

FÁBIO IAIONE

**DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO ELETRÔNICO PARA ENSAIO DE
INCUBADORAS INFANTIS**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre. Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Santa Catarina.

Orientador: Prof. Raimes Moraes PhD.

FLORIANÓPOLIS

1999

FÁBIO IAIONE

**DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO ELETRÔNICO PARA ENSAIO DE
INCUBADORAS INFANTIS**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre. Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Santa Catarina.

Orientador: Prof. Raimes Moraes PhD.

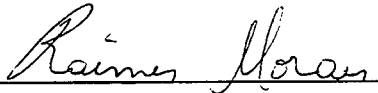
FLORIANÓPOLIS

1999

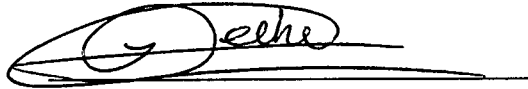
FÁBIO IAIONE

DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO ELETRÔNICO PARA ENSAIO DE
INCUBADORAS INFANTIS

Esta dissertação foi julgada para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.

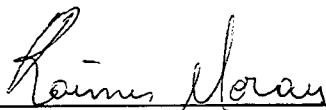


Prof. Raimes Moraes, EE, PhD
Orientador



Prof. Ildemar Cassana Decker, EE, Dr.
Coordenador de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:



Prof. Raimes Moraes, EE, PhD



Prof. Fernando Mendes de Azevedo, EE, Dr.



Prof. Renato Garcia Ojeda, EE, Dr.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que direta ou indiretamente auxiliaram no desenvolvimento desse trabalho. À minha família, à minha namorada Andréa e aos colegas de mestrado. Ao Centro de Engenharia Biomédica do Hospital São Vicente de Paulo, pela cessão de normas e materiais para construção do protótipo, ao professor Luiz Eduardo S. Spalding, pelo auxílio técnico, ao professor Samir N. Y. Gerges, do Laboratório de Vibrações e Acústica da Universidade Federal de Santa Catarina e ao Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, em especial, ao professor Raimes Moraes, pela orientação e apoio.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	vii
LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	viii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	x
RESUMO	xi
ABSTRACT	xii
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Justificativa	1
1.2 Objetivos	3
1.3 Descrição do conteúdo deste trabalho.....	3
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1 Perdas térmicas do corpo humano.....	5
2.1.1 Perda de calor por condução.....	5
2.1.2 Perda de calor por convecção	6
2.1.3 Perda de calor por radiação	7
2.1.4 Perda de calor por evaporação.....	8
2.1.5 Perdas térmicas dentro da incubadora	10
2.2 Estrutura e funcionalidade da incubadora para recém-nascidos	13
2.2.1 Sistema de circulação de ar	14
2.2.2 Sistema de controle de temperatura.....	14
2.2.3 Sistema de umidificação.....	16
2.3 A norma NBR IEC 601-2-19	17
2.4. Sensores para medição de parâmetros físicos em incubadoras	20
2.4.1 Sensores de temperatura	20
2.4.2 Sensores de umidade relativa	23
2.4.3 Medição do nível de pressão sonora.....	26
2.4.4. Medição da velocidade do fluxo de ar.....	36

3. SISTEMA DESENVOLVIDO	41
3.1 Especificação do aparelho desejada	41
3.2 Diagrama de blocos do sistema desenvolvido.....	42
3.2.1 A unidade de controle e aquisição do sistema desenvolvido	43
3.2.2 Os sensores de temperatura utilizados.....	46
3.2.3 Circuito utilizado para medição de umidade relativa.....	47
3.2.4 Circuito utilizado para medição de nível sonoro.....	49
3.2.5 Circuito utilizado para medição da velocidade do fluxo de ar	51
3.2.6 Circuito utilizado para recarregar as baterias	52
3.3 Programa do microcontrolador.....	53
4. TESTES REALIZADOS PARA CALIBRAR OS SISTEMAS DE MEDIÇÃO	59
4.1 Medição de temperatura.....	59
4.1.1 Metodologia utilizada para calibrar os sensores de temperatura.....	59
4.1.2 Resultados obtidos.....	63
4.2 Medição de umidade relativa	66
4.2.1 Metodologia utilizada para calibrar o sensor de umidade relativa	66
4.2.2 Resultados obtidos.....	68
4.3 Medição de nível sonoro	71
4.3.1 Metodologia utilizada para calibração do circuito medidor de nível sonoro	71
4.3.2 Resultados obtidos.....	72
4.4 Medição da velocidade do fluxo de ar	76
4.4.1 Metodologia utilizada para calibrar o sensor de velocidade do fluxo de ar	76
4.4.2 Resultados obtidos.....	77
5. RESULTADOS OBTIDOS	82
5.1 Características físicas e custo do protótipo desenvolvido.....	82
5.2 Medidas realizadas em uma incubadora.....	84
6. CONCLUSÕES	87
ANEXO 1 – Seções oito e onze da NBR IEC 601-2-19	90
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Perdas térmicas de um recém-nascido em incubadora.....	10
Tabela 2 - Requisitos e ensaios das Seções 8 e 11 da NBR IEC 601-2-19 relacionados com as condições ambientais proporcionadas ao recém-nascido.....	18
Tabela 3 - Comparação dos tipos de sensores de temperatura, segundo (Lefort & Ries, 1993)	21
Tabela 4 - Comparação de vários tipos de sensores de temperatura, segundo Hycal (1998) ..	22
Tabela 5 - Comparação dos tipos mais comuns de sensores de umidade relativa	26
Tabela 6 - Principais características do sensor de temperatura DS1820.....	47
Tabela 7 - Principais características do sensor de umidade relativa RHU 217-AT	48
Tabela 8 - Dados obtidos nas três medições de temperatura.....	65
Tabela 9 - Umidades relativas geradas por soluções salinas saturadas à 25 °C.....	68
Tabela 10 - Dados obtidos para 3 ciclos de medição com o medidor de umidade relativa construído.....	69
Tabela 11 - Valores obtidos para os coeficientes da reta de regressão linear e erros com e sem correção	70
Tabela 12 - Valores de tensão obtidos na saída do circuito medidor de nível sonoro para diferentes frequências com nível de pressão sonora constante (74dB).....	72
Tabela 13 - Valores de tensão obtidos na saída do circuito medidor de nível sonoro para diferentes níveis de pressão sonora a uma frequência de 1000Hz	74
Tabela 14 - Tensão de saída do sistema de medição de velocidade do ar em função da temperatura para uma velocidade constante de 0,35 m/s	78
Tabela 15 - Tensão de saída do sistema de medição de velocidade do ar em função da velocidade para uma temperatura constante de 26°C.....	79

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Perda de calor por condução, onde o corpo perde calor para um objeto em contato	6
Figura 2 - Perda de calor por convecção: o ar aquecido sobe, dando lugar ao ar frio que retira mais calor do corpo	7
Figura 3 - Perda de calor por radiação: o calor é perdido através de ondas eletromagnéticas na faixa do infravermelho	8
Figura 4 - Incubadora para recém-nascidos	13
Figura 5 - Esquema simplificado do sistema de umidificação passivo. O fluxo de ar passa através de um reservatório contendo água umidificando o ar	16
Figura 6 - Esquema simplificado do sistema de umidificação ativo.....	17
Figura 7 - Localização dos pontos de medição sobre o colchão da incubadora.....	20
Figura 8 - Diagrama de blocos simplificado de um medidor de nível de pressão sonora.....	28
Figura 9 – Resposta em frequência do ouvido humano para diferentes níveis de audibilidade	33
Figura 10 - Resposta em frequência ponderada em A, em decibéis, relativa a resposta em 1000Hz, com os limites de tolerância do medidor Tipo 3	35
Figura 11 - Sensores <i>hot-wire</i> (esquerda) e <i>hot-film</i> (direita) típicos.....	38
Figura 12 - Circuito de temperatura constante para <i>hot-wire</i>	39
Figura 13 – Diagrama de blocos do equipamento desenvolvido	43
Figura 14 - Diagrama de blocos da unidade de controle.....	44
Figura 15 - Diagrama de blocos do circuito atenuador para condicionamento do sinal de umidade relativa	48
Figura 16 - Diagrama de blocos do circuito para medição de nível sonoro.....	49
Figura 17 - Gráfico de módulo da Eq. 18 com as tolerâncias para curva A (Tipo 3)	50
Figura 18 - Diagrama de blocos do circuito para medir a velocidade do fluxo de ar	51
Figura 19 – Fluxograma da parte inicial do programa do microcontrolador	54
Figura 20– Fluxograma simplificado do modo medidor do programa	55
Figura 21 – Fluxograma simplificado do modo coletor do programa.....	57

Figura 22 – Fluxograma simplificado do modo testador do programa.....	58
Figura 23 - Resposta ideal e real de um medidor de temperatura hipotético	61
Figura 24 - Cálculo dos coeficientes da reta de regressão linear e a reta correspondente a estes coeficientes.....	61
Figura 25 – Exemplo de correção das medidas pelos coeficientes da reta de regressão linear	62
Figura 26 - Estrutura utilizada para realizar a calibração dos sensores de temperatura.....	63
Figura 27 - Medidas dos cinco sensores de temperatura obtidas no primeiro ciclo de medição	63
Figura 28 - Medidas do sensor A e do sensor B, com e sem correção.....	64
Figura 29 - Erro do sensor B, em comparação ao sensor A, sem e com a correção usando os coeficientes da regressão linear.....	64
Figura 30 - Estrutura utilizada para gerar umidades relativas estáveis entre 30% e 80%, usadas na calibração do medidor de umidade relativa construído	67
Figura 31 - Medidas do padrão local e dos 3 ciclos de medição do protótipo	69
Figura 32 - Resposta em frequência do medidor construído e as tolerâncias para a curva A (Tipo 3).....	73
Figura 33 – Tensões de saída do circuito medidor em função do NPS e a curva obtida a partir da Eq. 19.....	74
Figura 34 - Diferença entre os níveis de pressão sonora medidos pelo medidor padrão e os valores calculados através da equação de aproximação.....	75
Figura 35 - Estrutura utilizada para calibrar o sistema de medição da velocidade do ar	76
Figura 36 - Tensão de saída do sistema de medição da velocidade do ar e a curva obtida a partir da equação de aproximação	79
Figura 37 - Tensão de saída do sistema de medição da velocidade do ar para velocidade variável e temperatura constante de 26°C	80
Figura 38 – Base metálica contendo as hastes verticais onde são fixados os sensores.....	82
Figura 39 – Protótipo sendo utilizado em uma incubadora.....	83
Figura 40 – Dados coletados dentro de uma incubadora e visualizados em uma planilha do <i>MS Excel</i>	84
Figura 41 – Gráfico com os dados coletados	85

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C	Graus Celsius
Temp	Temperatura
TempA	Temperatura no ponto A
TempB	Temperatura no ponto B
TempC	Temperatura no ponto C
TempD	Temperatura no ponto D
TempE	Temperatura no ponto E
UR	Umidade relativa
NPS	Nível de pressão sonora
dB	Decibéis
RTD	<i>Resistive temperature detector</i>
vel.	Velocidade
press.	Pressionada
EVA	Estado da velocidade do ar
CAD	Conversor analógico - digital
PC	<i>Personal computer</i>
IPT	Instituto de Pesquisas Tecnológicas
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas

RESUMO

A incubadora para recém-nascidos ou incubadora neonatal é um equipamento eletromédico usado para a manutenção da vida de recém-nascidos prematuros. Sua função é proporcionar ao recém-nascido um ambiente termoneutro. Este ambiente é obtido através do controle da temperatura e umidade relativa do ar em níveis adequados. Isto permite que o bebê mantenha a temperatura corporal normal a baixas taxas metabólicas. Este ambiente contribui para um desenvolvimento rápido do infante com uma menor incidência de doenças.

No presente trabalho realizou-se o projeto e a construção de um aparelho eletrônico que tem como finalidade testar incubadoras, verificando as características do ambiente proporcionado por elas ao recém-nascido. Assim, pretende-se contribuir com o aumento da eficiência e segurança na utilização de tais equipamentos eletromédicos.

O protótipo desenvolvido mede, no interior da incubadora, a temperatura do ar em cinco pontos diferentes, através de sensores digitais; a umidade relativa, através de um sensor resistivo pré-condicionado; o nível sonoro, através de um microfone de eletreto e o estado da velocidade do fluxo de ar, através de um termistor auto-aquecido. O equipamento pode funcionar no modo de coleta, onde armazena as grandezas citadas a cada minuto, permitindo sete horas de ensaio e a posterior transferência dos dados para um microcomputador PC, através da porta serial. O sistema pode também funcionar no modo de teste, onde realiza testes baseados na norma NBR IEC 601-2-19, instruindo o operador através de mensagens no visor e avisos sonoros, quando algum reajuste deve ser feito nos controles da incubadora.

Exemplo de utilização do protótipo é apresentado.

Palavras chave: equipamento, teste, incubadora, infantil

ABSTRACT

The infant incubator is an electromedical equipment used for life maintenance of premature newborn. Its function is to provide a termoneutral environment, that is achieved by keeping the temperature and relative humidity of the air within levels adequate. This allows the baby to maintain the normal body temperature without metabolic losses. This environment contributes to a fast development of the infant and a small incidence of diseases.

This work presents the project and construction of an electronic equipment to assess the stability of the environment provided by incubators. Such equipment will contribute to increase the efficiency and safety of incubator.

The developed prototype measures, inside the incubator, the temperature of the air in five different points; the relative humidity; the sound level and the air flow velocity. A review of sensors developed to measure these parameters is presented and the choice of the ones in this work is justified. The equipment is microprocessed, measuring and storing the parameters at every minute up to a period of seven hours. The stores data can be transferred to a PC microcomputer through a serial interface. The equipment can also display messages and turn alarms on when detecting incubator malfunctions according to NBR IEC 601-2-19.

Example of measurements performed by the developed system is presented.

Key words: equipment, test, incubator, infant

1 INTRODUÇÃO

1.1 Justificativa

A incubadora para recém-nascidos ou incubadora neonatal é um equipamento eletromédico usado para a manutenção da vida de recém-nascidos prematuros. Sua função é proporcionar ao recém-nascido um ambiente termoneutro através do controle da temperatura e da umidade relativa do ar. O ambiente termoneutro é aquele onde o recém-nascido produz o mínimo de calor possível, mantendo sua temperatura corporal normal. Isto contribui para um desenvolvimento mais rápido do infante com menor incidência de doenças.

Para realizar o controle da temperatura e umidade do ar, a incubadora neonatal possui sensores (de temperatura e umidade relativa), atuadores (resistor de aquecimento e vaporizador), elementos para regulação (acessíveis ao usuário) e circuitos eletrônicos de controle. Os circuitos de controle recebem os sinais dos sensores e acionam os atuadores visando manter as grandezas em torno dos valores selecionados pelo operador. A incubadora possui ainda um sistema de circulação de ar, formado por um motor acoplado a uma

ventoinha, que serve para tornar homogênea a temperatura e umidade no interior da mesma, além de proporcionar a renovação do ar.

Um dos principais requisitos na aquisição de uma incubadora é a certificação da mesma pela norma NBR IEC 601-2-19 (Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras para recém-nascidos), que estabelece os requisitos que minimizam os riscos ao paciente e ao usuário, e os ensaios para verificar a conformidade com estes requisitos.

Entretanto, com o tempo, as incubadoras tendem a sofrer uma deterioração natural, e conseqüentemente, deixar de satisfazer os requisitos da norma. Como a incubadora é utilizada no tratamento de pacientes muito sensíveis e com capacidade de comunicação muito limitada, a verificação dos principais requisitos da norma, relacionados à segurança do paciente, deve ser realizada após manutenção corretiva ou na manutenção preventiva.

Os principais ensaios sugeridos nas seções 8 e 11 da norma NBR IEC 601-2-19 requerem a medição, no interior da incubadora, da temperatura do ar em cinco pontos diferentes, da umidade relativa, do nível sonoro e da velocidade do fluxo de ar. Estes ensaios implicam portanto na utilização de quatro equipamentos diferentes. Além disso, as leituras dos aparelhos deveriam ser registradas manualmente, por um operador, para uma análise posterior do desempenho da incubadora. Isso certamente exigiria uma mão de obra especializada, um custo elevado e um tempo relativamente grande para execução.

A descrição acima aliada à realidade brasileira, deixa claro a impossibilidade da execução destes ensaios. Por outro lado, a sua não realização implica em oferecer um atendimento que pode apresentar riscos aos recém-nascidos.

1.2 Objetivos

Em função da inexistência no mercado de um equipamento para realizar esses testes, decidiu-se projetar e construir um aparelho eletrônico microcontrolado para verificar o funcionamento das incubadoras, tendo como base as Seções 8 (Exatidão de dados de operação e proteção contra características de saída incorreta) e 11 (Requisitos adicionais) da referida norma. Estas seções tratam especificamente das condições ambientais proporcionadas ao infante pela incubadora.

Cabe observar que o sistema não tem a finalidade de certificar incubadoras, pois para tal fim deveria realizar todos os ensaios das seções citadas da norma. Além disto, seria necessária a realização dos ensaios das outras seções da norma que abordam por exemplo, a resistência mecânica, o risco de choque elétrico e outros; e ainda os ensaios da norma geral. Portanto, não se objetiva um sistema para certificação de incubadoras e sim, um sistema para verificar as condições ambientais proporcionadas ao recém-nascido, tendo como base as recomendações da NBR IEC 601-2-19.

1.3 Descrição do conteúdo deste trabalho

O Capítulo 2 apresenta as perdas térmicas no corpo humano, a estrutura e o princípio de funcionamento das incubadoras, os requisitos das seções 8 e 11 da norma NBR IEC 601-2-19 e os tipos mais comuns de sensores necessários para o desenvolvimento do equipamento.

No Capítulo 3 são apresentados, as especificações desejadas do aparelho, os diagramas de blocos dos circuitos que constituem o equipamento desenvolvido e os fluxogramas do programa do microcontrolador relativos aos três modos de funcionamento (medidor, coletor, testador).

O Capítulo 4 mostra a metodologia para calibração, os resultados obtidos e uma pequena discussão sobre a calibração de cada sistema de medição do equipamento.

O capítulo 5 mostra os resultados obtidos dentro de uma incubadora, exemplificando a forma de funcionamento do aparelho.

Finalizando, o capítulo 6 mostra as conclusões sobre o trabalho.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Os recém-nascidos, principalmente os prematuros, apresentam dificuldades para regular a sua própria temperatura corporal, pois possuem uma produção de calor muito limitada e perdas térmicas maiores que às de um adulto. Estas perdas se devem a uma razão desfavorável entre a área da superfície e a massa corporal, à pequena espessura da camada de gordura subcutânea e à grande permeabilidade da pele à água (Webster, 1995 ; Bach et al., 1997 ; Frankenberger et al., 1997 ; Fanaroff & Klaus, 1973).

Este capítulo discute os diferentes mecanismos envolvidos na perda de calor pelo recém-nascido, o conceito de ambiente termoneutro, os aspectos de funcionamento de uma incubadora para promover o ambiente termoneutro, e também, os principais requisitos da norma NBR IEC relativa à incubadoras.

2.1 Perdas térmicas do corpo humano

O corpo humano perde calor para o ambiente que o envolve através de quatro formas:

2.1.1 Perda de calor por condução

Essa perda ocorre pela transferência de calor através da superfície da pele em contato com um objeto que possui uma temperatura menor que a do corpo. Por exemplo, para um colchão sobre o qual está localizado o indivíduo (Bach et al., 1997).

A transferência de calor por condução, entre dois corpos (Figura 1), pode ser estimada pela seguinte expressão (Ozisik, 1990):

$$Q_{cd} = hct \cdot A \cdot (T1 - T2) \quad Eq.(1)$$

Onde: Q_{cd} = fluxo de energia térmica [$J.s^{-1} = W$];

hct = condutância térmica de contato interfacial [$W.m^{-2} \cdot ^\circ C^{-1}$];

A = área de contato entre os dois corpos [m^2];

$T1$ = temperatura do corpo 1 [$^\circ C$];

$T2$ = temperatura do corpo 2 [$^\circ C$];

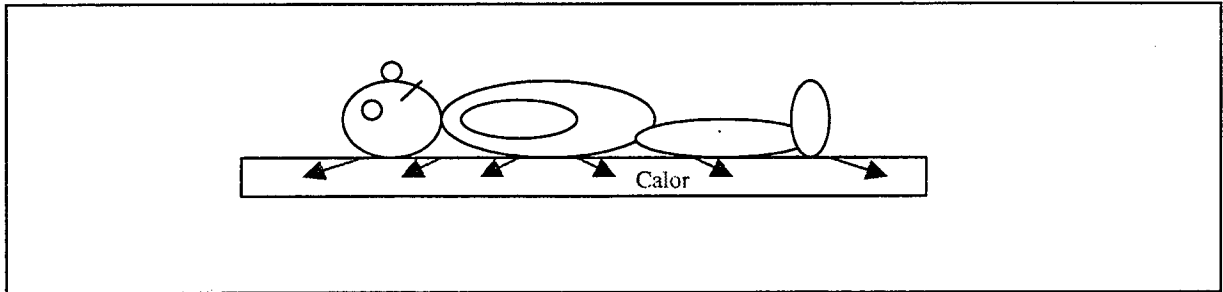


Figura 1 - Perda de calor por condução, onde o corpo perde calor para um objeto em contato

Essa perda de calor pode ser reduzida, introduzindo-se entre a pele e o objeto, um material que seja isolante térmico (baixa condutividade térmica) ou aumentando-se a temperatura do objeto em contato.

2.1.2 Perda de calor por convecção

Este tipo de perda ocorre pela transferência de calor para o ar movendo-se sobre a superfície da pele ou sobre as membranas do aparelho respiratório (Bach et al., 1997). A convecção ocorre devido ao aquecimento do ar adjacente à superfície da pele, por condução. Ao adquirir a temperatura cutânea, superior a do ar circundante, o ar aquecido eleva-se (correntes de convecção), dando lugar ao ar com temperatura mais baixa. Assim, o ar entra continuamente em contato com a pele, absorvendo calor.

A transferência de calor por convecção (Figura 2) pode ser calculada pela seguinte equação (Amorim, 1994):

$$Q_{cv} = hc \cdot A \cdot (T1 - T2) \quad Eq.(2)$$

Onde: Q_{cv} = fluxo de energia térmica [$J \cdot s^{-1}$];

hc = coeficiente de transferência de calor por convecção [$J \cdot s^{-1} \cdot m^{-2} \cdot ^\circ K^{-1}$];

A = superfície do corpo em contato com o ar [m^2];

$T1$ = temperatura do corpo [$^\circ K$];

$T2$ = temperatura do ar [$^\circ K$];

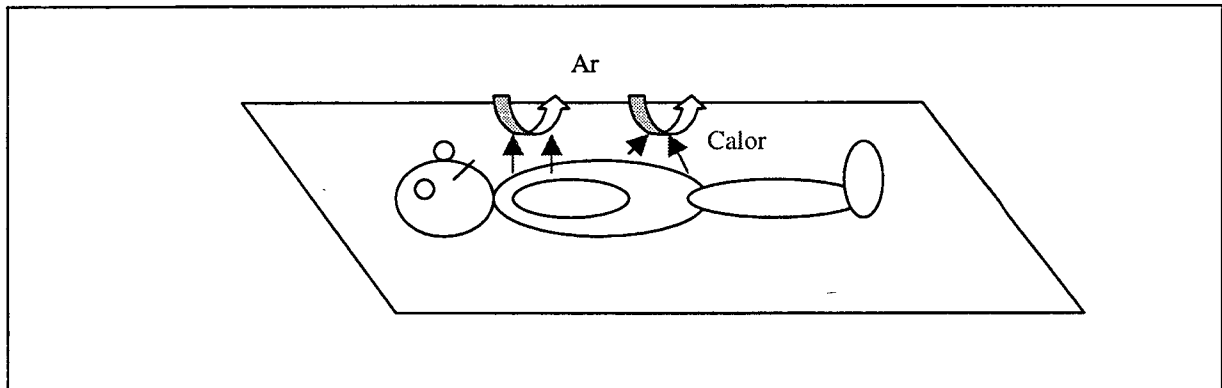


Figura 2 - Perda de calor por convecção: o ar aquecido sobe, dando lugar ao ar frio que retira mais calor do corpo

A perda por convecção aumenta quando o corpo fica exposto à correntes de ar, sendo maior para maiores velocidades destas. Esta perda pode ser reduzida através do aumento da temperatura do ar do ambiente em que o corpo se encontra.

2.1.3 Perda de calor por radiação

Essa perda ocorre através da emissão pela pele de ondas eletromagnéticas com comprimentos de onda de 5 a 20 μm (raios infravermelhos). Todos os objetos que não estão na temperatura de zero absoluto irradiam esses raios. Se a temperatura do corpo for maior que a do meio ambiente, a quantidade de calor irradiada pelo corpo será maior que a quantidade recebida dos objetos do meio (Figura 3), resultando em uma perda efetiva de calor (Guyton, 1992 ; Sears & Zemansky, 1977).

Para um corpo a uma temperatura T_1 e totalmente envolvido por paredes à temperatura T_2 , a taxa efetiva de perda de energia por unidade de área é dada pela seguinte equação (Sears & Zemansky, 1977 ; Gieck):

$$Q_{rad} = e \cdot \sigma \cdot (T_1^4 - T_2^4) \quad Eq.(3)$$

Onde: Q_{rad} = perda de energia térmica por radiação [$J \cdot s^{-1} \cdot m^{-2}$];

e = emissividade da superfície do corpo [$J \cdot s^{-1} \cdot m^{-2} \cdot ^\circ K^{-4}$];

σ = constante com valor igual a $5,6699 \cdot 10^{-8}$;

T_1 = temperatura do corpo [$^\circ K$];

T_2 = temperatura das paredes que envolvem o corpo [$^\circ K$];

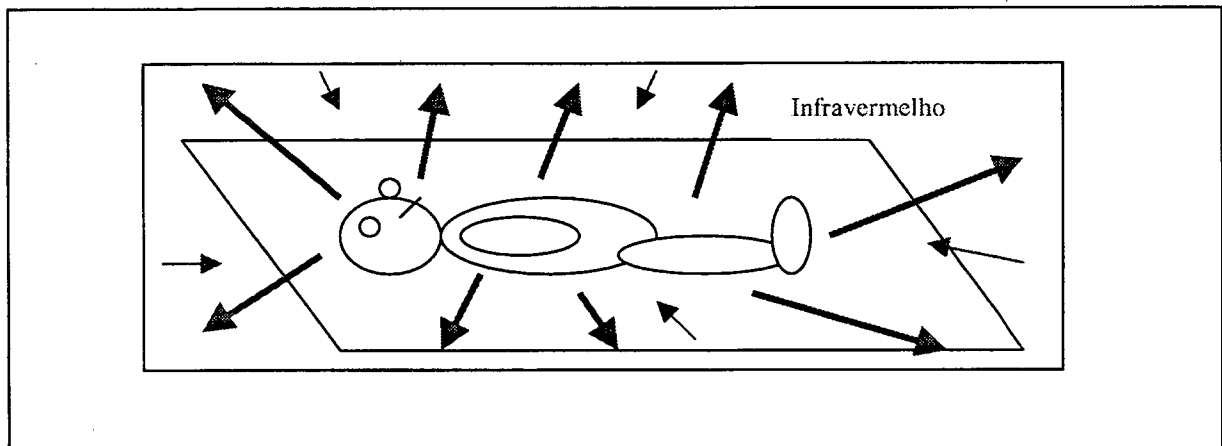


Figura 3 - Perda de calor por radiação: o calor é perdido através de ondas eletromagnéticas na faixa do infravermelho

Essa perda pode ser reduzida através do aumento da temperatura dos objetos presentes no ambiente em que o corpo se encontra.

2.1.4 Perda de calor por evaporação

Ocorre devido à evaporação de água para o ambiente (a água absorve calor para evaporar – calor latente de evaporação = $537,5 \text{ cal / g}$) através das membranas do sistema respiratório, através da pele e pela excreção das glândulas sudoríparas (Bach et al., 1997). Mesmo quando uma pessoa adulta não está suando, sua perda de água é de aproximadamente

600ml por dia, ocasionando uma perda de calor contínua de 12 à 16 kcal por hora (aproximadamente 15,6 Watts) (Guyton, 1992).

A perda de água através da epiderme pelos bebês prematuros pode ser até quinze vezes maior do que em um bebê com tempo de gestação normal, sendo portanto um fator importante no controle da água e do balanço térmico corporais (Amorim et al., 1997 ; Bouattoura et al., 1997 ; Amorim, 1994). Nos primeiros dias de vida, a perda diária de água por evaporação pode alcançar até 20% da massa corporal do bebê; e a perda de calor resultante pode ser tão alta que acaba excedendo a produção metabólica total de calor do mesmo (Bouattoura et al., 1997 ; Abdiche et al., 1997). Os bebês prematuros apresentam um fluxo sanguíneo periférico elevado e uma epiderme com grande permeabilidade, o que facilita a difusão passiva de água (Amorim et al., 1997).

A perda de calor por evaporação através da pele pode ser estimada pela seguinte equação (Amorim, 1994):

$$Q_{cut} = (P_{sk} - p_a) \cdot Re^{-1} \quad Eq.(4)$$

Onde: Q_{cut} = fluxo de energia térmica devido a evaporação cutânea [$J \cdot s^{-1} \cdot m^{-2}$];

P_{sk} = pressão saturante do vapor de água na temperatura da pele [kPa];

p_a = pressão parcial do vapor de água no ambiente [kPa];

Re = resistência à evaporação [$m^2 \cdot kPa \cdot J^{-1} \cdot s$];

Para se estimar a perda de calor por evaporação de um bebê, através das vias respiratórias, utiliza-se a equação abaixo (Amorim, 1994):

$$Q_{resp} = 2,43 \cdot me \quad Eq.(5)$$

Onde: Q_{resp} = perda de calor devido a evaporação nas vias respiratórias [kJ];

2,43 = energia necessária para evaporar 1 grama de água [$kJ \cdot g^{-1}$];

me = massa de água evaporada [g];

Essa perda pode ser reduzida através do aumento da umidade do ar no ambiente em que o corpo se encontra (Arone, 1995 ; Amorim et al., 1997 ; Bouattoura et al., 1997 ; Abdiche et al., 1997).

