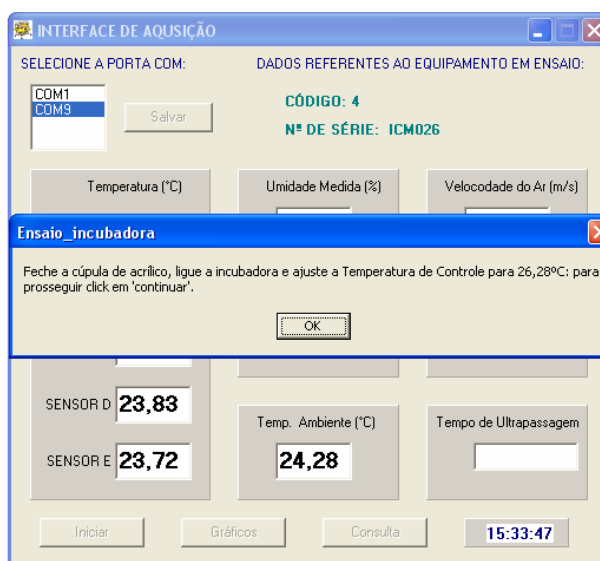


Figura III. Janela solicitando ao usuário para ajustar a temperatura de Controle para 12°C acima da temperatura ambiente.

Passo 6: após o usuário colocar a Temperatura de Controle para o valor solicitado na mensagem e clicar em “OK” será apresentada a tela mostrada na Figura IV. Nessa tela, o usuário pode optar por visualizar as grandezas que estão sendo adquiridas através de uma interface gráfica, para isso basta clicar em “Gráficos” e será apresentada a tela mostrada na Figura V.

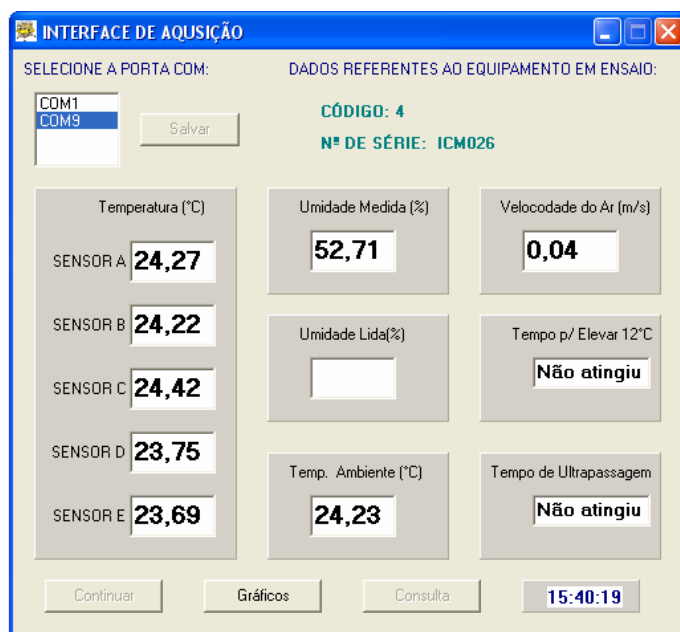


Figura IV. Janela mostrando as medidas que estão sendo adquiridas pelo sistema de ensaio.

Passo 7: o usuário pode voltar a tela mostrada na Figura IV clicando em “Voltar” (vide Figura V).

