

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA
UNIDADE ACADÊMICA DE ENGENHARIA ELÉTRICA

RONIERE FRANCISCO LIMA DA SILVA

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS E CONTROLE DE
UMIDADE PARA INCUBADORAS NEONATAIS**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CAMPINA GRANDE

2009

RONIERE FRANCISCO LIMA DA SILVA

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS E CONTROLE DE
UMIDADE PARA INCUBADORAS NEONATAIS**

Trabalho de conclusão de curso submetida à Unidade Acadêmica de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande como parte dos requisitos necessários para obtenção da graduação em Engenharia Elétrica.

Orientador
Prof. Raimundo Carlos Silvério Freire

CAMPINA GRANDE
2009

Dedicatória

Dedico este trabalho a Deus por estar sempre comigo guiando meus passos.

Aos meus pais, como gratidão por todo o amor, apoio, esforço, compreensão e dedicação que tiveram por mim durante todos os instantes da minha vida.

Aos meus amigos e familiares que estiveram comigo me apoiando em todos os momentos.

Agradecimentos

Ao meu orientador prof. Dr. Raimundo Carlos Silvério Freire, por me incentivar e proporcionar a oportunidade de trabalhar no Laboratório de Instrumentação e Metrologia Científica.

Ao prof. Enilson J. L. Costa pelo incentivo do estudo de um tema tão gratificante e pela confiança no desenvolvimento deste trabalho.

A todos aqueles amigos e colegas que de forma direta ou indireta contribuíram com este trabalho.

Resumo

Este trabalho tem como objetivo projetar e construir um sistema de aquisição de dados e controle de umidade para incubadoras neonatais. Foram utilizados sensores de temperatura e umidade relativa, para realizar a leitura das grandezas de interesse, um microcontrolador para fazer a aquisição dos sinais vindo dos sensores, um microcomputador para armazenar os dados e um motor de passo para controlar a abertura da entrada de umidade na incubadora.

Palavras-chaves: Recém-Nascidos Prematuros, Aquisição de Dados, Sensores, Microcontroladores.

ÍNDICE

Capítulo 1 – Fundamentos Teóricos

1.1 – Introdução	01
1.2 – Objetivo do Trabalho	02
1.3 – Organização do Trabalho	02

Capítulo 2 – O Ambiente Neonatal

2.1 – Introdução	03
2.2 – Perda de Calor em Recém-Nascidos	03
2.2.1 – Perda de Calor por Convecção	04
2.2.2 – Perda de Calor por Radiação	05
2.2.3 – Perda de Calor por Evaporação	05
2.2.4 – Perda de Calor por Condução	06
2.3 – A incubadora Neonatal	08
2.3.1 – Diagrama de Blocos de uma Incubadora	10

Capítulo 3 – Desenvolvimento de Equipamento de Aquisição de Dados para Incubadoras Neonatais

3.1 – Introdução	15
3.2 – Diagrama de Blocos do Sistema	15
3.2.1 – Bloco Sensores	16
3.2.1.1 – Sensores de temperatura e umidade	17
3.2.2 – Bloco microcontrolador e <i>interface</i> RS232	20
3.3 – Programa do microcontrolador	23
3.4 – Implementação do Programa de Aquisição de Dados	23

Capítulo 4 – Desenvolvimento de Equipamento de Controle de Umidade para Incubadoras Neonatais

4.1 – Introdução	29
4.2 – Diagrama de Blocos	32
4.2.1 – Bloco Sensores	33
4.2.2 – Bloco motor de passo	34
4.2.3 – Bloco <i>Driver</i> do motor de passo	36

4.2.4 – Bloco microcontrolador	37
4.2.5 – Programa do microcontrolador	37
Capítulo 5 – Testes, Resultados e Conclusões	
5.1 – Testes e Resultados	39
5.2 – Conclusões	42
Apêndices	
A.1 – Código Para o Sistema de Aquisição de Dado de Temperatura e Umidade	44
A.2 – Código Para o Sistema de Controle de Umidade	47
Referências Bibliográficas	51

Lista de Figuras

Figura 2.1 – Ilustração da perda de calor por convecção.....	05
Figura 2.2 – Perda de calor por radiação	05
Figura 2.3 – Perda de calor por evaporação	06
Figura 2.4 – Perda de calor por condução	07
Figura 2.5 – A incubadora de Tarnier (BUTTON, 2001)	09
Figura 2.6 – Diagrama em blocos de uma incubadora típica	11
Figura 2.7 – Incubadora neonatal	14
Figura 3.1 – Pontos para medir a temperatura do ar e umidade relativa ..	15
Figura 3.2 – Diagrama em blocos do Sistema de Aquisição (SA)	16
Figura 3.3 – Elementos do bloco Sensores	16
Figura 3.4 – Diagrama interno do SHT11	17
Figura 3.5 – Circuito utilizado para conexão física do sensor ao microcontrolador	19
Figura 3.6 – Circuito utilizado para conexão física do sensor ao microcontrolador	19
Figura 3.7 – Escalas de interesse do LM35	20
Figura 3.8 – Circuito elétrico do SAD	21
Figura 3.9 – Circuito da Fonte de alimentação do SAD	22
Figura 3.10 – Fluxograma do <i>firmware</i> do microcontrolador	24
Figura 3.11 – <i>Interface</i> do programa de aquisição	25
Figura 3.12 – <i>Interface</i> do programa	25
Figura 3.13 – <i>Interface</i> do banco de dados	26
Figura 3.14 – Campo de configuração da taxa de aquisição	27
Figura 3.15 – Campo de configuração da altura dos sensores	27
Figura 3.16 – Janela para emissão de relatório	28
Figura 3.17 – Fluxograma do SAD	28
Figura 4.1 – Mecanismo do sistema de controle de umidade	29
Figura 4.2 – Arranjo mecânico Geral do Sistema. 1-Filtro de Ar, 2-Fluxo de ar, 3-Circulador de Ar, 4-Elemento Aquecedor, 5-Mecanismo de Controle, 6-Reservatório de Água Destilada (Adaptado de COSTA,2009)	30

Figura 4.3 – Comportamento esperado da umidade relativa dentro da faixa de interesse	30
Figura 4.4 – Malha de controle do sistema	31
Figura 4.5 – Curvas de histerese do controlador	31
Figura 4.6 – Possíveis posições da janela. a) 0°, b) 60°, c) 120°, d) 180° ..	32
Figura 4.7 – Diagrama de Blocos do Sistema de Controle de Umidade ..	32
Figura 4.8 – Vista superior do mecanismo de controle de umidade	33
Figura 4.9 – Posição dos Sensores em relação à janela	33
Figura 4.10 – Diagrama elétrico dos sensores	34
Figura 4.11 – Modo de operação <i>half-Step</i> do motor de passo. a) Energização do primeiro grupo, b) Energização do segundo grupo com o primeiro energizado, c) Desenergização do primeiro grupo	35
Figura 4.12 – Circuito do <i>driver do motor de passo</i>	36
Figura 4.13 – Fluxograma do <i>firmware</i> do microcontrolador	38
Figura 4.14 – Diagrama elétrico do sistema de controle de umidade	38
Figura 5.1 – Sistema Controle de Umidade instalado	39
Figura 5.2 – Sistema de aquisição de dados com controle de umidade ..	40

Lista de Quadros

Quadro 2.1 – Perdas térmicas de um RN na incubadora neonatal (Adaptada de AVERY, 1999), (COSTA, 2003)	07
Quadro 3.1 – Principais características do sensor de temperatura e umidade relativas SHT11	18
Quadro 5.1 – Resultados do tratamento matemático das medidas de temperatura e umidade adquiridas no interior da incubadora sem água no reservatório	41
Quadro 5.2 – Resultados do tratamento matemático das medidas de temperatura e umidade adquiridas no interior da incubadora com água no reservatório, mas sem o controle de umidade ...	41

Quadro 5.3 – Resultados do tratamento matemático das medidas de temperatura e umidade adquiridas no interior da incubadora com água no reservatório e com o controle de umidade	42
---	----

Capítulo 1 – Fundamentos Teóricos

1.1 – Introdução

As incubadoras neonatais são equipamentos eletromédicos usados para manter a vida de bebês prematuros, no qual estes encontram um ambiente termicamente neutro, cujas condições assemelham-se às encontradas no útero materno (IAIONE, 1999).

A incubadora mantém o recém-nascido (RN) em um ambiente controlado sendo, portanto, favorável ao seu crescimento, ao seu desenvolvimento, à sua resistência às doenças e a sua sobrevivência. Os elementos desse ambiente que podem ser controlados incluem: temperatura, umidade, circulação de ar, oxigênio, luz e nível sonoro (BRASIL, 2002).

O uso das incubadoras nos berçários permitiu ao RN de alto risco: proteção térmica, isolamento e uma completa observação visual propiciando-lhe condições de termo-regulação e atendimento às suas necessidades de calor. O ar inspirado pelo RN na incubadora é filtrado, o que diminui o risco de infecção transportada pelo ar (ARONE, 1995).

A taxa de sobrevivência dos RN prematuros é aumentada colocando-os em câmaras fechadas com a temperatura mantida em uma faixa específica, o que reduz o consumo de oxigênio e os mantém aquecidos. Isto também é indicado para os RN a termo, mas que apresentem algum tipo de enfermidade (BRASIL, 2002).

Os estudos de Silverman (1964) o levaram a concluir que RN tratados em incubadoras aquecidas e umidificadas por convecção a 32 °C tiveram maior taxa de sobrevivência que aqueles tratados em incubadoras a uma temperatura de 29 °C.

Realizaram-se testes com incubadora, onde foram observados ou testados parâmetros tais como: temperatura, umidade, nível sonoro e velocidade do ar, que detectaram que as incubadoras neonatais trabalham

com parâmetros fora da faixa estabelecida pela norma NBR IEC 601-2-19 (COSTA, 2003).

O desenvolvimento de técnicas e equipamentos para aquisição de dados em incubadoras neonatais que possam avaliar se os parâmetros de interesse estão dentro da faixa estabelecida pela norma foi o maior agente motivador deste trabalho.

1.2 – Objetivo Deste Trabalho

Este trabalho teve como objetivo desenvolver um sistema de aquisição de dados e controle de umidade para incubadoras neonatais. Os parâmetros monitorados foram: temperatura e umidade relativa em posições pré-definidas pela norma. Também foram desenvolvidas duas interfaces, sendo elas: uma interface de comunicação com o computador para transferência de resultados e uma interface computacional gráfica para visualização dos dados no computador.

Para se alcançar o objetivo deste projeto foi desenvolvido um protótipo de equipamento, onde as características dos sensores utilizados foram avaliadas e técnicas e métodos para minimizar o efeito de ruídos e interferências na leitura dos sensores, devido ao ambiente hospitalar, foram aprimorados.

1.3 – Organização Deste Trabalho

No primeiro capítulo é apresentada uma introdução, que tem como objetivo situar e descrever a necessidade de se desenvolver este trabalho.

No segundo capítulo é apresentada uma visão geral dos fundamentos teóricos sobre o ambiente neonatal, com ênfase nas condições em que o recém-nascido prematuro está submetido.

No terceiro capítulo é apresentado o desenvolvimento do *hardware* do Sistema de Aquisição de Dados (SAD).

No quarto capítulo é apresentado o desenvolvimento do *hardware* do Sistema de Controle de umidade (SISCU).

No quinto capítulo são apresentadas as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

Capítulo 2 – O Ambiente Neonatal

2.1 – Introdução

O Controle da temperatura corporal em indivíduos adultos é feito por meio de atividade metabólica ou de atividade muscular (tremor de frio). Mesmo havendo variação da temperatura ambiente, o ser humano tende a manter a sua temperatura corporal constante entre 36,6 °C e 37,2 °C (CLOHERTY & STARK, 2000).

No período de gestação a temperatura do feto é mantida pelos processos maternos (tremor de frio). Contudo, ao nascer o RN precisa adaptar-se ao meio ambiente pela produção metabólica de calor já que é incapaz de responder adequadamente através de tremores de frio (CLOHERTY & STARK, 2000), (COSTA, 2003).

Os bebês nascidos a termo são razoavelmente capazes de regular sua própria temperatura, mas bebês recém-nascidos prematuros freqüentemente necessitam ser mantidos em um ambiente fechado com a temperatura controlada, normalmente entre 35,5 °C e 37,5 °C (BRASIL, 2002), (BUTTON, 2001). No caso de estar fora dessa faixa, deve-se monitorá-la a cada quinze minutos até o seu restabelecimento (AVERY, 1999), (COSTA, 2003).

Para aumentar a taxa de sobrevivência dos recém-nascidos prematuros, colocam-se os mesmos em câmaras fechadas, com temperatura mantida em uma faixa específica, o que diminui os requisitos de consumo de oxigênio, e os mantêm aquecidos. O mesmo procedimento também é indicado para bebês nascidos a termo, mas que estejam doentes. (BUTTON, 2001).

Nesta parte do trabalho iremos descrever alguns conceitos para dá suporte ao entendimento da mecânica, modelagem e características do ambiente em que os recém-nascidos prematuros se encontram. Discutindo os diferentes mecanismos envolvidos na perda de calor do recém-nascido, o conceito do ambiente termoneutro e os aspectos de funcionamento de uma incubadora para promover uma ambiente termoneutro.

2.2 – Perda de Calor em Recém-Nascidos

Considerando a avaliação fisiológica, o RN prematuro possui menos tecido adiposo que um RN nascido a termo, conseqüentemente o RN prematuro tem um gasto de energia muito maior que o RN normal para manter sua temperatura. Isto ocorre devido à pequena quantidade de energia em estoque e ao alto grau de sua utilização (em decorrência das condições forçadas de adaptação sob as quais o RN se encontra que podem ser devido ao stress, exaustão ou fadiga).

A temperatura do corpo também é influenciada pela taxa com que o calor é perdido pelo corpo. Como o calor somente pode ser perdido de um objeto mais quente para um objeto mais frio, a incubadora deve oferecer ao RN um ambiente termicamente neutro, para evitar sua perda de calor. Existem quatro (4) maneiras de um RN perder calor: convecção, radiação, evaporação e por condução (BUTTON, 2001).

2.2.1 – Perda de Calor por Convecção

A perda de calor por convecção ocorre quando o fluxo de ar que circula no ambiente que envolve o RN está a uma temperatura mais baixa que a do seu corpo. O calor é perdido a partir da pele para o ar em movimento (CLOHERTY & STARK, 2000). Ao absorver calor da pele do RN o ar aquecido eleva-se formando as correntes de convecção dando lugar as correntes de ar com temperatura mais baixa que a da pele. Esse tipo de perda de calor depende da temperatura e da velocidade do fluxo de ar. Neste caso, a perda de calor por convecção pode ser minimizada através do aumento da temperatura do ar do ambiente em que se encontra o RN (IAIONE, 1999).