2.1.5 Perdas térmicas dentro da incubadora

A Tabela 1 mostra as perdas de calor de um recém-nascido com uma semana de idade e 2 kg de peso, despido e deitado em um colchão de espuma, em um ambiente com temperatura uniforme, umidade moderada e sem correntes de ar (condições aplicadas em uma incubadora aquecida) (Gordon & Avery, 1984).

Tabela 1 - Perdas térmicas de um recém-nascido em incubadora

Perda de calor (kcal / m ² . h):	Temperatura ambiental		
	30 °C	33 °C	36 °C
Radiação	19 (43%)	12 (40%)	7 (24%)
Convecção	15 (37%)	9 (33%)	5 (19%)
Evaporação	7 (16%)	7 (24%)	17 (56%)
Condução	2 (4%)	1 (3%)	0 (1%)
Total	43	29	29

Considerando uma superfície corporal de 0,2 m², as perdas totais em 30 °C, 33 °C e 36 °C (em Watts) são respectivamente, 10 Watts; 6,74 Watts e 6,74 Watts.

Perdas por condução são função da condutividade térmica do material em contato com o corpo, mas como o recém-nascido está sobre um colchão de baixa condutividade, a troca de calor por essa via é geralmente pequena.

A troca por convecção depende da velocidade e temperatura do ar. Juntamente com a radiação, representa a principal via de perda de calor, sendo inversamente proporcional à temperatura do ar no ambiente.

A perda por evaporação depende da umidade relativa e da velocidade do ar, representando uma fração pequena, porém importante, da perda de calor. Entretanto, quando um recém-nascido imaturo é colocado em um ambiente de baixa umidade relativa, a evaporação torna-se a fração principal das perdas.

A perda de calor radiante corresponde a maior fração de calor dissipado. A superfície para a qual o recém-nascido irradia calor é a face interna da cobertura de acrílico (perspex) da incubadora, sendo esta opaca às radiações infravermelhas emitidas. A temperatura da cobertura é afetada pela temperatura do ar da incubadora e também pela temperatura do ar do quarto. Assim, as trocas radiantes são significativamente afetadas por esta última, a menos que uma segunda camada de perspex seja interposta entre o recém-nascido e a cobertura. Essa nova camada é aquecida pelo ar da incubadora ficando com a mesma temperatura deste (o que já se encontra incorporado às incubadoras mais modernas de parede dupla) (Gordon & Avery, 1984).

Em termos científicos, a temperatura do ar no interior da incubadora nem sempre é o reflexo total da temperatura ambiental aplicada ao recém-nascido. Entretanto, em ambientes de moderada umidade relativa (=50%), sem correntes de ar, e onde as temperaturas do ar, das superfícies condutoras e das superfícies receptoras radiantes não diferem entre si em mais de um grau, a temperatura do ar tem boa possibilidade de ser o reflexo da “temperatura ambiental” (Gordon & Avery, 1984).

Dado o exposto, o cuidado do recém-nascido, principalmente prematuro, requer um microclima que ofereça um ambiente termoneutro (temperatura e umidade relativa do ar adequadas) para reduzir ao mínimo a sua perda e a sua produção de calor, seu consumo de

oxigênio e suas necessidades nutricionais. Isto contribui para um desenvolvimento significativamente mais rápido na massa e comprimento corporais, na superação de intercorrências clínicas esperadas e para uma evolução mais estável e sem seqüelas para o recém-nascido (Webster, 1995 ; Arone, 1995).

O ambiente termoneutro apresenta uma faixa de temperatura ambiental na qual o recém-nascido tem uma taxa metabólica mínima e apresenta uma temperatura corpórea normal, podendo mantê-la constante apenas por controle vasomotor, transpiração e postura. Abaixo dessa faixa torna-se necessária uma resposta metabólica ao frio, para reposição de calor. Acima dessa faixa, torna-se inevitável um aumento da temperatura corpórea e também, da taxa metabólica. Assim, a faixa termoneutra representa uma faixa térmica de estresse mínimo, a qual é muito estreita em recém-nascidos despídos (Gordon & Avery, 1984).

A única forma de se certificar que um bebê com temperatura corporal normal está em um ambiente termoneutro é controlar continuamente a sua taxa metabólica, medindo-se o consumo de oxigênio do mesmo. Isso requer técnicas incompatíveis com a assistência clínica atualmente disponível. Assim, para proporcionar um ambiente termoneutro na incubadora, usam-se valores de temperatura tabelados disponíveis na literatura (Scopes & Ahmed, 1966 ; Arone, 1995 ; Hey & Katz, 1970).

Segundo as tabelas, a temperatura do ar adequada para o recém-nascido depende de sua idade e peso, variando de 30°C à 36°C. Os bebês com peso ou idade menores requerem temperaturas mais elevadas e aqueles com peso ou idade maiores requerem temperaturas menores. A umidade relativa do ar adequada está entre 40% e 60% (Arone, 1995).

Cabe observar que a temperatura corporal é apenas uma medida do equilíbrio entre a produção e a perda líquida de calor, sendo isoladamente, de valor limitado na avaliação do provável estado metabólico de um bebê (Arone, 1995).

Nos berçários, um dos equipamentos de aquecimento mais utilizados para o recém-nascido despido é a incubadora aquecida por convecção ou incubadora fechada, chamada popularmente de incubadora infantil ou incubadora para recém-nascidos.

2.2 Estrutura e funcionalidade da incubadora para recém-nascidos

As incubadoras para recém-nascidos possuem uma câmara formada por paredes de acrílico (perspex), constituídas por uma camada simples ou dupla, dentro da qual o bebê é colocado sobre um colchão feito com material macio e isolante térmico. As paredes possuem portinholas para permitir o acesso manual ao recém-nascido sem a necessidade de abrir a cúpula de acrílico (Figura 4) (Arone, 1995).

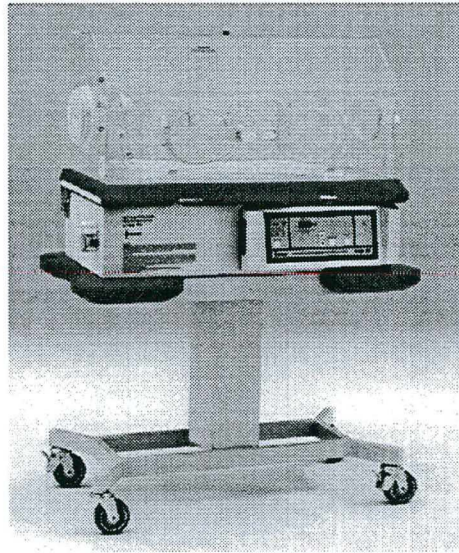


Figura 4 - Incubadora para recém-nascidos

Sob o colchão existe uma base de alumínio móvel (bandeja), abaixo da qual há uma base metálica que isola o compartimento do bebê do resto do equipamento.

As incubadoras possuem também alavancas para a modificação da posição do colchão, permitindo geralmente as seguintes posições: drenagem de secreções, próclive (após as mamadas) e horizontal alta (para radiografia e tratamento fototerápico). Elas possuem ainda,

conexão para entrada de oxigênio com válvula limitadora (permite a administração de oxigênio misturado com o ar externo ou puro), bocal para introdução de água no sistema umidificador, válvula para retirada de água e termômetro de cúpula (Arone, 1995).

O sistema de suporte ao ambiente termoneutro da incubadora pode ser dividido em 3 partes:

2.2.1 Sistema de circulação de ar

Este sistema é composto por um motor elétrico acoplado a uma ventoinha. Sua finalidade é aspirar ar do ambiente externo, através de um microfiltro que retém partículas de até $0,5\mu\text{m}$, a uma taxa de aproximadamente 35 litros/min. Tem como objetivo também, tornar homogênea a distribuição de temperatura e umidade no ambiente interno. Esse ar aspirado renova o ar interno e cria uma pequena diferença de pressão entre o ambiente interno e externo. Isso impede a entrada do ar externo através de orifícios presentes nas paredes da cúpula que são usados para passagem de mangueiras, extensões, drenos e cabos sensores de monitoração. O ar não entrará também através das portinholas quando estas são abertas para manuseio do bebê (Arone, 1995).

2.2.2 Sistema de controle de temperatura

As incubadoras apresentam dois modos de funcionamento: TAC (controle da temperatura do ar) e TIC (controle da temperatura do infante). No primeiro, a variável controlada (medida e mantida automaticamente em um valor estabelecido pelo operador) é a temperatura do ar que circula no interior da incubadora. No segundo a variável controlada, medida através de um sensor apropriado, é a temperatura da pele do bebê (NBR IEC 601-2-19, 1997). Esse modo também é chamado de servocontrolado. As incubadoras mais antigas

operam apenas no modo TAC e as mais modernas permitem os dois modos de funcionamento (Arone, 1995).

As incubadoras também possuem um sistema de alarme para alertar o corpo clínico sobre a ocorrência de um sobre-aquecimento perigoso nas mesmas. O sistema mais comum inclui um termostato que energiza um alarme audível sempre que a temperatura exceder o limite de segurança (normalmente de 38°C). Geralmente, esse sistema também reduz imediatamente o fornecimento de energia ao elemento aquecedor (Webster, 1995).

Existem vários tipos de sistema de controle automático de temperatura, sendo o elemento aquecedor, geralmente, um resistor de forma helicoidal. Quanto a forma de controle, os mais comuns são o sistema de controle *on/off* e o sistema de controle proporcional.

O sistema *on/off* de controle automático de temperatura é o mais antigo e baseia-se na utilização de um termostato ajustável. Para este sistema, enquanto a temperatura da variável controlada (ar ou pele) estiver abaixo da temperatura ajustada no termostato, haverá fornecimento de energia para o elemento aquecedor. Quando a temperatura igualar-se com a ajustada, o termostato irá comutar (abrir ou fechar) de modo que o fornecimento de energia para o elemento aquecedor seja interrompido. O termostato apresenta uma histerese para evitar acionamentos seguidos do elemento aquecedor.

O sistema de controle automático de temperatura proporcional é um dos sistemas mais comuns onde a temperatura do ar que entra na câmara do bebê, ou a temperatura da pele do mesmo, altera a resistência de um sensor que é comparada com uma resistência fixa correspondente à temperatura selecionada. Se a temperatura do ar ou da pele é menor que a temperatura selecionada, uma certa quantidade de energia é fornecida ao elemento aquecedor para corrigir essa diferença. Porém, a quantidade de energia aplicada ao elemento aquecedor é proporcional à diferença entre a temperatura medida (do ar ou da pele) e à ajustada. Isso significa que a quantidade de energia é decrementada à medida que a temperatura aproxima-

se da temperatura selecionada. Esta é uma importante característica na implementação de um controle mais preciso e na minimização do *overshoot* em torno da temperatura ajustada (Webster, 1995).

2.2.3 Sistema de umidificação

O sistema de umidificação passivo é muito comum nas incubadoras para recém-nascidos e consta simplesmente de um reservatório contendo água, pela superfície da qual passa uma parte do fluxo de ar gerado pela ventoinha. Esse fluxo pode ser regulado, visando uma maior ou menor umidificação do ar (Figura 5).

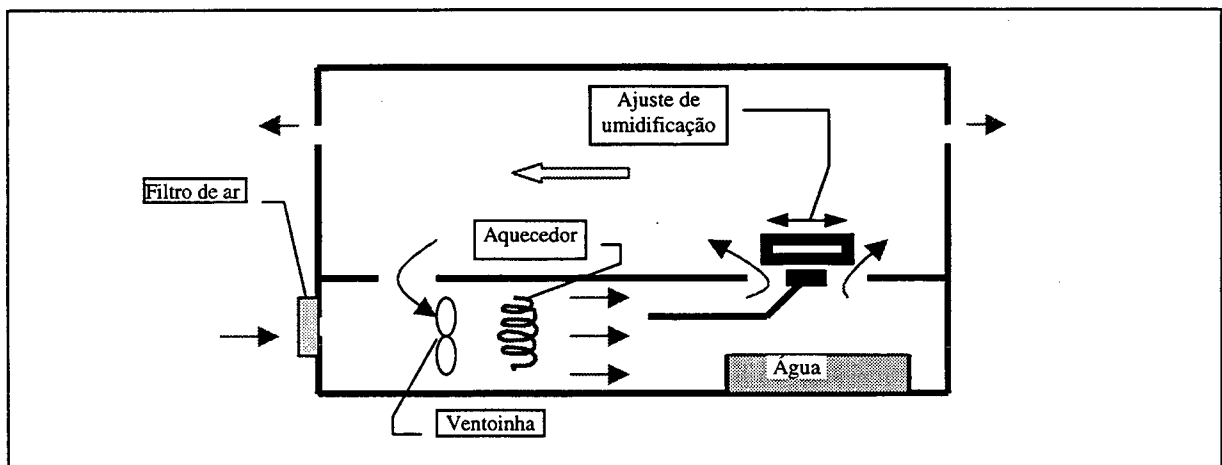


Figura 5 - Esquema simplificado do sistema de umidificação passivo. O fluxo de ar passa através de um reservatório contendo água umidificando o ar

Nesse sistema, a umidificação do ar ocorre pela difusão passiva de água para o ar que passa pelo reservatório e não existe um mecanismo de controle de malha fechada da umidade relativa.

O sistema de umidificação ativo é constituído por um vaporizador ultra-sônico cuja quantidade de vapor gerado é controlada por um sistema de controle que possui também um sensor de umidade, proporcionando assim um controle de malha fechada (Figura 6). A

vaporização da água se dá pela transmissão de energia acústica emitida por um cristal piezoelétrico (Amorim, 1994).

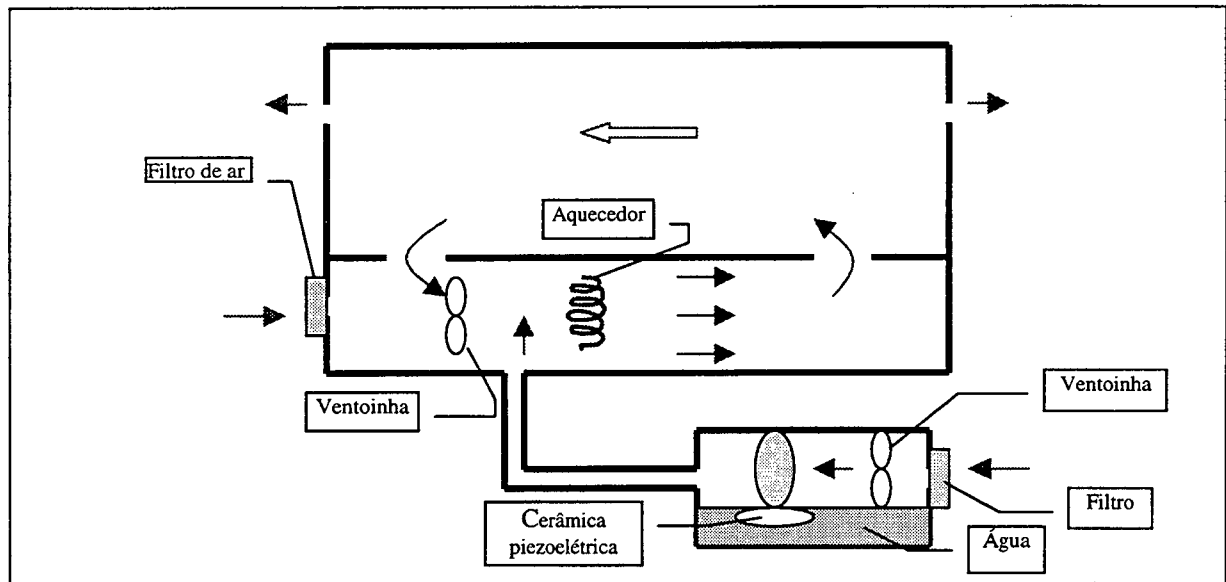


Figura 6 - Esquema simplificado do sistema de umidificação ativo

O sistema de controle pode ser analógico ou microprocessado e vários algoritmos com esta finalidade têm sido desenvolvidos para manter a umidade relativa selecionada o mais estável possível e com respostas rápidas.

2.3 A norma NBR IEC 601-2-19

A norma NBR IEC 601-2-19 (Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras para recém nascidos) refere-se à segurança de incubadoras para recém-nascidos e complementa a norma NBR 601-1. Esta norma tem como objetivos estabelecer os requisitos para incubadoras que minimizem os riscos aos pacientes e aos usuários, e especificar os ensaios que possam verificar a conformidade com estes requisitos.

A certificação de um modelo de incubadora é realizada por uma instituição certificadora que, após verificar a conformidade com a norma, concede ao solicitante

(fabricante), um Certificado de Conformidade de Produto. Assim, o fabricante tem a licença para usar no produto, a Marca de Conformidade de propriedade do INMETRO. Essa licença tem validade de cinco anos.

Em relação as condições ambientais proporcionadas pela incubadora ao recém-nascido, a Seção 8 (Exatidão de dados de operação e proteção contra características de saída incorreta – Anexo 1) e a Seção 11 da norma (Requisitos adicionais - Anexo 1) definem os requisitos e ensaios apresentados na Tabela 2. A norma também especifica a localização dos pontos de medição sobre o colchão, dos parâmetros mencionados na Tabela 2 (Figura 7).

Tabela 2 - Requisitos e ensaios das Seções 8 e 11 da NBR IEC 601-2-19 relacionados com as condições ambientais proporcionadas ao recém-nascido

REQUISITOS	CARACTERÍSTICAS DE ENSAIO
$(T_{MED.INC} - 0,5^{\circ}C) \leq T_{INC} \leq (T_{MED.INC} + 0,5^{\circ}C)$	<ul style="list-style-type: none"> - Condição de $T_{ESTAB.}$; - $T_{CON} = 32^{\circ}C$; - $T_{CON} = 36^{\circ}C$; - Durante 1 hora;
$(T_{MED.INC} - 0,8^{\circ}C) \leq T_{MED. (B,C,D e E)} \leq (T_{MED.INC} + 0,8^{\circ}C)$	<ul style="list-style-type: none"> - Operando com TAC; - $T_{CON} = 32^{\circ}C$; - $T_{CON} = 36^{\circ}C$; - Colchão na horizontal;
$(T_{MED.INC} - 1^{\circ}C) \leq T_{MED. (B,C,D e E)} \leq (T_{MED.INC} + 1^{\circ}C)$	<ul style="list-style-type: none"> - Operando com TAC; - $T_{CON} = 32^{\circ}C$; - $T_{CON} = 36^{\circ}C$; - Colchão inclinado;
$(T_{INC} - (0,8^{\circ}C - E_{TP})) \leq T_{IND.DIS.MED.} \leq (T_{INC} + (0,8^{\circ}C - E_{TP}))$	<ul style="list-style-type: none"> - $T_{CON} = 32^{\circ}C$; - $T_{CON} = 36^{\circ}C$; - $E_{TP} = \pm 0,05^{\circ}C$;
$(T_{CON} - 1,5^{\circ}C) \leq T_{MED.INC} \leq (T_{CON} + 1,5^{\circ}C)$	<ul style="list-style-type: none"> - Operando com TAC; - T_{AMB} entre 21 e 25$^{\circ}C$; - $T_{CON} = 36^{\circ}C$; - Condição de $T_{ESTAB.}$;
Tempo(T_{INC} subir 11$^{\circ}C$) \leq Tempo especificado + 20%	<ul style="list-style-type: none"> - $T_{CON} = T_{AMB} + 12^{\circ}C$; - $V_{REDE} = V_{NOMINAL}$; - Operando com TAC; - Umidificação = máx.;
$T_{SOBRE-PASSAGEM} \leq 2^{\circ}C$ Tempo(restaurar condição de $T_{ESTAB.}$) \leq 15 minutos	<ul style="list-style-type: none"> - Operando com TAC; - Condição de $T_{ESTAB.}$; - $T_{INC} = 30^{\circ}C$; - Varia-se $T_{CON} = 34^{\circ}C$;

	- Inicia-se medição quando $T_{INC} = 34^{\circ}C$;
$(UR_{REAL} - 10\%) \leq UR_{IND.DIS.MED} \leq (UR_{REAL} + 10\%)$	- Ponto A(10cm acima); - T_{CON} entre 32 e $36^{\circ}C$;
$(T_{TP} - (0,3^{\circ}C - E_{TP})) \leq T_{PELE EXIBIDA} \leq (T_{TP} + (0,3^{\circ}C - E_{TP}))$	- Banho-maria em $36 \pm 0,1^{\circ}C$; - $E_{TP} = \pm 0,05^{\circ}C$;
$(T_{CON} - 0,7^{\circ}C) \leq T_{PELE EXIBIDA} \leq (T_{CON} + 0,7^{\circ}C)$	- Operando com TIC; - Colchão horizontal; - Condição de $T_{ESTAB.}$; - Sensor de T_{PELE} em A; - $T_{CON} = 36^{\circ}C$;
Nível de pressão sonora ≤ 60 dB (Curva de ponderação A)	- T_{CON} entre 30 e $33^{\circ}C$; - Umidade máxima; - Medir 5cm acima do ponto A (Figura 7);
Nível de pressão sonora ≤ 80 dB (Curva de ponderação A)	- T_{CON} entre 30 e $33^{\circ}C$; - Umidade máxima; - Medir 5cm acima do ponto A; - Alarme acionado;
Velocidade do ar $\leq 0,35$ m/s	- Pontos B, C, D e E; - $T_{CON} = 32^{\circ}C$; - $T_{CON} = 36^{\circ}C$;
Concentração $CO_2 \leq$ Concentração especificada $\leq 0,5$ %	- Aplicar mistura de 4% CO_2 no ar à $750mL/min$ (ponto A); - Medir a 15 cm de A;

$T_{MED.INC}$ = temperatura média da incubadora = média das máximas e mínimas T_{INC} , obtida durante a condição $T_{ESTAB.}$;

T_{INC} = temperatura da incubadora = temperatura do ar no ponto A (Figura 7);

Condição de T_{ESTAB} = condição de temperatura estabilizada = condição alcançada quando a T_{INC} não variar em mais de $1^{\circ}C$ em um período de 1 hora;

$T_{MED. (B,C,D e E)}$ = temperatura média(B,C,D e E) = média das temperaturas máxima e mínima nos pontos B, C, D e E (Figura 7), obtida durante a condição de $T_{ESTAB.}$;

E_{TP} = Erro do termômetro padrão usado;

Tempo especificado = tempo para aquecimento do equipamento especificado nas instruções de utilização da incubadora;

UR_{REAL} = umidade relativa real = umidade relativa real medida dentro do compartimento do recém-nascido;

T_{TP} = temperatura indicada pelo termômetro padrão;

$T_{PELE EXIBIDA}$ = temperatura da pele medida e exibida pela incubadora;

T_{CON} = temperatura selecionada no controle de temperatura da incubadora;

$T_{IND.DIS.MED}$ = temperatura indicada por dispositivo medidor da incubadora;

T_{AMB} = temperatura do ar do ambiente onde a incubadora se encontra;

TAC = temperatura do ar controlada;

TIC = temperatura do infante controlada (usa sensor de temperatura da pele);

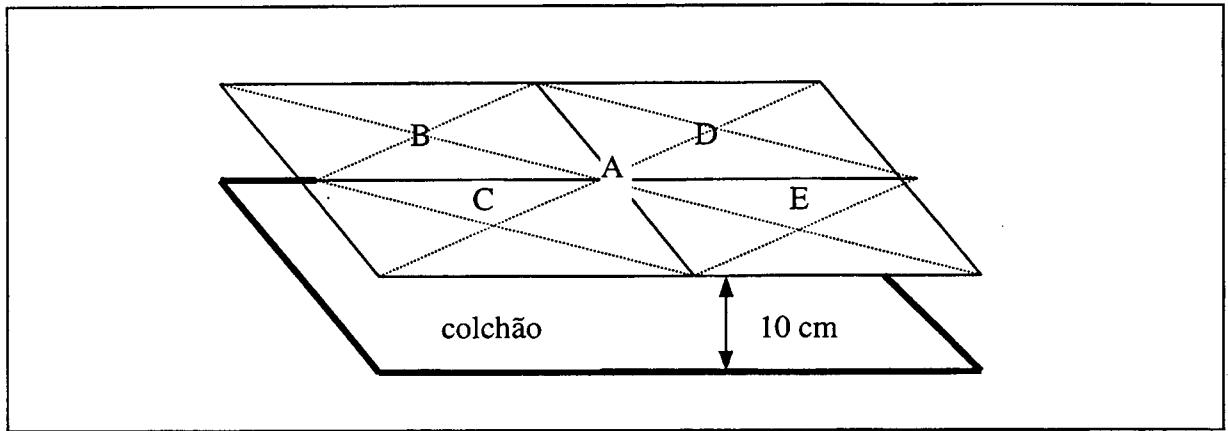


Figura 7 - Localização dos pontos de medição sobre o colchão da incubadora

2.4. Sensores para medição de parâmetros físicos em incubadoras

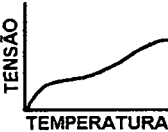
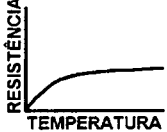
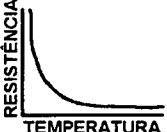
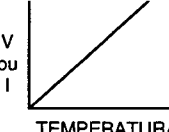
A Seção 2.3 aponta a necessidade de se medir temperatura, umidade relativa, nível sonoro e velocidade do fluxo de ar para a análise de funcionalidade das incubadoras para recém-nascidos.

Existem diferentes métodos para se medir o valor de uma grandeza física, o que implica na existência de diferentes tipos de sensores e medidores, sendo que cada tipo possui características particulares (vantagens e desvantagens). A seguir serão apresentados os métodos e sensores mais comumente encontrados no mercado para medição das grandezas físicas de interesse neste trabalho.

2.4.1 Sensores de temperatura

Os dispositivos eletrônicos para medição de temperatura mais utilizados atualmente são o termopar, o detector de temperatura resistivo (RTD), o termistor e o transdutor de temperatura do tipo circuito integrado. Todos apresentam benefícios e limitações na sua aplicação que são mostrados na Tabela 3 (Lefort & Ries, 1993).

Tabela 3 - Comparação dos tipos de sensores de temperatura, segundo (Lefort & Ries, 1993)

	Termopar	RTD	Termistor	Circuito integrado sensor
Curva				
Linearidade		*		**
Sensibilidade			*	**
Robustez	*			
Custo	**		*	*
Estabilidade		*		
Exatidão		**		*
Tempo de resposta	*			
Imunidade ao ruído				*
Dissipação de potência	**			*
Faixa de temperatura máx.¹	-270°C à +2980°C	-180°C à +630°C	-80°C à +150°C	-55°C à +150°C

* = Bom

** = Excelente

¹ = A faixa de temperatura indicada não se restringe a um único modelo do tipo de sensor mencionado.

Existem sensores do tipo circuito integrado, recentemente desenvolvidos, que proporcionam uma medição de temperatura diretamente na forma digital, eliminando a necessidade de um conversor analógico/digital. Tais sensores fornecem uma resolução acima de 12 bits e podem ser usados em aplicações que necessitam de sensoriamento em vários pontos.

Na Tabela 4 aparece outra comparação dos sensores de temperatura mais utilizados, segundo Hycal (1998).

Tabela 4 - Comparação de vários tipos de sensores de temperatura, segundo Hycal (1998)

Característica	RTD (lâmina de Pt)	RTD (fio de Pt)	Termistor	Termopar	Silício
Material	Lâmina fina de Pt	Fio de Pt bobinado	Cerâmica de óxido metálico	Dois metais diferentes	Junção semicondutora
Custo relativo do sensor	Moderado à baixo	Moderado	Baixo à moderado	Baixo	Baixo
Custo relativo do sistema	Moderado	Moderado	Baixo à moderado	Alto	Baixo
Faixa de temperaturas	-200°C à 750°C	-200°C à 850°C	-100°C à 500°C	-270°C à 1800°C	-40°C à 125°C
Parâmetro variante	Resistência	Resistência	Resistência	Voltagem	Voltagem
Valor base	100Ω à 2000Ω	100Ω	1kΩ à 1MΩ	<10uV à 25°C	750mV à 25°C
Intercambiabilidade de	±0,1%, ±0,3°C	±0,06%, ±0,2°C	±10%, ±2°C	±0,5%, ±2°C	±1%, ±3°C
Estabilidade	Excelente	Excelente	Moderada	Pobre	Moderada
Sensibilidade	0,39% / °C	0,39% / °C	-4% / °C	40uV / °C	10mV / °C
Sensibilidade relativa	Moderada	Moderada	Alta	Baixa	Moderada
Linearidade	Excelente	Excelente	Pobre	Moderada	Moderada
Inclinação (<i>slope</i>)	Positiva	Positiva	Negativa	Positiva	Positiva
Susceptibilidade ao ruído	Baixa	Baixa	Baixa	Alta	Baixa
Erros da resistência do fio de conexão	Baixa	Baixa	Baixa	Alta	Baixa
Dimensões mínimas (pol.)	0,05x0,065	0,5x0,06	0,016x0,12	0,025x0,016	SO-53
Diâmetro mínimo da sonda (pol.)	0,08	0,08	0,065	0,025	0,08
Requisitos especiais	--	Compensação dos fios de ligação	Linearização	Junção de referência	--

2.4.2 Sensores de umidade relativa

O ar atmosférico é uma mistura de gases contendo cerca de 80% de nitrogênio, 18% de oxigênio e pequenas quantidades de dióxido de carbono, vapor de água e outros gases. A razão da massa de vapor de água por unidade de volume é denominada de umidade absoluta. Assim, a seguinte equação é usada (Sears & Zemansky, 1977 ; Okuno et al., 1982):

$$\text{umidade absoluta} = \frac{\text{massa de vapor de água}}{\text{volume de ar}} \quad \text{Eq.(6)}$$

A pressão total exercida pela atmosfera é a soma das pressões exercidas por cada um de seus componentes gasosos em separado, ou seja, das suas pressões parciais. A pressão parcial de cada componente da mistura gasosa é praticamente a mesma que a componente exerceria em estado puro, ocupando todo o volume da mistura, isto é, cada um dos gases tem um comportamento independente dos outros (Sears & Zemansky, 1977).

A pressão do vapor de água saturado é a pressão exercida quando o vapor e o líquido existem em equilíbrio dinâmico, isto é, o número de moléculas do vapor que se condensam é igual ao número de moléculas do líquido que se evaporam. A pressão do vapor de água saturado depende da temperatura (Sears & Zemansky, 1977 ; Okuno et al., 1982).