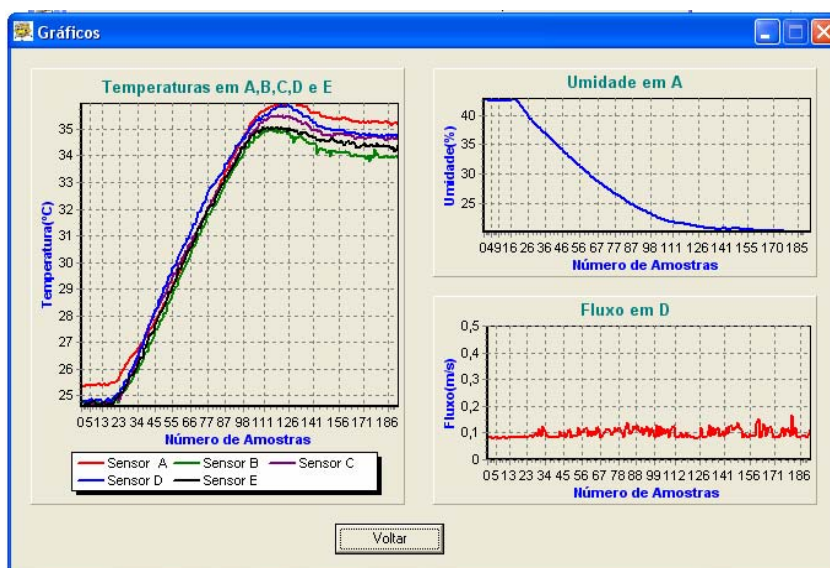


Figura V. Interface gráfica mostrando os dados que estão sendo adquiridos durante o ensaio.

Passo 8: antes de finalizar o ensaio é apresentado ao usuário uma janela solicitando a umidade relativa indicada no *display* da IN. Se não houver indicação de umidade no *display* na IN basta o usuário clicar em “Salvar Umidade”.

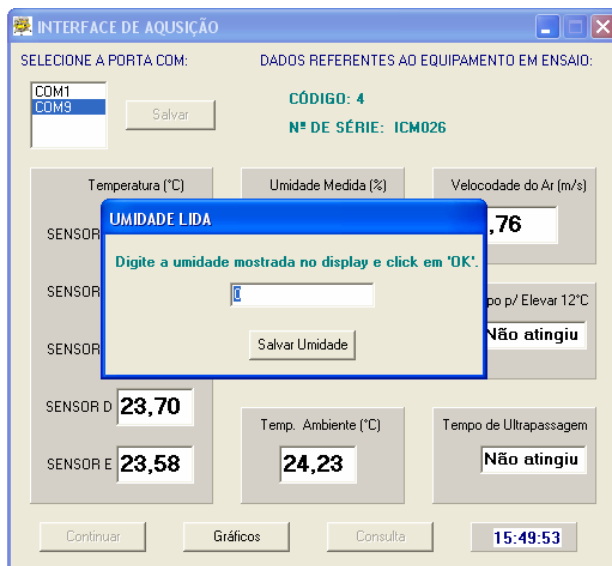


Figura VI. Tela contendo a janela para o usuário digitar a umidade relativa mostrada no display da IN.

Passo 9: ao terminar o ensaio é mostrado a mensagem avisando o usuário sobre o final do ensaio (vide Figura VII). Daí o usuário pode consultar o resultado do ensaio clicando em “Consultar”, conforme Figura VII.

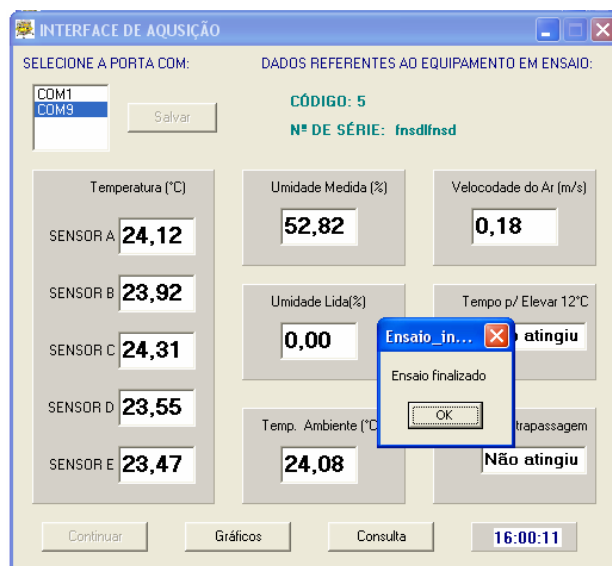


Figura VII. Tela mostrando o aviso que o ensaio da IN terminou.