A transferência de calor por convecção é diretamente proporcional à diferença entre a temperatura da pele do RN e a temperatura do ar circulante no ambiente que o envolve (Figura 2.1). A equação (2.1) representa essa relação (AMORIM, 1994), (IAIONE , 1999).

$$Q_{cv} = h_c \cdot A \cdot (T_p - T_{ar}) \quad (2.1)$$

Na qual: Q_{cv} – É o fluxo de energia térmica [$J \cdot s^{-1} = W$];

h_c – É o coeficiente de transferência de calor por convecção [$W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}$];

T_p – É a temperatura da pele do RN [K];

T_{ar} – É a temperatura do ar circulante [K];

A – É a área da superfície do corpo em contato com o ar [m^2].

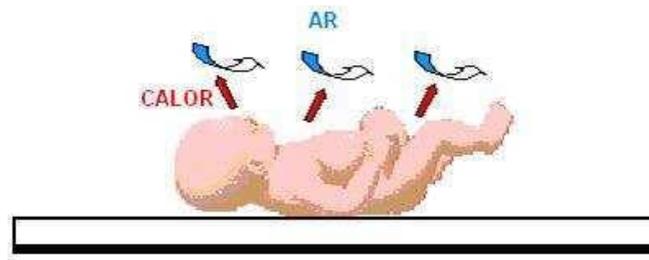


Figura 2.1 – Ilustração da perda de calor por convecção.

2.2.2 – Perda de Calor por Radiação

A perda de calor por radiação (Figura 2.2) ocorre quando o RN perde calor na região do espectro infravermelho para objetos que se encontram ao seu redor e que estão a temperaturas inferiores a de seu corpo (como as paredes da incubadora), mas não estão em contato com sua pele (BRASIL, 2002). Esta perda de calor pode ser minimizada pelo aumento da temperatura dos objetos que se encontram no ambiente em que está o RN (GUYTON, 1992), (SEARS&ZEMANSKY, 1977).

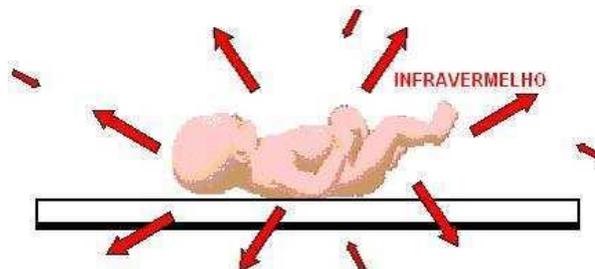


Figura 2.2 – Perda de calor por radiação.

2.2.3 – Perda de Calor por Evaporação

A perda de calor por evaporação (Figura 2.3) ocorre quando o RN perde água por meio da transpiração e o ambiente que o envolve encontra-se seco e quente, ou seja, depende da velocidade e da umidade relativa do

ar. Pode, também, ocorrer perda de calor pelos pulmões à medida que o RN inspira ar úmido e frio (BRASIL, 2002). Esta perda de calor pode ser minimizada pelo aumento da umidade do ar no ambiente em que o RN se encontra (IAIONE, 1999). A umidade relativa do ar, a certa temperatura, pode ser obtida através da equação (2.2) (RUBENS et al., 2001).

$$\text{Umidade Relativa (\%)} = \frac{\text{Pressão parcial do vapor de água}}{\text{Pressão do vapor de água saturado}} \cdot 100 \quad (2.2)$$

Em que:

- ✓ Pressão parcial do vapor de água - é a pressão exercida por cada um de seus componentes gasosos separadamente.
- ✓ Pressão do vapor de água saturado – é a pressão exercida quando vapor e líquido estão em equilíbrio dinâmico, ou seja, a quantidade de moléculas condensadas do vapor é igual a das moléculas evaporadas do líquido e depende da temperatura (IAIONE et al., 1999).

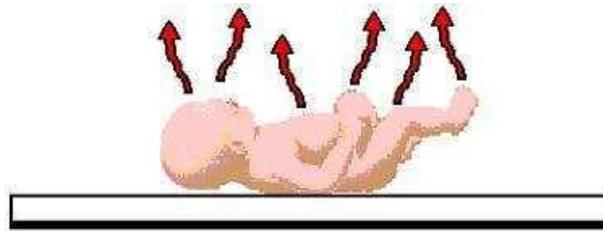


Figura 2.3 – Perda de calor por evaporação

A perda de calor por evaporação é cerca de 30% da perda de calor total do RN seco.

2.2.4 – Perda de Calor por Condução

A perda de calor por condução (Figura 2.4) ocorre pela transferência de calor através da superfície da pele do RN quando em contato com uma superfície que está a uma temperatura mais baixa que a do seu corpo (BRASIL, 2002). As perdas por condução dependem da condutividade térmica do material que está em contato com o corpo. Em geral, a perda por condução é pequena porque o RN é colocado sobre um colchão de baixa condutividade térmica (AVERY, 1999).



Figura 2.4 – Perda de calor por condução

Todas as perdas de calor, exceto a perda por evaporação, são proporcionais à diferença de temperatura entre o RN mais quente que perde calor, e o ambiente mais frio que recebe o calor. O RN tem um coeficiente de transferência térmica maior que um adulto e portanto, perde calor corporal mais rapidamente que um adulto quando exposto a um ambiente mais frio. A perda de calor do RN é complexa, pois a superfície exposta do RN varia conforme a posição em que se encontra ou se usa roupas ou bandagens. A relação entre a pele do RN e as superfícies radiantes da sala ou da incubadora não é simples devido às diferentes emissividades dos objetos trocando energia (assume-se que um RN tenha emissividade igual a um) (BUTTON, 2001).

No Quadro 2.1 é apresentada as perdas de calor para um RN com 2 kg, uma semana de idade e despido sobre um colchão de espuma colocado em um ambiente sem correntes de ar, com temperatura uniforme e com umidade relativa moderada (AVERY, 1999).

Quadro 2.1 – Perdas térmicas de um RN na incubadora neonatal
(Adaptada de AVERY, 1999), (COSTA, 2003).

Perda de Calor (kcal / m ² . h)	Temperatura do Ambiente (°C)					
	30		33		36	
Radiação	19	44,19%	12	41,38%	7	24,14%
Convecção	15	34,88%	9	31,03%	5	17,24%
Evaporação	7	16,28%	7	24,14%	16	55,17%
Condução	2	4,65%	1	3,45%	1	3,45%
Total	43	100%	29	100%	29	100%

Pode-se observar por meio do Quadro 2.1 que as perdas de calor por condução representam, independentemente da temperatura do

ambiente utilizada, uma pequena parcela da perda total de calor. A perda de calor 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.

As perdas de calor por condução estão em 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 perda de calor por evaporação representa uma pequena fração da perda total de calor, contudo muito importante, pois, se um RN pré-termo está num ambiente com baixa umidade relativa, essa via torna-se a fração principal das perdas totais de calor porque se a umidade do ambiente é baixa significa que a temperatura do RN está elevada (IAIONE, 1999), (IAIONE, 2000), (COSTA, 2003).

A perda total de calor pode ser minimizada mantendo-se o RN em um ambiente termoneutro. Esta condição ambiental é conseguida com o controle da temperatura e da umidade relativa do ar para que permaneçam em níveis aceitáveis. Neste ambiente o RN terá reduzido ao mínimo a sua perda de calor, a sua produção de calor, o seu consumo de oxigênio e as suas necessidades nutricionais (IAIONE, 1999).

Um RN desprotegido perde calor por meio dos quatro processos supracitados. Uma incubadora aquecida por convecção e sem umidificação elimina as perdas por convecção e condução, mas não as causadas por radiação e evaporação. Todavia, umidificando essa incubadora a maioria das perdas seriam eliminadas, exceto as perdas por radiação. (BRASIL,2002).

2.3 – A incubadora Neonatal

Os obstetras Parisienses Stéphane Tarnier e Odile Martin modificaram uma câmara de aquecimento para aves domésticas para desenvolver o *Tarnier-Martin Conveuse* em 1878 (Figura 2.5), que era a primeira incubadora fechada para recém-nascidos, que propiciava um ambiente isolado que diminuía a taxa de mortalidade infantil de 66% para

38% entre os RN com baixo peso (menor que 2000 gramas) (RICHARD, 1999), (BUTTON, 2001).

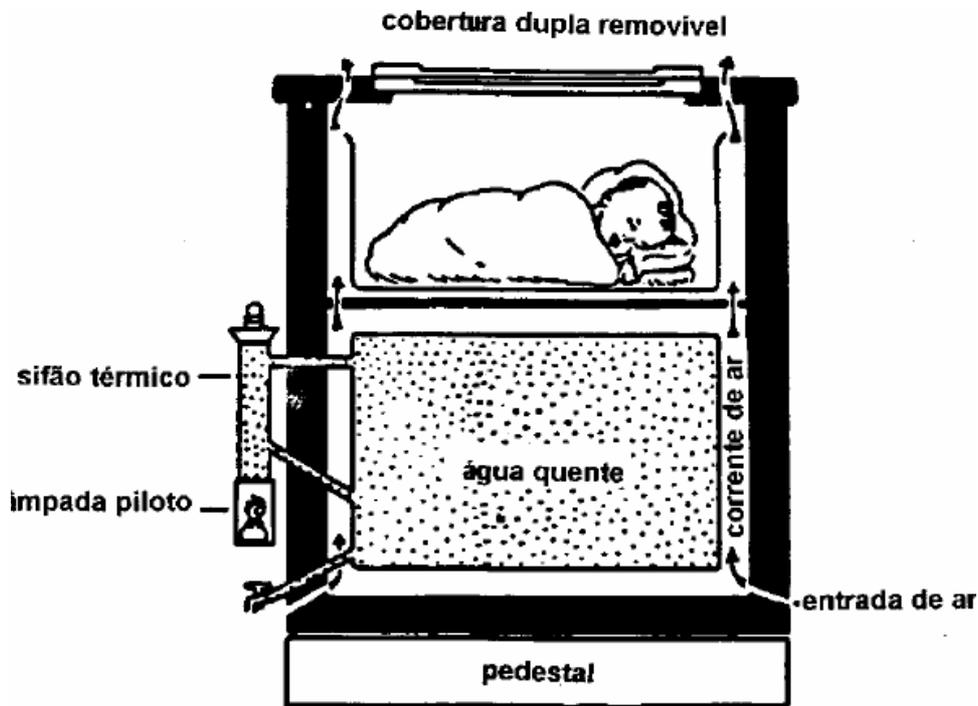


Figura 2.5 – A incubadora de Tarnier (BUTTON, 2001).

Na Figura 2.5 é ilustrada uma incubadora de Tarnier aperfeiçoada na qual se aquecia uma grande quantidade de água na câmara inferior por meio de um termo-sifão a álcool ou gás, externo à incubadora e ligado a ela por uma tubulação (permitia que a água fluísse por convecção entre o aquecedor e o reservatório). O ar frio entrava por uma abertura inferior e se aquecia na superfície quente da água e por convecção natural subia para a câmara superior, aquecendo-a. Este tipo de incubadora expunha o RN a riscos de queimaduras e hipotermia (BUTTON, 2001).

Como supracitado, a incubadora proporciona ao RN um ambiente termicamente neutro que é conseguido com o controle da temperatura e da umidade relativa do ar para que permaneçam em níveis aceitáveis. Com isso o RN mantém a sua temperatura corporal normal a baixas taxas metabólicas, produzindo assim o mínimo de calor possível. Portanto, o clima criado no interior das incubadoras acarreta rápido desenvolvimento do RN com menor risco de contrair doenças. O uso das incubadoras nos berçários

permite ao RN de alto risco, proteção térmica, isolamento e uma completa observação visual, propiciando-lhe condições de termo-regulação e atendimento às suas necessidades de calor. A incubadora mantém o RN em um ambiente controlado, o que favorece o seu crescimento, o seu desenvolvimento e a sua sobrevivência (BRASIL, 2002).

As incubadoras podem ser móveis, para serem utilizadas dentro do ambiente hospitalar, ou de transporte, para permitirem o transporte em veículos de emergência, por terra e por ar. As incubadoras de transporte, além de fonte de alimentação confiável, devem possuir isolamento térmica, acústica e vibração, e gerar interferência eletromagnética limitada para permitir seu transporte em aeronaves. As incubadoras de transporte são tipicamente menores e mais leves que as incubadoras estacionárias/móveis, a fim de facilitar sua colocação e retirada de veículos de emergência. (BUTTON, 2001), (COSTA, 2003).

Atualmente, existem incubadoras com microprocessadores que são alimentadas a bateria, com aquecedores elétricos, com diversos sensores (O_2 , temperatura, umidade, etc.), com alarmes que garantem seu funcionamento seguro, com controle de temperatura da pele, do ar e de umidade, que são construídas com material transparente para permitir visualização e acesso seguro do RN, mas que ainda guardam muita semelhança com a incubadora de Tarnier.

2.3.1 Diagrama de Blocos de uma Incubadora

Na figura 2.6 é ilustrado um diagrama de blocos com os principais componentes de uma incubadora.

Os componentes de uma incubadora típica são:

✓ **Cúpula (ambiente do recém-nascido):** sua função é isolar o RN do meio externo e fechar o circuito para a circulação do ar. É feita de acrílico transparente para visualização do RN, e dispõe de entradas laterais, frontais e portinholas que permitem a introdução de eletrodos, sensores, tubo para ventilação pulmonar, além de acesso ao operador.

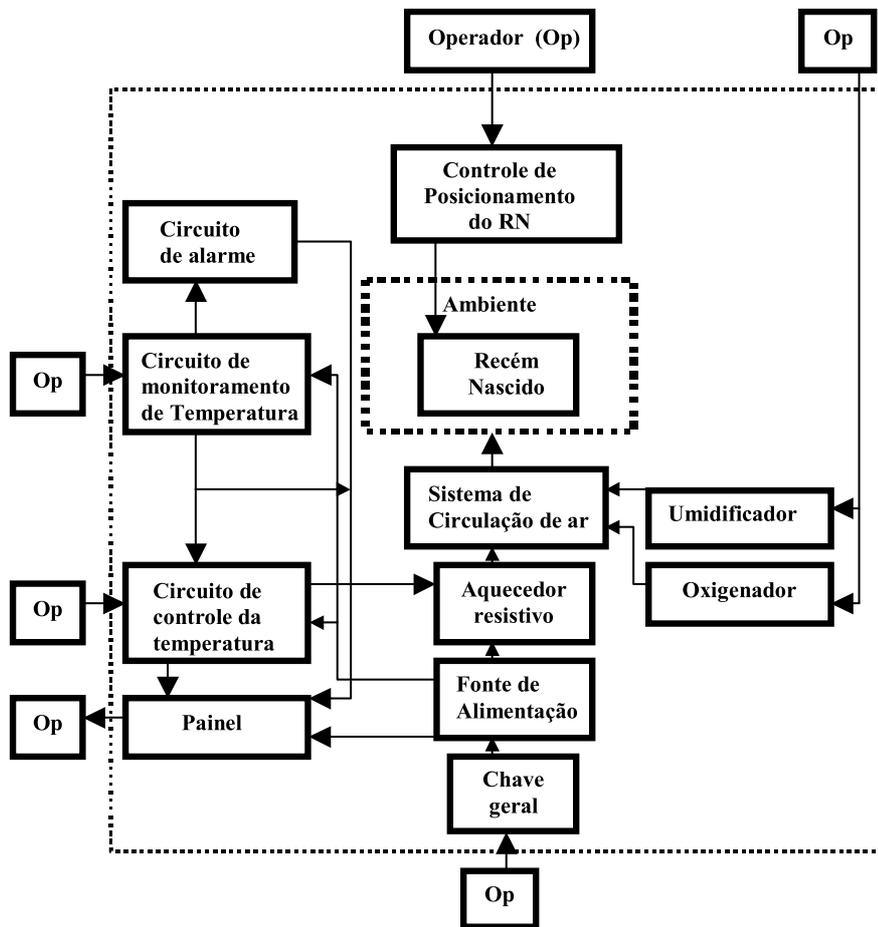


Figura 2.6 - Diagrama de blocos de uma incubadora típica.