Define-se como umidade relativa do ar, a uma dada temperatura, a seguinte relação em percentagem (Okuno et al., 1982):

$$UR(\%) = \frac{\text{pressão parcial do vapor de água}}{\text{pressão do vapor de água saturado}} \cdot 100 \quad \text{Eq.(7)}$$

Pode-se observar que a umidade relativa depende da quantidade de água presente no ar (representada na equação pela *pressão parcial do vapor de água*) e da temperatura do ar (pois a *pressão do vapor de água saturado* depende desta). Assim, se por exemplo, a temperatura do ar aumentar, a *pressão do vapor de água saturado* também aumentará provocando uma diminuição na umidade relativa.

Uma outra maneira de expressar a umidade relativa do ar, a uma dada temperatura, é através da relação entre a quantidade de vapor de água no ar e o montante que este conteria se estivesse saturado àquela temperatura (Okuno et al., 1982):

$$UR(\%) = \frac{\text{massa de vapor de água no ar}}{\text{massa de vapor de água saturado}} \cdot 100 \quad \text{Eq.(8)}$$

Os sensores de umidade relativa mais comumente encontrados no mercado funcionam pelo princípio da variação da resistência elétrica ou pelo princípio da variação da capacitância elétrica.

a) Sensores resistivos

Alguns polímeros orgânicos apresentam um incremento de sua condutividade iônica com o aumento da absorção de água do ambiente. Esse aumento na condutividade é provocado por um incremento na mobilidade iônica e nas concentrações dos portadores de carga (Togawa et al., 1997).

Esses sensores apresentam as seguintes características: exatidão entre $\pm 1\%$ e $\pm 5\%$; relação não-linear entre a resistência e a umidade relativa; constante de tempo (tempo para variar 63% com uma variação tipo degrau da umidade) maior que 10 segundos; necessitam de

um sinal C.A. com valor médio nulo para a medição da resistência (Togawa et al., 1997 ; Areny & Webster, 1991).

Alguns fabricantes fornecem o sensor inserido em um pequeno circuito de condicionamento do sinal que fornece uma tensão elétrica diretamente proporcional a umidade relativa, facilitando assim a utilização do mesmo.

b) Sensores capacitivos

Esses sensores são constituídos por uma membrana de polímero recoberta em ambas as faces por uma camada de ouro muito fina que é permeável ao ar, formando um elemento capacitivo. A membrana é presa entre contatos de pressão dentro de um invólucro com aberturas. As variações da umidade relativa do ar modificam a constante dielétrica da membrana de polímero que provoca uma variação na capacitância do sensor (Philips, 1997).

Alguns modelos apresentam uma relação linear entre a capacitância e a umidade relativa. Eles também apresentam uma resposta rápida (15s à 90s), um pequeno coeficiente de temperatura e uma exatidão entre $\pm 2\%$ e $\pm 3\%$. São uma boa escolha para medições em uma grande faixa de temperaturas (Togawa et al., 1997).

A Tabela 5 mostra alguns tipos de sensores capacitivos e resistivos juntamente com suas principais características (Hycal, 1998).

Tabela 5 - Comparação dos tipos mais comuns de sensores de umidade relativa

Material =>	Polímero <i>Thermoset</i>	Polímero <i>thermoplastic</i>	Polímero <i>thermoplastic</i>	Corpo <i>thermoplastic</i>	Corpo AlO ₃
Substrato	Cerâmica ou silício	Cerâmica, silício ou vidro	Poliéster ou membrana <i>Mylar</i>	--	--
Variação de:	Capacitância	Capacitância	Capacitância	Resistência	Resistência
Faixa de U.R.	0% à 100%	0% à 100%	0% à 100%	20% à 100%	2% à 90%
Exatidão	±1% à ±5%	±3% à ±5%	±3% à ±5%	±3% à ±10%	±1% à ±5%
Intercambiabilidade ¹	±2% à ±10% U.R.	±3% à ±20% U.R.	±3% à ±20% U.R.	±5% à ±25% U.R.	Pobre
Histerese	<1% à 3% U.R.	±2% à ±5% U.R.	±2% à ±5% U.R.	±3% à ±6% U.R.	<2% U.R.
Linearidade	±1% U.R.	±1% U.R.	±2% U.R.	Pobre	Pobre
Tempo de resposta ¹	15 à 60seg.	15 à 90seg.	15 à 90seg.	2 à 5min.	3 à 5min.
Faixa de temperatura	-40°C à 185°C	-30°C à 190°C	-25°C à 100°C	10°C à 40°C	-10°C à 75°C
Efeito da temperatura ²	-0,0022%UR / %UR / °C	<0,3% U.R. / °C	<0,3% U.R. / °C	>1% U.R. / °C	>1% U.R. / °C
Estabilidade ao longo do tempo	±1% U.R. / 5anos	±1% U.R. / ano	±1% U.R. / ano	±3% U.R. / ano	±3% U.R. / ano
Resistência à contaminação	Excelente	Satisfatória à boa	Satisfatória	Satisfatória	Satisfatória
Resistência à condensação	Excelente	Muito boa	Satisfatória à boa	Satisfatória	Satisfatória

¹ Os valores dependem do modelo do sensor;

² Os valores citados são para 0°C à 50°C;

2.4.3 Medição do nível de pressão sonora

As ondas sonoras propagam-se através do movimento vibratório das partículas do meio. Essa vibração deve-se à variação da pressão em um mesmo ponto do meio. No ar, a pressão eleva-se acima da pressão atmosférica e depois torna-se menor que esta, na mesma frequência da vibração das partículas do ar (Sears & Zemansky, 1977).

O nível de pressão sonora (NPS) é definido por (Gerges, 1992):

$$NPS = 20 \cdot \log \left(\frac{p_{rms}}{0,0002[\mu\text{bar}]} \right) [dB] \quad \text{Eq.(9)}$$

Onde: NPS = nível de pressão sonora [dB];

p_{rms} = valor eficaz da pressão sonora em [μbar];

O valor eficaz da flutuação de pressão é empregado porque os sons são normalmente sinais aleatórios e não tons puros. O valor 0.0002 μbar é um valor padrão de referência de pressão em relação ao qual outras pressões são comparadas através da Eq.9. Nota-se que quando $p = 0.0002 \mu\text{bar}$, o nível de pressão sonora é 0 dB. Esse valor foi selecionado arbitrariamente, mas representa o limiar médio de audição para seres humanos quando um tom de 1000Hz é usado. Isto é, o nível de 0 dB foi selecionado como a mais baixa pressão normalmente discernível por seres humanos. Como 0 dB corresponde a aproximadamente $3 \times 10^{-9} \text{ lb/in}^2$, percebe-se a notável sensibilidade do ouvido humano. A escala decibel (logarítmica) é usada em função da grande faixa de níveis de pressão envolvida. Por exemplo, em um escritório com máquinas de escrever pode existir um NPS de 74 dB ($1\mu\text{bar}$). O limiar médio de dor é de 144 dB ($3170\mu\text{bar}$). Níveis de pressão sonora existentes próximo à máquinas a jato são da ordem de 170 dB ($63245\mu\text{bar} = 1 \text{ lb/in}^2$). Uma atmosfera (14.7 lb/in^2) equivale à 194 dB. A faixa de interesse, das mais baixas até as mais altas pressões, é da ordem de 10^{-9} a 1 lb/in^2 (Doebelin, 1990).

O instrumento mais comum utilizado para medidas rotineiras de som é o medidor de nível sonoro. Este é constituído por um sistema de medida composto de vários componentes interconectados.

A seguir, discute-se a função e as peculiaridades dos principais blocos da Figura 8.

a) Microfone

A função do microfone é transduzir a pressão sonora p_i para uma tensão elétrica. Este produz uma tensão geralmente bastante pequena e possui uma alta impedância de saída.

Os microfones geralmente empregam um diafragma para converter pressão em movimento, que é convertido em tensão elétrica por algum transdutor adequado, normalmente capacitivo, piezoelétrico, ou bobina móvel. Os microfones têm freqüentemente um tubo capilar conectando os dois lados do diafragma para igualar a pressão comum (pressão atmosférica) e prevenir o rompimento do diafragma. Isso é necessário porque as mudanças na pressão atmosférica, que são normais e lentas, são muito maiores que as flutuações da pressão sonora para as quais o microfone tem que responder. A presença deste tubo capilar faz com que os microfones não respondam à pressões constantes ou pressões que variem lentamente. Isso normalmente não se constitui em problema, uma vez que as medidas normalmente envolvem a resposta humana para o som, e esta inicia-se somente entre 10Hz e 20 Hz. Assim, a resposta em freqüência do microfone necessária não se estende à freqüência zero (Doebelin, 1990).

Os microfones normalmente usados para realização de medidas são do tipo piezoelétrico, condensador ou eletreto. Os microfones de eletreto são semelhantes ao do tipo condensador, porém não requerem nenhuma voltagem de polarização, pois sua carga está permanentemente presente na membrana de polímero que forma o diafragma. Tais microfones têm um custo menor que o tipo condensador e podem ser usados em condições de alta umidade (onde o tipo condensador pode não funcionar bem). Possibilitam ainda, instrumentos de menor tamanho e consumo de energia (Doebelin, 1990). Os microfones de

eletreto apresentam uma variação de sensibilidade de aproximadamente $0,03 \text{ dB}/^\circ\text{C}$ (0°C à 50°C) e $\pm 1 \text{ dB}$ durante 15 meses (Gerges, 1992).

Um microfone pode ser exposto à três tipos diferentes de campos sonoros, chamados de, campo livre, campo difuso e campo de pressão (Brüel & Kjaer ; Balari, 1977).

Campo livre é aquele onde não existe nenhuma reflexão das ondas sonoras emitidas pela fonte, como dentro de uma câmara anecóica (paredes não reflexivas), ou se existirem, são desprezíveis. Assim, o som incide sobre o microfone em uma única direção (Balari, 1977).

Campo difuso é aquele onde é igualmente provável que o som venha ao microfone de qualquer direção, sendo que as ondas vindas de todas as direções são igualmente intensas e com fases aleatórias ao atingir o microfone. Tal campo pode ser obtido construindo um quarto com paredes altamente irregulares e, colocando-se dentro objetos refletores de vários tamanhos e formas. Uma fonte de som colocada em tal quarto cria um campo de som difuso em qualquer ponto deste. Esse tipo de campo proporciona uma incidência aleatória sobre o microfone (Doebelin, 1990).

O campo de pressão é aquele onde uma pressão sonora uniforme é aplicada ao diafragma do microfone. Ele é gerado em pequenas cavidades como acopladores acústicos (Balari, 1977).

A resposta em frequência de um microfone depende do tipo de microfone, do campo sonoro utilizado para medição e do ângulo de incidência (ângulo entre uma linha perpendicular ao diafragma do microfone e a direção de incidência da onda sonora) (Balari, 1977 ; Doebelin, 1990).

Quando um microfone está em um campo de pressão, não ocorrem alterações nas pressões sonoras das frequências mais altas, devido à sua própria presença no campo. Entretanto, quando se encontra em um campo livre, a perturbação atinge níveis significativos. O microfone provoca alterações porque sua impedância acústica é bastante diferente daquela

do meio (ar) em que está imerso. Para a maioria dos propósitos, o microfone (incluindo seu diafragma) pode ser considerado como um corpo rígido. As ondas de som que encontram esse corpo sofrem reflexões complexas que dependem da frequência, da direção de propagação da onda de som, e do tamanho e forma do microfone. Quando o comprimento de onda do sinal é grande comparada com as dimensões do microfone (baixas frequências), o efeito de reflexões é desprezível para qualquer ângulo de incidência e a resposta de campo-livre iguala-se à resposta em campo de pressão. Em frequências muito altas, onde o comprimento de onda é muito menor que as dimensões do microfone, este age como uma parede infinita. Assim, a pressão na superfície do microfone (para ondas com ângulo de incidência de 0°) é duas vezes maior do que seria caso o microfone não estivesse naquela posição. Entre as baixas e altas frequências, o efeito das reflexões é bastante complexo e depende da frequência do som, tamanho e forma do microfone, e ângulo de incidência (Doebelin, 1990). O resultado deste fenômeno é uma modificação na resposta em frequência do microfone.

Os microfones especialmente construídos para medição em campo livre solucionam esse problema com um diafragma sobreamortecido mecanicamente, o que corrige o problema de tal forma que o microfone capte o nível de pressão sonora que havia no meio antes dele ser introduzido (Balari, 1977 ; Gerges, 1992).

O tipo de microfone usado no medidor de nível sonoro pode ser definido de acordo com a norma adotada. Por exemplo, a norma internacional IEC especifica o uso do microfone de campo livre, enquanto a norma americana ANSI, especifica o microfone de incidência aleatória (Gerges, 1992).

Outra característica importante do microfone é a sensibilidade. Esta pode ser expressa pela relação entre a amplitude da tensão elétrica de saída, em circuito aberto, e a amplitude de pressão no ponto onde o microfone está colocado (Kinsler, 1982).

Assim a sensibilidade é (Kinsler, 1982):

$$S = \left(\frac{V}{P} \right)_{I=0} [V/Pa] \quad Eq.(10)$$

Onde: S = Sensibilidade do microfone em circuito aberto $[V/Pa]$;

V = Tensão gerada pelo microfone $[V]$;

P = Pressão sonora aplicada ao microfone $[Pa]$;

$I=0$ = Circuito aberto;

Usualmente a sensibilidade dos microfones é expressa em decibéis e é determinada pela seguinte equação (Kinsler, 1982):

$$S_{dB} = 20 \cdot \log \left(\frac{S}{S_{REF}} \right) [dB] \quad Eq.(11)$$

Onde: S_{dB} = Nível de sensibilidade do microfone $[dB]$;

S = Sensibilidade do microfone em circuito aberto $[V/Pa]$;

S_{REF} = Nível de sensibilidade de referência $[1V/Pa$ ou $1V/\mu\text{bar}]$;

b) Sistema de amplificação CA

Em função do baixo nível do sinal e da alta impedância de saída, um amplificador de alto ganho e alta impedância de entrada é usado na saída do microfone. Este pode ser um amplificador C.A. relativamente simples, pois não é necessária resposta para sinais estáticos ou que variem lentamente. Os microfones de condensador usam freqüentemente como primeiro estágio um amplificador com um FET na entrada, construído adequadamente dentro do encapsulamento do microfone. Este acoplamento íntimo reduz os efeitos da capacitância parasita pela eliminação de cabos.

c) Filtros

Seguindo o primeiro amplificador estão os circuitos de ponderação. Estes são filtros elétricos cuja resposta em frequência é feita de tal forma à aproximar a resposta em frequência do ouvido humano normal (Doebelin, 1990).

A Figura 9 mostra uma família de curvas que indicam o nível de pressão sonora necessário, em função da frequência, para gerar a mesma audibilidade subjetiva que a de um tom de 1000Hz. Nota-se que a resposta em frequência do ouvido humano não é plana e nem linear (Doebelin, 1990 ; Gerges, 1992).

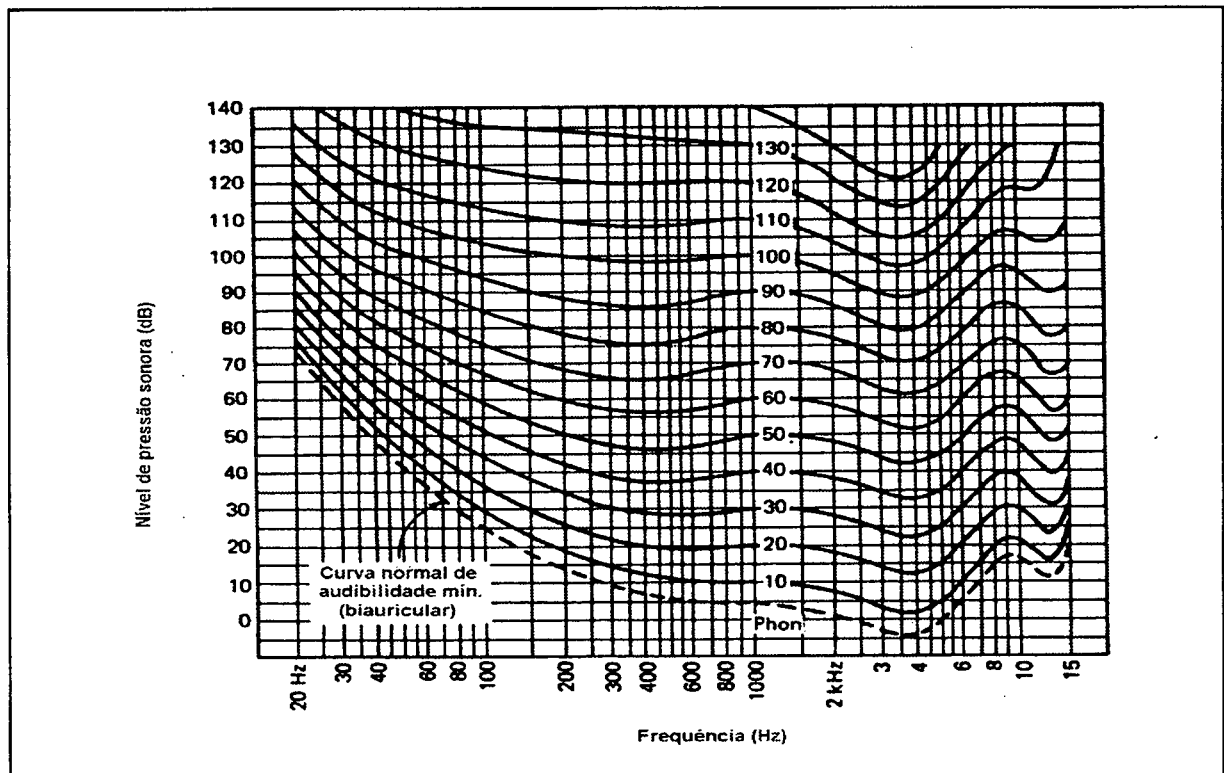


Figura 9 – Resposta em frequência do ouvido humano para diferentes níveis de audibilidade

Cada curva é marcada com uma unidade de audibilidade subjetiva chamada de phon, sendo que a curva de 0 phon corresponde ao limiar da audição. A ordenada (nível de pressão sonora em decibéis) mostra a amplitude de pressão que deve ser aplicada para qualquer frequência de forma que o ser humano tenha uma mesma sensação de audibilidade subjetiva.

Por exemplo, para um nível de audibilidade subjetiva de 50 phon, um NPS de 58 dB em 100 Hz é percebido com a mesma intensidade que um NPS de 50 dB em 1000 Hz pelo ser humano. Isto mostra que a resposta em frequência do ouvido não é plana. Sua não-linearidade é percebida pela necessidade de uma família de curvas para os vários níveis de audibilidade subjetiva, em lugar de uma única curva (Doebelin, 1990 ; Gerges, 1992).

Como a principal utilidade de um medidor de nível sonoro não é precisamente a medida de pressão, mas sim a determinação da intensidade acústica subjetiva percebida por seres humanos, um instrumento com resposta de frequência plana não é necessário. As redes de ponderação utilizadas são filtros elétricos projetados para aproximarem-se à resposta do ouvido humano em três níveis diferentes de intensidade acústica subjetiva. Assim, as leituras do instrumento de medição irão refletir a intensidade acústica subjetiva percebida. Normalmente são usados três tipos de filtros: A (aproxima-se da resposta do ouvido em 40-phon), B (70-phon), e C (100-phon). Alguns medidores também proporcionam uma resposta plana para medição de pressão sem ponderação. Muitas medidas práticas são realizadas empregando a escala A, pois ela é uma aproximação simples que oferece bons resultados em muitos casos, tendo sido adotada em muitos padrões e normas. As leituras obtidas através da utilização de uma rede de ponderação (A, B ou C) são chamadas *nível sonoro* em lugar de nível de pressão sonora (Doebelin, 1990 ; Gerges, 1992).

A norma IEC651 especifica que a resposta em frequência deve ser verificada em um campo livre, sem reflexões (câmara anecóica), com ângulo de incidência (ângulo entre a direção de propagação da onda sonora e uma reta perpendicular ao diafragma do microfone) igual a zero. Deve-se usar um nível de pressão sonora de 74dB para todas as medidas. A resposta em frequência da curva A deve obedecer as Equações 12 e 13. A Figura 10 apresenta a curva A em decibéis, relativa a resposta em 1000Hz, juntamente com as tolerâncias permitidas para o medidor do Tipo 3 (IEC 651, 1979 ; IEC 651-Amendment 1, 1993).

$$RA(f) = \frac{12200^2 \cdot f^4}{(f^2 + 20,6^2)(f^2 + 12200^2)(f^2 + 107,7^2)^{1/2}(f^2 + 737,9^2)^{1/2}} \quad Eq.(12)$$

$$RA_dB(f) = 20 \cdot \log\left[\frac{RA(f)}{RA(1000)}\right] \quad Eq.(13)$$

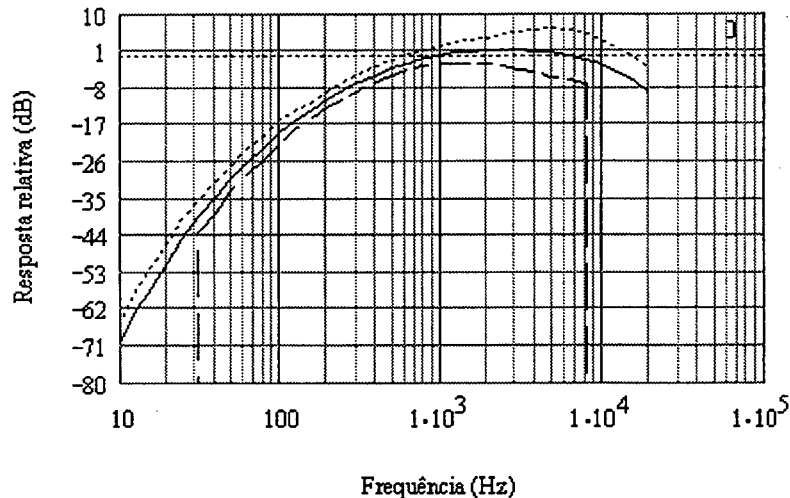


Figura 10 - Resposta em frequência ponderada em A, em decibéis, relativa a resposta em 1000Hz, com os limites de tolerância do medidor Tipo 3

d) Circuito de medição

Esse circuito é composto pelos quatro últimos blocos da Figura 8. A saída da rede de ponderação é amplificada e um conector de saída conduz o sinal a um osciloscópio (se a observação do forma de onda é desejada) ou para um analisador de onda (se o conteúdo de frequência do som é desejado). Se apenas a magnitude total do som é desejada, o valor eficaz de e_3 (Figura 8) deve ser determinado. O valor médio de e_3 é determinado retificando-o e filtrando-o, porém a escala do medidor deve ser calibrada para proporcionar leituras do valor eficaz. Este procedimento é exato para ondas senoidais puras, pois há uma relação precisa entre o valor médio e o valor eficaz destas. Para ondas não senoidais, a relação não é satisfeita, mas como o erro é geralmente bastante pequeno, esse procedimento é aceitável. A filtragem é realizada por um filtro passa-baixa RC simples. Alguns medidores têm um

interruptor para selecionar resposta lenta ou rápida, alterando a constante de tempo do filtro. A seleção da resposta lenta proporciona uma leitura mais estável, mas mascara qualquer variação de pequena duração do sinal. Se estas variações de pequena duração são de interesse, poderão ser visualmente observadas no medidor, selecionando-o para resposta rápida. A entrada do medidor é o valor eficaz de e_3 (e assim de p_i), mas este apresenta o resultado em uma escala no mostrador em decibéis, uma vez que a Eq. 9 estabelece uma relação entre a pressão de som em μbars e decibéis (Doebelin, 1990).

2.4.4. Medição da velocidade do fluxo de ar

Existem muitos métodos para medição do fluxo de ar, porém para a medição de fluxos turbulentos em espaço aberto, a anemometria térmica é preferencialmente usada (Okamoto et al., 1994).

Um resistor aquecido perde calor para um fluido em movimento a uma taxa que se incrementa com a velocidade do fluido. Se o resistor é aquecido por uma potência conhecida, ele apresentará uma temperatura determinada pela taxa da perda de calor. Assim, sua temperatura será uma indicação da velocidade do fluxo. Reciprocamente, a potência de aquecimento pode ser controlada por um sistema realimentado para manter a temperatura do objeto constante. Nesse caso a potência de aquecimento será uma indicação da velocidade. Essas relações são a base da anemometria térmica (Beckwith et al., 1993).

O resistor normalmente é aquecido acima da temperatura do fluido passando-se uma corrente elétrica através do mesmo (efeito Joule). A taxa de transferência de calor é aproximadamente dada pela lei de King (Kaczmarek & Hund, 1988):

$$P = A \cdot (T_e - T_f) \cdot (C_0 + C_1 \cdot v^{1/2}) \quad \text{Eq. (14)}$$

Onde: P = taxa de transferência de calor para o fluido [W];

A = área efetiva do elemento aquecido [m²];

T_e = temperatura do elemento aquecido [°C];

T_f = temperatura do fluido [°C];

v = velocidade do fluido [m/s];

C_o, C_1 = constantes empíricas determinadas pela estrutura do elemento aquecido e pelo calor específico do fluido;

Se o elemento e o fluido estão em equilíbrio térmico, a perda de calor para o fluido é igual ao calor produzido pelo efeito Joule no elemento, assim (Kaczmarek & Hund, 1988):

$$I^2 \cdot R = A \cdot (T_e - T_f) \cdot (C_o + C_1 \cdot v^{1/2}) \quad Eq.(15)$$

Onde: I = corrente no elemento aquecido [A];

R = resistência elétrica do elemento [Ω];

A Eq. 15 tem quatro variáveis: I , T_e , T_f e v . Como R está relacionado com T_e para qualquer elemento resistivo, pode-se encontrar v mantendo-se I ou R constante. Normalmente mantém-se R constante, o que resultará em um T_e constante. Se a temperatura do fluido T_f for conhecida, pode-se encontrar v em função de I . Agrupando-se todas as constantes em duas outras determinadas empiricamente, K_1 e K_2 , tem-se (Kaczmarek & Hund, 1988):

$$v = K_1 \cdot (I^2 - K_2)^2 \quad Eq.(16)$$

Utilizando-se uma corrente I com um valor que faça o elemento resistivo ficar próximo da incandescência, se o mesmo permitir, consegue-se melhorar a sensibilidade e

diminuir a dependência do resultado da temperatura do fluido (Sheingold, 1980). Isto se justifica pelo valor do termo $(T_e - T_f)$ ficar maior e assim, menos susceptível às variações da temperatura do fluido (T_f).

Os sensores resistivos de velocidade mais conhecidos são o *hot-wire* (fio quente) e o *hot-film* (membrana quente) (Figura 11). O primeiro consiste de um fio de pequeno diâmetro ($4\ \mu\text{m}$ à $10\ \mu\text{m}$) preso entre duas hastes de diâmetro maior. Tipicamente o fio apresenta um comprimento de 1 mm, sendo de platina ou tungstênio. Este fio é extremamente frágil e assim, só pode ser usado na medição da velocidade em gases com alto grau de pureza. Em líquidos ou em gases com impurezas, o *hot-film* é usado (Figura 11). Este último é constituído por uma fibra de quartzo presa entre as duas hastes, tendo uma fina camada de platina depositada sobre sua superfície, formando o elemento resistivo. A fibra apresenta um diâmetro entre $25\ \mu\text{m}$ e $150\ \mu\text{m}$ e uma resistência mecânica muito maior que a do fio (Beckwith et al., 1993). A platina é ainda protegida por uma fina camada de alumina (caso o sensor seja usado em gases) ou uma fina camada de quartzo (se o sensor é empregado em líquidos). A camada de alumina tem uma alta resistência à abrasão e uma alta condutividade térmica, enquanto o quartzo é menos poroso, podendo ser usado em camadas para se obter isolamento elétrica (Dally et al., 1984).

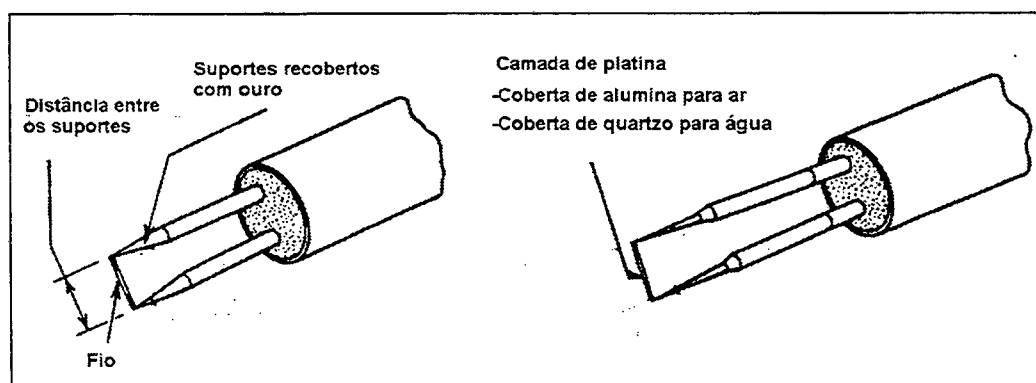


Figura 11 - Sensores *hot-wire* (esquerda) e *hot-film* (direita) típicos

Esses sensores geralmente operam a uma temperatura constante (resistência constante). Isto é obtido através de um circuito realimentado de controle de temperatura. A Figura 12 mostra um circuito que mantém um elemento *hot-wire* em uma temperatura constante (Kaczmarek & Hund, 1988).