Passo 10: ao clicar em “Consulta” é mostrada a tela mostrada na Figura VIII. Nessa tela o usuário deve selecionar o ensaio no qual deseja fazer a consulta e será apresentada a tela mostrada na Figura IX.

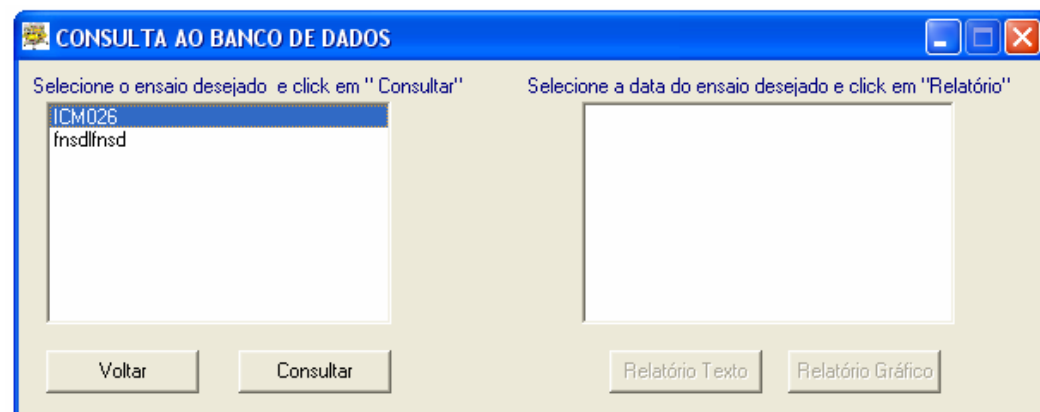


Figura VIII. Tela para consulta dos ensaios já realizados para uma determinada IN.

Passo 11: ao clicar em “Consultar” são listadas as datas dos ensaios realizados referentes ao equipamento selecionado no Passo 10. Após selecionar a data desejada o usuário pode optar por visualizar o relatório na forma de texto, com os pareceres de conformidade, ou o relatório gráfico que mostra numa interface gráfica as grandezas (temperatura, umidade e fluxo de ar) medidas durante todo o ensaio.

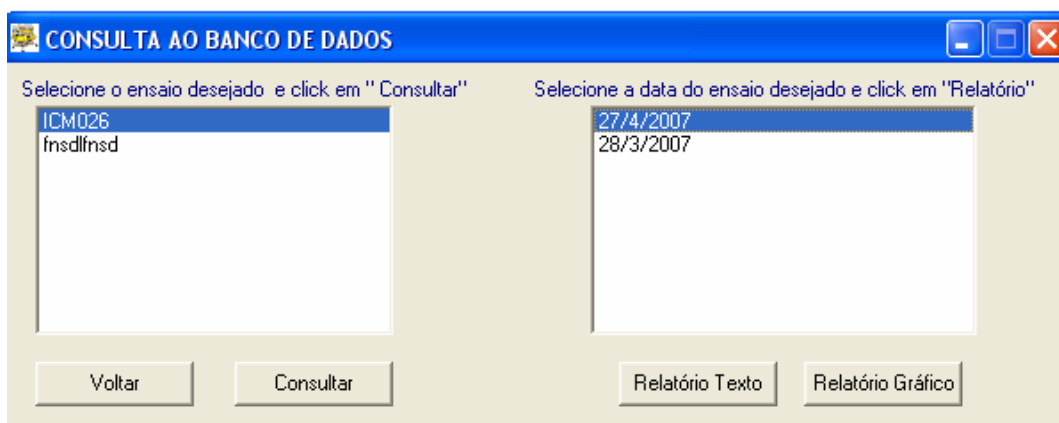


Figura IX. Tela de consulta de ensaios.