- ✓ **Circuito de monitoramento da temperatura (CMT):** o monitoramento pode ser feito a partir do ar no interior da cúpula, da pele do RN, ou de ambos. Se a temperatura interna da incubadora deve ser monitorada, o sensor de temperatura deve ser colocado em um ponto 10 cm acima do colchão onde se encontra o RN. Se a temperatura do RN deve ser monitorada, os sensores são fixados sobre a pele exposta do peito ou do abdômen do RN. Geralmente os sensores de temperatura são termistores.
- ✓ **Circuitos de controle da temperatura (CCT):** O controle pode ser obtido, por exemplo, com a temperatura do ar controlada (ATC). Neste tipo de incubadora, o operador determina uma temperatura fixa para o ar no interior da cúpula, o CCT utiliza o aquecedor e os transdutores de monitoramento (CMT) para manter a temperatura do ar constante. O CMT realimenta o CCT.

Existem incubadoras nas quais a realimentação entre o CCT e o CMT é estabelecida pelo operador, ou seja, observando no painel o valor da temperatura do ar medida pelo CMT, e medindo com um termômetro a

temperatura do RN, e o operador ajusta o ponto de operação de um termostato.

Nas incubadoras em que o controle é baseado na temperatura da pele do RN, o operador determina uma temperatura fixa para a pele do RN, o CCT faz uso do aquecedor resistivo, e dos transdutores (sensores) que monitoram a temperatura da pele do RN a fim de mantê-la próxima da ajustada pelo operador.

✓ **Elemento aquecedor resistivo:** o elemento aquecedor é um aquecedor resistivo convencional, com potência em torno de 255 W.

✓ **Sistema de circulação de ar:** o sistema de circulação de ar inclui todo o circuito por onde circula o ar podendo ser subdividido em:

a) A atmosfera onde será posicionado o RN é a região útil da incubadora propriamente dita. Sua forma é fundamental para se atingir rapidamente a temperatura determinada pelo operador. É importante que o ar quente tenha acesso a este compartimento pela região mais próxima aos pés do RN.

b) O circulador de ar consiste em um ventilador colocado na entrada de ar do sistema;

c) O compartimento para colocação de gelo é opcional e não possui nenhuma exigência em particular.

d) O compartimento para colocação do aquecedor: deve ser cuidadosamente projetado para que a resistência não entre em contato com a carcaça da incubadora.

e) O ponto de entrada do umidificador preferencialmente deve ser localizado antes da resistência, para que ao passar por esta o ar tenha sua carga microbiótica reduzida.

f) O ponto de entrada de ar deve dispor de um filtro.

g) Ponto de entrada de oxigênio preferencialmente deve ser localizado antes da resistência, para que ao passar por esta o ar tenha sua carga microbiológica reduzida.

- ✓ **Circuito de alarme:** é conectado ao CMT. Deve indicar por meio visual e sonoro quando a temperatura do ar atinge 38 °C, quando há interrupção da energia elétrica, quando o fluxo de ar for interrompido, quando a concentração de oxigênio está muito alta, etc.
- ✓ **Umificador:** dois tipos de umificador podem ser utilizados, no primeiro tipo existe uma câmara com água esterilizada sobre a qual passa o ar aquecido, que é umificado pelo vapor de água liberado. Para controlar o grau de umidificação, deve-se controlar o fluxo de ar que passa sobre o reservatório. Neste caso as desvantagens são a baixa qualidade no controle da taxa de umidificação e a necessidade de uma assepsia muito rigorosa. O segundo sistema utiliza nebulizadores e o controle da umidificação é feito controlando-se o fluxo de ar pelo nebulizador. As vantagens deste sistema são a possibilidade de um maior controle no nível de umidificação e a flexibilização no processo de assepsia da incubadora.
- ✓ **Oxigenação:** é controlada por fluxômetros mecânicos. Níveis altos de oxigênio devem ser controlados precisamente e indicados com grande visibilidade, pois a hiperoxia pode causar a cegueira de recém nascidos decorrente da fibroplasia retrolental (formação de tecido fibroso atrás das lentes, com descolamento da retina). Níveis inadequadamente baixos levam à hipóxia ou falta de oxigênio. É importante que a entrada de oxigênio seja feita antes do aquecedor, pois assim o oxigênio tem influência menor no controle de temperatura.
- ✓ **Controle de posicionamento do RN:** deve permitir ao operador colocar o RN nas posições adequadas (“trendelemburg”, horizontal e próclive).
- ✓ **Fonte de alimentação:** conectada à rede de energia elétrica comercial e/ou alimentada a bateria. Os modelos para transporte dentro do próprio hospital ou para transferência entre instituições podem ser alimentados pelas diversas fontes de energia encontradas em hospitais e veículos desde que obedeçam a norma IEC-601-2-19.
- ✓ **Chave geral:** para ligar e desligar a incubadora.
- ✓ **Sensores:** são os transdutores utilizados para medir a temperatura, umidade relativa do ar e velocidade do fluxo de ar. Geralmente os sensores

de temperatura e velocidade de fluxo de ar são termistores, devido às suas dimensões pequenas, exatidão e baixo custo. O tipo mais usado para medida de umidade relativa do ar em higrômetros de uso doméstico, comercial ou industrial é o capacitivo. O elemento sensor de umidade relativa do ar é um filme de polímero posicionado entre dois eletrodos, constituindo um capacitor. A capacitância é proporcional à umidade relativa do ar e depende da umidade absorvida pelo filme (o dielétrico do capacitor). A construção desse capacitor, entretanto, é tal que a umidade do ar pode penetrar com facilidade no material dielétrico, alterando sua capacitância.

Incubadoras neonatais (Figura 2.7) são construídas de acordo com a norma brasileira NBR IEC 60601-2-19, que estabelece os padrões necessários para minimizar os riscos aos pacientes e usuários e os testes a serem realizados para verificar se os padrões são atendidos ou não (ABNT, 2000).



Figura 2.7 – Incubadora neonatal.

Capítulo 3 – Desenvolvimento de Equipamento de Aquisição de Dados para Incubadoras Neonatais

3.1 – Introdução

Neste capítulo descreve-se os componentes e métodos utilizados para o projeto e construção de um equipamento de aquisição de dados para incubadoras neonatais.

As medições das grandezas de interesse foram feitas em pontos pré-definidos (Figura 3.1), com o plano de localização dos sensores distante de 10 cm do colchão como de acordo com o padrão NBR-IEC 601-2-19.

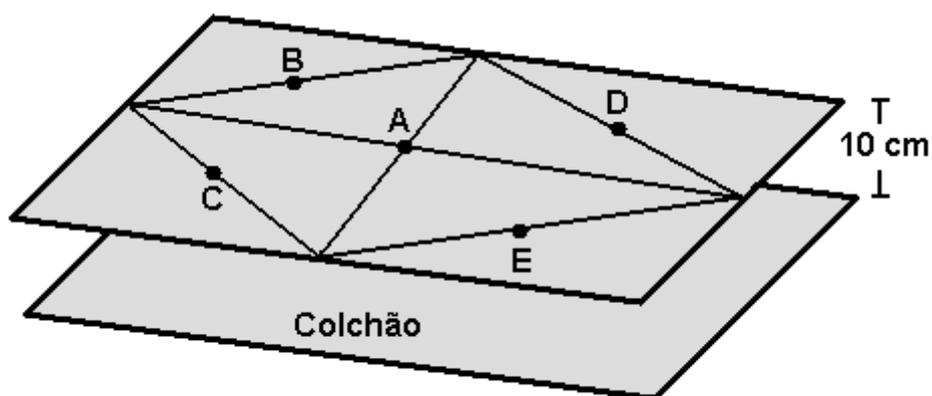


Figura 3.1 – Pontos para medir a temperatura do ar e umidade relativa.

A umidade relativa do ar, e a temperatura central foram medidas no ponto A. Os pontos de B até E são os outros pontos de medida de temperatura.

Nos próximos tópicos apresenta-se os elementos e a arquitetura do Sistema de Aquisição de Dados (SAD) desenvolvido neste projeto, com uma breve exposição de cada um de seus elementos e a sua respectiva função dentro da arquitetura do sistema.

3.2 Diagrama de Blocos do Sistema

O equipamento desenvolvido e descrito neste Capítulo se baseia no microcontrolador PIC18F4520 (MICROCHIP, 2005). Na Figura 3.2 é ilustrado o diagrama de blocos do sistema.

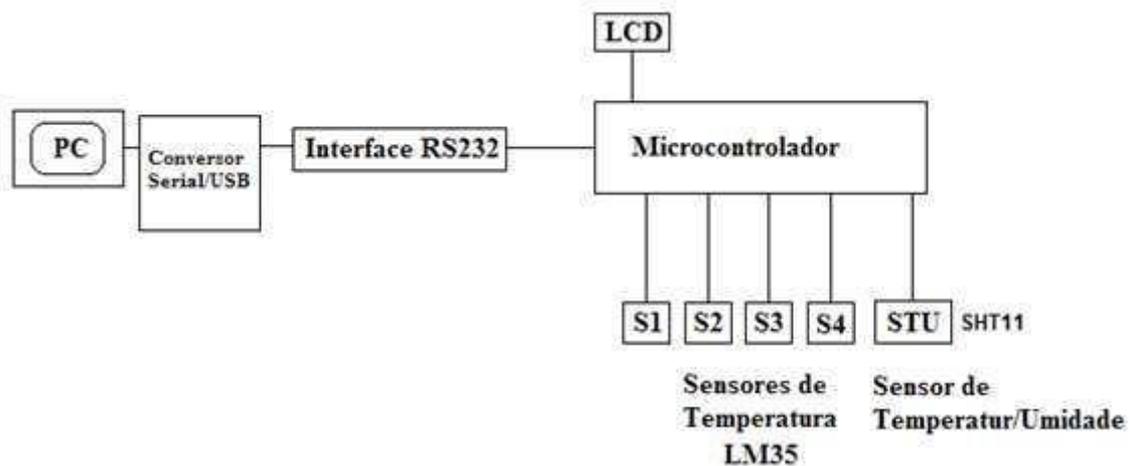


Figura 3.2 – Diagrama em blocos do Sistema de Aquisição de Dados (SAD).

Cada bloco apresentado na figura 3.2 foi detalhado nos próximos tópicos.

3.2.1 Bloco Sensores

O bloco “sensores” é composto pelos sensores de temperatura LM35 e umidade relativa do ar e temperatura SHT11 (Figura 3.3).

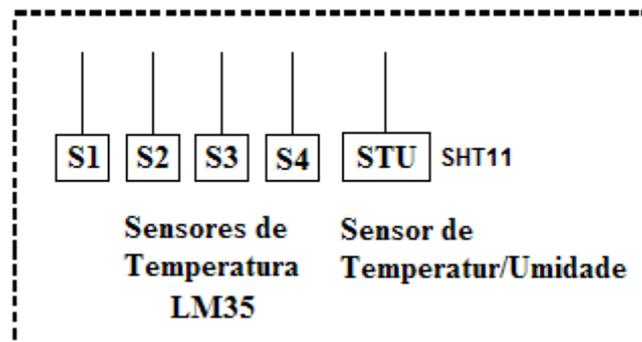


Figura 3.3 – Elementos do bloco Sensores.

As grandezas físicas de interesse a serem medidas neste caso são: temperatura e umidade relativa. Para tanto foi necessário para a medição a utilização de transdutores capazes de receber a energia referente a estes diferentes tipos de grandezas físicas e convertê-la em uma forma de energia manipulável pelos circuitos eletrônicos, ou seja, um sinal elétrico, que por sua vez fosse entregue ao conversor A/D do sistema de aquisição de dados.

3.2.1.1 Sensores de temperatura e umidade

Para a função de medir temperatura no ponto A (Figura 3.1) foi utilizado o sensor SHT-11 (SENSIRION, 2005) que possui conversor de 14 bits de analógico para digital e interface serial no mesmo circuito integrado. Produz uma saída digital calibrada de Temperatura e Umidade em uma única pastilha (possui memória de calibração de fábrica, ilustrada na Figura 3.4) para a temperatura e umidade relativa do ar (SENSIRION, 2005). As suas principais características são listadas no Quadro 3.1.

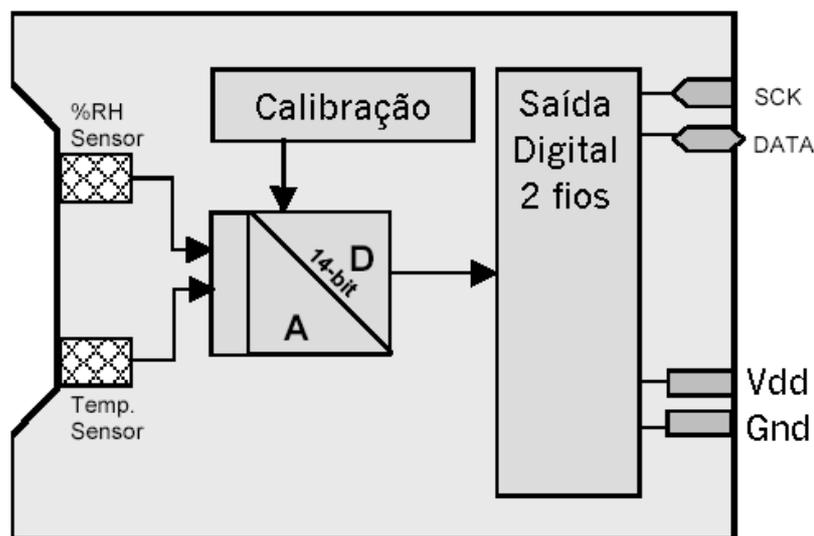


Figura 3.4 – Diagrama interno do SHT11.