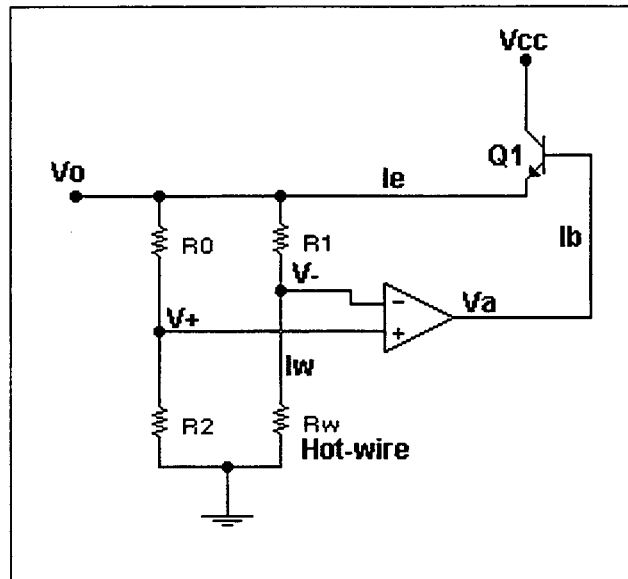


Figura 12 - Circuito de temperatura constante para *hot-wire*

A ponte desse circuito está em equilíbrio com $V_- = V_+$ para uma dada velocidade do ar. Se a velocidade do ar aumentar, resfriando o *hot-wire*, R_w reduz-se causando um decremento em V_- . A saída do amplificador (V_a) irá aumentar produzindo um aumento em V_0 . Assim, a corrente através do *hot-wire* também aumentará, aquecendo-o e aumentando a sua resistência de modo a equilibrar a ponte novamente. Como V_0 é proporcional à I_w , esta se constitui em uma indicação da velocidade do ar (Kaczmarek & Hund, 1988):

$$v = K_3 \cdot (V_0^2 - K_2)^2 \quad \text{Eq.(17)}$$

Onde: v = velocidade do ar [m/s];

V_0 = tensão elétrica aplica na ponte [V];

K_2, K_3 = constantes;

Como o sensor (*hot-wire* ou *hot-film*) é geralmente mantido à uma temperatura relativamente alta (250 °C), ocorrem distúrbios no fluxo de ar sendo medido, devido à convecção (Dally et al., 1984). Isto dificulta a medição correta de fluxos com baixa velocidade (Fujita et al., 1995).

Outro dispositivo usado em anemômetros térmicos é o termistor. Esse sensor de temperatura termoresistivo possui um custo muito menor que os sensores *hot-wire* e *hot-film*, sendo assim, mais indicado para aparelhos de baixo custo (Okamoto et al., 1994). Porém, um anemômetro baseado em termistor operando a temperatura constante apresenta duas dificuldades: a eliminação da influência da temperatura do fluido e a não linearidade de sua resposta (Fujita et al., 1995).

3. SISTEMA DESENVOLVIDO

Nesse capítulo serão apresentados os testes selecionados, com base na norma, para serem realizados pelo aparelho desenvolvido e a especificação das incertezas de medição desejadas. Também serão apresentados, para cada sistema de medição que compõe o aparelho, o diagrama de blocos do circuito elétrico, os tipos de sensores utilizados e no final, o fluxograma do programa do microcontrolador.

3.1 Especificação do aparelho desejada

Tendo como base a Tabela 2, estabeleceu-se os testes a serem realizados pelo aparelho, de modo que seja possível avaliar o conforto ambiental proporcionado pela incubadora ao recém-nascido. O aparelho deve verificar:

- Se a temperatura do ambiente onde a incubadora será testada está entre 21°C e 26°C;
- O tempo para temperatura da incubadora aumentar 11°C acima da temperatura do ambiente;
- Se a velocidade do fluxo interno de ar é no máximo 0,35 m/s;
- Se a temperatura da incubadora não tem variação superior a $\pm 0,5^\circ\text{C}$ em torno de 30°C, durante o período de uma hora, após a temperatura de controle ter sido ajustada para 30°C;
- Se o excesso da temperatura da incubadora é inferior a 2°C, quando a temperatura de controle é reajustada para 34°C. Se a condição de temperatura estabilizada é restabelecida em 15 minutos, no máximo, sendo iniciada a contagem de tempo quando a temperatura da incubadora atinge 34°C pela primeira vez;
- Se a diferença entre a temperatura média da incubadora (no ponto A) e as temperaturas médias nos pontos B, C, D e E é inferior, durante uma hora, a $\pm 0,8^\circ\text{C}$;

- Se o nível sonoro dentro da incubadora é no máximo 60 dB, no intervalo de uma hora;
- Se a temperatura média da incubadora (no ponto A) difere em no máximo $\pm 1,5^{\circ}\text{C}$ da temperatura de controle ajustada na incubadora (34°C);
- Se a diferença entre a temperatura da incubadora (no ponto A) e a temperatura indicada pela incubadora não é superior a $\pm 0,8^{\circ}\text{C}$;
- Se a temperatura de controle difere da temperatura da pele indicada pela incubadora em no máximo $\pm 0,7^{\circ}\text{C}$;
- Se a umidade relativa no interior da incubadora difere do valor indicado pela incubadora em no máximo $\pm 10\%$ da leitura;
- Se o nível sonoro dentro da incubadora, com um alarme soando, não é superior a 80 dB;

Em relação aos níveis de incerteza para as medidas a serem efetuadas pelo equipamento, estabeleceu-se os seguintes valores: $\pm 0,15^{\circ}\text{C}$ em 34°C e $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$ entre 30°C e 40°C , para a medição de temperatura; $\pm 2\%$ U.R. para medição de umidade relativa; níveis de incerteza correspondentes ao Tipo 3 (IEC 651) para o medidor de nível sonoro e, $\pm 10\%$ da leitura para o medidor de velocidade do fluxo de ar. Esses valores foram selecionados tendo como base a norma sobre incubadoras e os valores de incerteza dos sensores existentes no mercado. Tais valores de incertezas permitem que as principais avaliações, sugeridas pela norma, sejam realizadas sem comprometer o custo do equipamento desenvolvido.

3.2 Diagrama de blocos do sistema desenvolvido

Conforme mencionado no Capítulo 1, o objetivo do trabalho é o desenvolvimento de um sistema que possa executar medições de temperatura em 5 pontos diferentes, umidade relativa, nível sonoro e velocidade do fluxo de ar. Além do sistema para medição de cada uma das grandezas, a simplificação do procedimento exige sua automatização. Optou-se então pelo

desenvolvimento de um sistema microcontrolado para gerir a aquisição, processamento e armazenamento de dados. A Figura 13 mostra a arquitetura geral do sistema. Cada um desses blocos é discutido nas seções subsequentes.

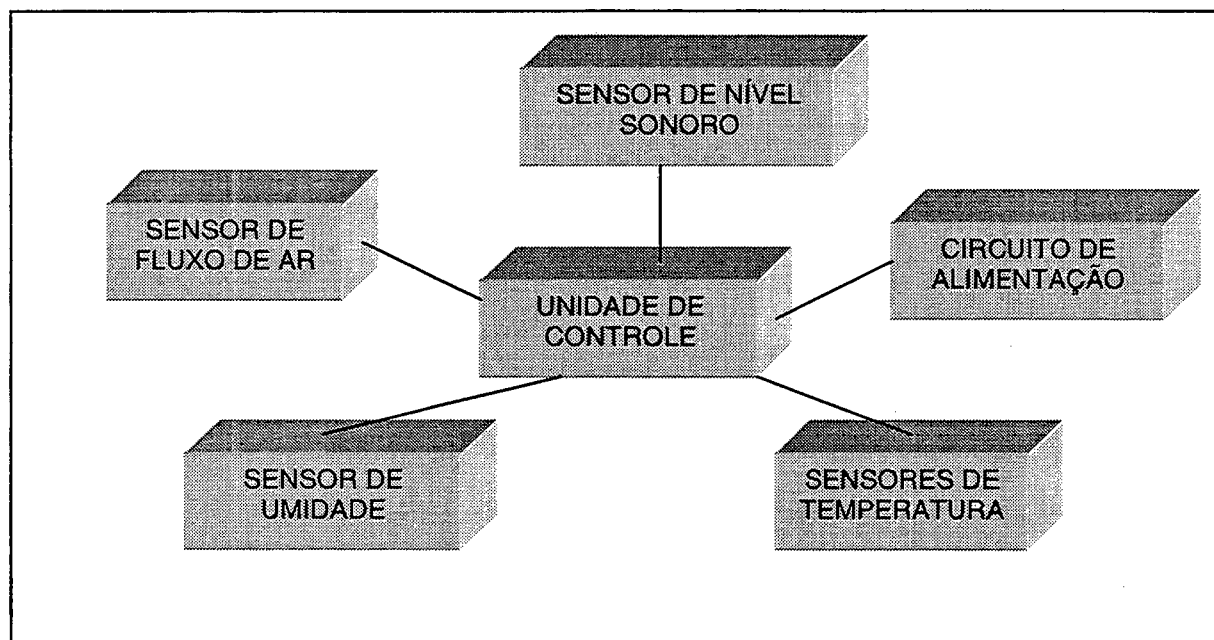


Figura 13 – Diagrama de blocos do equipamento desenvolvido

3.2.1 A unidade de controle e aquisição do sistema desenvolvido

A Figura 14 apresenta o diagrama de blocos da unidade de controle construída. Esta se baseia no microcontrolador 80C552 que é um membro da família MCS-51 da Philips. Ele possui 68 pinos (no invólucro PLCC) e, além das características básicas do 80C51, contém ainda: um temporizador/contador de 16 bits adicional, um conversor analógico/digital (CAD) de 10 bits com oito entradas multiplexadas, uma porta de entrada e saída de 8 bits adicional, uma porta de entrada de 8 bits compartilhada com as entradas analógicas do CAD, um barramento serial do tipo I2C e um temporizador *watchdog* (cão de guarda). Nas entradas do

CAD são ligadas as saídas dos circuitos de condicionamento dos sinais provenientes dos sensores.

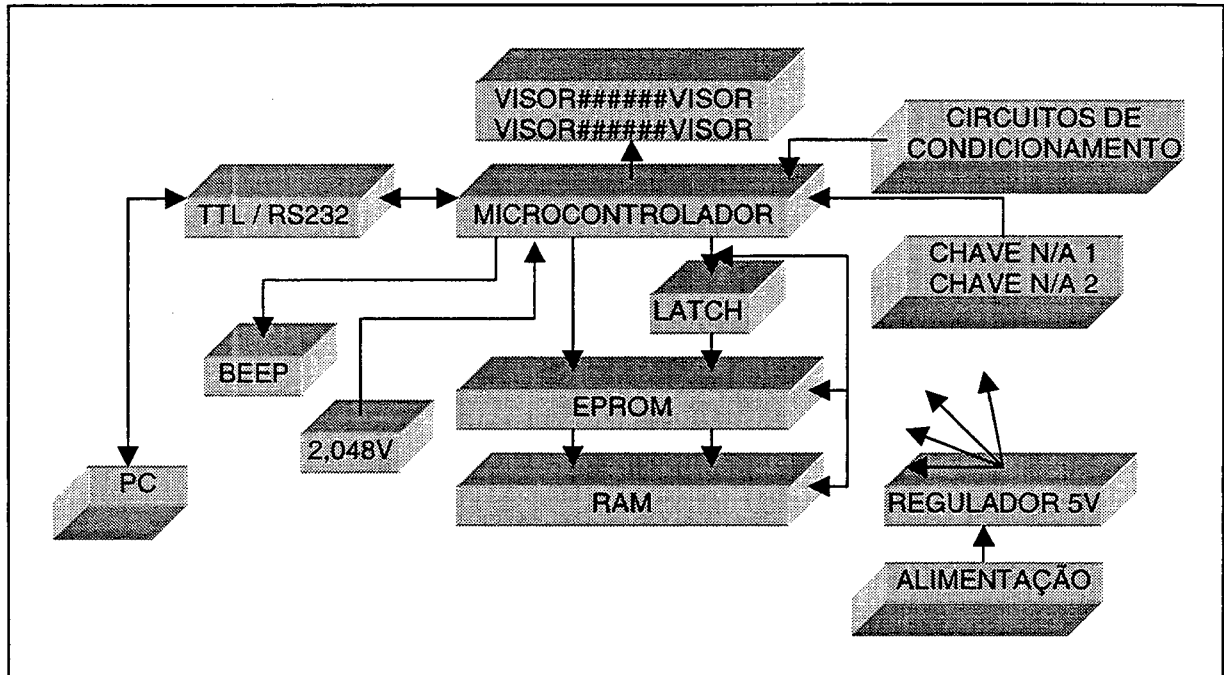


Figura 14 - Diagrama de blocos da unidade de controle

O programa executado pelo microcontrolador foi desenvolvido em linguagem “C”, com algumas rotinas em Assembler da família 8051. O programa é armazenado em uma memória EPROM de 64 kbytes (27C512).

Além da memória de programa, existe uma memória RAM TIMEKEEPER de 8 kbytes (MK48T08 – SGS/Thonson) que serve para armazenar os dados medidos. Essa memória possui um circuito de relógio e uma pilha interna, que mantém os dados e o relógio funcionando, durante 10 anos, mesmo quando o *chip* não é alimentado. A memória registra em determinados endereços, em formato *BCD* (decimal codificado em binário), o ano, o mês, o dia do mês, o dia da semana, a hora, os minutos e os segundos. O relógio apresenta um erro de aproximadamente ± 1 minuto por mês. Para proteger os dados armazenados e os registros do relógio existe um circuito que detecta falhas na tensão de alimentação da memória, bloqueando as operações de escrita. As memórias de programa (EPROM) e de dados (RAM)

são ligadas ao microcontrolador através de um *latch* de dados do tipo 74HC373 que separa os sinais de endereçamento (A0-A7) dos sinais de dados (D0-D7).

Para visualização das informações foi utilizado um visor de cristal líquido de duas linhas com 16 caracteres cada. Esse *display* possui um circuito de controle incorporado de modo que para escrever um caractere no visor, basta o microcontrolador enviar o número do código *ASCII* do respectivo caractere.

A unidade de controle possui uma *interface* serial para transferência dos dados armazenados (quando no modo de coleta) a um microcomputador *PC* e deste para unidade de controle (correção de data e hora). A conversão dos níveis do padrão TTL para RS232 é realizada pelo circuito integrado ADM232. O nível lógico '0' é convertido em uma tensão entre +5V e +15V e o nível '1' em uma tensão entre -5V e -15V.

A tensão de alimentação ($5V \pm 3,8\%$) da unidade de controle é obtida através do regulador de tensão LM2931. Este circuito integrado é apropriado para circuitos energizados por bateria, pois permite uma tensão mínima entre entrada e saída relativamente pequena (0,3Vtip com $I=100mA$). Possui ainda uma pequena corrente de polarização (0,4 mA) e é protegido contra super-aquecimento e curto-circuito na saída.

Também são conectados ao microcontrolador um elemento para sinalização auditiva (*buzzer*), duas teclas *push-botton* (uma para iniciar a transmissão serial para o *PC* e a outra para funções diversas), e um circuito integrado (REF43) que fornece a tensão de referência do CAD (2,048V ajustável).

Todos os componentes descritos anteriormente fazem parte de uma mesma placa de circuito impresso, denominada placa de controle e aquisição. A esta placa de controle são conectados os sensores de temperatura, o circuito de condicionamento do sensor de umidade relativa, o circuito de medição de nível sonoro, o circuito de medição da velocidade do ar e o

circuito responsável pela recarga das pilhas de NiCd (5 células de 1,2V = 6V) que alimentam o equipamento.

3.2.2 Os sensores de temperatura utilizados

O sensor escolhido foi um sensor tipo circuito integrado fabricado pela Dallas (DS1820) devido às características apresentadas nas Tabelas 3 e 4 (linearidade, sensibilidade, exatidão, custo) e a sua facilidade de *interfaceamento* que será descrita a seguir.

Este sensor possui três pinos, dois de alimentação e uma linha de dados. O sensor fornece através da linha de dados a medida de temperatura na forma digital através de um protocolo de comunicação serial (níveis de tensão TTL). Este protocolo de comunicação possibilita a conexão de vários sensores em uma mesma linha de entrada e saída do microcontrolador. A detecção de erros nos dados transferidos também é realizada pelo protocolo.

Durante a identificação do sensor, a unidade de controle envia 8 bytes: 1 byte com o código da família (10H), 6 bytes com o número de identificação do sensor e 1 byte para verificação da integridade dos dados transmitidos. Depois desta seqüência, apenas o sensor com o mesmo número de identificação transmitido continuará respondendo, até que um novo pulso de *reset* seja aplicado em todos os sensores, pela unidade de controle. Após o envio de um comando de leitura pela unidade de controle, o sensor envia 9 bytes. Quatro possuem valores relacionados com a temperatura, 2 contém valores de alarme, 2 não são usados e o último contém o valor para verificação de integridade dos dados (Dallas DS1820, 1997).

O DS1820 mede a temperatura através da contagem do número de pulsos que um oscilador, com um coeficiente de temperatura pequeno (frequência praticamente independente da temperatura), fornece durante um período determinado por outro oscilador com um

coeficiente de temperatura elevado. Existe um sistema para compensar o comportamento não linear dos osciladores em função da temperatura, proporcionando uma medição da temperatura com alta resolução. O sensor calcula internamente, em função dos valores dos contadores, o valor da temperatura, proporcionando uma resolução de $0,5^{\circ}\text{C}$. Entretanto, através do programa do microcontrolador, é possível ler o valor dos contadores internos de 8 bits e calcular a temperatura com uma resolução inferior a $0,05^{\circ}\text{C}$ (Dallas AN105, 1996). As principais características do sensor encontram-se na Tabela 6.

Tabela 6 - Principais características do sensor de temperatura DS1820

Características	Típico	Máximo
Faixa de medição	-55°C à $+125^{\circ}\text{C}$	--
Erro no zero (0°C)	$-0,1^{\circ}\text{C}$	$\pm 2,5^{\circ}\text{C}$
Erro de sensibilidade	0°C	$\pm 0,02^{\circ}\text{C}$
Linearidade	0°C	$\pm 0,2^{\circ}\text{C}$
Histerese	0°C	$\pm 0,2^{\circ}\text{C}$
Estabilidade (após 274h e à 85°C)	$0,05^{\circ}\text{C} / \text{mês}$	--
Constante de tempo térmica	1,597 min	--
Tensão de alimentação	5,0 V	5,5V
Corrente (quando ativo)	1 mA	1,5 mA

3.2.3 Circuito utilizado para medição de umidade relativa

Para medição da umidade relativa foi utilizado o sensor RHU 217-AT. Esse sensor possui um elemento resistivo sensível à umidade relativa e um circuito para o condicionamento do sinal. O sensor fornece uma tensão entre 0V e 3,3V para uma variação na umidade relativa entre 0%U.R. e 100%U.R. As suas principais características aparecem na Tabela 7.

Tabela 7 - Principais características do sensor de umidade relativa RHU 217-AT

Características	Típico	Máximo
Faixa de medição	30% à 90%	--
Erro total @ 25°C	--	±5%U.R.
Tensão de alimentação	5,0 V ±5%	--
Corrente	2 mA	5 mA
Impedância de saída	5kΩ	--
Dimensões	38 mm x 26 mm	--

Para adequar a faixa de tensão fornecida pelo sensor (0V à 3,3V) à faixa aceita pela unidade de controle e aquisição (0V à 2,0V), utilizou-se um pequeno circuito atenuador. Esse circuito é formado por um divisor de tensão ajustável e dois amplificadores operacionais (CA3130), configurados como seguidor de tensão, um na entrada e outro na saída do divisor (Figura 15). Isto proporciona uma alta impedância de entrada e uma baixa impedância de saída, evitando assim erros provocados pela drenagem de corrente na saída do sensor e na saída do divisor (carregamento).

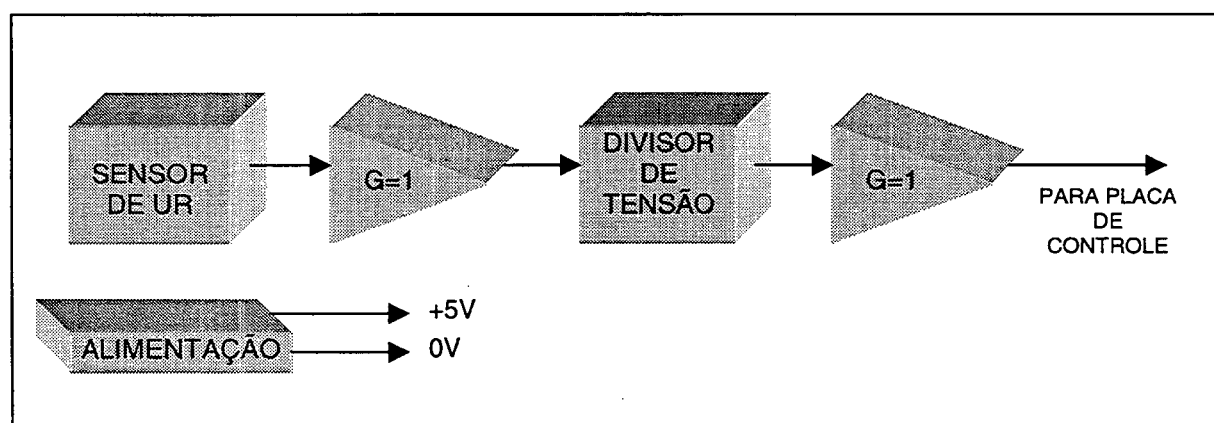


Figura 15 - Diagrama de blocos do circuito atenuador para condicionamento do sinal de umidade relativa

3.2.4 Circuito utilizado para medição de nível sonoro

Para medição do nível sonoro foi construído um circuito cujo diagrama de blocos é apresentado na Figura 16.

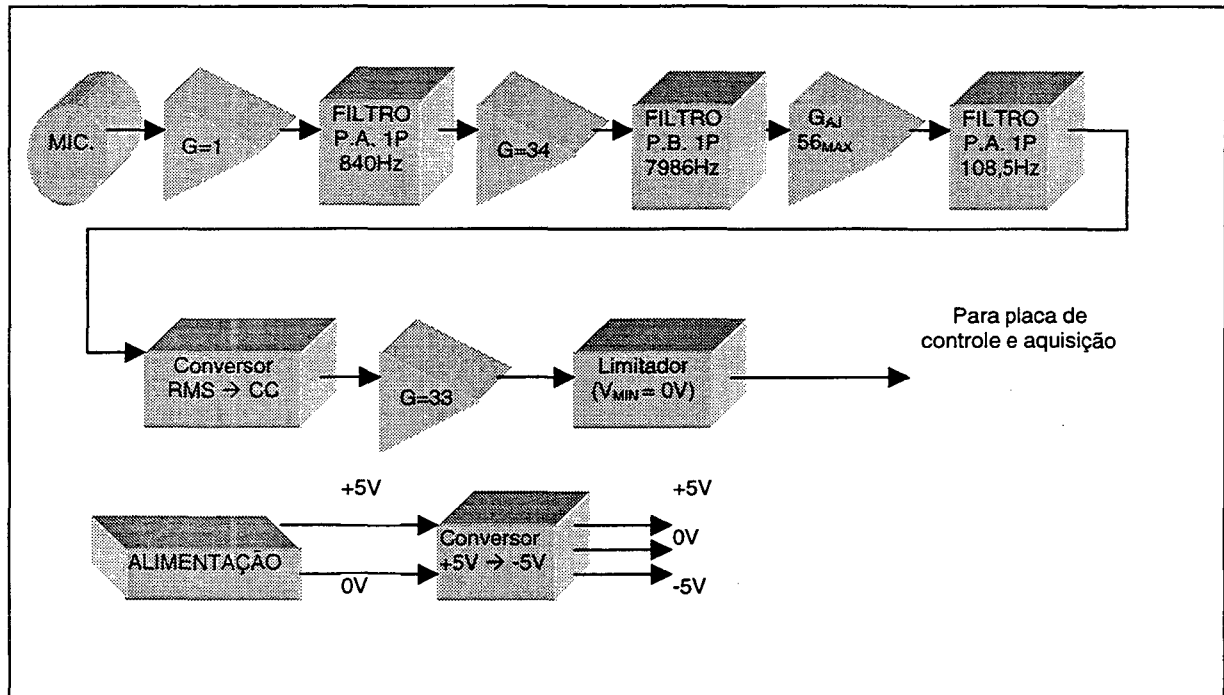


Figura 16 - Diagrama de blocos do circuito para medição de nível sonoro

O microfone utilizado é de eletreto com dois terminais. Os circuitos amplificadores são montados a partir de um amplificador operacional quadruplo (TL084). Os filtros usados para proporcionar a resposta em frequência ponderada em A, Tipo 3, são filtros RC de um polo. A Eq. 18 mostra a função de transferência dos três filtros, juntamente com a de um microfone de eletreto de uso geral. O microfone possui frequências de corte em 20Hz e 16kHz.

$$H(s) = \frac{T_{PA1} \cdot s}{1 + T_{PA1} \cdot s} \cdot \frac{1}{1 + T_{PB1} \cdot s} \cdot \frac{T_{PA2} \cdot s}{1 + T_{PA2} \cdot s} \left(\frac{1}{1 + \frac{s}{2\pi \cdot F_{C_INF}}} \cdot \frac{1}{2\pi \cdot F_{C_SUP} + s} \right) \quad Eq.(18)$$

Onde: $H(s)$ = Função de transferência do circuito;

T_{PA1} = Constante de tempo do filtro passa-alta 1 ($15,8k\Omega \cdot 12nF = 189,6 \cdot 10^{-6}$;

$F_c \cong 840Hz$);

T_{PBI} = Constante de tempo do filtro passa-baixa 1 ($511\Omega \cdot 39nF = 19,9 \cdot 10^{-6}$;

$F_c \cong 7986Hz$);

T_{PA2} = Constante de tempo do filtro passa-alta 2 ($6,67k\Omega \cdot 220nF = 1,467 \cdot 10^{-3}$;

$F_c \cong 108,4Hz$);

F_{C_INF} = Frequência de corte inferior do microfone (20Hz);

F_{C_SUP} = Frequência de corte superior do microfone (16kHz);

A Figura 17 mostra o gráfico do módulo da equação, relativo à resposta em 1000Hz, juntamente com os limites de tolerância da curva A permitidos para um medidor de nível sonoro do Tipo 3.

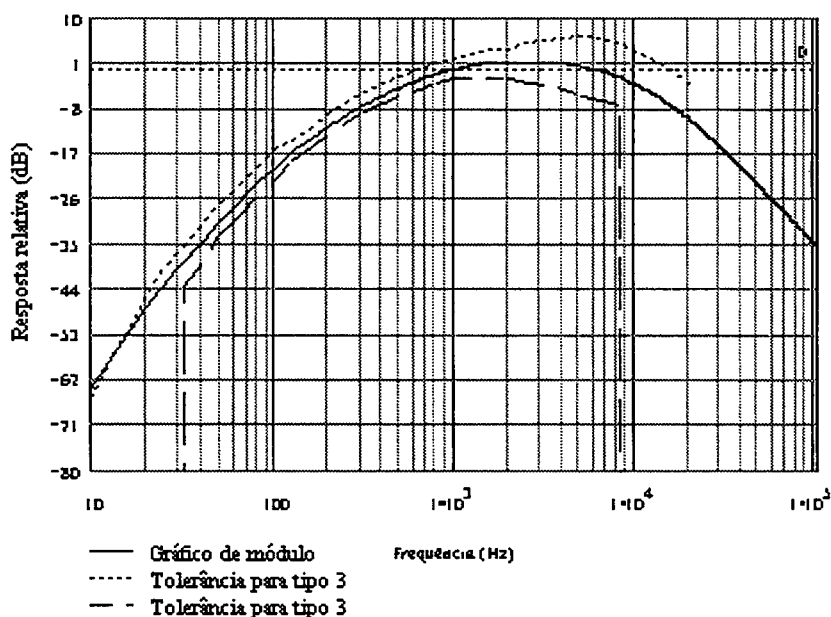


Figura 17 - Gráfico de módulo da Eq. 18 com as tolerâncias para curva A (Tipo 3)

Para medir o valor eficaz do sinal sonoro filtrado conforme a curva A, utilizou-se um conversor rms-cc do tipo AD636. Esse conversor é um circuito integrado de baixo consumo

(800 μ A) que realiza uma conversão verdadeira (*true rms-dc*) do valor R.M.S para um valor C.C. correspondente, em sinais de baixa amplitude (aproximadamente até 1,4 V_{pico}). O AD636 possui ainda uma saída que fornece um sinal C.C. com uma escala em decibéis (-3mV/dB), facilitando assim a medição do nível sonoro.

O amplificador colocado na saída do conversor rms-cc fornece aproximadamente +0,1V/dB para o CAD. Este amplificador possui um diodo em sua saída para limitar a tensão em 0V, evitando assim que tensões negativas sejam aplicadas provocando mau funcionamento do CAD.

Para obtenção da tensão negativa de -5V necessária para alimentar os circuitos, utilizou-se o circuito integrado ICL7660, que converte a tensão pela técnica de chaveamento de capacitor. Esse componente não é regulado (-4V/20mA, -3V/40mA), tem 8 pinos e requer apenas três capacitores adicionais.

3.2.5 Circuito utilizado para medição da velocidade do fluxo de ar

Para medir a velocidade do fluxo de ar foi desenvolvido um circuito cujo diagrama de blocos é apresentado na Figura 18.

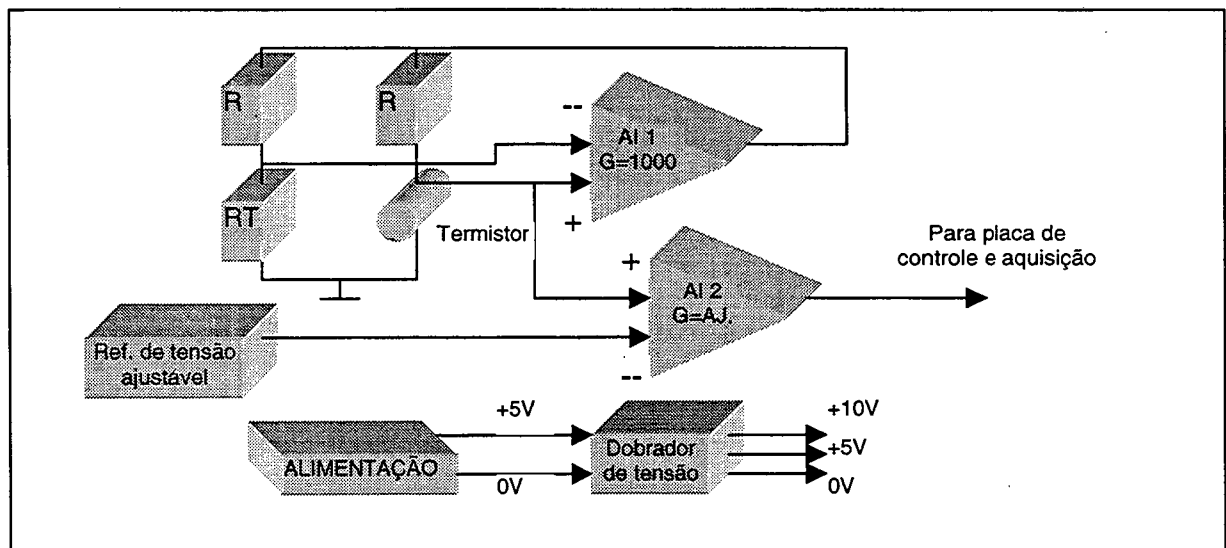


Figura 18 - Diagrama de blocos do circuito para medir a velocidade do fluxo de ar

O termistor NTC (*negative coeficent temperature*) usado é encapsulado em vidro e possui formato de gota (*bead*). Este componente possui pequenas dimensões (1,1mm de diâmetro) para que possa ser aquecido até a temperatura desejada (70°C) sem dissipar muita potência. Suas principais características são: $R_{25} = 2k\Omega$, constante de dissipação = 0,4mW/°C e constante de tempo = 4 segundos.