Este sensor possui quatro pinos, dois de alimentação, uma linha de dados bi-direcional (DATA) e uma de sincronismo (SCK). A linha de dados foi utilizada para transferir a informação para o microcontrolador. A linha de sincronismo foi utilizada para sincronismo entre o SHT11 e o microcontrolador.

Cada sensor foi calibrado na fábrica em uma câmara de umidade de precisão e os coeficientes de calibração foram programados em uma memória *onboard* da pastilha evitando ajustes adicionais e ajudaram na calibração dos outros quatro sensores de temperatura, além disso, um *checksum* (8 bit) gerado pelo próprio chip é usado para confiabilidade adicional. Esta verificação de redundância cíclica é calculada sobre uma transmissão completa do SHT11.

Quadro 3.1 - Principais características do sensor de temperatura e umidade relativas SHT11.

Parâmetro	Condições	Min	Típico	Max	Unidade
Umidade					
Resolução		0.5	0.03	0.03	%U.R
		8	12	12	bit
Exatidão	20 a 80	± 3	± 3	± 3	%U.R
Faixa		0		100	%U.R
Temperatura					
Resolução		0.04	0.01	0.01	°C
		12	14	14	bit
Exatidão	20 a 40	± 0.4	± 0.5	± 0.6	°C
Faixa		-40		123.8	°C

Como o projeto tem com um de seus objetivos o baixo custo e o sensor SHT11 tem um valor relativamente alto, para registrar a temperatura simultaneamente nas 4 diferentes posições restantes (Figura 3.1), outro sensor foi acrescentado a este bloco, o LM35 (Semicondutor Nacional). Este sensor adicional é aproximadamente 10 vezes mais barato que o SHT-11 e foi usado para medir a temperatura nos pontos B, C, D, E.

O sensor LM35 foi calibrado diretamente em °Celsius (Centígrado). Este sensor tem fator de escala linear de +10 mV/°C no qual a cada 0,01 V corresponde a 1 °C (NATIONAL, 2004). Na faixa de interesse, de 20 °C a 40 °C, a variação de tensão é de 200 mV.

Nas Figuras 3.5 e 3.6 são ilustradas com maiores detalhes as conexões físicas entre os sensores SHT11, LM35 e o microcontrolador utilizado.

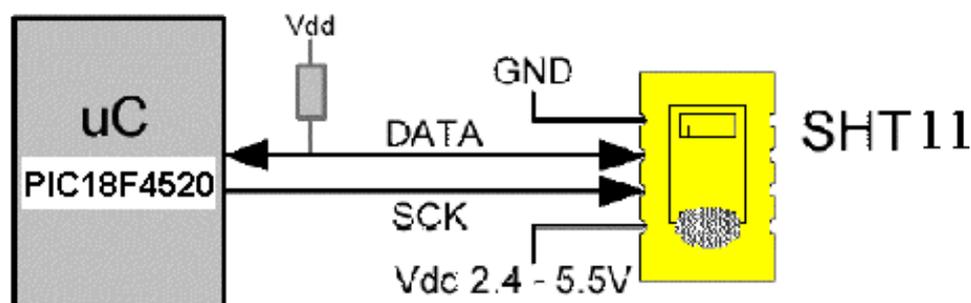


Figura 3.5 – Circuito utilizado para conexão física do sensor ao microcontrolador.

O sensor SHT11 possui quatro pinos, dois de alimentação, uma linha de dados e uma linha de sincronismo. O sensor fornece por meio da linha de dados a medição da temperatura e umidade na forma digital por meio de um protocolo de comunicação serial. Para a correta efetivação do processo de comunicação entre o sensor e o microcontrolador visando o processo de medição e leitura da umidade e temperatura é necessário que se obedeça a uma seqüência de comandos pré-determinados pelo fabricante do sensor. A detecção de erros nos dados transferidos também é realizada pelo protocolo.

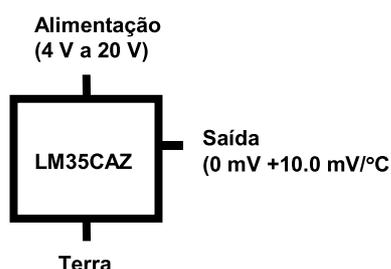


Figura 3.6 – Circuito utilizado para conexão física do sensor ao microcontrolador.

A saída do sensor LM35 pode ser ligada diretamente ao A/D do microcontrolador. Na faixa de interesse do sistema desenvolvido, de 20 °C a 40 °C, a variação de tensão é de 200 mV, mas para aproveitar melhor a resolução do conversor A/D do microcontrolador e diminuir a influencia dos

ruídos na entrada da porta do microcontrolador, foi dado um ganho de 10, utilizando um amplificador operacional na configuração não inversora, e a escala ficou como apresentada na figura 3.7, logo, na entrada do microcontrolador obtivemos um fator de escala de 100 mV/°C.

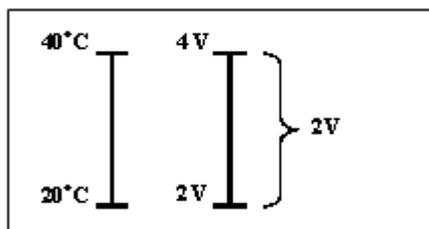


Figura 3.7 – Escalas de interesse do LM35

3.2.2 Bloco microcontrolador e *interface* RS232

Para a aquisição dos sinais que vem dos sensores foi utilizado um microcontrolador da família PIC, com 32 kbytes (para memória de programa), 1536 bytes (para memória de dados), 256 bytes de memória de programa apagável, uma avançada porta endereçável USART (modo de operação no padrão EIA-232), 4 temporizadores/contadores de 16 bits, um conversor analógico/digital (AD) de 10 bits com treze entradas multiplexadas, etc.

Os microcontroladores PIC18FXX20 possuem memória de programa *FLASH* e podem ser reprogramados com baixas tensões sendo ideais para aplicações de segurança e sensoriamento remoto, para comando de motores e aplicações automotivas de alta velocidade de processamento (MICROCHIP, 2003). A linguagem de programação desta família é o *Assembly*, porém utilizando um compilador, permite a sua programação em Linguagem C (PEREIRA, 2000).

O A/D do microcontrolador adquire as saídas provenientes dos circuitos condicionadores de sinais utilizados para medir os sinais analógicos do bloco sensores (temperatura, umidade relativa do ar).

Para visualização das informações provenientes do bloco sensores e do próprio microcontrolador foi utilizado um *display* de cristal líquido (LCD) de 2 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. Na figura 3.8 é ilustrado o circuito elétrico do sistema de aquisição detalhando as ligações entre os blocos.

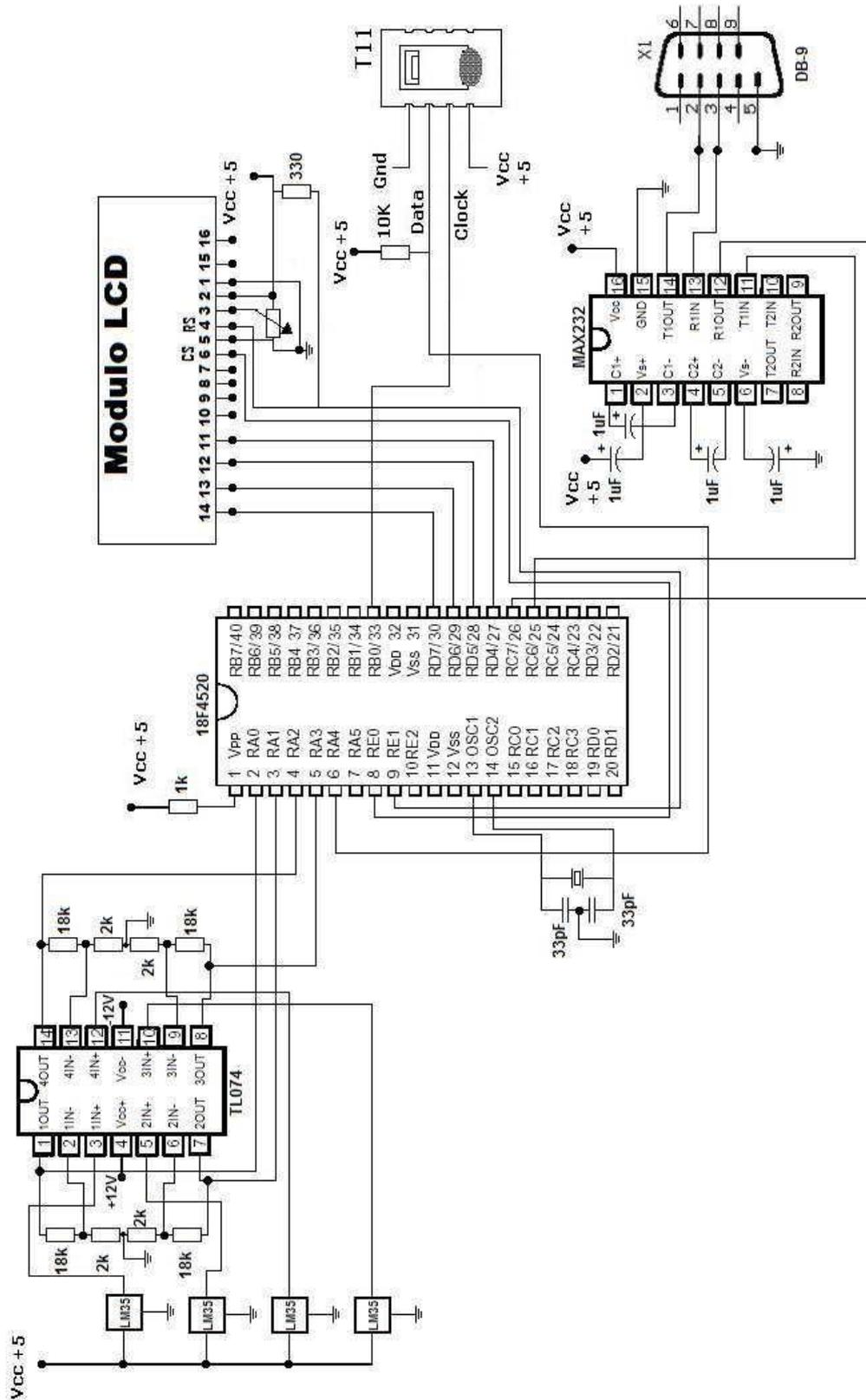


Figura 3.8 – Circuito elétrico do SAD.

O microcontrolador possui uma *interface* serial bi-direcional (modo de operação no padrão EIA-232) para transferência dos dados entre microcontrolador e microcomputador. A conversão dos níveis do padrão TTL para EIA-232 é realizada pelo circuito integrado (CI) MAX232. O nível lógico '0' é convertido em uma tensão entre +5 V e +15 V e o nível '1' em uma tensão entre -5 V e -15 V.

Nesta implementação foi utilizado o CI MAX232 da Maxim. Este inclui um circuito de "charge pump" capaz de gerar tensões de +10 V e -10 V a partir de uma fonte de alimentação simples de +5 V, bastando para isso alguns capacitores externos, conforme ilustrado na Figura 3.8. Este CI possui 2 receptores e 2 transmissores no mesmo encapsulamento, ou seja, nos casos em que são implementados duas linhas de transmissão e de recepção de dados, não são necessário 2 chips e fontes de alimentação extras.

Os níveis tensão de alimentação (-12 V, +5 V, +12 V) do microcontrolador, do LCD, dos sensores, dos circuitos condicionadores de sinal e da interface de comunicação são obtidos através dos reguladores de tensão 7812, 7912 e 7805, que formam a fonte de alimentação do sistema (Figura 3.9).

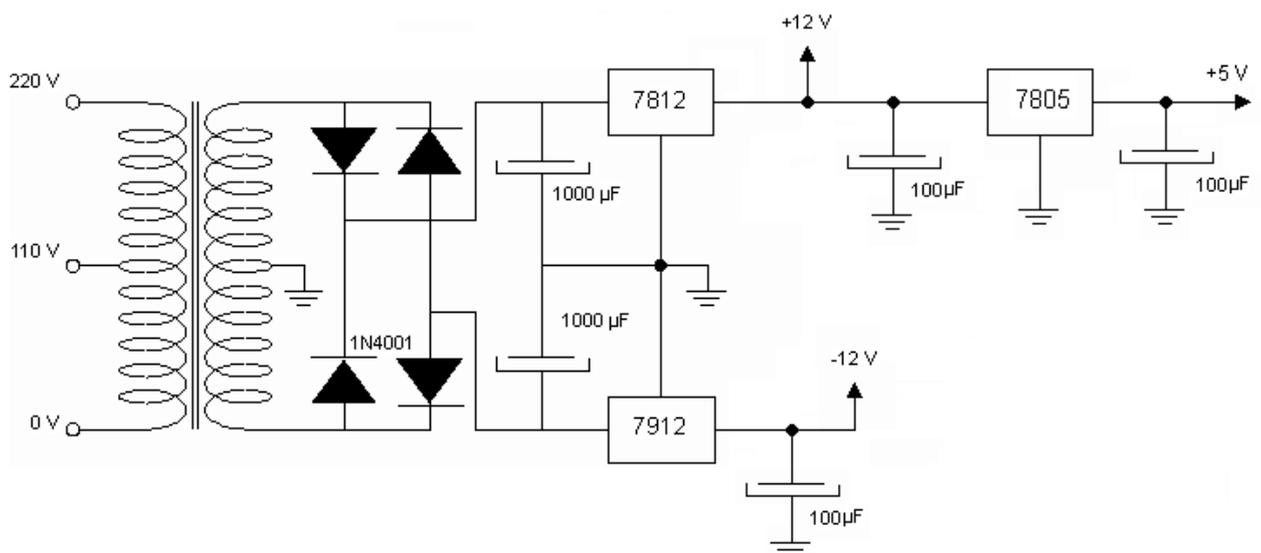


Figura 3.9 – Circuito da Fonte de alimentação do SAD.

3.2 Programa do microcontrolador

O programa do microcontrolador foi desenvolvido em Linguagem 'C' utilizando um compilador CCS. No apêndice A.1 encontra-se o código do programa que foi utilizado neste projeto.

A rotina realizada pelo programa iniciava o contador do *WATHDOG* que reiniciava o programa se o mesmo não retornasse ao ponto apropriado da rotina em um determinado tempo pré-estabelecido. Em seguida foi feita a leitura de uma das entradas analógicas, essa leitura foi repetida 10 vezes e feito uma média inicial, logo após as outras portas do conversor A/D onde estão os outros sensores foram lidas. Dessas leituras foram calculadas médias ponderadas a partir da média inicial com peso de 70% mais o valor da leitura atual da porta com peso de 30% e enviadas para o microcomputador. A partir disto foi tomada como nova média a última média enviada para o microcomputador por meio da porta serial. Na continuidade uma sub-rotina que fazia a leitura do sensor de umidade e temperatura SHT-11, enviava para o microcomputador por meio da porta serial e por fim o contador do *WATHDOG* foi reiniciado e o programa recomeçava.