O amplificador de instrumentação AD620 (AI 1) mantém a ponte em equilíbrio, ou seja, as tensões de saída V- e V+ iguais. Como os dois resistores dos braços superiores da ponte são iguais, AI 1 aplica uma tensão na ponte que aquece o termistor fazendo sua resistência diminuir (devido ao coeficiente de temperatura negativo) até um valor igual ao do resistor RT (RT possui a mesma resistência do termistor à 70°C). Assim, o circuito manterá a resistência do termistor igual a RT, ou seja, manterá o termistor à 70°C.

A tensão sobre o termistor é função da temperatura e da velocidade do fluxo de ar, aumentando quando a temperatura diminui ou quando a velocidade aumenta. Para aumentar a sensibilidade do medidor, a tensão sobre o termistor é decrementada em AI 2 de uma tensão de referência ajustável (ajuste de zero). A diferença destas tensões é amplificada por um circuito com ganho ajustável (ajuste de ganho).

A tensão de alimentação do circuito (+5V) é fornecida por um regulador de tensão MAX667 (Maxim). Esse regulador pode ser ligado e desligado através de um sinal proveniente do microcontrolador, aplicado em um de seus pinos de entrada. Assim, este sistema é acionado apenas durante a medição, diminuindo o consumo total do aparelho, já que o circuito descrito drena uma corrente relativamente alta (30mA).

3.2.6 Circuito utilizado para recarregar as baterias

A tensão de alimentação do aparelho construído é 6 V, sendo obtida através de 5 pilhas de NiCd Panasonic, modelo P-2R (tamanho C). Cada uma possui uma tensão de 1,2V e

uma capacidade (C) de 1200mAh, proporcionando um tempo de operação de aproximadamente 17 horas para um consumo de 50mA.

O circuito para recarregar as pilhas é baseado no circuito integrado MAX713. Esse circuito integrado é um controlador para carregamento rápido de baterias de NiCd (Níquel-Cádmio) e NiMH (Níquel-Hidreto metálico) a partir de uma tensão 1,5V superior à máxima tensão da bateria. Uma ou até 16 células (pilhas de 1,2V) podem ser recarregadas com correntes até 4 vezes maior à sua capacidade. O processo de recarga é finalizado através da detecção de uma diminuição na tensão das células, após o incremento normal da recarga, ou se esta não ocorrer, após um período de tempo selecionado. O circuito consome aproximadamente 5uA quando inativo. Um resistor de baixo valor ($0,42\Omega$) permite ao circuito regular a corrente de recarga mesmo quando o protótipo está ligado. Foi selecionada uma corrente de carga de aproximadamente 600 mA ($C/2$), sendo o recarregamento interrompido por decremento de tensão ou por um período de tempo de 3 horas.

Além do MAX713, este circuito utiliza ainda um transistor PNP de potência (BD234 com dissipador de calor) , um diodo de bloqueio, três resistores e três capacitores. Para alimentar o circuito recarregador é utilizada uma fonte de parede (*wall cube*) de 12V / 1A.

3.3 Programa do microcontrolador

Como já foi citado, o programa do microcontrolador foi desenvolvido em linguagem 'C' sendo utilizadas algumas rotinas em Assembler da família 8051. O programa compilado ocupa aproximadamente 23 kbytes da memória EPROM.

As tarefas do programa são realizar a aquisição e armazenamento das grandezas, efetuar a correção das leituras através dos coeficientes calculados e orientar o operador

durante os ensaios solicitados pela norma. O programa também gerencia a transmissão dos dados para o PC.

O programa testa, inicialmente, a memória do sistema (caso a tecla 1 se encontre pressionada) e a tensão da bateria. Mensagens são apresentadas com os resultados dos testes. Após estes procedimentos iniciais, o programa permite que o operador selecione um dos 3 modos de operação: medidor, coletor ou testador.

Um fluxograma da parte inicial do programa desenvolvido para o microcontrolador é apresentado na figura Figura 19.

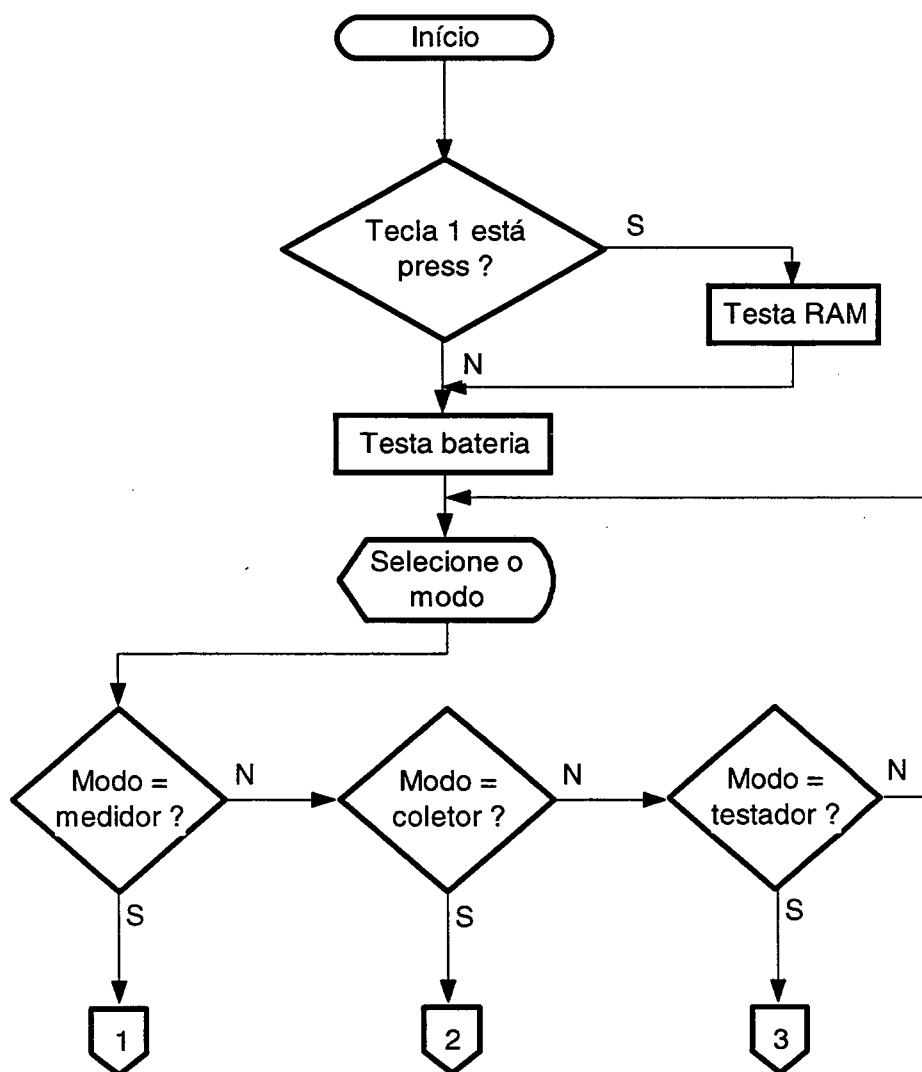


Figura 19 – Fluxograma da parte inicial do programa do microcontrolador

No modo medidor, a grandeza selecionada através da tecla 2 é continuamente mostrada no visor do aparelho. Este modo é útil para verificação do funcionamento dos sensores, para alguma medição particular e para calibração das diversas medidas.

O fluxograma simplificado desse modo de funcionamento aparece na Figura 20.

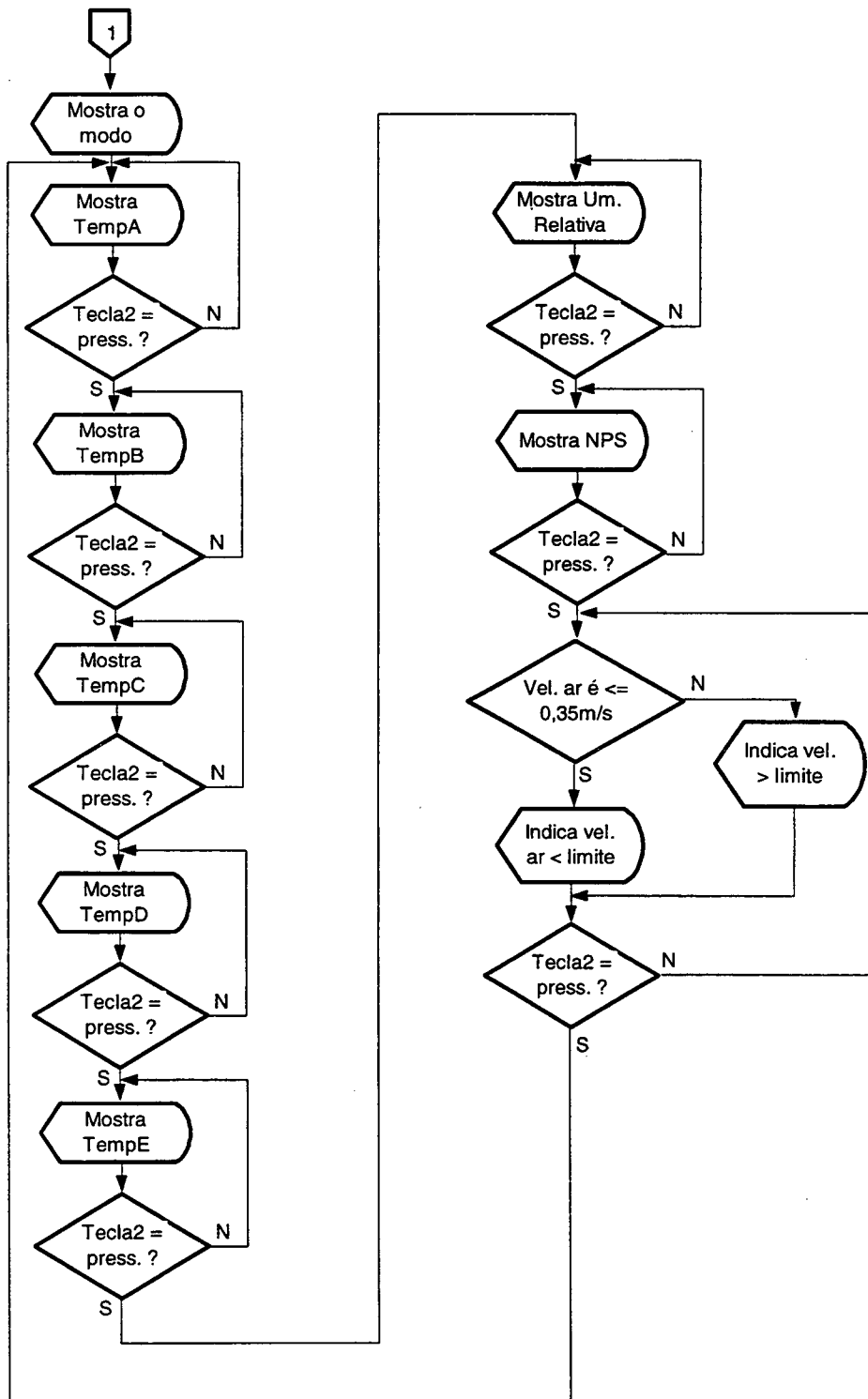


Figura 20– Fluxograma simplificado do modo medidor do programa

No modo coletor, todas as medidas são realizadas automaticamente a cada minuto e armazenadas, possibilitando uma posterior transferência através do *software hyperterminal* do *Windows* para um *PC*. O sistema permite a monitoração por um período de tempo de aproximadamente 7 horas, sendo que ao final, as medidas mais antigas começam a ser descartadas. Entretanto, dificilmente se usará o aparelho por um período de tempo maior. Os dados transferidos são armazenados no *PC* em formato texto, sendo possível visualizá-los em programas como o *MS Excel*. Assim, gráficos podem ser construídos e outras análises realizadas facilmente.

Este modo de funcionamento permite análises particulares das incubadoras, servindo por exemplo para avaliar o desempenho de uma incubadora em diferentes condições ambientais externas, ou o desempenho de incubadoras diferentes (marca ou modelo diferente) em condições ambientais iguais. O fluxograma simplificado aparece na Figura 21.

No fluxograma observa-se a presença de duas rotinas de interrupção. A primeira é provocada pelo pressionamento da tecla 1 e serve para iniciar a transmissão de dados para o *PC*. A segunda ocorre sempre que o aparelho recebe um caractere enviado pelo *PC*. Esta serve para ajustar a data e hora do equipamento e também, para paralisar o relógio, quando o equipamento ficar desligado por muito tempo, aumentando assim a vida da bateria interna do relógio.

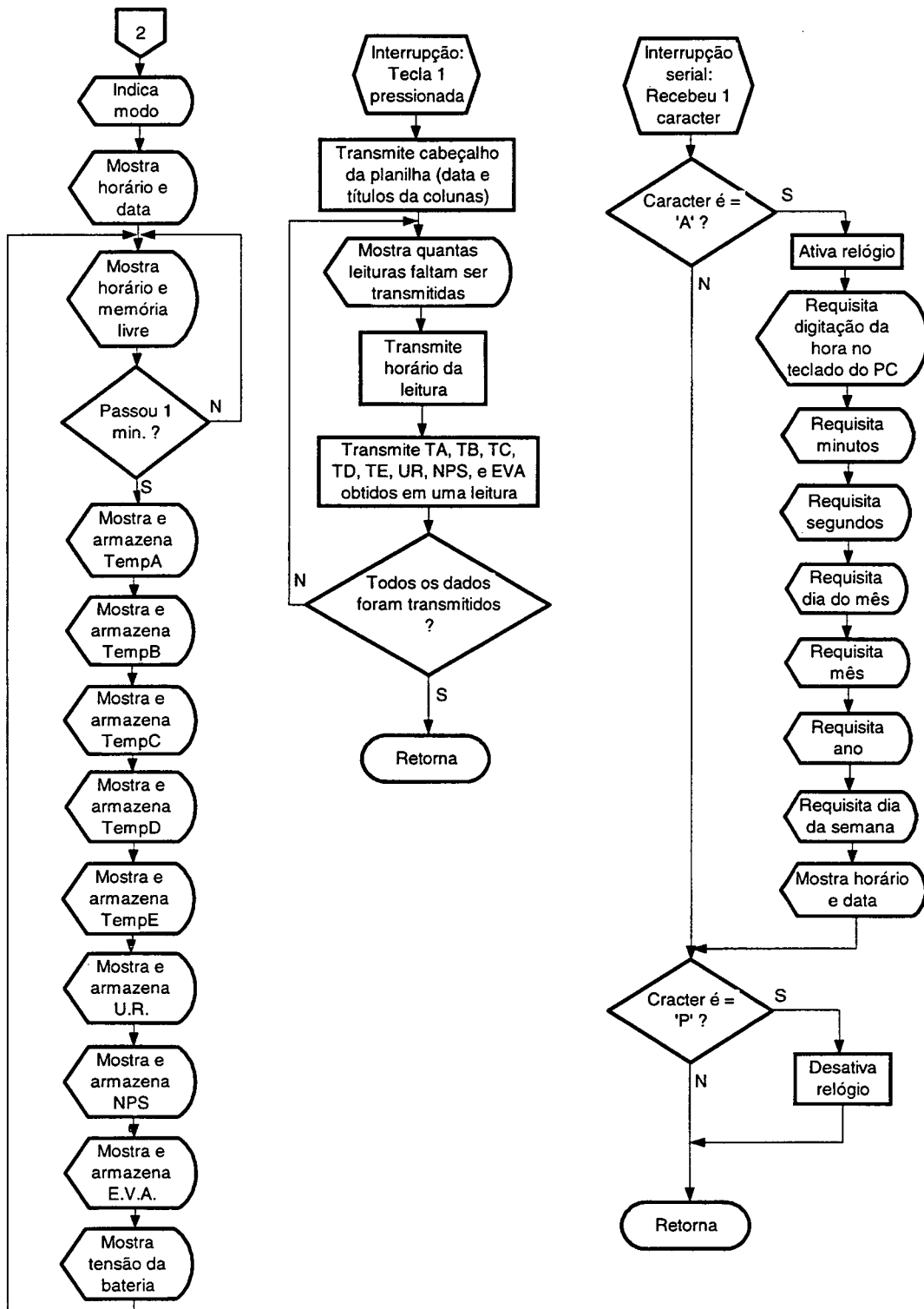


Figura 21 – Fluxograma simplificado do modo coletor do programa

No modo testador, o aparelho realiza automaticamente os testes baseados na norma NBR IEC 601-2-19 (descritos na seção 3.1), orientando o operador através de mensagens no visor e sinais sonoros. Os sinais sonoros alertam a necessidade de intervenção por parte do

operador no sentido de alterar o ajuste da incubadora para a nova condição de controle, conforme requerido pela norma. Após a intervenção do operador, este sinaliza o equipamento pressionando a tecla 2. Na Figura 22 aparece o fluxograma.

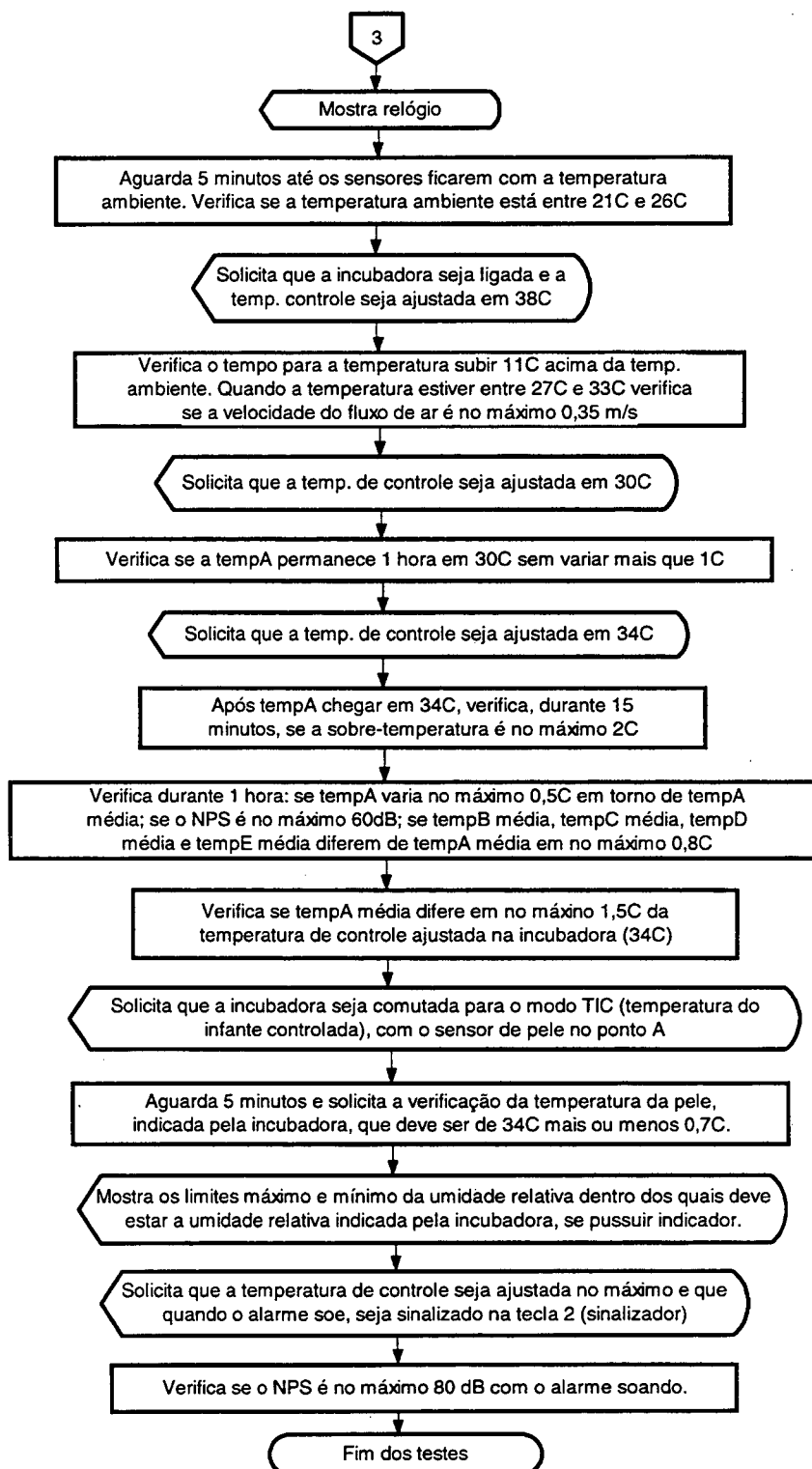


Figura 22 – Fluxograma simplificado do modo testador do programa

4. TESTES REALIZADOS PARA CALIBRAR OS SISTEMAS DE MEDIÇÃO

Neste capítulo serão apresentados os métodos utilizados para calibração dos diversos sensores do aparelho, os resultados destas calibrações, assim como, os resultados após a correção das medidas utilizando-se os coeficientes encontrados através de regressão linear ou polinomial.

4.1 Medição de temperatura

A seguir é mostrada a metodologia utilizada para calibrar os sensores de temperatura e os resultados obtidos nesta calibração.

4.1.1 Metodologia utilizada para calibrar os sensores de temperatura

Em função da indisponibilidade de um medidor de temperatura comercial adequado para ser usado como padrão local, os sensores de temperatura foram calibrados considerando-se o sensor A como sendo o medidor de referência. Esse procedimento foi adotado porque os medidores comerciais disponíveis apresentaram dois problemas. O primeiro era uma incerteza de medição praticamente igual a dos sensores que seriam calibrados; a segunda era um tempo de resposta muito elevado, que para a variação de temperatura utilizada nas medições (aproximadamente $0,25^{\circ}\text{C}$ / minuto), introduzia um erro dinâmico de 1°C à 2°C , inviabilizando as medições comparativas. Se fosse possível manter a temperatura do ar estável por um longo período de tempo (aproximadamente 1 hora), através de um equipamento apropriado, os medidores comerciais disponíveis poderiam ser utilizados. Entretanto, isso exigiria um tempo muito grande para realização de cada série de medições. A calibração em laboratório especializado não foi realizada em função de seu alto custo. Essa calibração geralmente objetiva a certificação do medidor calibrado e assim, é normalmente precedida por uma calibração com um padrão local apropriado e já certificado.

Os outros quatro sensores tiveram suas leituras corrigidas (através dos coeficientes das retas de regressão linear obtidos) para apresentarem leituras iguais às do sensor A. Assim, a incerteza de medição total de cada sensor foi calculada pela soma quadrática entre o erro relativo ao sensor A e a incerteza de medição do sensor A, especificada pelo fabricante. Cabe observar que os resultados obtidos permitem, a partir da calibração do sensor A apenas, obter os coeficientes para correção da leitura de todos os sensores de temperatura.

Foram realizados 3 ciclos de medição (séries de medição), sendo que em cada ciclo as medidas do padrão local (sensor A) foram comparadas com as medidas dos outros sensores. Em cada ciclo foram comparadas aproximadamente 50 temperaturas diferentes, entre 30°C e 40°C, com uma variação crescente.

Com os valores obtidos para cada sensor, calculou-se os coeficientes da reta de regressão linear em cada um dos três ciclos. Posteriormente, para cada sensor, foi calculada a média dos coeficientes encontrados em cada um dos três ciclos. O resultado (um coeficiente linear médio e um coeficiente angular médio para cada sensor) foi acrescentado no programa do microcontrolador com o intuito de corrigir as medidas obtidas dos sensores, diminuindo-se assim a incerteza de medição.

A seguir é ilustrado o procedimento utilizado na obtenção dos coeficientes para correção das medidas, considerando-se um único ciclo de medidas com três temperaturas de comparação cada. Primeiro, registram-se as medidas dos dois aparelhos hipotéticos, do medidor padrão local (sensor A) e do medidor que será calibrado (sensor B por exemplo). O gráfico mostra no eixo horizontal a temperatura “real” (indicada pelo medidor padrão) e no eixo vertical a temperatura medida pelo medidor que está sendo calibrado. A reta representa a resposta ideal, ou seja, descreve o comportamento do medidor que apresenta medidas exatamente iguais a temperatura “real” (Figura 23).

Medidas_padrao := $\begin{bmatrix} 20.7 \\ 32.1 \\ 41.3 \end{bmatrix}$

Medidas_medidor := $\begin{bmatrix} 23.7 \\ 33.1 \\ 46.3 \end{bmatrix}$

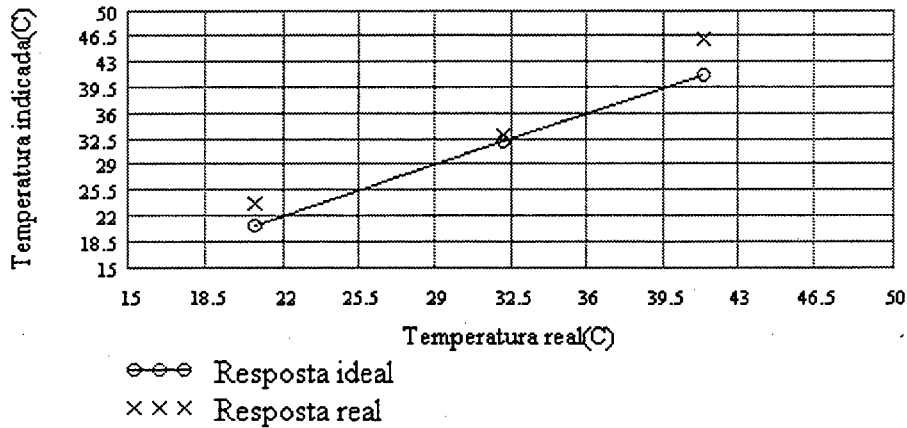


Figura 23 - Resposta ideal e real de um medidor de temperatura hipotético

Com os valores medidos calculam-se os coeficientes da reta de regressão linear. Para este exemplo, utilizou-se o programa *Mathcad* (Figura 24). A equação da reta obtida é a equação que melhor descreve o comportamento do medidor (sensor B) que está sendo calibrado.

$c_linear := \text{intercept}(\text{Medidas_padrao}, \text{Medidas_medidor})$ $c_linear = 0.290222$
 $c_angular := \text{slope}(\text{Medidas_padrao}, \text{Medidas_medidor})$ $c_angular = 1.086390$
 $\text{reg_linear}(t) := c_linear + c_angular \cdot t$

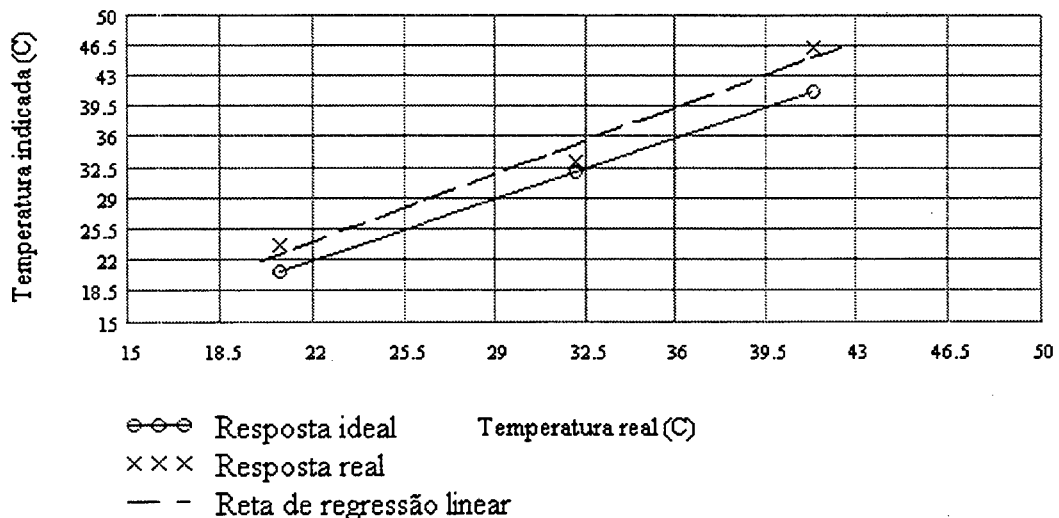


Figura 24 - Cálculo dos coeficientes da reta de regressão linear e a reta correspondente a estes coeficientes

Os coeficientes da reta serão posteriormente aplicados para se obter o valor corrigido a partir do valor medido como ilustrado pela figura 25. Nesta figura, nota-se também que as medidas depois de corrigidas aproximam-se da reta ideal, diminuindo assim os erros de medição. Isto será automaticamente executado pelo programa do sistema desenvolvido de modo a apresentar o valor corrigido em tempo real.

$$\text{Medidas_corrigidas}_i := \left[\left[\frac{(\text{Medidas_medidor}_i - c_linear)}{c_angular} \right] \right]$$

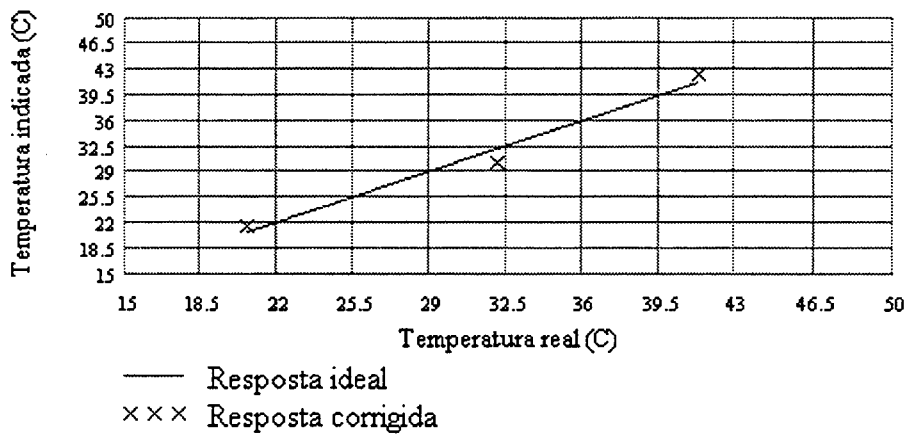


Figura 25 – Exemplo de correção das medidas pelos coeficientes da reta de regressão linear

Para realizar a calibração, utilizou-se a estrutura apresentada na Figura 26. Os sensores de temperatura foram dispostos simetricamente em uma câmara com paredes de material isolante térmico (isopor), onde foram ainda colocados um resistor (12Ω - 10W) e um ventilador do tipo usado para resfriar microprocessadores. A tensão aplicada no resistor foi ajustada lentamente para provocar um aumento na temperatura do ar (de 30°C à 40°C), em um intervalo de aproximadamente 50 min. O ventilador serviu para homogeneizar a temperatura do ar, evitando gradientes de temperatura na câmara que poderiam proporcionar temperaturas diferentes em cada um dos sensores.

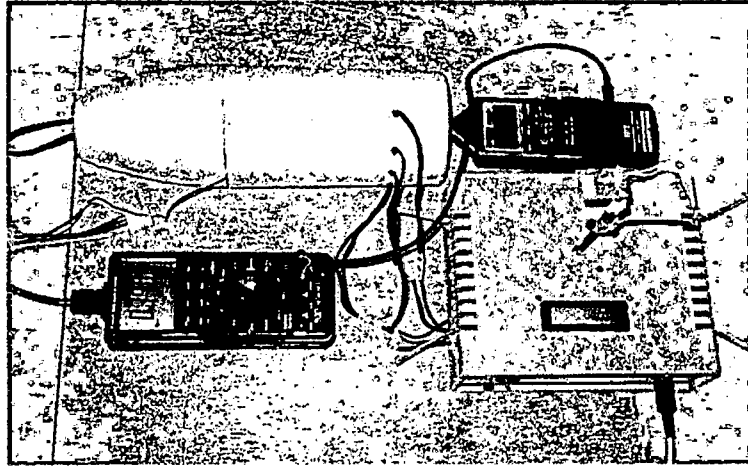


Figura 26 - Estrutura utilizada para realizar a calibração dos sensores de temperatura

4.1.2 Resultados obtidos

Foram realizadas aproximadamente 50 medições para cada sensor, entre 30°C e 40°C, para calcular os coeficientes da reta de regressão linear.

A Figura 27 mostra os dados obtidos para o primeiro ciclo, onde se observa as medidas dos cinco sensores de temperatura.

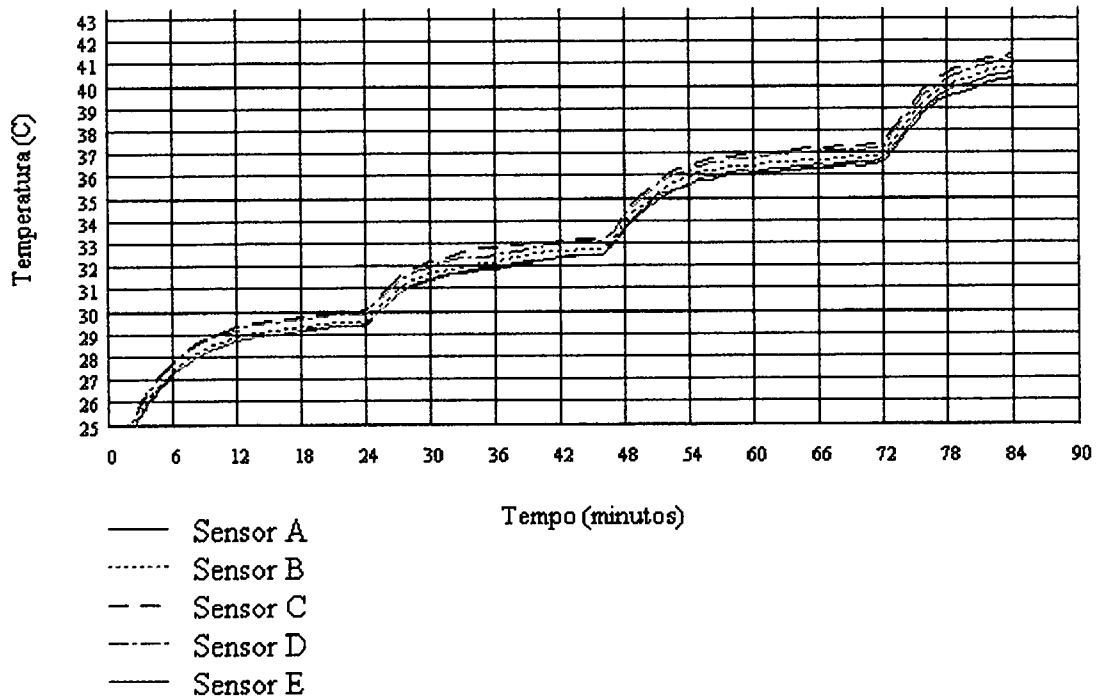


Figura 27 - Medidas dos cinco sensores de temperatura obtidas no primeiro ciclo de medição

A Figura 28 mostra as medidas do sensor A, considerado como o padrão, e as medidas do sensor B, sem a correção e com a correção usando os coeficientes.

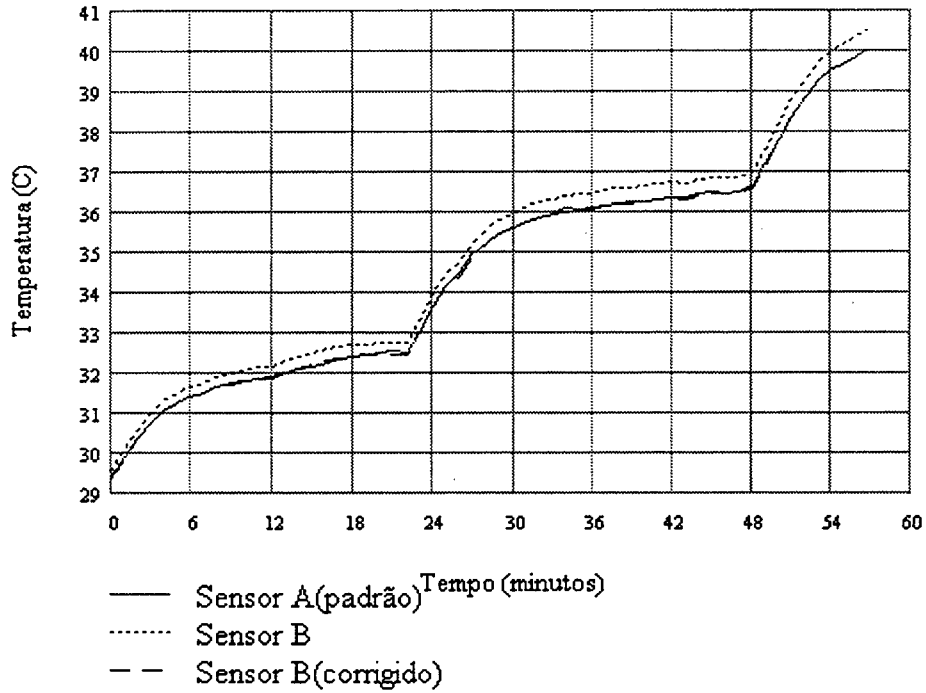


Figura 28 - Medidas do sensor A e do sensor B, com e sem correção

A Figura 29 ilustra o efeito das correções realizadas na medição das temperaturas.

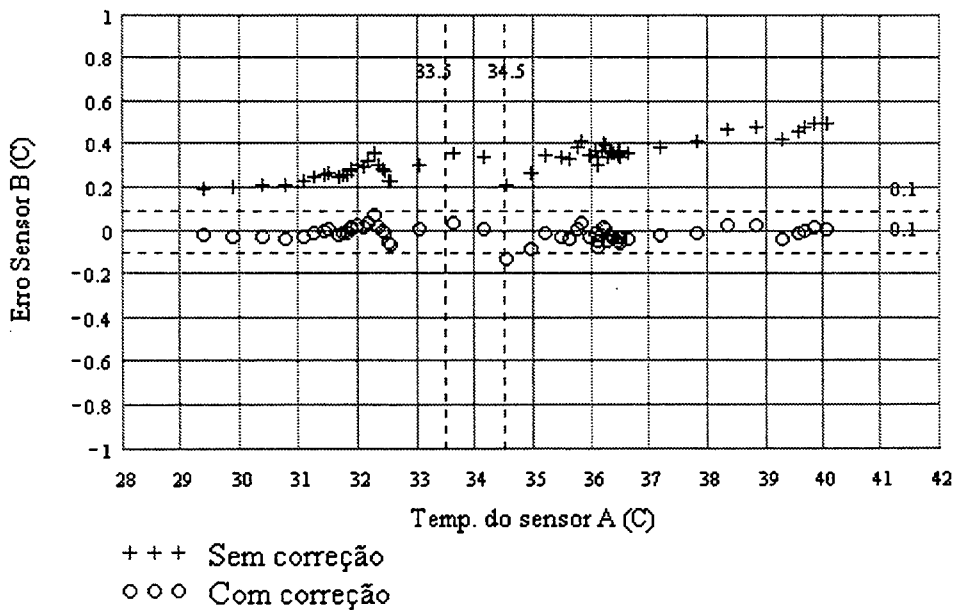


Figura 29 - Erro do sensor B, em comparação ao sensor A, sem e com a correção usando os coeficientes da regressão linear

A Tabela 8 traz todos os dados obtidos nas medições, mostrando os coeficientes encontrados em cada um dos três ciclos de medição para cada sensor, e também, o erro máximo relativo ao sensor A para temperaturas entre 30°C e 40°C, anterior e posterior à correção. Também é mostrado o erro máximo em torno da temperatura de 34°C, após a correção.

Tabela 8 - Dados obtidos nas três medições de temperatura

Ciclo	Sensor	C. linear	C. angular	Erro máx. 30-40°C s/ correção	Erro máx. 30-40°C c/ correção	Erro máx. em torno de 34°C
1	B	-0,549951	1,025479	0,5 °C	0,132 °C	< ±0,1 °C
	C	-0,165116	1,029425	1,12 °C	0,282 °C	< ±0,1 °C
	D	-0,275424	1,027441	0,9 °C	0,154 °C	< ±0,1 °C
	E	-0,602146	1,020266	0,31 °C	0,166 °C	< ±0,1 °C
2	B	-0,576712	1,024383	0,43 °C	0,153 °C	< ±0,1 °C
	C	-0,779765	1,044742	1,05 °C	0,263 °C	< ±0,1 °C
	D	-0,328861	1,026793	0,76 °C	0,09 °C	< ±0,1 °C
	E	-0,480768	1,014936	0,13 °C	0,088 °C	< ±0,1 °C
3	B	-0,705984	1,027821	0,34 °C	0,117 °C	< ±0,1 °C
	C	-0,385378	1,033506	0,99 °C	0,265 °C	< ±0,1 °C
	D	-0,414363	1,029081	0,72 °C	0,110 °C	< ±0,1 °C
	E	-0,653902	1,019293	0,16 °C	0,173 °C	< ±0,1 °C
<i>Méd.</i>	<i>B</i>	<i>-0,610882</i>	<i>1,025894</i>			
	<i>C</i>	<i>-0,443420</i>	<i>1,035891</i>			
	<i>D</i>	<i>-0,339549</i>	<i>1,027772</i>			
	<i>E</i>	<i>-0,578939</i>	<i>1,018165</i>			

Analisando-se os dados da Tabela 8, observa-se que os coeficientes calculados para cada sensor nas três medições possuem uma diferença relativamente grande. Porém, pode-se observar também que o erro máximo foi de 0,282 °C, após a correção. Em torno de 34°C, esta diferença foi sempre inferior a ±0,1 °C. Assim, considerando o erro máximo especificado pelo fabricante ($\pm 0,5$ °C), do sensor considerado como padrão (sensor A), tem-se uma incerteza de medição máxima de $\sqrt{[(\pm 0,5 \text{ °C})^2 + (\pm 0,282 \text{ °C})^2]} = \pm 0,574$ °C entre 30 °C e 40 °C e $\sqrt{[(\pm 0,5 \text{ °C})^2 + (\pm 0,1 \text{ °C})^2]} = \pm 0,51$ °C em torno de 34 °C. Entretanto, considerando-se o erro típico do

sensor A ($\pm 0,1$ °C), ou utilizando-se um medidor com uma incerteza de medição de $\pm 0,1$ °C, a incerteza herdada do padrão não seria de $\pm 0,5$ °C e sim $\pm 0,1$ °C. Isto reduzirá a incerteza de medição máxima para $\sqrt{[(\pm 0,1 \text{ °C})^2 + (\pm 0,282 \text{ °C})^2]} = \pm 0,299$ °C entre 30 °C e 40 °C e $\sqrt{[(\pm 0,1 \text{ °C})^2 + (\pm 0,1 \text{ °C})^2]} = \pm 0,14$ °C em torno de 34 °C.

Esses valores de erros são aceitáveis para realização dos testes, pois em 34 °C, a menor incerteza dos medidores da incubadora verificada é de $\pm 0,8$ °C, aproximadamente seis vezes maior que a calculada. Entretanto, para realizar-se com confiabilidade alguns dos testes sugeridos, como por exemplo aquele que verifica a incerteza de medição presente na temperatura do ar indicada pela incubadora, as leituras do sensor A deverão ser comparadas com as de um medidor padrão apropriado, para certificar-se que seu erro típico é de $\pm 0,1$ °C em torno de 34 °C.

4.2 Medição de umidade relativa

4.2.1 Metodologia utilizada para calibrar o sensor de umidade relativa

Para calibração do sensor de umidade relativa foi utilizada uma caixa plástica vedada, dentro da qual foram colocados o medidor padrão local (termo-higrômetro Minipa MTH-1360, certificado de calibração IPT: 26953 - 05/10/98) e o sensor do protótipo construído (Figura 30).

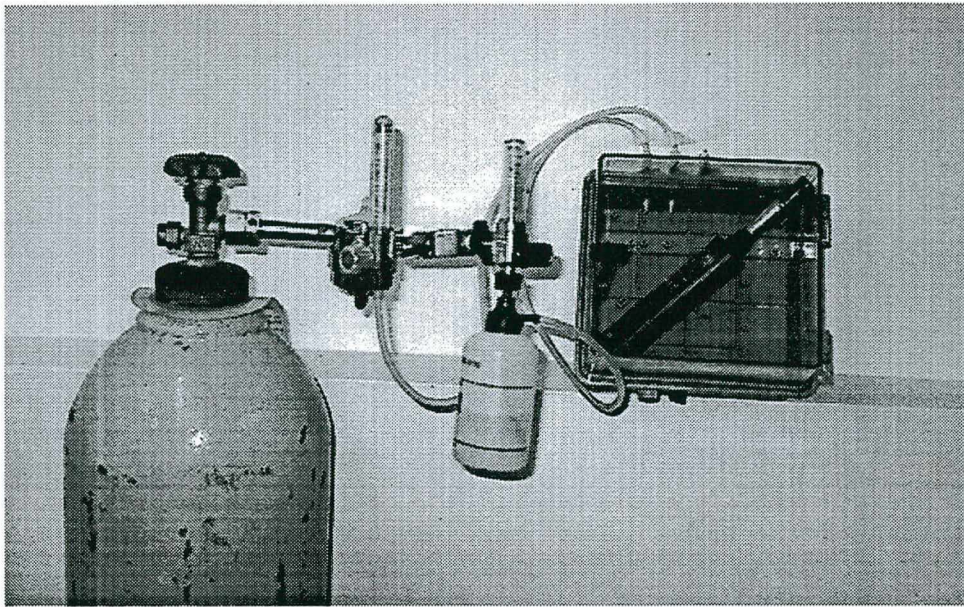


Figura 30 - Estrutura utilizada para gerar umidades relativas estáveis entre 30% e 80%, usadas na calibração do medidor de umidade relativa construído

A umidade relativa dentro da caixa foi reduzida pela injeção de ar proveniente de um cilindro de ar comprimido, pois este possui uma umidade relativa baixa. O seu aumento se deu através da passagem de ar do cilindro por um umidificador de uso hospitalar. Primeiramente, a válvula de ar foi aberta e a umidade reduziu-se abaixo de 30%, sendo fechada a seguir. Posteriormente, a válvula do ar umidificado foi aberta e fechada várias vezes, proporcionando níveis de umidade relativamente estáveis entre 30% e 80%. Quando a umidade relativa ficava estável no valor desejado (verificado no medidor padrão local), registrava-se o valor medido pelo protótipo construído.

Também utilizou-se soluções salinas saturadas para gerar umidades relativas conhecidas. Estas soluções, quando preparadas com água destilada dentro de um recipiente hermeticamente fechado (à 25°C), proporcionam uma umidade relativa conhecida. Na Tabela 9 aparecem os sais e as umidades geradas pelas soluções saturadas (Philips, 1997 ; Brownawell, 1995).

Tabela 9 - Umidades relativas geradas por soluções salinas saturadas à 25 °C

Sal	Umidade relativa à 25 °C
Cloreto de lítio LiCl	11,3%
Acetato de potássio KC ₂ H ₃ O ₂	22,5%
Cloreto de Magnésio MgCl ₂	32,8%
Carbonato de potássio K ₂ CO ₃	43,2%
Nitrato de magnésio Mg(NO ₃) ₂	52,9%
Cloreto de sódio NaCl	75,3%
Cloreto de potássio KCl	84,3%
Nitrato de potássio KNO ₃	93,6%
Sulfato de potássio K ₂ SO ₄	97,3%

A solução saturada de carbonato de potássio (K₂CO₃) é usada como um padrão, pois ela gera uma umidade relativa de 43,1% à 0 °C e 43,2% à 30 °C, mostrando uma pequena variação em função da temperatura (Philips, 1997 ; Brownawell, 1995).

Utilizou-se as soluções saturadas de Nitrato de magnésio (Mg(NO₃)₂), Cloreto de sódio (NaCl) e Cloreto de potássio (KCl), em função da disponibilidade.

4.2.2 Resultados obtidos

A seguir serão mostrados os dados obtidos na calibração do sensor de umidade relativa, realizada conforme descrito anteriormente.

As medidas foram repetidas três vezes e os dados obtidos estão na Tabela 10.

Tabela 10 - Dados obtidos para 3 ciclos de medição com o medidor de umidade relativa construído

Medidas do padrão local	Medidas do medidor calibrado		
	Ciclo1	Ciclo2	Ciclo3
30%	25,1%	25,3%	25,3%
40%	33,0%	32,5%	32,6%
50%	45,2%	46,0%	45,4%
60%	57,8%	58,3%	58,1%
70%	70,6%	71,1%	71,0%
80%	82,7%	83,4%	82,8%

A incerteza de medição especificada pelo fabricante, do aparelho utilizado como padrão local, é de $\pm 3\%$ na faixa utilizada.

A Figura 31 mostra o gráfico com os dados da Tabela 10.

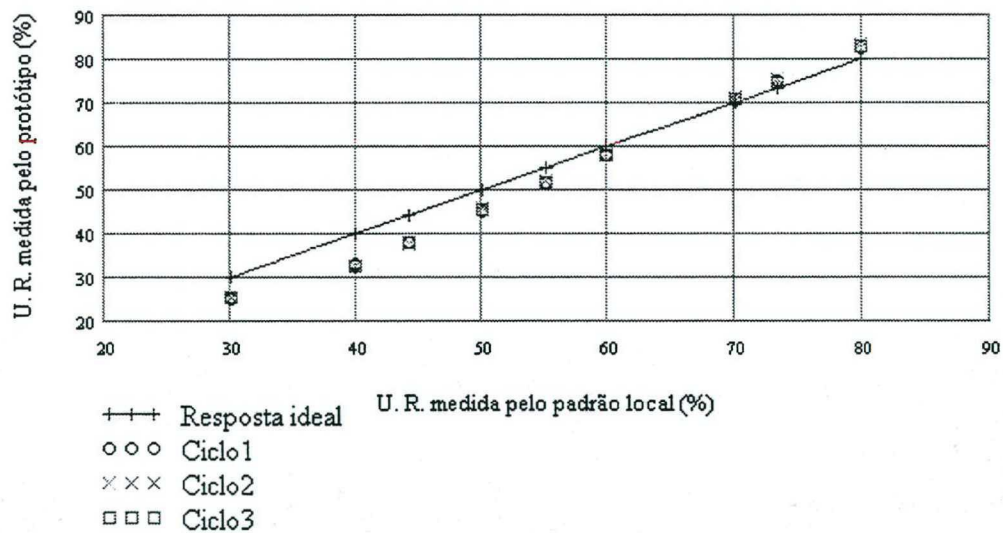


Figura 31 - Medidas do padrão local e dos 3 ciclos de medição do protótipo

A partir dos dados obtidos, calculou-se os coeficientes da reta de regressão linear para serem usados no programa do microcontrolador. A Tabela 11 mostra os erros obtidos em

relação ao medidor padrão local sem e com a correção, usando coeficientes médios. São mostrados os erros para as faixas de umidade relativa de 30% à 80% e 40% à 60%.

Tabela 11 - Valores obtidos para os coeficientes da reta de regressão linear e erros com e sem correção

Ciclo	Coefic. linear	Coefic. Angular	Erro _{máx.} s/ correção	Erro _{máx.} c/ correção	Erro _{máx.} s/ cor. (40-60)%	Erro _{máx.} c/ cor. (40-60)%
1	-13,670563	1,197564	7,0%	2,4%	7,0%	1,2%
2	-14,281609	1,213275	7,5%	2,6%	7,5%	1,4%
3	-13,635804	1,197339	7,4%	2,6%	7,4%	1,4%
Média	-13,862659	1,202726				

A calibração utilizando soluções salinas saturadas, conforme citado anteriormente, não apresentou bons resultados. Mesmo utilizando-se sais para análise (grau de pureza maior) e uma temperatura adequada, as soluções não mantiveram a umidade relativa do ar nos níveis desejados. Nas três soluções preparadas, a umidade relativa dentro do recipiente fechado subiu tendendo à saturação (U.R. = 100%). Provavelmente, a qualidade dos sais utilizados não era a ideal para esse tipo de experimento.

A incerteza de medição total do medidor construído pode ser estimada pela soma quadrática entre o erro máximo, com correção, e a incerteza de medição herdada do padrão local, resultando assim $\sqrt{[(\pm 2,6\%)^2 + (\pm 3\%)^2]} = \pm 4,0\%$ U.R.. Na faixa de umidade relativa de conforto térmico, 40% à 60%, o erro total é $\sqrt{[(\pm 1,4\%)^2 + (\pm 3\%)^2]} = \pm 3,3\%$ U.R. Entretanto, se a incerteza de medição do padrão local fosse menor, como por exemplo $\pm 1,0\%$, a incerteza de medição total seria $\sqrt{[(\pm 2,6\%)^2 + (\pm 1\%)^2]} = \pm 2,8\%$ U.R. para faixa de 30% à 80% e $\sqrt{[(\pm 1,4\%)^2 + (\pm 1\%)^2]} = \pm 1,7\%$ U.R. para faixa de 40% à 60%.

A incerteza obtida ($\pm 3,3\%$ U.R.) para a faixa de 40% à 60% não é apropriada para a verificação do medidor da incubadora, pois a norma sugere para este um erro máximo de

$\pm 4,0\%$ U.R. em 40% e $\pm 6,0\%$ U.R. em 60%. Observa-se que os valores são muito próximos do valor da incerteza de medição do aparelho desenvolvido. Entretanto, uma incerteza menor necessitaria de sensores de custo muito elevado. Como o objetivo não é certificar as incubadoras, a incerteza obtida permite ter-se uma noção de como está o sistema de medição e controle de umidade relativa da incubadora. Não é o ideal, mas permite um certo nível de avaliação.

4.3 Medição de nível sonoro

4.3.1 Metodologia utilizada para calibração do circuito medidor de nível sonoro

A calibração do protótipo desenvolvido foi realizada na câmara semi-anecóica do Laboratório de Acústica e Vibrações da Universidade Federal de Santa Catarina. O medidor de nível sonoro usado como padrão local é da marca Bruel&Kjaer, modelo 2230, e este foi calibrado com um calibrador de nível sonoro Bruel&Kjaer, modelo 4230 ($94\text{dB} \pm 0,3\text{dB}$).

Para a geração das ondas sonoras senoidais, com possibilidade de ajuste na amplitude e frequência, foi utilizado um gerador de funções conectado a uma caixa acústica amplificada (componente de *kit* multimídia, marca Altec, modelo ACS90). Essa caixa acústica tem uma resposta de frequência de 90Hz à 20kHz, o que exigiu a utilização de um outro alto-falante, do tipo *woffer*, para as medidas abaixo de 100Hz.

Foram realizados vários testes sugeridos pela norma IEC651. As medidas da tensão de saída, obtidas para níveis crescentes de pressão sonora à frequência de 1000Hz, foram usadas para ajustar as medidas indicadas através do *software* do aparelho. Este ajuste foi realizado pela utilização de uma equação de aproximação.

4.3.2 Resultados obtidos

As medidas realizadas na câmara semi-aneecóica para a verificação da resposta em frequência do circuito são apresentadas na Tabela 12:

Tabela 12 - Valores de tensão obtidos na saída do circuito medidor de nível sonoro para diferentes frequências com nível de pressão sonora constante (74dB)

Frequência (Hz)	Tensão de saída (V)	Saída relativa à 1000Hz (dB)
30	-1,64	-30,6
60	-1,074	-24,94
100	-0,416	-18,36
200	0,31	-11,1
500	0,99	-4,3
1000	1,42	0,0
2000	1,50	0,8
2500	1,53	1,1
4000	1,58	1,6
6000	1,61	1,9
8000	1,50	0,8
10000	0,67	-7,5
12000	1,02	-4

A Figura 32 mostra o gráfico da Tabela 12 (em decibéis) relativo à resposta em 1000Hz, juntamente com as tolerâncias permitidas para os medidores do Tipo 3 com resposta ponderada em A.

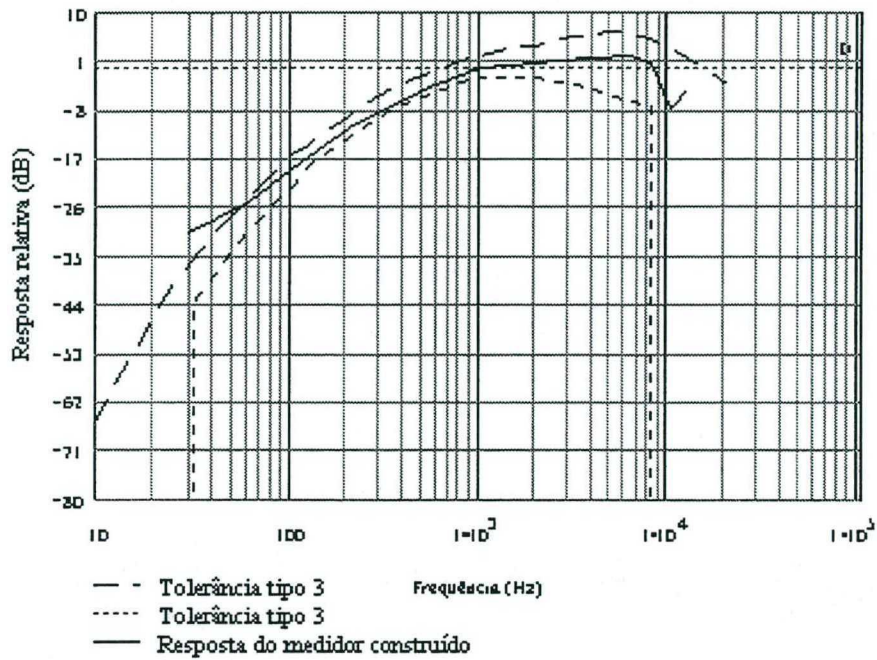


Figura 32 - Resposta em frequência do medidor construído e as tolerâncias para a curva A (Tipo 3)

Pode-se observar que a resposta do circuito construído excede a curva de tolerância superior para frequências inferiores a 50Hz. Tal resultado pode ser devido ao fato de que, para estas frequências, o comprimento de onda aproxima-se das dimensões da câmara semi-aneecóica ($\lambda = \text{comprimento de onda} \cong 7 \text{ m para } 50\text{Hz}$). A incerteza de medição do medidor de pressão sonora usado como padrão é de $\pm 0,7\text{dB}$ (Tipo 1). Esta imprecisão não causa problemas na avaliação da resposta em frequência, pois mesmo somando-se $\pm 0,7\text{dB}$ na curva de resposta em frequência obtida, esta ainda permanece dentro dos limites de tolerância (Figura 32). O voltímetro utilizado (multímetro GoldStar DM-332) possui uma incerteza de medição de $\pm(0,5\%$ da leitura + 1 dígito menos significativo). Assim, para a maior tensão lida (1,64V), o erro gerado é de $\pm 0,1\text{dB}$, não interferindo de forma significativa nos resultados obtidos.

Para a frequência de 1000Hz, a variação do nível de pressão sonora produziu os resultados apresentados na Tabela 13.

Tabela 13 - Valores de tensão obtidos na saída do circuito medidor de nível sonoro para diferentes níveis de pressão sonora a uma frequência de 1000Hz

Nível de pressão sonora (dB)	Tensão de saída (V)
57,4	-0,24
62,2	0,25
67,0	0,73
72,0	1,20
77,1	1,65
82,1	1,87

A Figura 33 mostra as medidas da Tabela 13 e a curva construída a partir da Eq.19. Esta foi obtida através de uma regressão polinomial de ordem 3. Esta equação é usada no programa do microcontrolador para a indicação do nível de pressão sonora a partir da leitura do CAD.