O fluxograma do programa desenvolvido para o microcontrolador é lustrado na Figura 3.10.

3.3 Implementação do Programa de Aquisição de dados

O *software* de aquisição de dados (SADA) desenvolvido trata-se de um programa de computador que tinha a função de receber os dados que vinham do microcontrolador por meio da porta serial e apresentá-los para o usuário, além de armazenar os dados em um banco de dados.

A idéia para desenvolvimento deste *software* surgiu a partir da necessidade de se controlar o tempo de aquisição das informações, incluir informações de horário, datas e altura dos sensores, pois foram informações relevantes para o estudo e tratamento dos dados, além de proporcionar recursos para o controle de umidade.

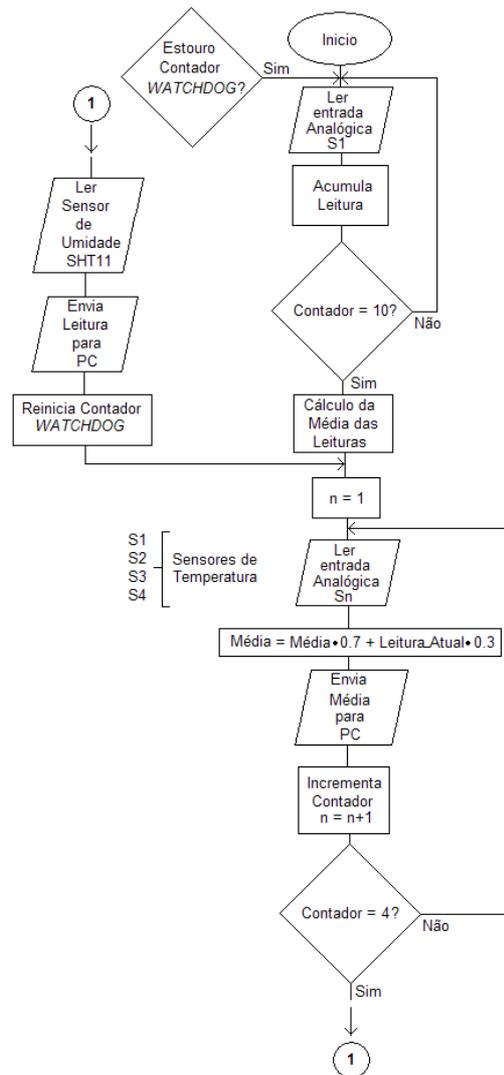


Figura 3.10 – Fluxograma do *firmware* do microcontrolador

O *software* foi desenvolvido em Linguagem Delphi, onde os dados obtidos foram armazenados em um banco de dados e após a aquisição, foram gravados em um arquivo com extensão “xls”.

Na figura 3.11 é ilustrada a *interface* do programa, onde se observam os campos destinados as configurações iniciais antes de se iniciar a conexão para a captura dos dados.

Depois de configurar cada campo, o ícone “Gravar” foi acionado para se concluir a configuração, em seguida o botão “Iniciar Conexão” foi ativado para que fosse iniciada a captura dos dados vindos pela serial. Quando a conexão era iniciada, surgia um ícone “Parar Conexão”, que servia para que a conexão com o protótipo fosse cancelada, cancelando assim a aquisição.

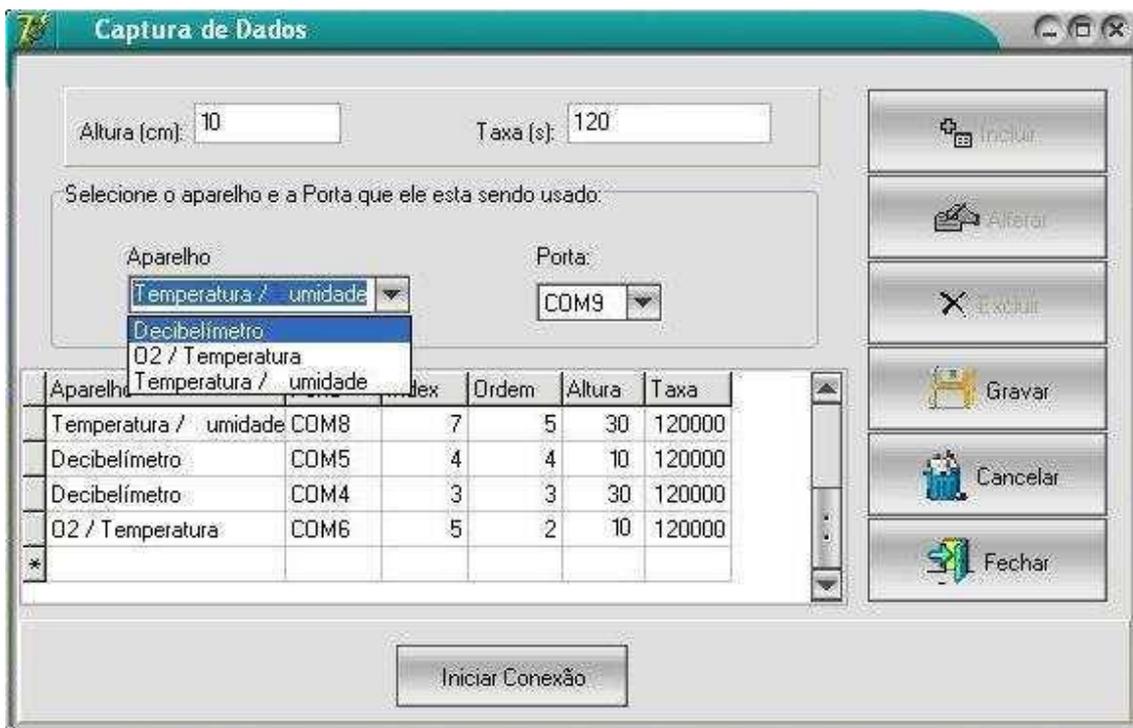


Figura 3.11 – Interface do programa de aquisição.

Na figura 3.12 são ilustradas as palavras obtidas dos sensores em codificação ASCII, por meio de um terminal de comunicação com a porta serial.

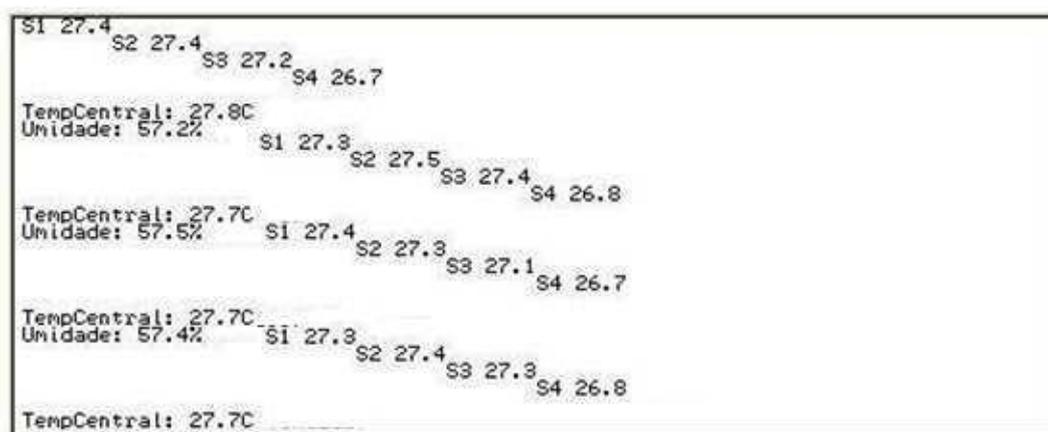


Figura 3.12 – Interface do programa.

O SADA recebia a palavra enviada e armazenava apenas os dados numéricos, colocando em ordem cada informação, reconhecendo os dígitos de Início e de Fim (Palavra Inicial e final), neste caso a palavra inicial para o valor do sensor um foi o S1 e a palavra final o S2, sendo o S2 quem por sua

vez iniciava a informação para o sensor dois, e assim sucessivamente. Para o caso da informação ser interrompida sem formar a palavra completa, ou seja, sem obter a informação de S1 (palavra inicial) e o símbolo de % (palavra final), o dado não era armazenado. Caso a informação estivesse completa, era armazenado além dos dados enviados, a altura, o horário e a data.

A interface do banco de dados desenvolvida é apresentada na figura

3.13.

CODIGO	S1	S2	S3	S4	TEMPERATURA	HUMIDADE	DATA_HORA
39	36,6	37,5	37,5	36,6	35,8	58,1	14/8/2008 19:03:43
40	36,6	37,2	37,3	37,8	34,7	61,3	14/8/2008 19:03:44
41	37	37,2	37,4	36,7	35,8	58	14/8/2008 19:05:42
42	37	37,3	37,2	38	34,6	61,2	14/8/2008 19:05:43
43	36,9	36,9	36,7	37,2	34,6	61,3	14/8/2008 19:07:42
44	36,6	37,2	37,7	36,8	35,7	58	14/8/2008 19:07:47
45	36,5	37,3	37,8	36,7	35,8	58,1	14/8/2008 19:09:46
46	36,6	37	37,2	37,4	34,6	61,2	14/8/2008 19:09:47
47	36,8	37,5	37,8	36,6	35,7	58	14/8/2008 19:11:46
48	36,6	36,7	36,8	37,5	34,6	61,2	14/8/2008 19:11:46
49	37	37,2	37,5	37,7	34,6	61,1	14/8/2008 19:13:45
50	36,9	37,6	37,8	37,1	35,7	57,9	14/8/2008 19:13:45
51	36,6	36,9	37,2	37,6	34,6	61,1	14/8/2008 19:15:44
52	36,4	37,4	38,4	36,9	35,8	57,9	14/8/2008 19:15:44
53	36,9	37,3	36,8	37,6	34,5	61,2	14/8/2008 19:17:43
54	37	37,3	37,8	37	35,8	57,9	14/8/2008 19:17:43
55	36,6	37,3	38,2	37,1	35,8	57,8	14/8/2008 19:19:42
56	37	37	37,1	37,7	34,6	61,1	14/8/2008 19:19:47
57	36,8	37,1	37,3	37,6	34,5	60,9	14/8/2008 19:21:46
58	36,7	37,2	37,9	36,8	35,8	57,8	14/8/2008 19:21:47
59	36,8	36,7	37,1	37,5	34,6	61	14/8/2008 19:23:45
60	37	37,2	38	37,2	35,7	57,8	14/8/2008 19:23:46
61	37	37	37	37,3	34,6	61	14/8/2008 19:25:44
62	36,7	37,5	37,7	37	35,8	57,8	14/8/2008 19:25:46
63	36,5	36,8	37,1	37,8	34,6	60,9	14/8/2008 19:27:43
64	36,6	37,4	38,3	37,3	35,8	57,7	14/8/2008 19:27:45
65	36,7	37	37,2	38	34,6	61	14/8/2008 19:29:42
66	37,1	37,7	38,3	37,1	35,8	57,8	14/8/2008 19:29:44
67	36,8	37,2	38	36,7	35,8	57,7	14/8/2008 19:31:43
68	36,7	36,8	37,1	37,6	34,5	60,9	14/8/2008 19:31:47
69	36,9	37,5	37,9	37,1	35,7	57,7	14/8/2008 19:33:42
70	36,8	37	37	37,7	34,6	61	14/8/2008 19:33:46

Figura 3.13 – Interface do banco de dados.

No campo “Taxa (s)” (Figura 3.14) foi configurado o intervalo entre as aquisições. O SADA foi configurado para com esse valor realizar a contagem de tempo, onde assim que terminada a contagem, o microcomputador liberaria as portas de comunicação para colher a primeira palavra “completa que for enviada pelo protótipo”, e iniciar uma nova contagem.

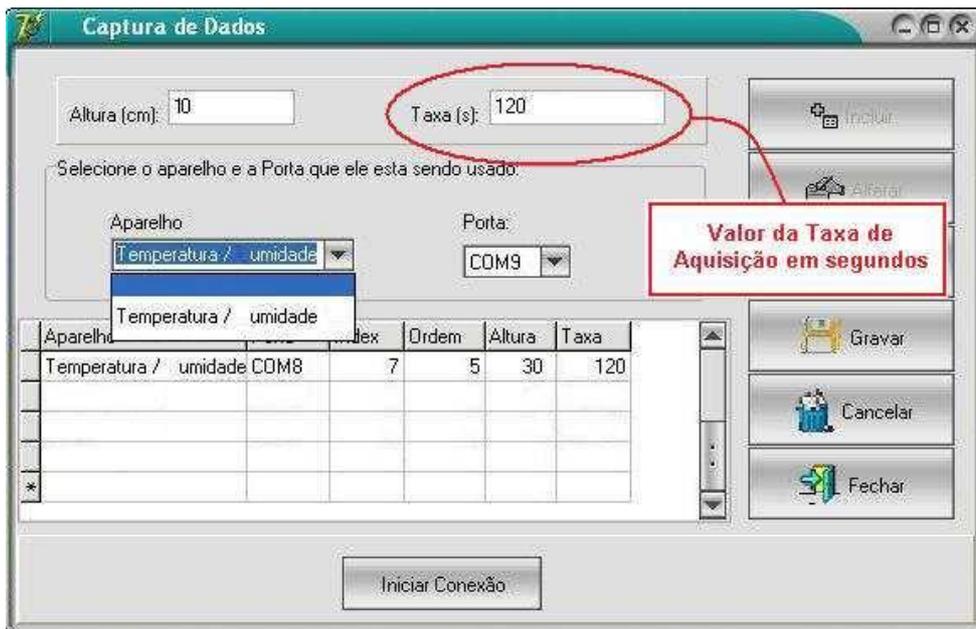


Figura 3.14 – Campo de configuração da taxa de aquisição.

O valor colocado para altura (Figura 3.15) indica a altura em que cada sensor foi instalado, no qual foi tomado como base o colchão da incubadora. O valor para altura foi inserido direto no banco de dados, já que foi definido previamente.