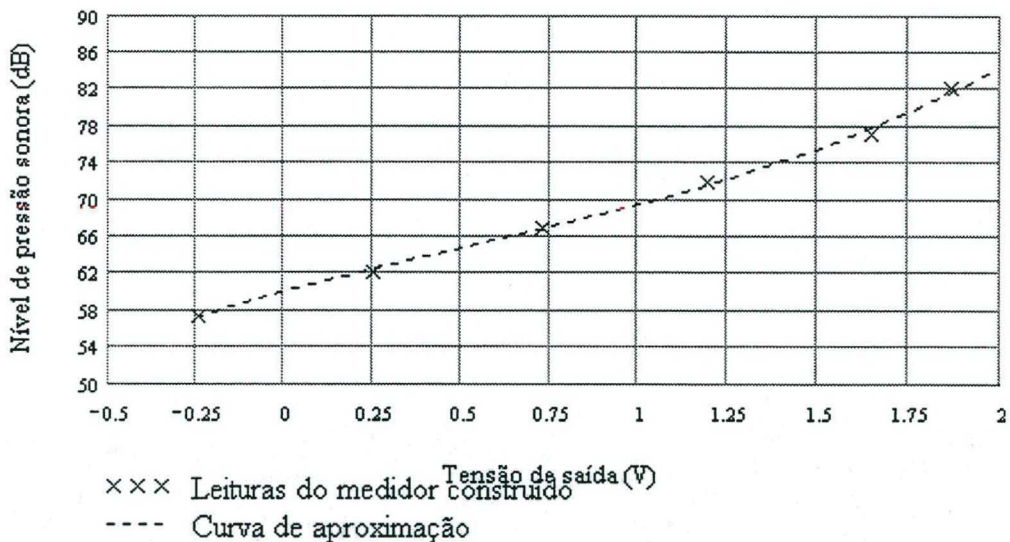


Figura 33 – Tensões de saída do circuito medidor em função do NPS e a curva obtida a partir da Eq. 19

$$NPS(V_s) = 59,017968 + 10,48491 \cdot V_s - 2,934616 \cdot V_s^2 + 1,888822 \cdot V_s^3 \quad Eq.(19)$$

Onde: NPS = nível de pressão sonora [dB];

V_s = Tensão de saída do circuito construído [Volts];

A Figura 34 mostra a diferença entre o NPS real, medido pelo padrão local, e o NPS calculado pela equação de aproximação em função da tensão de saída do circuito construído. O erro de linearidade diferencial, que pode ser visualizado no gráfico como as diferenças entre os pontos impressos, projetadas no eixo das ordenadas, é inferior a 1dB, satisfazendo a especificação da norma para um medidor do Tipo 3 (± 1 dB).

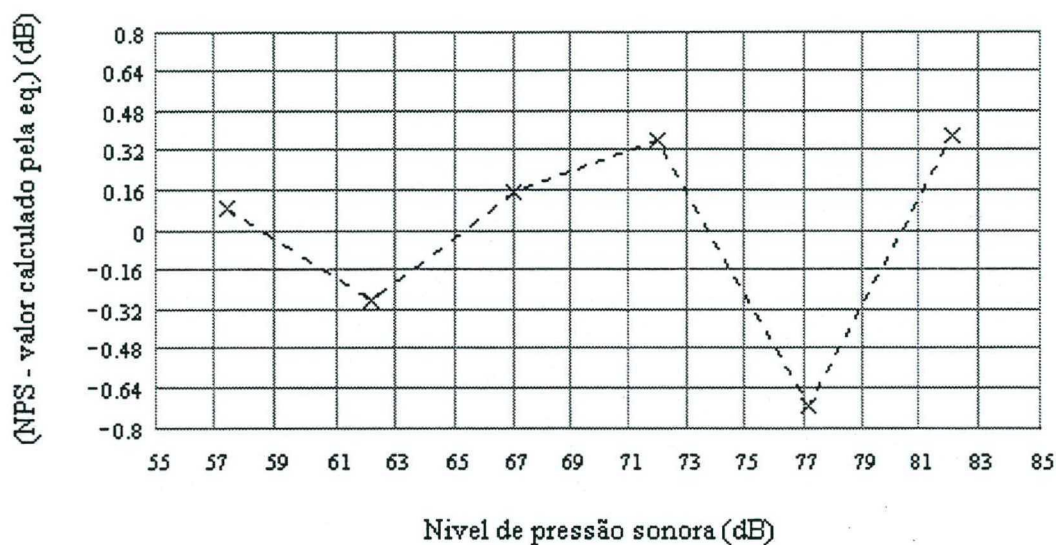


Figura 34 - Diferença entre os níveis de pressão sonora medidos pelo medidor padrão e os valores calculados através da equação de aproximação

A incerteza de medição total obtida através da soma quadrática do erro máximo da equação de aproximação ($\pm 0,7$ dB), do erro herdado do medidor usado como padrão local ($\pm 0,7$ dB), do erro do voltímetro ($\pm 0,1$ dB) e do erro do CAD ($\pm 0,07$ dB) é de ($\pm 1,0$ dB). Tal valor é compatível com o especificado pela norma IEC651 ($\pm 1,5$ dB).

Cabe observar que outros testes, como por exemplo os relativos a direcionalidade e a constante de tempo do circuito conversor rms-cc, foram também satisfatórios.

4.4 Medição da velocidade do fluxo de ar

4.4.1 Metodologia utilizada para calibrar o sensor de velocidade do fluxo de ar

O sistema para medição da velocidade do fluxo de ar foi calibrado utilizando-se a estrutura mostrada na Figura 35.

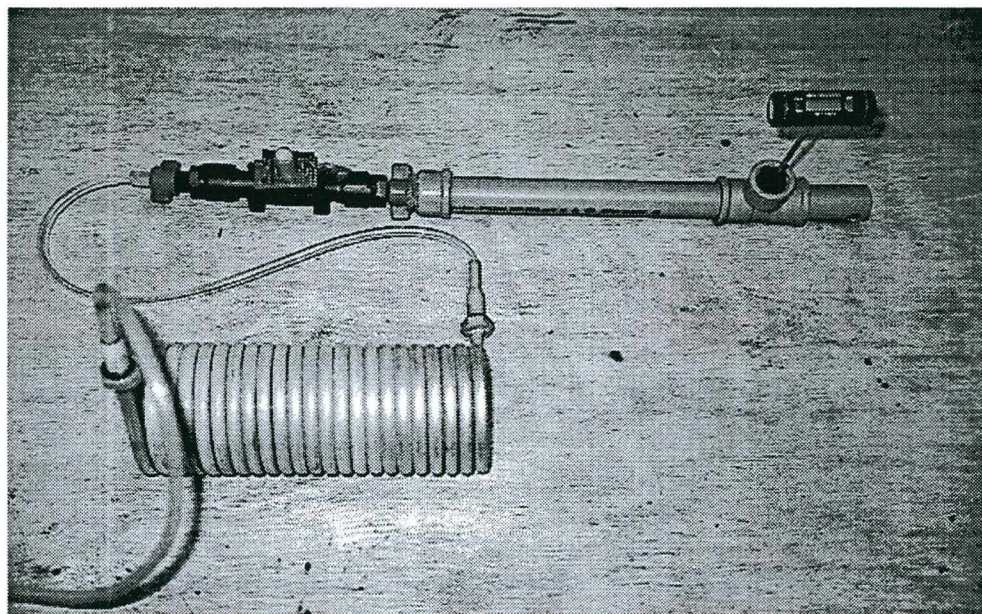


Figura 35 - Estrutura utilizada para calibrar o sistema de medição da velocidade do ar

Nesse aparato, o ar proveniente de um cilindro de ar comprimido passa por uma válvula e por uma tubulação metálica em forma helicoidal mergulhada em água aquecida ($T \cong 80^{\circ}\text{C}$). A função da válvula é controlar o fluxo de ar (l / min) e a da tubulação, elevar a temperatura do ar que incide no sensor construído. O ar passa também por um sensor eletrônico de fluxo (Honeywell – modelo AWM 5104VN) cuja tensão de saída é aplicada em um voltímetro possibilitando uma medida de referência do fluxo de ar, em litros por minuto. Na saída do sensor citado, existe uma tubulação onde está inserido o sensor construído. A área da seção transversal dessa tubulação é de $0,3597 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2$ (21,4 mm de diâmetro). A velocidade do fluxo de ar dentro da mesma pode ser estimado pelo quociente entre o fluxo e a

área, com as respectivas conversões de unidades necessárias. Assim, a velocidade do fluxo de ar que incide no sensor construído é obtida através da Eq. 20.

$$v = (V_s - 1) \cdot 0,2317 \quad \text{Eq. (20)}$$

Onde: v = Velocidade do fluxo de ar [m/s];

V_s = Tensão de saída do sensor de fluxo AWM 5104VN [Volts];

Visando comparar as leituras provenientes do sensor comercial e do sensor desenvolvido, a velocidade do fluxo de ar foi mantida em 0,35 m/s (limite máximo permitido dentro de uma incubadora) e a temperatura do ar foi aumentada de 27°C à 33°C, em aproximadamente 40 minutos. Posteriormente, a velocidade do fluxo foi variada entre 0,15 m/s e 0,55 m/s mantendo-se constante a temperatura do ar (temperatura ambiente).

Com as leituras realizadas para o procedimento descrito, de forma semelhante que para os demais sensores, calculou-se coeficientes de correção para serem usados pelo programa do microcontrolador na correção das medidas.

4.4.2 Resultados obtidos

As tensões de saída fornecidas pelo sistema desenvolvido, para velocidade do ar constante e temperatura variável, aparecem na Tabela 14.

Tabela 14 - Tensão de saída do sistema de medição de velocidade do ar em função da temperatura para uma velocidade constante de 0,35 m/s

Temperatura (°C)	V saída (Volts)
27	1,63
28	1,49
29	1,34
30	1,23
31	1,16
32	1,04
33	0,81

Usando-se esses dados, realizou-se uma regressão polinomial de ordem 3, de forma a obter a equação que descreve o comportamento do sinal de saída do sensor em função da temperatura do ar, para uma velocidade fixa de 0,35 m/s. A equação obtida é dada por (Eq. 13):

$$V_s = 144,080714 - 14,182341.T + 0,472381.T^2 - 5,277778.10^{-3}.T^3 \quad Eq.(13)$$

Onde: V_s = Tensão de saída do sistema construído [Volts];

T = Temperatura do ar [°C];

A Figura 36 mostra um gráfico com as medidas realizadas e com a curva obtida a partir da Eq. 13.

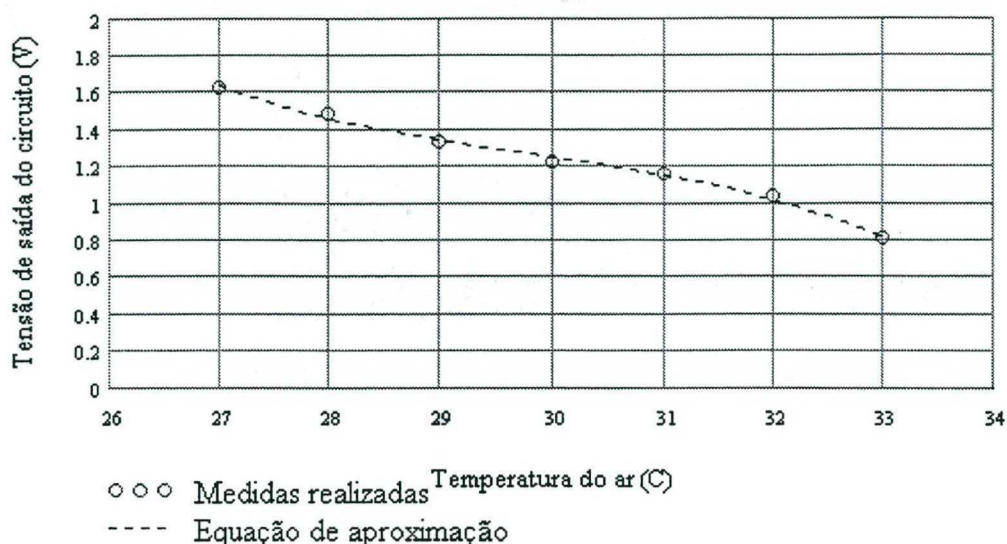


Figura 36 - Tensão de saída do sistema de medição da velocidade do ar e a curva obtida a partir da equação de aproximação

A maior diferença entre a curva de aproximação e as medidas realizadas foi de 0,026 Volts e ocorreu em 28°C.

Na Tabela 15 aparecem os dados obtidos para uma temperatura do ar constante de 26°C e uma velocidade do fluxo de ar variável, para 3 ciclos de medições.

Tabela 15 - Tensão de saída do sistema de medição de velocidade do ar em função da velocidade para uma temperatura constante de 26°C

Veloc. Do ar (m/s) [Vs AWM 5104VN]	V saída (Volts)		
	Ciclo1	Ciclo2	Ciclo3
0,15 [1,65V]	0,70	0,71	0,73
0,25 [2,08V]	1,21	1,23	1,25
0,35 [2,51V]	1,65	1,66	1,65
0,45 [2,94V]	2,55	2,6	2,55
0,55 [3,37V]	2,70	2,72	2,69

A Figura 37 mostra um gráfico com os valores obtidos.

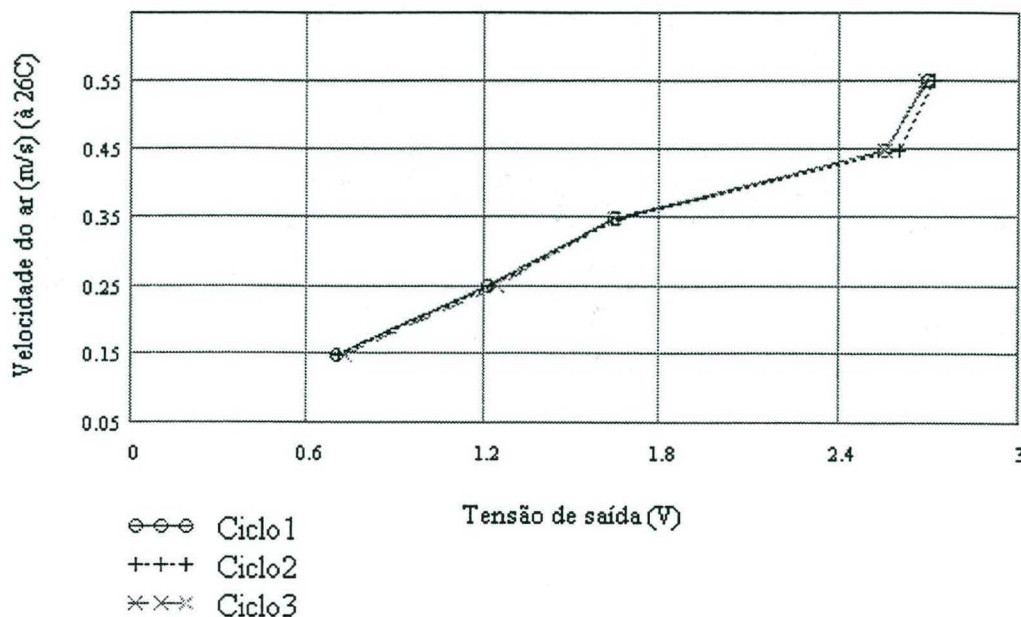


Figura 37 - Tensão de saída do sistema de medição da velocidade do ar para velocidade variável e temperatura constante de 26°C

Através dos dados obtidos, o sistema desenvolvido será apenas capaz de verificar se a velocidade do fluxo de ar dentro da incubadora não ultrapassou o limite superior de 0,35 m/s, para temperaturas do ar entre 27°C e 33°C, e não indicar a velocidade do ar em m/s.

Para que o sistema indicasse a velocidade do ar em m/s, e em qualquer temperatura, seria necessário realizar medições com velocidades do ar diferentes em diferentes temperaturas do ar. Os dados seriam então usados em uma regressão polinomial multivariável que forneceria os coeficientes da equação de superfície, pois a tensão de saída do sistema é função da temperatura e da velocidade do ar (duas variáveis independentes). Esse procedimento não foi adotado devido a indisponibilidade de um equipamento adequado para manter a temperatura do ar estável em um valor desejado, permitindo as medições em velocidades diferentes. Cabe observar também que foi realizado apenas um ciclo de medição para Tabela 14 em função das dificuldades devido a utilização de um aparato rudimentar.

Com os dados obtidos, poderia-se fazer o aparelho indicar a velocidade do ar em m/s quando a temperatura do mesmo fosse de 26°C. Isso proporcionaria a indicação da velocidade

por um curto período de tempo. Assim, optou-se por verificar se a velocidade não ultrapassa o limite máximo, por um período de tempo maior, correspondente à elevação da temperatura de 27°C à 33°C, já que a NBR IEC 601 só estabelece o limite superior da velocidade do fluxo de ar.

A incerteza de medição total do sistema construído, para detecção de velocidades em torno de 0,35 m/s, pode ser estimada como a soma quadrática das incertezas de medição do sensor de fluxo AWM 5104VN, do voltímetro ligado ao sensor AWM 5104VN, do voltímetro ligado ao sistema construído, do CAD do sistema construído e do erro máximo da equação de aproximação. A incerteza de medição total do sensor AWM 5104VN é de $\pm 0,71$ l/min (= $\pm 0,14$ V = $\pm 0,032$ m/s); a do voltímetro ligado ao sensor AWM 5104VN é de $\pm(0.5\%$ da leitura + 1 dígito menos significativo), que para 2,51 V (Tabela 15) resulta em $\pm 0,014$ V (= $\pm 0,003$ m/s); a do voltímetro ligado ao sistema construído é igual à anterior, que para 1,63V (Tabela 14) resulta em $\pm 0,009$ V (= $\pm 0,002$ m/s); a do CAD é ± 3 LSB (= $\pm 0,006$ V = $\pm 0,001$ m/s) e a da equação de aproximação é de $\pm 0,026$ V (= $\pm 0,006$ m/s), totalizando assim uma incerteza de medição total de $\pm 0,033$ m/s. Esse valor de incerteza é relativamente alto, aproximadamente 9,5% do valor que será detectado (0,35 m/s), porém é devido em grande parte à incerteza de medição herdada do medidor usado como padrão local, o sensor de fluxo AWM 5104VN. Essa incerteza pode ser diminuída através da utilização de um padrão local com incerteza de medição menor, entretanto, o valor encontrado não inviabiliza a utilização do mesmo, pois a norma não especifica a incerteza de medição máxima para essa medida, o que deixa à entender que não é um valor crítico.

5. RESULTADOS OBTIDOS

Este capítulo mostra as características físicas do protótipo e a sua utilização funcionando como coletor e como testador.

5.1 Características físicas e custo do protótipo desenvolvido

As placas de circuito impresso do protótipo foram alojadas em uma caixa plástica comercial. Nesta caixa é conectado um cabo que vai até o interior da incubadora, onde fica uma base metálica contendo hastes verticais, nas quais estão fixados todos os sensores (Figura 38).

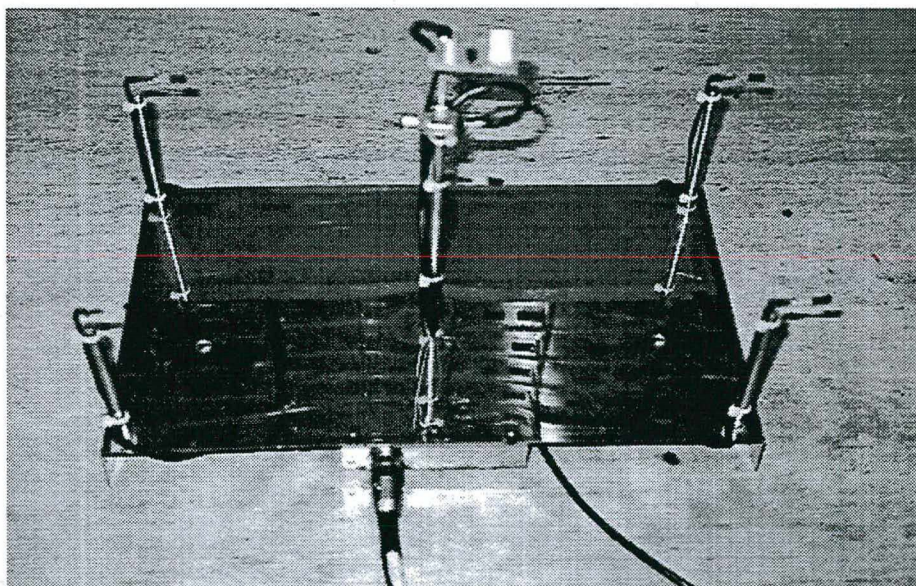


Figura 38 – Base metálica contendo as hastes verticais onde são fixados os sensores

A Figura 39 mostra o aparelho dentro de uma incubadora.

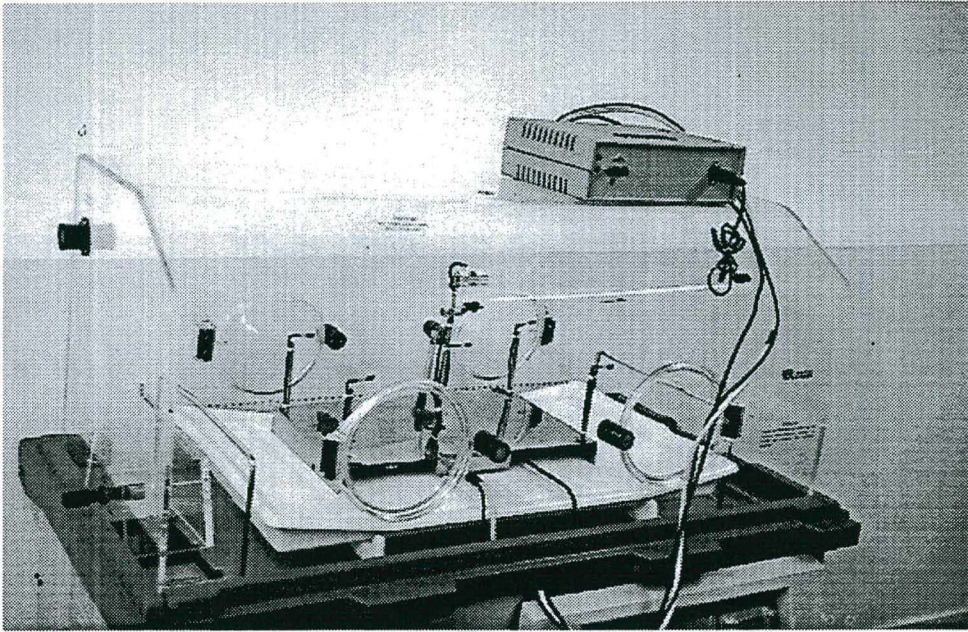


Figura 39 – Protótipo sendo utilizado em uma incubadora

Um aperfeiçoamento que pode ser realizado na base que contém os sensores, é a utilização de um cilindro em torno de cada sensor de temperatura. Esse cilindro deve ter a face interior com a cor preta e face exterior bastante refletiva, evitando assim que os sensores de temperatura sejam influenciados pela radiação infravermelha que os atinge. Assim, eles indicarão a temperatura do ar sem a influência da temperatura das paredes da incubadora. Como esse cuidado não é muito citado na literatura, seria interessante avaliar a sua influência na medição da temperatura do ar.

Outro item importante em relação a base, é o melhoramento da sua forma (*design*) e acabamento, tornando-a mais prática e com linhas mais harmônicas.

O custo do material para construção do protótipo foi de aproximadamente R\$ 700,00 (US\$ 1,00 = R\$ 1,90). Esse valor pode diminuir para montagem em grandes quantidades, entretanto, em função de impostos e mão de obra para montagem, dificilmente o custo unitário ficará abaixo de R\$ 1400,00, para produção comercial.

5.2 Medidas realizadas em uma incubadora

A base dos sensores foi colocada no interior da incubadora como mostrado pela Figura 39. A temperatura ambiente do local onde foram realizadas as medidas era de aproximadamente 24°C. O equipamento foi ligado e em seguida (após 10 min.) a incubadora foi acionada, com seu termostato ajustado para o valor máximo, fazendo esta atingir uma temperatura interna que provocou o acionamento do alarme. Depois, reajustou-se o termostato para um valor menor. Após um período de 3 horas, o equipamento foi removido da incubadora e os dados armazenados transferidos para um *PC*. Cabe observar que este exemplo tem caráter ilustratório, servindo apenas para proporcionar uma visão de como os dados coletados podem ser visualizados e tratados dentro de uma planilha do *MS Excel*. A Figura 40 mostra os dados na planilha.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	29/01/99								
2	H:M	TeA	TeB	TeC	TeD	TeE	UMR	NPS	VEL
3	08:53	23,72	23,7	23,62	23,65	23,64	71,2	59,5	0
4	08:54	23,72	23,7	23,61	23,63	23,64	71	59,5	0
5	08:55	23,72	23,7	23,61	23,63	23,64	70,7	59,5	0
6	08:56	23,72	23,7	23,6	23,63	23,64	70,3	59,6	0
7	08:57	23,72	23,7	23,6	23,63	23,64	70,1	59,4	0
8	08:58	23,73	23,7	23,6	23,63	23,65	70,2	59,5	0
9	08:59	23,75	23,7	23,6	23,65	23,65	70,2	59,5	0
10	09:00	23,75	23,7	23,6	23,65	23,65	69,7	59,5	0

Figura 40 – Dados coletados dentro de uma incubadora e visualizados em uma planilha do *MS Excel*

Com esses dados construiu-se um gráfico apresentando no eixo horizontal o horário das leituras, e no eixo vertical, a temperatura, umidade relativa, nível sonoro e estado da velocidade do fluxo de ar (Figura 41).

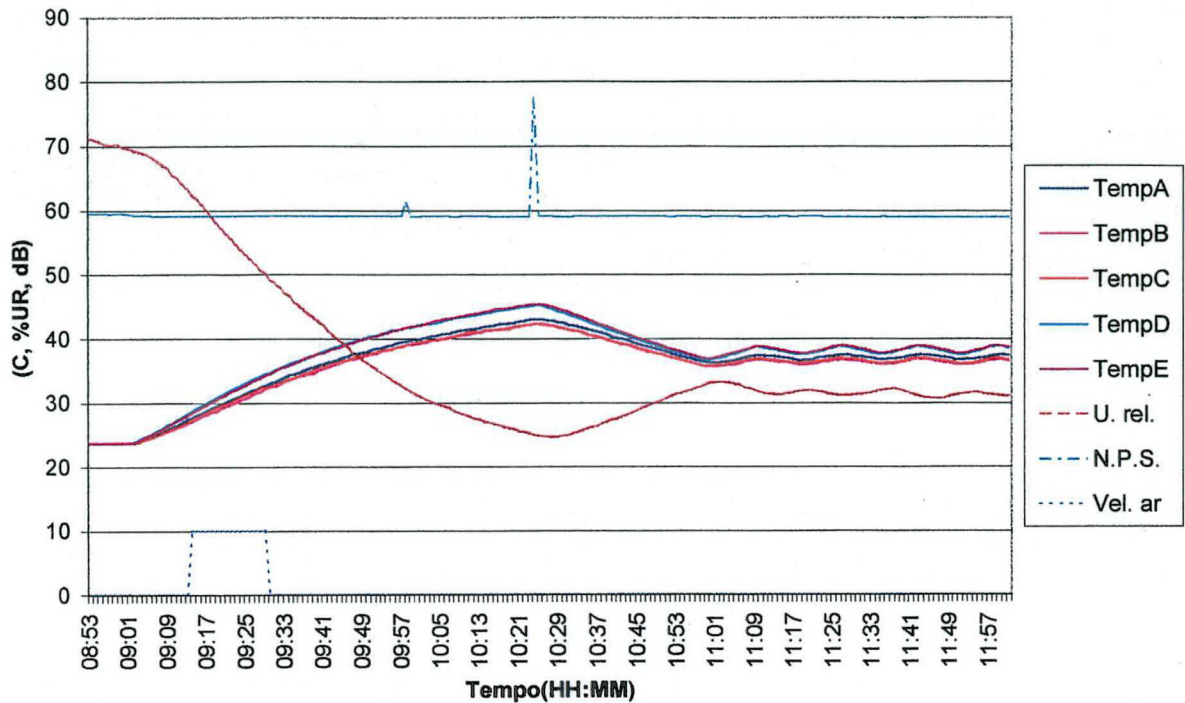


Figura 41 – Gráfico com os dados coletados

Percebe-se no gráfico o aumento da temperatura até um valor máximo de aproximadamente 42°C e depois a sua estabilização em torno de 37°C . Fica nítida a diminuição da umidade relativa com o aumento da temperatura. Esta se reduziu de 70%, à temperatura ambiente, para cerca de 32%, saindo fora da faixa de conforto (40% à 60%). Verifica-se assim, a necessidade do uso do umidificador da incubadora, mesmo para uma umidade relativa ambiente de 70%. Observa-se também uma diferença significativa entre a temperatura nos pontos D e E e as demais (2°C aproximadamente), indicando um possível problema na homogeneização da temperatura interna da incubadora. O nível sonoro manteve-se abaixo do limite máximo, pois as duas medidas em que ele excedeu o valor de 60 dB, foram provocadas por ruído do ambiente externo.

Em relação ao estado da velocidade do fluxo de ar, o valor 0 significa que a temperatura está fora da faixa de medição, o valor 10 que a velocidade é menor ou igual à $0,35\text{ m/s}$ e o valor 50 que esta é maior que $0,35\text{ m/s}$. No gráfico observa-se que a velocidade

foi verificada durante aproximadamente 15 min., estando neste período de acordo com a norma.

Em outra incubadora, o aparelho foi usado no modo testador. Neste ensaio, a incubadora apresentou um tempo de aquecimento de 37 minutos e problemas para estabilizar a temperatura, pois esta última apresentou uma variação maior que $0,5^{\circ}\text{C}$ em torno da temperatura de controle, em 30°C e 34°C . Com o alarme soando, o nível sonoro interno foi de 78,1 dB, abaixo do limite permitido (80 dB). Também foram simuladas algumas situações de mal funcionamento, como por exemplo, nível de ruído acima de 60 dB e aquecimento de um dos sensores (1°C). Nessas simulações o aparelho detectou as falhas indicando-as auditivamente e no visor. Todo o ensaio durou aproximadamente 4 horas.

O modo testador é um modo de funcionamento que não exige do operador conhecimentos mais aprofundados sobre a incubadora, tendo um caráter mais automático e possibilitando até que uma pessoa não especializada realize o ensaio da incubadora. O modo coletor tem um caráter mais experimental, sendo útil em trabalhos de pesquisa onde deseja-se analisar o desempenho da incubadora de uma forma mais particular.

6. CONCLUSÕES

A verificação da conformidade do ambiente proporcionado ao recém-nascido pelas incubadoras, em relação à norma, é atualmente uma tarefa trabalhosa, necessitando de um tempo relativamente grande para execução e de uma mão de obra especializada. Além disso, são necessários vários equipamentos de medição, termômetro com 5 sensores, higrômetro, medidor de nível sonoro e anemômetro térmico.