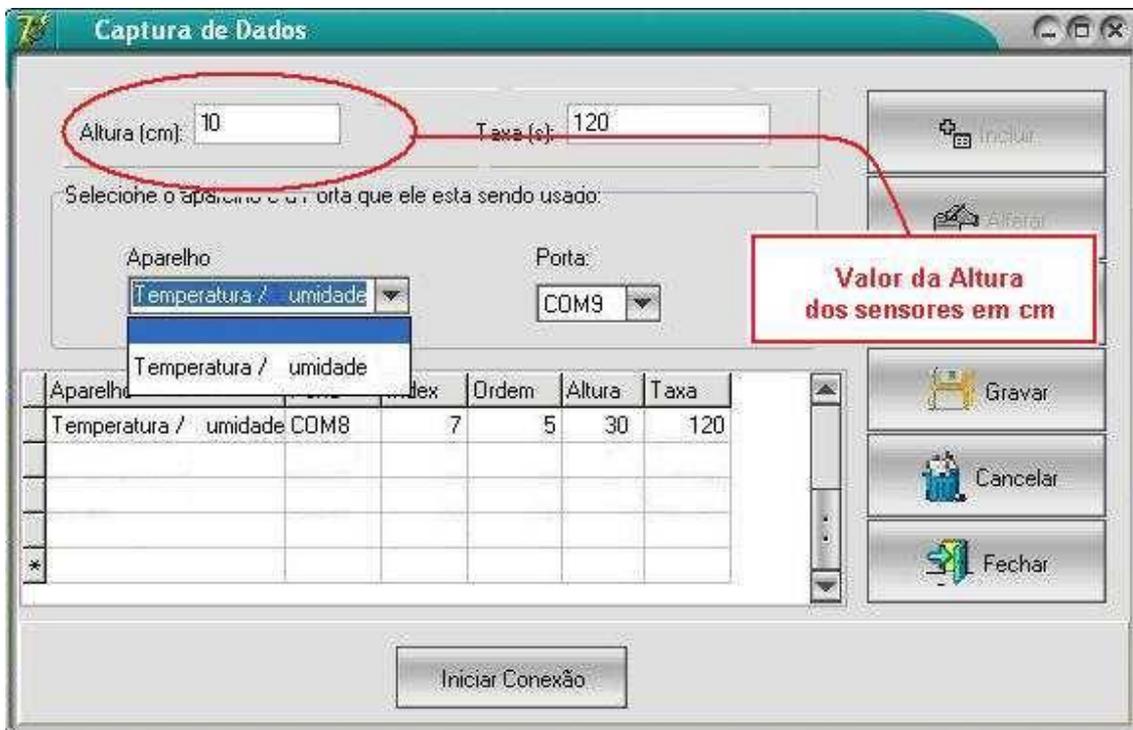


Figura 3.15 – Campo de configuração da altura dos sensores.

Após a conclusão da aquisição, emitiu-se um relatório contendo todas as informações obtidas.

Na janela do relatório (Figura 3.16) foi ajustado o período de aquisição. Logo em seguida foi gerada uma planilha com todos os dados. A planilha foi gerada no editor de planilhas instalado no computador e editada posteriormente. Para o nosso caso a planilha utilizada foi o *Excel* do pacote da *Microsoft Office*. Para se criar a planilha se fazia necessário clicar no botão “Exportar”.

ALTURA	TAXA	PORTA	S1	S2	S3	S4	Temperatura	umidade	Data / Hora
1	120000	COM9	37.1	36.6	36.6	37.5	38.3	56.3	15/11/2008
1	120000	COM9	37.2	36.5	36.6	37.5	38.2	56.3	15/11/2008
3	120000	COM8	26.6	29.9	31.5	10.8	32.5	63	15/11/2008
3	120000	COM8	26.6	29.8	31.4	10.8	32.5	63.1	15/11/2008
1	120000	COM9	36.9	36.4	36.5	37.2	38.2	56.2	15/11/2008
3	120000	COM8	26.6	29.8	31.5	10.8	32.5	63	15/11/2008
1	120000	COM9	36.9	36.5	36.5	37.3	38.3	56.2	15/11/2008
3	120000	COM8	26.7	29.9	31.6	10.8	32.5	63	15/11/2008
1	120000	COM9	37.1	36.5	36.5	37.3	38.4	56.3	15/11/2008
1	120000	COM9	37.2	36.7	36.6	37.4	38.4	56.2	15/11/2008
3	120000	COM8	26.7	29.9	31.5	10.8	32.5	62.9	15/11/2008
3	120000	COM8	26.6	29.8	31.5	10.8	32.5	63	15/11/2008
1	120000	COM9	36.9	36.5	36.6	37.4	38.2	56.3	15/11/2008
3	120000	COM8	26.7	29.9	31.5	10.8	32.4	63.1	15/11/2008

Figura 3.16 – Janela para emissão de relatório.

O fluxograma do SADA é ilustrado na figura 3.17, na qual são apresentadas as principais funções para realização desta rotina.

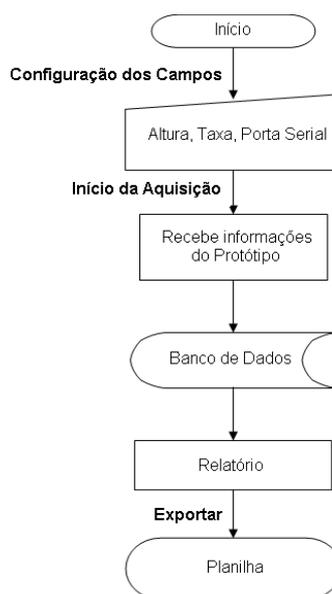


Figura 3.17 – Fluxograma do SAD.

Capítulo 4 – Desenvolvimento de Equipamento de Controle de Umidade para Incubadoras Neonatais

4.1 – Introdução

Neste capítulo descreve-se os componentes e métodos utilizados para o projeto e construção de um Sistema de Controle de Umidade (SISCU) para incubadoras neonatais.

A norma NBR IEC 601-2-19 estabelece que um ambiente favorável para manter a vida de um RN prematuro em uma incubadora neonatal é encontrado quando se tem uma umidade relativa variando entre 40% e 60%. Para se manter a umidade relativa dentro dessa faixa, foi implementada uma plataforma fixa, onde essa apóia um motor de passo que movimenta uma janela em forma de meia lua girante, que por sua vez controla a abertura de acesso a um reservatório com água destilada. Na figura 4.1 é ilustrado este arranjo mecânico.

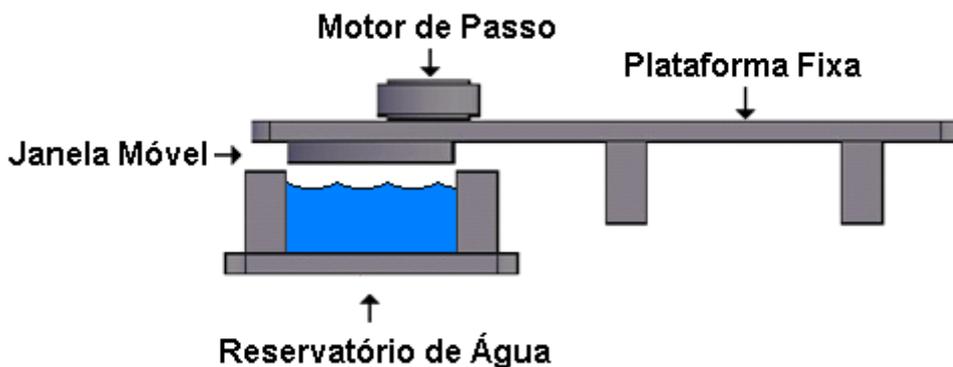


Figura 4.1 – Mecanismo do sistema de controle de umidade.

O ar que acessa a incubadora entra por um filtro, passa por um circulador de ar, em seguida pelo elemento aquecedor, tendo acesso à janela sobre o reservatório de água. O ar por sua vez é umidificado por difusão passiva. A umidificação do ar tem uma relação direta com a abertura da janela. Esse ar umidificado chega até a cúpula onde está o RN. Na figura 4.2 é ilustrado o arranjo geral desta estrutura.

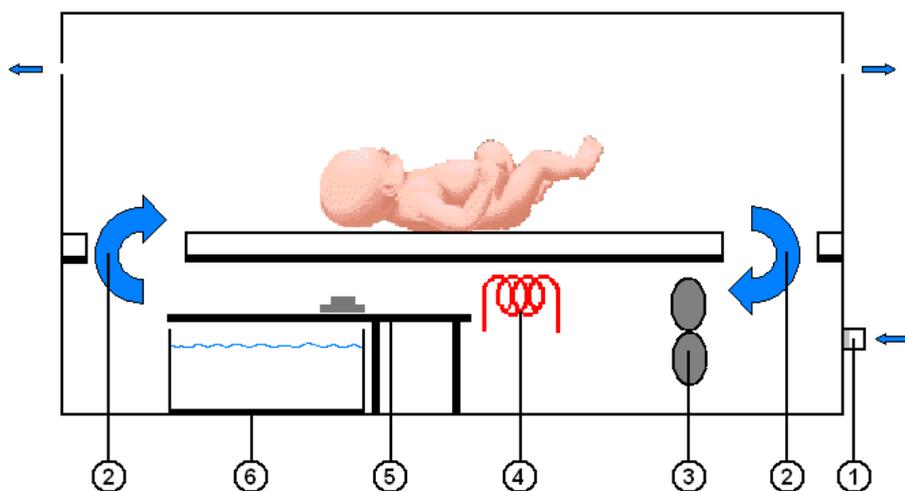


Figura 4.2 – Arranjo mecânico Geral do Sistema. 1-Filtro de Ar, 2- Fluxo de ar, 3-Circulador de Ar, 4-Elemento Aquecedor, 5-Mecanismo de Controle, 6-Reservatório de Água Destilada (Adaptado de COSTA,2009).

Nesta implementação foi utilizado um controle por histerese. Como supracitado, a faixa de umidade tem que está entre 40% e 60% (faixa de interesse), mas o sistema de controle desenvolvido neste projeto trabalha com uma faixa de umidade que está entre 45% e 55% (faixa de controle), pois assim, mesmo com a inércia da umidade o sistema estaria dentro da faixa de interesse. Na figura 4.3 é ilustrado o gráfico que era esperado da variação da umidade relativa em função do tempo, onde o sistema de controle mantém a umidade dentro da faixa de interesse, apesar de passar da faixa de controle em alguns pontos.

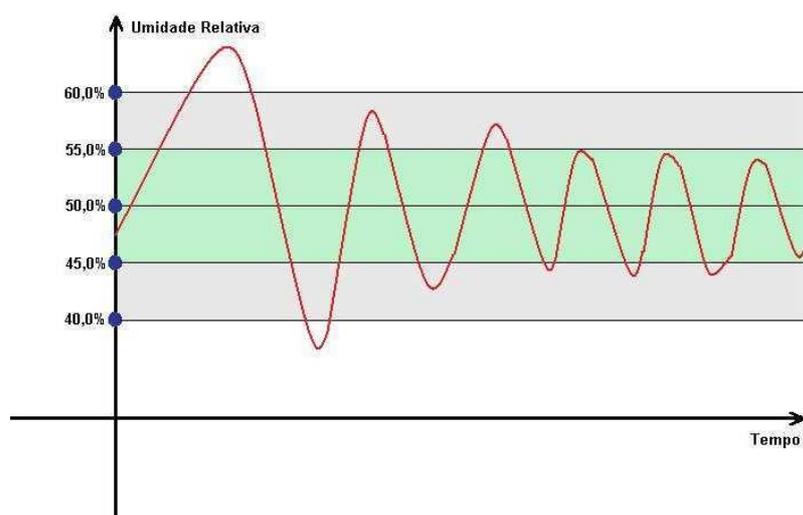


Figura 4.3 – Comportamento esperado da umidade relativa dentro da faixa de interesse.

A malha de controle que representa o sistema é ilustrada na figura 4.4. Trata-se de uma malha fechada, onde o sensor ler a umidade da incubadora e compara com como a faixa de umidade de referência, atuado no sistema segundo a histerese do controlador, se necessário.

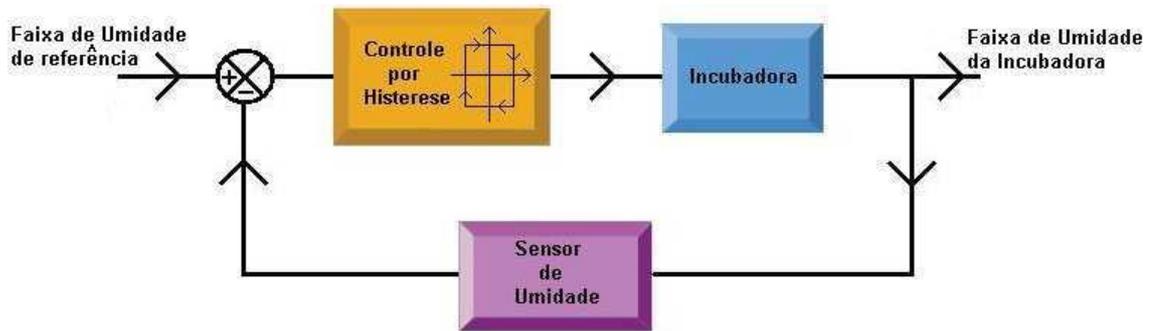


Figura 4.4 – Malha de controle do sistema.

O sensor faz a aquisição dos dados de umidade. Estes dados chegam até um microcomputador, na qual são comparados com as informações das curvas de histerese do controlador e janela é ativada se necessário. Na figura 4.5 são ilustradas as curvas de histerese do controlador.

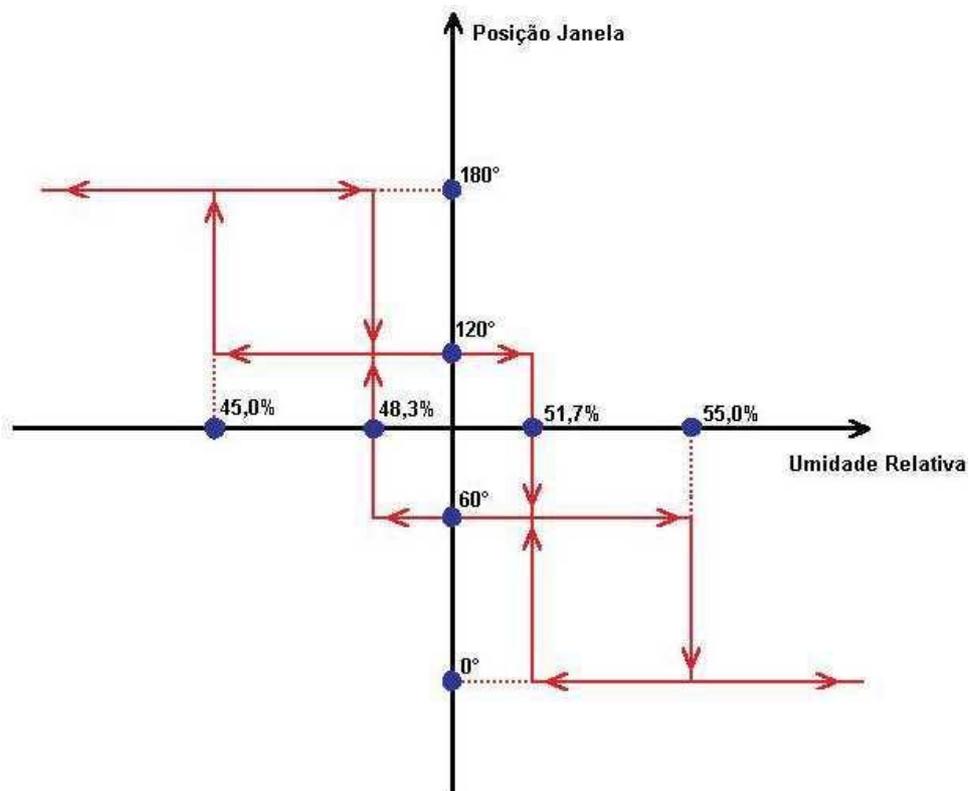


Figura 4.5 – Curvas de histerese do controlador.