O custo de todos esses equipamentos é elevado (R\$ 5.310,00¹ ; U\$ 1,00 = R\$ 1,90), e aliado à falta de automatização na utilização destes, acaba inviabilizando a realização dos testes. Por outro lado, o funcionamento inadequado pode tornar a incubadora mais prejudicial do que benéfica à saúde do recém-nascido.

Acredita-se que a automatização dos ensaios executados pelo equipamento apresentado neste trabalho possa melhorar o panorama, pois facilitará a realização dos testes, com maior rapidez e com menor ocorrência de erros. O operador necessitará de um treinamento bastante simples para utilizar o sistema. Além disso, o custo será menor pelo fato de reunir em um único equipamento todos os medidores necessários.

Em relação à medição de temperatura, a incerteza de medição total dos sensores de temperatura é $\pm 0,299$ °C entre 30 °C e 40 °C. Contudo, à 34 °C (temperatura em que são realizados a maioria dos testes baseados na NBR IEC 601) a incerteza é de $\pm 0,14$ °C. Assim, para realizar-se com confiabilidade alguns dos testes sugeridos, como por exemplo aquele que verifica a incerteza de medição presente na temperatura do ar indicada pela incubadora, as leituras do sensor A deverão ser comparadas com as de um medidor padrão apropriado, para certificar-se que seu erro típico é de $\pm 0,1$ °C em torno de 34 °C.

¹ O valor refere-se ao custo FOB (Free on board) aproximado de 4 termômetros eletrônicos, 1 termo-higrômetro, 1 anemômetro térmico e 1 medidor de nível sonoro.

A incerteza de medição total que ocorre na faixa de conforto térmico (entre 40% e 60%) para a umidade relativa é de $\pm 3,3\%$ U.R. Como o objetivo não é certificar as incubadoras, a incerteza obtida permite ter-se uma noção de como opera o sistema de medição e controle de umidade relativa da incubadora. Essa incerteza pode ser melhorada através da utilização de um medidor padrão local com uma incerteza menor do que a do aparelho utilizado ($\pm 3\%$).

O medidor de nível sonoro desenvolvido respeita os principais requisitos da norma IEC 651 e possui uma incerteza de medição total de $\pm 1,0\text{dB}$. A resposta em frequência apresenta uma irregularidade, saindo fora dos limites para o medidor Tipo 3, próximo da frequência de 50Hz. Entretanto, as medidas próximas a esta frequência foram realizadas com um equipamento inadequado (ver seção 4.3), o que pode ter provocado a alteração. Assim, sugere-se uma nova verificação em um laboratório especializado.

Em relação à medição da velocidade do fluxo de ar, desenvolveu-se um anemômetro térmico capaz de verificar se a velocidade do ar é igual ou inferior ao limite máximo (0,35 m/s), estando a temperatura do ar entre 27 °C e 33 °C. A incerteza de medição total obtida para o valor a ser detectado foi de $\pm 0,033$ m/s ($\pm 9,5\%$ do valor), permitindo assim verificar, se a velocidade do fluxo de ar dentro da incubadora é adequado.

Verificou-se que o método de correção das medidas através do programa possibilita obter-se incertezas de medição apropriadas sem a necessidade de sensores de alto custo. Esse método permite também que os dados obtidos em uma calibração, realizada em laboratório especializado, sejam utilizados para ajustar as medidas do aparelho, após introduzir-se os novos coeficientes no programa.

Em relação aos modos de operação do aparelho, verificou-se que o modo medidor é adequado para verificar se os sensores estão funcionando corretamente, para alguma medição particular ou para calibrar os sensores. O modo coletor é muito útil para análises mais

particulares das incubadoras, como por exemplo a verificação do desempenho de uma mesma incubadora em condições externas diferentes, ou de incubadoras diferentes (marca ou modelo diferente) submetidas ao mesmo ambiente externo. O modo testador é o mais prático e será o mais utilizado, pois permite que pessoas sem grandes conhecimentos sobre incubadoras e a norma, possam realizar os ensaios em uma incubadora.

Um aperfeiçoamento que pode ser realizado no sistema de medição de nível sonoro, é a ampliação de sua faixa de medição (atualmente é de 59dB à 84dB). Isto permitirá avaliar se o ruído dentro da incubadora, com esta desligada, tem um nível inferior à 50dB. Tal valor assegura a não interferência do ruído ambiente na medição realizada quando a incubadora estiver ligada. Isso também permitiria verificar a adequação do nível sonoro do ambiente em que a incubadora é usada na prática.

Outros aperfeiçoamentos que podem ser realizados são relativos ao *design*, tonando-o, por exemplo, mais prático e com linhas mais harmônicas.

Dado o exposto, conclui-se que o protótipo construído é uma ferramenta útil para testar as incubadoras após a manutenção corretiva ou como parte da manutenção preventiva. A partir de seu estado atual, com alguns melhoramentos e calibrações, objetivando certificação, pode vir até a ser comercializado, pois o custo é relativamente baixo (R\$ 1.400,00 ; US\$ 1,00 = R\$ 1,90).

Espera-se com isso, contribuir no sentido de trazer mais segurança no tratamento dos recém-nascidos, já que estes são pacientes muito especiais.

ANEXO 1 – Seções oito e onze da NBR IEC 601-2-19

SEÇÃO OITO - EXATIDÃO E DADOS DE OPERAÇÃO E PROTEÇÃO CONTRA CARACTERÍSTICAS DE SAÍDA INCORRETA

50 Exatidão de dados de operação

Esta cláusula da Norma Geral se aplica, com exceção do seguinte:

Subcláusulas adicionais:

* 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.

A conformidade deve ser verificada pela medição em TEMPERATURAS DE CONTROLE de 32°C e 36°C em um período de pelo menos 1 h.

* 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.

A conformidade deve ser verificada pelo seguinte ensaio:

Sensores de temperatura calibrados devem ser colocados em cinco pontos em um plano paralelo a superfície do colchão e a 10 cm acima dela. O ponto A deve ser um ponto 10 cm acima do centro do colchão (ver figura 102, ponto A). Os outros pontos devem ser o centro das quatro áreas formadas pelas linhas, as quais dividem tanto a largura quanto o comprimento em duas partes (ver figura 102, pontos B a E). A TEMPERATURA MÉDIA em cada um destes cinco pontos deve ser medida em TEMPERATURAS DE CONTROLE de 32°C e 36°C.

As diferenças entre os cinco valores medidos e a TEMPERATURA MÉDIA DA INCUBADORA medida devem ser comparadas conforme especificado. O ensaio deve ser executado com o suporte do colchão da INCUBADORA na posição horizontal e nos dois extremos de seus ângulos de inclinação.

* 50.103 As ITC devem estar equipadas com um SENSOR DE TEMPERATURA DA PELE e a temperatura medida pelo sensor deve ser continuamente exibida e claramente visível. Se, além disso, a exibição for utilizada para apresentar qualquer outro parâmetro, isto deve ser obtido com a utilização de uma chave interruptora de ação momentânea. A faixa de temperatura exibida deve ser no mínimo de 33°C a 38°C.

A conformidade deve ser verificada por inspeção.

* 50.104 A exatidão do SENSOR DE TEMPERATURA DA PELE para a medição da temperatura da pele deve estar dentro de $\pm 0,3^\circ\text{C}$.

A conformidade deve ser verificada pelo seguinte ensaio:

O SENSOR DE TEMPERATURA DA PELE deve ser imerso em banho-maria que possua a capacidade de controlar a temperatura da água, de forma que tal temperatura tenha uma flutuação inferior a $\pm 0,1^\circ\text{C}$ em torno de seu valor controlado. A temperatura do banho-maria deve ser de 36°C nominais. Um termômetro-padrão com uma exatidão de $\pm 0,05^\circ\text{C}$ em sua leitura deve estar posicionado com seu bulbo próximo ao SENSOR DE TEMPERATURA DA PELE. A leitura do termômetro-padrão deve ser comparada com a temperatura exibida e sua diferença não deve exceder 0,3°C, menos o erro do termômetro-padrão.

* 50.105 Com a INCUBADORA operando no modo ITC com o colchão na horizontal, a temperatura, conforme medida pelo SENSOR DE TEMPERATURA DA PELE, não deve diferir da TEMPERATURA DE CONTROLE em mais de 0,7°C na CONDIÇÃO DE TEMPERATURA ESTABILIZADA.

A conformidade deve ser verificada pelo seguinte ensaio:

O SENSOR DE TEMPERATURA DA PELE deve estar livremente suspenso 10 cm acima do centro da superfície do colchão. A TEMPERATURA DA PELE deve ser medida em TEMPERATURA DE CONTROLE de 36°C.

Se puder ser demonstrado que um método de ensaio alternativo é mais relevante para este ensaio, o fabricante deve propor tal método para verificar o requisito de desempenho.

* 50.106 Uma indicação da TEMPERATURA DA INCUBADORA deve ser fornecida por meios que sejam independentes de qualquer dispositivo utilizado para controlar a TEMPERATURA DA INCUBADORA. Ela deve ser utilizada exclusivamente para a indicação da TEMPERATURA DA INCUBADORA e deve estar localizada de forma que seja de fácil leitura sem a abertura da INCUBADORA, mesmo quando estiver operando em um ajuste máximo de umidade.

Não deve ser utilizado termômetro de mercúrio.

A leitura do dispositivo de medição da temperatura não deve diferir da TEMPERATURA DA INCUBADORA medida por um termômetro-padrão em mais de 0,8°C, menos o erro do termômetro-padrão. O termômetro-padrão deve ter uma exatidão dentro de $\pm 0,05^\circ\text{C}$. Ele deve ter uma faixa de medição de pelo menos 20°C a 40°C. Se o componente sensível à temperatura de qualquer dispositivo estiver localizado em um ponto onde a temperatura do ar seja consistentemente diferente da TEMPERATURA DA INCUBADORA, o dispositivo pode ser especificamente calibrado com um deslocamento, a fim de obedecer aos requisitos anteriores. Todavia, neste caso, devem ser especificados detalhes totais da calibragem especial nos DOCUMENTOS ACOMPANHANTES.

A conformidade deve ser verificada por inspeção e medição em TEMPERATURAS DE CONTROLE de 32°C e 36°C.

* 50.107 Com a INCUBADORA operando como uma ATC, a TEMPERATURA MÉDIA não deve ser diferente da TEMPERATURA DE CONTROLE em mais de $\pm 1,5^{\circ}\text{C}$, a uma temperatura ambiente entre 21°C e 25°C .

A conformidade deve ser verificada pela medição da TEMPERATURA MÉDIA DA INCUBADORA a uma TEMPERATURA DE CONTROLE de 36°C e em CONDIÇÃO DE TEMPERATURA ESTABILIZADA.

* 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 (ver item aa) da subcláusula 6.8.2).

A conformidade deve ser verificada pelo seguinte ensaio:

Com a TEMPERATURA DE CONTROLE ajustada para 2°C acima da temperatura ambiente, com a tensão de alimentação igual à tensão nominal, e com o EQUIPAMENTO operando como uma ATC, a INCUBADORA é ligada, iniciando na CONDIÇÃO A FRIO. O tempo para a TEMPERATURA DA INCUBADORA elevar em 11°C , é medido (ver figura 101). O controle de umidade, se estiver ajustado, deve ser estabelecido para seu valor máximo. O nível de água de um recipiente umidificador deve ser o normal. A água neste recipiente deve estar na temperatura ambiente.

* 50.109 Após o ajuste da TEMPERATURA DE CONTROLE na forma descrita no ensaio a seguir, 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.

A conformidade deve ser verificada pelo seguinte ensaio:

A INCUBADORA deve estar operando como uma ATC a uma TEMPERATURA DA INCUBADORA de 30°C , até que a CONDIÇÃO DE TEMPERATURA ESTABILIZADA seja alcançada. O controle de temperatura é, então, ajustado para uma TEMPERATURA DE CONTROLE de 34°C . O excesso da TEMPERATURA DA INCUBADORA e o tempo para que seja alcançada a nova CONDIÇÃO DE TEMPERATURA ESTABILIZADA, medida a partir da primeira passagem de 34°C , devem ser medidos.

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

A conformidade deve ser verificada pela medição da umidade relativa com um dispositivo de medição de umidade no centro do COMPARTIMENTO DO RN. A TEMPERATURA DE CONTROLE deve ser ajustada para um valor entre 32°C e 36°C .

* 50.111 Se um analisador de oxigênio for fornecido como parte integrante da INCUBADORA, ele deve estar de acordo com as normas pertinentes.

A conformidade deve ser verificada por inspeção.

As cláusulas 51 a 53 da Norma Geral se aplicam.

SEÇÃO DEZ - PRESCRIÇÕES PARA CONSTRUÇÃO

54 Generalidades

Esta cláusula da Norma Geral se aplica, com exceção do seguinte:

Suplemento:

* 54.101 Faixas da TEMPERATURA DE CONTROLE

Para uma ATC, a faixa da TEMPERATURA DE CONTROLE deve ser de 30°C , ou inferior, até 37°C . A TEMPERATURA DE CONTROLE máxima pode ser ultrapassada, até 39°C , por uma interferência do operador, caso em que este modo de operação deve estar indicado com uma lâmpada amarela de advertência facilmente reconhecível, incluída ou combinada com a indicação da faixa de temperatura pertinente. O ajuste máximo da TEMPERATURA DE CONTROLE não deve ser menor que 36°C .

A conformidade deve ser verificada por inspeção.

* 54.102 Para uma ITC, a faixa da TEMPERATURA DE CONTROLE deve ser de 35°C , ou inferior, até 37°C . A TEMPERATURA DE CONTROLE máxima pode ser ultrapassada, até 38°C , por uma interferência do operador.

A conformidade deve ser verificada por inspeção.

55 GABINETES e tampas

Suplemento:

55.3 A INCUBADORA deve possuir meios pelos quais o RN possa ser colocado e retirado sem a necessidade de se remover a cobertura completamente, ou desconectar tubos, cabos, fios e similares, do RN.

56 Componentes e montagens em geral

Esta cláusula da Norma Geral se aplica, com exceção do seguinte:

* 56.6 Dispositivos de controle da temperatura

Itens adicionais:

aa) A INCUBADORA deve estar equipada com um LIMITADOR TÉRMICO, que opere independentemente de qualquer TERMOSTATO. Ele deve estar colocado de tal forma que o aquecedor seja desconectado e um alarme sonoro e visual seja acionado a uma TEMPERATURA DA INCUBADORA que não exceda 38°C .

As INCUBADORAS com meios de superar a TEMPERATURA DE CONTROLE até 39°C , de acordo com a subcláusula 54.101 desta Norma, devem estar

equipadas com uma segunda função de LIMITADOR TÉRMICO que opere a uma TEMPERATURA DA INCUBADORA de 40°C. Neste caso, a ação do FUSÍVEL TÉRMICO de 38°C é inibida automaticamente ou por meio de uma interferência do operador.

- O(s) LIMITADOR(ES) TÉRMICO(S) não deve(m) ser auto-restabelecível(is), mas restabelecível(is) manualmente, ou

- deve(m) ser auto-restabelecível(is) a uma TEMPERATURA DA INCUBADORA entre 39°C e 34°C, devendo o alarme funcionar continuamente até que seja manualmente restabelecido.

A conformidade deve ser verificada pelos seguintes ensaios:

Ensaio 1

Com a INCUBADORA ajustada para operar como uma INCUBADORA CONTROLADA PELO AR, o TERMOSTATO é desativado e a INCUBADORA ligada. Na hora em que o alarme funcionar, a TEMPERATURA DA INCUBADORA não deve exceder a temperatura acima especificada e o fornecimento de energia elétrica ao aquecedor deve ser interrompido. O fornecimento de energia elétrica ao aquecedor não deve ser restaurado até que:

- o(s) LIMITADOR(ES) TÉRMICO(S) seja(m) manualmente restabelecido(s), ou
- a TEMPERATURA DA INCUBADORA caia para abaixo de 39°C.

Ensaio 2

Com a INCUBADORA ajustada para operar como uma INCUBADORA CONTROLADA PELO RN, o TERMOSTATO é desativado e o SENSOR DE TEMPERATURA DA PELE é mantido separadamente a uma temperatura abaixo da TEMPERATURA DE CONTROLE. No instante em que o alarme funcionar, a TEMPERATURA DA INCUBADORA não deve exceder a temperatura acima especificada e o fornecimento de energia elétrica ao aquecedor deve ser interrompido. O fornecimento de energia elétrica ao aquecedor não deve ser restaurado até que:

- o LIMITADOR TÉRMICO seja manualmente restabelecido, ou
- a TEMPERATURA DA INCUBADORA caia abaixo de 39°C.

bb) Na operação normal de uma INCUBADORA CONTROLADA PELO RN, onde a temperatura do RN, medida pelo SENSOR DA TEMPERATURA DA PELE, estiver abaixo da TEMPERATURA DE CONTROLE, a CONDIÇÃO DE TEMPERATURA ESTABILIZADA deve ser alcançada sem a operação do LIMITADOR TÉRMICO.

A conformidade deve ser verificada pela medição da temperatura e a verificação funcional com a INCUBADORA

BADORA ajustada para operar como uma ITC à máxima TEMPERATURA DE CONTROLE, e com o SENSOR DE TEMPERATURA DA PELE mantido separadamente a pelo menos 2°C abaixo da TEMPERATURA DE CONTROLE.

Suplemento:

56.10 b) Onde o movimento relativo de qualquer botão de controle e seu mecanismo de atuação puderem afetar o ajuste da TEMPERATURA DA INCUBADORA, eles devem estar corretamente presos um ao outro.

As cláusulas 57 a 59 da Norma Geral se aplicam.

Seção adicional:

SEÇÃO ONZE - REQUISITOS ADICIONAIS

101 Alarmes

* 101.1 Se a INCUBADORA possuir um ventilador para circulação de ar, um alarme sonoro e visualmente identificável deve soar e o fornecimento de energia elétrica ao aquecedor deve ser interrompido antes de gerar um risco, quando ocorrer:

- falha na rotação do ventilador, ou
- obstrução do escape de ar do COMPARTIMENTO DA INCUBADORA, e
- possível obstrução da entrada de ar.

No caso de uma falha do ventilador, o EQUIPAMENTO não deve liberar chamas, metal fundido ou gás venenoso ou inflamável, e as partes às quais o RN possa ter acesso não devem exceder as temperaturas especificadas na subcláusula 42.3 desta Norma Particular.

A conformidade deve ser verificada pela operação da INCUBADORA como uma INCUBADORA CONTROLADA PELO AR, até que a CONDIÇÃO DE TEMPERATURA ESTABILIZADA seja atingida a uma TEMPERATURA DE CONTROLE de 34°C. Deverá, então, ser verificado se os requisitos foram obedecidos quando, por sua vez:

- o ventilador estiver desativado;
- a circulação de ar para o COMPARTIMENTO DO RN estiver obstruída.

Quando existirem várias entradas de ar ou se estiverem protegidas de um bloqueio inadvertido, a segunda parte do ensaio não é necessária.

- o bloqueio da entrada de ar, quando aplicável.

* 101.2 A INCUBADORA CONTROLADA PELO RN deve possuir um alarme sonoro visualmente identificável, que soe no caso do conector de o SENSOR DE TEMPERATURA DA PELE:

- se tornar eletricamente desconectado,
- possuir fios em circuito aberto, ou
- possuir fios em curto-circuito.

O fornecimento de energia elétrica ao aquecedor deve ser automaticamente interrompido, ou a INCUBADORA é automaticamente chaveada para o modo de controle pelo ar com TEMPERATURA DE CONTROLE de $36^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$ ou com TEMPERATURA DE CONTROLE selecionada pelo usuário.

A conformidade deve ser verificada pela simulação das condições específicas de falha e com a observação dos efeitos.

O sensor recomendado pelo fabricante deve ser conectado à unidade de controle, inserindo lentamente seu plugue no soquete correspondente, a fim de determinar se existem posições intermediárias que inibam a ativação de alarme.

101.3 A INCUBADORA deve ser dotada de alarme e identificação visual para advertir no caso de interrupção no fornecimento de energia elétrica.

A conformidade deve ser verificada pela desconexão do fornecimento de energia elétrica com a INCUBADORA ligada.

Em ambos os casos, uma indicação sonora e visual da falha no fornecimento de energia elétrica deve ser proporcionada por um tempo mínimo de 3 min.

101.4 Os alarmes sonoros deliberadamente silenciados devem manter indicação visual.

Tais alarmes devem reiniciar automaticamente sua função normal dentro de um período especificado pelo fabricante.

Para o aquecimento da INCUBADORA, este período pode ser de 30 min.

A conformidade deve ser verificada por inspeção funcional e medição do tempo.

101.5 Deverão ser fornecidos meios para que o USUÁRIO verifique a operação dos alarmes sonoros e visuais. Tais meios podem consistir em informações contidas nas instruções para utilização.

A conformidade deve ser verificada por inspeção.

102 Nível de pressão sonora

*102.1 Na UTILIZAÇÃO NORMAL, o nível sonoro dentro do COMPARTIMENTO DO RN não deve exceder um nível de pressão sonora, ponderado em A de 60 dB, exceto nas condições especificadas na subcláusula 102.2.

A conformidade deve ser verificada pelo seguinte ensaio:

Com o microfone de um medidor de nível sonoro obedecendo aos requisitos do tipo III da IEC 651, posicionado em 100 mm a 150 mm acima do centro do suporte do RN, o nível sonoro medido não deve exceder os valores especificados. Para este ensaio, a INCUBADORA deve ser operada à TEMPERATURA DE CONTROLE de 30°C a 33°C e à umidade máxima. O nível sonoro de fundo medido dentro do COMPARTIMENTO DO RN deve estar, pelo menos, com 10 dB abaixo daquele medido durante o ensaio.

102.2 Quando qualquer alarme da INCUBADORA estiver soando, o nível sonoro no COMPARTIMENTO DO RN não deve exceder um nível de pressão sonora ponderado em A de 80 dB.

A conformidade deve ser verificada pelo seguinte ensaio:

O alarme deve ser ativado e a medição deve ser realizada da maneira descrita na subcláusula 102.1.

102.3 Alarmes sonoros devem possuir um nível sonoro de pelo menos 65 dB ponderados em A a uma distância de 3 m perpendicularmente à parte frontal da unidade de controle (por exemplo, ISO 3743). O nível do alarme sonoro não deve ser ajustável sem a utilização de uma FERRAMENTA.

A conformidade deve ser verificada pela inspeção e a medição do nível do alarme audível com a utilização de um medidor de nível sonoro, conforme exigido pela subcláusula 102.1 desta Norma Particular, colocado a 1.5 m acima do solo e a 3 m da unidade de controle.

103 Unidade de umedecimento

*103.1 Se um reservatório de água fizer parte integrante da INCUBADORA, ele deve possuir um indicador do nível de água com marcações de "máx." e "mín.", se o nível da água no tanque não puder ser visto. O tanque deve ser projetado para poder ser drenado sem inclinar a INCUBADORA.

A conformidade deve ser verificada por inspeção.

104 Velocidade máxima do ar no COMPARTIMENTO DO RN

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

A conformidade deve ser verificada pela medição nos quatro pontos especificados na prescrição de ensaio na subcláusula 50.102.

105 Concentração de dióxido de carbono (CO_2)

* 105.1 O fabricante deve especificar nos DOCUMENTOS ACOMPANHANTES a concentração máxima de CO_2 que irá ocorrer no COMPARTIMENTO DO RN durante o ensaio a seguir sob CONDIÇÕES NORMAIS. Esta concentração não deve exceder 0,5%.

A conformidade deve ser verificada pelo seguinte ensaio:

Uma mistura de 4% de CO_2 no ar deve ser ministrada a uma taxa de 750 mL/min, a um ponto 10 cm acima do centro do colchão (ver figura 102, ponto A), através de um tubo de 8 mm de diâmetro, na direção vertical do colchão para a parte superior. A concentração de CO_2 em um ponto a 15 cm do ponto A deve ser medida quando for alcançada a estabilidade.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDICHE, M.. **Humidity-air temperature interactions in closed incubator**, In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. Nice, 1997. p. 646.
- AMORIM, Mardson Freitas. **Contribution a la conception et au developpement d'un nouvel incubateur: systeme de controle d'humidite et monitoring cardio-respiratoire**. Tese de doutorado. Universite de Technologie de Compiegne, 1994.
- AMORIM, Mardson Freitas. **Epidermal water loss: a polynomial model**, In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. Nice, 1997. p. 643.
- ARENI, Ramón Pallás & WEBSTER, John G.. **Sensor and signal conditioning**. U.S.A. : John Wiley & Sons, 1991.
- ARONE, Evanisa Maria. **Variações da umidade relativa no microclima de uma incubadora**. São Paulo : FANEM LTDA, 1995.
- BACH, Véronique et al.. **Thermal environment in incubators for neonates**, In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. Nice, 1997. p. 636.

- BALARI, F. Bolaños. **Transductores acústicos (micrófonos)**, In: **Transductores y medidores electrónicos**. Barcelona : Ed. Marcombo, 1977.
- BECKWITH, T. G. et al.. **Mechanical measurements**. 5. ed. U.S.A. : Addison-Wesley, 1993.
- BOUATTOURA, Djaaffar et al.. **Newborn's incubator humidity active control based on the dynamic programming method**, In: **WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING**. Nice, 1997. p. 643.
- BROWNAWELL, Mark. **Interchangeability - key to choosing RH sensors**. Sensors Magazine, april, 1995.
- BRÜEL & KJAER. **The falcon range ½" microphones - types 4188 to 4193**.
<http://www.bk.dk>.
- DALLAS AN105 **Application note 105-High resolution temperature measurement with Dallas direct-to-digital temperature sensors**. Dallas semiconductor, 1996.
- DALLAS AN27 **Application note 27-Understanding and using cyclic redundancy checks with dallas semiconductor iButton products**. Dallas semiconductor, 1997.
- DALLAS DS1820 **1-Wire digital thermometer**. Dallas semiconductor, 1997.
- DALLY, James W. et al.. **Instrumentation for engineering measurements**. U.S.A. : John Wiley & Sons, 1984.
- DOEBELIN, Ernest O.. **Measurement systems: application and design**. 4. ed. U.S.A. : McGraw-Hill, 1990.
- FANAROFF, Avroy A. & KLAUS, Marshall H.. **Alto risco em neonatologia**. 4. ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1973.

- FRANKENBERGER, R. T. et al.. **Development of a premature baby simulator**, In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. Nice, 1997. p. 637.
- FUJITA, Hiroyuki et al.. **A thermistor anemometer for low-flow-rate measurements**. IEEE Trans. on inst. and meas. v.44, n.3 june, 1995.
- GERGES, Samir N. Y.. **Ruído: Fundamentos e controle**. 1. ed. Florianópolis, 1992.
- GIECK, Kurt. **Manual de fórmulas técnicas**. 2. ed. São Paulo : Hemus.
- GORDON, B. & AVERY, M.D.. **Neonatologia – Fisiopatologia e tratamento do recém-nascido**. 2. ed. Rio de Janeiro : Medsi, 1984.
- GUYTON, Arthur C.. **Tratado de fisiologia médica**. 8. ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1992.
- HEY, E. & KATZ, G. **The optimum thermal environment for naked babies**. Archives of disease in childhood, 1970. pp. 328-334.
- HYCAL. **Temperatura tutorial – Comparing temperature sensors**. <http://www.hycalnet.com/sensors>, El Monte, CA.
- IEC 651. **Sound level meters**. International Electrotechnical Commission. 1. ed. 1979.
- IEC 651-Amendment 1. **Sound level meters**. International Electrotechnical Commission, 1993.
- INMETRO. **Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia**. Rio de Janeiro, 1995.
- KACZMAREK, Kurt & HUND, Bruce. **Interfacing flow sensors, In: Interfacing sensors to the IBM PC**. University of Wisconsin-Madison : Prentice-Hall, 1988.

- KERNIGHAN, Brian W. & RITCHIE, Dennis M.. **C – A linguagem de programação**. Rio de Janeiro : Campus, 1986.
- KINSLER, Lawrence E. et al.. **Fundamentals of Acoustics**. 3. ed. Wiley, 1982.
- LEFORT, Bob & RIES, Bob. **Taking the uncertainty out of thermocouple temperature measurement**, In: Analog Devices – Applications reference manual. Analog Devices, Inc, 1993.
- MACKENZIE, I. Scott. **The 8051 microcontroler**. 2. ed. Ontario : Prentice Hall.
- MAYER, Roberto Carlos. **Linguagem C ANSI**. São Paulo : McGraw-Hill, 1989.
- MORAIS, Misael Elias. **C-Compiler-51 – User’s guide 3.89**. Keil Elektronik GmbH, 1988.
- NBR IEC 601-2-19 **Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras para recém-nascidos**. ABNT, 1997.
- OKAMOTO, Ken et al.. **A digital anemometer**. IEEE Trans. on inst. and meas. v.43, n.2 april, 1994.
- OKUNO, Emico et al.. **Física para ciências biológicas e biomédicas**. São Paulo : Harbra, 1982.
- OZISIK, M. Necati. **Transferência de calor – um texto básico**. Rio de Janeiro : Guanabara, 1990.
- PHILIPS. **80C51- Based 8-bit microcontrollers**. U.S.A. : Philips, 1994.
- PHILIPS. **Moisture control with Philips’ humidity sensor**. Philips Electronics, 1997.
- SCOPES, J. W. & AHMED, I. **“Limite de temperaturas críticas em recém-nascidos prematuros e doentes”**. Archives of disease in childhood, 1966. 41:407.

SEARS, Francis Weston & ZEMANSKY, Mark W.. **Física - volume 2 – calor-ondas-ótica**. Rio de Janeiro : Livros Técnicos e Científicos, 1977.

SHEINGOLD, Daniel H. **Transducer interfacing handbook**. 1. ed. U.S.A. : Analog Devices, 1980.

SILVA Jr., Vidal P.. **Microcontrolador 8051**. Ed. Érica.

SPALDING, Luiz Eduardo S. **Sistema Integrado de instrumentos e procedimentos para a realização da calibração de esfigmomanômetros**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Santa Catarina, 1996.

THEISEN, Álvaro Medeiros da Farias. **Fundamentos da metrologia industrial**. Porto Alegre, 1997.

TOGAWA, Tatsuo et al.. **Biomedical transducers and instruments**. U.S.A. : CRC, 1997.

WEBSTER, John C. **Medical instrumentation and Design**. 2 ed. New York : Houghton Mifflin Company, 1995.