A janela é posicionada por meio de um motor de passo a cada 60° da trajetória, como é ilustrado na figura 4.6.

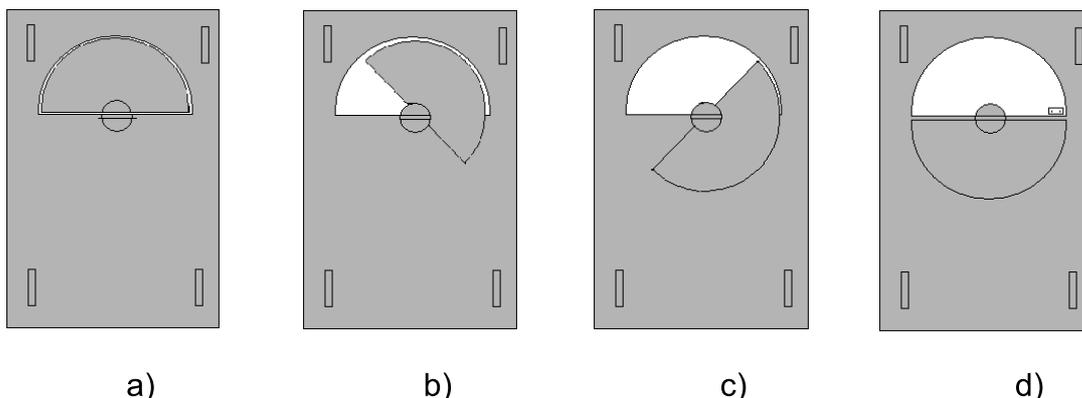


Figura 4.6 – Possíveis posições da janela. a) 0°, b) 60°, c) 120°, d) 180°

A principal vantagem desse tipo de controle está no fato de se diminuir o número de vezes que o motor é acionando, aumentando-se a vida útil do mesmo e diminuindo-se o surgimento de ruídos causados pelo chaveamento para energização.

4.2 – Diagrama de Blocos

O equipamento desenvolvido e descrito neste capítulo é baseado em um microcontrolador PIC18F4520, um motor de passo PM42L-048 e em dois sensores ópticos de uso geral. Na figura 4.7 ilustrado o diagrama de bloco do sistema.

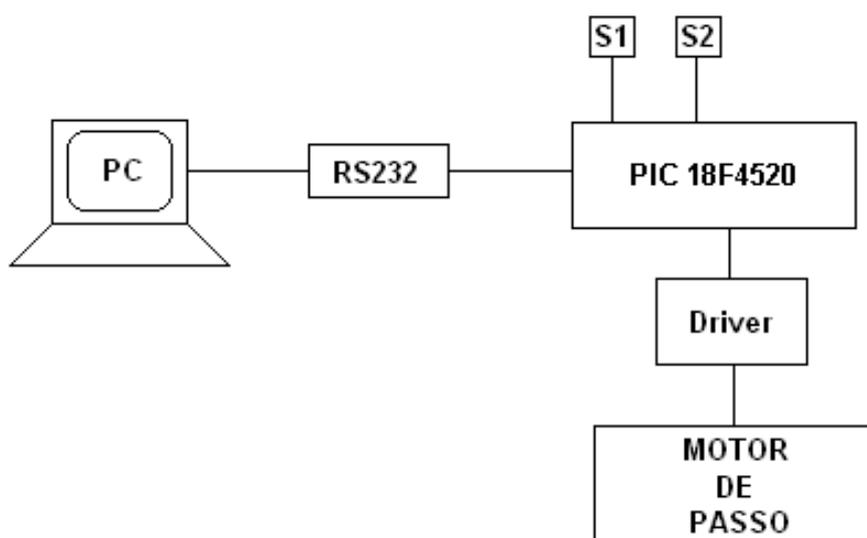


Figura 4.7 – Diagrama de Blocos do Sistema de Controle de Umidade.

Os blocos apresentados na figura 4.7 foram detalhados nos próximos tópicos.

4.2.1 – Bloco Sensores

Na figura 4.8 é ilustra a posição física dos sensores na plataforma fixa. Estes sensores chamados de S1 e S2 têm a função de indicar a localização da janela e o fim do curso da janela, respectivamente.

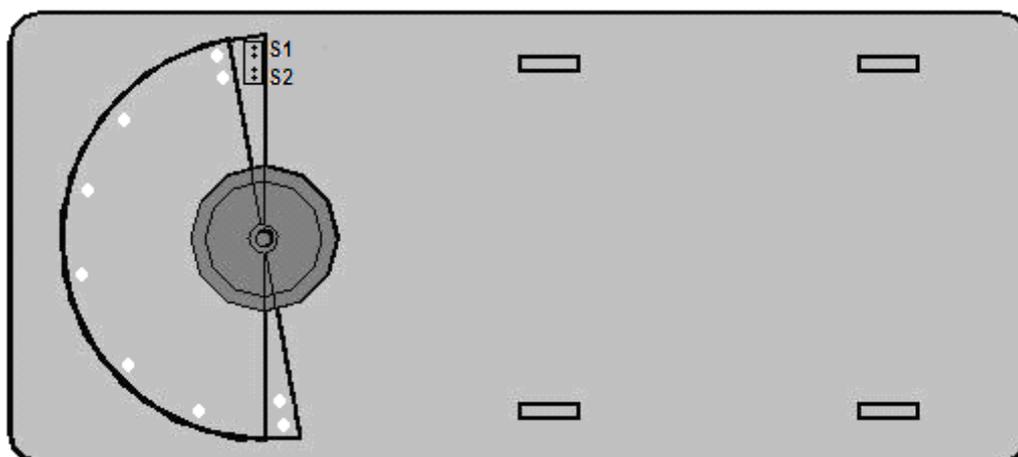


Figura 4.8 – Vista superior do mecanismo de controle de umidade

Os sensores S1 e S2 são sensores ópticos, formados por dois pares, *LED's* infravermelho (transmissor) e foto-transistor (receptor). Os pontos brancos ilustrados na figura 4.8 posicionados a cada 60° da semicircunferência (janela) são superfícies que refletem o sinal de luz emitido pelo *LED* infravermelho para o foto-transistor. Na figura 4.9 é ilustrada a posição dos sensores em relação à janela.

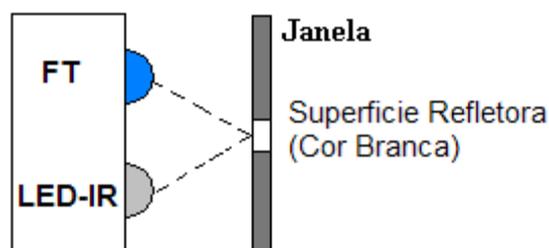


Figura 4.9 – Posição dos Sensores em relação à janela.

O transmissor é composto de um *LED* infravermelho e de um resistor de 300Ω. O receptor é composto de um foto-transistor e de um resistor de coletor igual a 10k Ω. Os fotos-transistores são como transistores

base de junção, onde a base é polarizada com luz, ou seja, a este transistor está associado o efeito fotoelétrico.

Enquanto não há luz incidindo no foto-transistor, a base não estará polarizada, não haverá corrente no emissor e a tensão de coletor (saída) tenderá a V_{cc} , ou seja, o foto-transistor está em estado de corte. Com a incidência de luz, a base se polariza, haverá corrente no emissor e a tensão de coletor (saída) tenderá a zero, ou seja, o transistor está em estado de saturação.

Quando a superfície refletora da janela estava sobre o sensor, ou seja, o feixe de luz do *LED* incidia sobre o foto-transistor, este ficava em estado de saturação o que colocava nível lógico “0” na saída. Quando a superfície refletora não estava sobre o sensor, ou seja, o feixe de luz do *LED* não incidia sobre o foto-transistor, este ficava em estado de corte o que colocava nível lógico “1” na saída. Essa informação de estado lógico foi então enviada para o microcontrolador. Na figura 4.10 é ilustrado o diagrama elétrico do sensor.

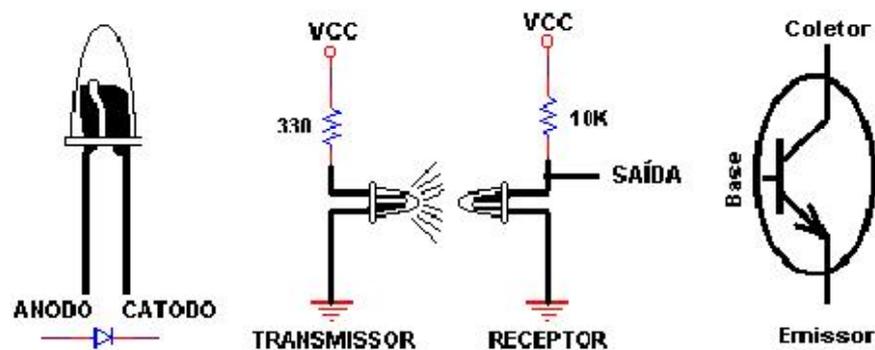


Figura 4.10 – Diagrama elétrico dos sensores.

4.2.2 – Bloco motor de passo

O motor de passo foi o responsável pelo movimento de abertura da janela móvel (Figura 4.1). Os motores de passo são dispositivos que podem ser controlados digitalmente por um *hardware* específico ou por um *software*. Esse tipo de motor tem um grande número de aplicações quando se trata de mover dispositivos com precisão.

O motor de passo funciona da seguinte forma: As suas bobinas são energizadas em determinados intervalos de tempo, com uma determinada seqüência, impulsionando o seu giro.

Existem várias formas de operação de um motor de passo e isso depende do que se deseja controlar. Para o caso deste equipamento o fator mais importante é a precisão. Por isso o tipo de operação escolhido foi o *Half-Step*. Esse tipo de operação apresenta maior precisão, torque menor, consome mais energia tem uma velocidade menor do que outros modos de operação como, por exemplo, o *Full-Step 1* e *Full-Step 2*. No modo de operação *Half-Step*, primeiro um grupo de bobinas são energizadas (Figura 4.11a) alinhando o rotor com o seu campo, em seguida esse grupo de bobinas se mantém energizado e o próximo grupo de bobinas da seqüência é alimentado (figura 4.11b) alinhando o rotor com o campo resultante da interação do campo das duas bobinas. Logo após, o primeiro grupo é desenergizado, mantendo-se o segundo grupo ainda alimentado (figura 4.11c) alinhado o rotor com o seu campo e o ciclo continua caracterizando o giro do motor.

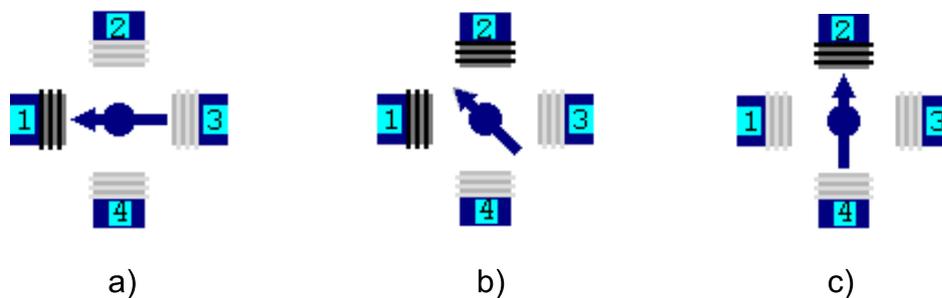


Figura 4.11 – Modo de operação *half-Step* do motor de passo. a) Energização do primeiro grupo, b) Energização do segundo grupo com o primeiro energizado, c) Desenergização do primeiro grupo.

A velocidade de um motor de passo é determinada pela energização dos grupos de bobinas, ou seja, pela taxa de envio de *bit's* em um determinado tempo para o motor. Quanto maior esse tempo menor a velocidade e quanto menor esse tempo maior a velocidade, entretanto esse tempo não pode ser menor que 10ms, pois o motor perde o torque, pára de girar e começa a vibrar. A inversão da rotação é conseguida com a inversão da seqüência de energização das bobinas.

O motor de passo utilizado neste trabalho foi o PM42L-048 da *Minebea Motor Manufacturing Corporatio*, que tem 48 passos por rotação, ou seja, $7,5^\circ$ por passo, tensão nominal de 24 V, corrente máxima por fase de 600 mA e uma temperatura de trabalho entre -10°C e 50°C .

4.2.3 – Bloco *Driver* do motor de passo

O *driver* é o *hardware* que aciona o motor de passo, fazendo a interface entre a tensão de trabalho do microcontrolador que é de 5 V e a tensão nominal do motor de passo que é de 24 V.

No projeto deste *driver* foram utilizados 4 *tip*'s de referência TIP122, que são transistores em configuração Darlington do tipo *NPN*. Estes transistores têm um ganho de aproximadamente 1000 nesta faixa de operação em que foram utilizados, o que faz com que a corrente de base seja de 0,6 mA quando a corrente das bobinas for de 600 mA que é a corrente máxima do motor. Esse valor relativamente baixo de corrente é necessário para que o microcontrolador possa alimentar o *driver* sem risco de ser danificado. Na figura 4.12 é ilustrado o diagrama elétrico do circuito do *driver*, onde é possível observar o sinal que vem do microcontrolador PIC ser aplicado no resistor de base do TIP122.

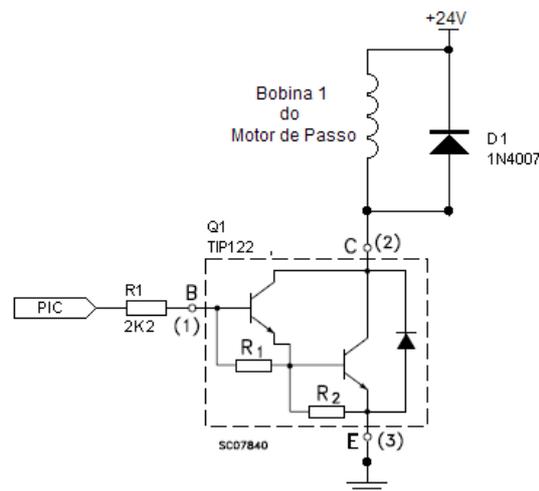


Figura 4.12 – Circuito do *driver* do motor de passo.

Em antiparalelo com cada bobina do motor temos um diodo de roda livre, que tem a função de fazer com que a energia da bobina circule nela mesma com o intuito de dissipar essa energia sem danificar o TIP, quando este passar do estado de saturado para corte.

4.2.4 – Bloco microcontrolador

O microcontrolador utilizado neste projeto foi o PIC18F4520. Este por sua vez tem a função de fazer a aquisição dos sinais dos sensores ópticos, de enviar a seqüência de *bit's* para o *driver* do motor de passo e de executar a comunicação com o microcomputador.

4.2.5 – Programa do microcontrolador

O programa para este microcontrolador também foi desenvolvido em linguagem 'C' utilizando um compilador *PIC C Compiler* da CCS. No apêndice A.2 encontra-se o código do programa que foi utilizado neste projeto.

Os dados de umidade relativa enviados para o microcomputador foram armazenados em um banco de dados e ao mesmo tempo utilizados como realimentação para o controle. O objetivo deste controle foi manter a umidade relativa entre 40% e 60% e para garantir isso o *software* carregado no microcomputador foi desenvolvido para manter a faixa de umidade entre 45% e 55%. À medida que o *software* do microcomputador verifica a informação de umidade chegando fora dessa faixa, envia para o microcontrolador um sinal de comando para que a janela móvel que dá acesso ao reservatório de água destilada seja fechada ou aberta.

O microcontrolador ficava esperando um sinal de comando do microcomputador pela porta serial, recebido este sinal, era verificado o sentido de rotação da janela móvel, após esta verificação o microcontrolador lia o estado do sensor S2 e verificava se para o sentido em que esta sendo solicitada a abertura ou fechamento da janela não está no fim do curso. Caso esteja, uma mensagem era devolvida para o computador com a informação de que não foi possível girar naquele sentido, caso contrário o motor era acionado para girar no sentido solicitado até que a marcação sobre a janela móvel feita com fita branca reflexiva fosse “encontrada” pelo sensor S1, quando isto ocorria, o motor parava e era devolvida uma mensagem para o computador com a informação de que a janela móvel foi posicionada.

O fluxograma do programa desenvolvido para o microcontrolador é ilustrado na Figura 4.13.

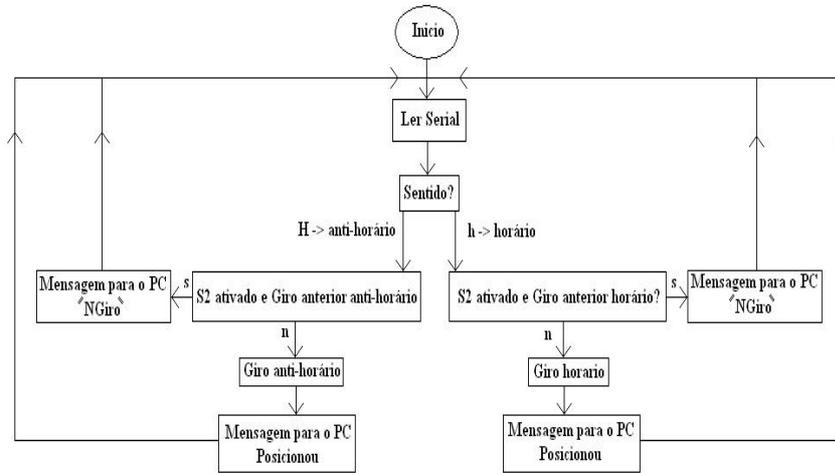


Figura 4.13 – Fluxograma do *firmware* do microcontrolador.

Na figura 4.14 é ilustrado o diagrama elétrico do sistema de controle de umidade.

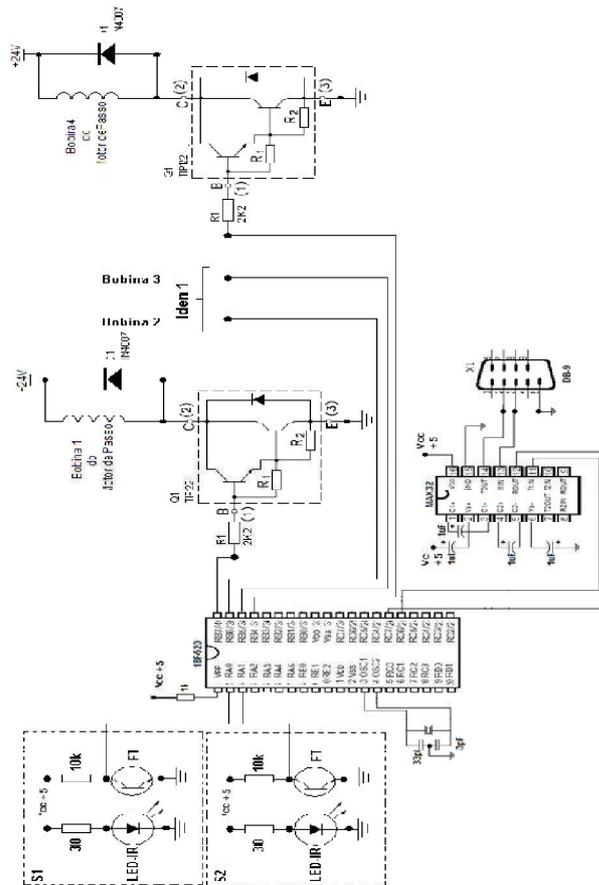


Figura 4.14 – Diagrama elétrico do sistema de controle de umidade.

Capítulo 5 – Testes, Resultados e Conclusões

5.1 – Testes e Resultados

Após a montagem foi realizada uma calibração por comparação no SAD. Os valores dos dados vindos dos sensores de temperatura foram comparados com o valor de um termômetro e o valor dos dados vindo do sensor de umidade foi comparado com o valor de um Termo Higrômetro MT-241 de fabricação Minipa.

O SISCOU foi instalado como apresentado na figura 5.1. Pode-se observar sobre o reservatório de água da incubadora a plataforma fixa com o motor de passo acoplado a janela móvel.



Figura 5.1 – Sistema Controle de Umidade instalado.

A figura 5.2 apresenta o SAD mais o SISCOU completamente instalado e em fase de aquisição de dados.



Figura 5.2 – Sistema de aquisição de dados com controle de umidade.

Os dados foram adquiridos no Centro Integrado de Saúde Amaury de Medeiros sob a orientação e coordenação do Professor José Enilson do Centro Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco.

No princípio os dados foram obtidos de uma incubadora sem RN com o objetivo de verificar o funcionamento do protótipo e os riscos em que o RN estaria submetido.

A taxa de aquisição dos dados foi de dois minutos. Este valor foi determinado pelo fato de que a temperatura e umidade não apresentarem variações muito bruscas neste intervalo.

Os experimentos foram realizados sem água no reservatório, com água no reservatório, mas sem controle de umidade e com água no reservatório e com controle de umidade. Foram realizadas várias medições durante 4 dias para cada experimento com início as 6 horas e término as 18 horas.

No quadro 5.1 são apresentados os resultados do tratamento matemático das medidas de temperatura e umidade adquiridas no interior da incubadora **sem água** no reservatório.

Quadro 5.1 – Resultados do tratamento matemático das medidas de temperatura e umidade adquiridas no interior da incubadora sem água no reservatório.

	Temperatura (C)	Umidade Relativa (%)
Mínimo	33,30	35,10
Máximo	37,40	52,60
Média	35,40	42,59
Desvio Padrão	1,44	5,48

No quadro 5.2 são apresentados os resultados do tratamento matemático das medidas de temperatura e umidade adquiridas no interior da incubadora **com água** no reservatório, mas **sem o controle** de umidade.

Quadro 5.2 – Resultados do tratamento matemático das medidas de temperatura e umidade adquiridas no interior da incubadora com água no reservatório, mas sem o controle de umidade.

	Temperatura (C)	Umidade Relativa (%)
Mínimo	31,90	64,10
Máximo	37,30	76,90
Média	34,59	69,32
Desvio Padrão	1,81	4,65

No quadro 5.3 são apresentados os resultados do tratamento matemático das medidas de temperatura e umidade adquiridas no interior da incubadora **com água** no reservatório e **com o controle** de umidade.

Quadro 5.3 – Resultados do tratamento matemático das medidas de temperatura e umidade adquiridas no interior da incubadora com água no reservatório e com o controle de umidade.

	Temperatura (C)	Umidade Relativa (%)
Mínimo	34,90	45,10
Máximo	37,30	52,00
Média	36,07	48,49
Desvio Padrão	1,11	2,99

Baseado nos dados do quadro 5.1, caso em que o reservatório estava sem água, torna-se evidente que a umidade dentro da incubadora estava abaixo da faixa (40% - 60%) recomendada pela norma (NBR IEC 601-2-19).

Baseado nos dados do quadro 5.2, caso em que o reservatório estava com água, mas sem o controle de umidade, torna-se evidente que a umidade dentro da incubadora estava acima da faixa recomendada pela norma (NBR IEC 601-2-19).

Finalmente baseados nos dados do quadro 5.3, caso em que o reservatório estava com água e com o sistema de controle de umidade, torna-se evidente que o sistema de controle manteve a umidade dentro da faixa recomendada pela norma (NBR IEC 601-2-19).

5.2 – Conclusões

Embora não tenhamos conseguido realizar ainda todos os testes previstos podemos concluir que o Sistema de Aquisição de Dados desenvolvido apresentou um desempenho satisfatório, pois além da precisão obtida foi possível realizar um número relativamente alto de medidas e armazenamento dessas informações no microcomputador sem a necessidade de uma pessoa especializada ter que acompanhar o processo durante todo o tempo diminuindo a possibilidade de possíveis erros sistemáticos na aquisição dos dados.

Através deste trabalho pode-se ratificar que o Sistema de Aquisição de Dados para incubadoras neonatais que possibilite o acompanhamento de RN prematuro ou RN abaixo do peso, com custo baixo, boa eficiência e precisão é factível e de grande importância, pois o monitoramento destas grandezas é necessário para o estudo e possíveis melhoramentos do ambiente das incubadoras neonatais.

Os resultados deste trabalho mostraram ainda que o Sistema de Controle de Umidade conseguiu manter a umidade dentro da faixa estabelecida pela norma (NBR IEC 601-2-19), confirmando a necessidade do uso deste tipo de equipamento para melhoria do ambiente da incubadora a fim de torná-lo um ambiente termoneutro melhorando a qualidade do vida do RN.

Apêndice A – Códigos dos Programas

A.1 – Código Para o Sistema de Aquisição de Dado de Temperatura e Umidade.

```
#include <18F4520.h>
#include delay(clock=20000000)
#include "LCD_16x2_LIB.c"
#include <math.h>
#include <SHT11.h>
#define fator 0.7 //fator de temperatura

int32 set= 120; //variavel de ajuste de tempo

#int_EXT1
EXT1_isr()
{ //Aumenta tempo de aquisição +
  set = set+30;
  if(set>=930) set=30;
  printf(exibe_lcd,"\fTemp. Aquis.\n%2.1f mim",set/60.0);
  delay_ms(100);
  return 1;
}

void main()
{
  float med, temp, temp2 = 0.0;
  float ValorDigital, Umidade;
  int t,n,m;

  setup_adc_ports(AN0_TO_AN3|VSS_VDD);
  setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
  setup_psp(PSP_DISABLED);
```

```

setup_spi(FALSE);
setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_1);
setup_timer_1(T1_DISABLED);
setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1);
enable_interrupts(GLOBAL);
enable_interrupts(INT_EXT1);
enable_interrupts(INT_EXT2);
ext_int_edge(1,L_TO_H);
ext_int_edge(2,L_TO_H);

// TODO: USER CODE!!

delay_ms(1000);
ini_lcd_16x2();

/**Inicio Do Ciclo de Trabalho

printf(exibe_lcd,"\n\rLIMC\nMonitor Temp");
printf("\n\rLIMC");
delay_ms(1500);
printf(exibe_lcd,"\n\rInicio Aquis.");
printf("\n\n\rInicio Aquis.\n");
delay_ms(2000);
printf(exibe_lcd,"\n\rTemp. Aquis.\n2.0 mim");
delay_ms(2000);

set_adc_channel(0);//Habilita leitura do sensor_1
delay_ms(100);//Tempo para estabilizar porta A/D

for(m=1;m<=10;m++)//Calculo da Temperatura media inicial
{
ValorDigital = read_adc();
temp=(50.0/1023.0)*ValorDigital;
temp2 = temp2 + temp;// aquisicao de 10 temperaturas

```

```

delay_ms(1);
delay_us(657);
} //End_for

med=temp2/10.0; //media das temperaturas

while(TRUE){

    for(n=1;n<=4;n++){

        set_adc_channel(n-1);
        delay_ms(200);

        ValorDigital = read_adc();
        temp=(50.0/1023.0)*ValorDigital;
        med = fator*temp + (1-fator)*med;
        printf("\n\n\rS%d %2.1f\n",n,med); // Exibe a temperatura no PC
        delay_ms(500);

    } //End_for

    Umidade = sht11_umi(); //Chama função e LER SHT11
    TempCentral = sht11_TempCentral(); //Chama função e LER SHT11
    printf("\n\n\r %2.1f\n" , "\n\r %2.1f\n",Umidade, TempCentral );
    delay_ms(500);
    for(t=0;t<set;t++)
    delay_ms( 1000 );

} //End_While

} //end_main

```

A.2 – Código Para o Sistema de Controle de Umidade.

```
#include <18f4520.h>
#include <stdlib.h>
#include delay(clock=20000000)
#define FREIO 100
#define TEMPO 20

unsigned int16 val[]={16,48,32,96,64,192,128,144};
int posF, posA,i=0,flag=10;

void giro_horario(void)
{
    if(flag==0)
    {
        i+=2;
        if(i>=8)i=0;
    }
    while(!input(PIN_A0))//libera_sensor_giro_horario
    {

        output_B(val[i]);
        i++;
        delay_ms(TEMPO);
        if(i==8)i=0;

    }//end_while_libera_sensor_giro_horario

    while(input(PIN_A0)) //A0 S1 sensor de posicionamento
    {

        output_B(val[i]);
        i++;
```

```

    if(i==8)i=0;
    delay_ms(TEMPO);

} //end_while_giro_horario
delay_ms(FREIO); //freia_motor
output_B(0x00); //libera_motor
posF=10;
posA=0;
printf("posicionou_ho");
flag=1;
} //end_giro_horario

void giro_antihorario(void)
{
    if(flag==1)
    {
        i-=2;
        if(i<=0)i=7;
    }
    while(!input(PIN_A0)) //libera_sensor_giro_antihorario
    {

        output_B(val[i]);
        i--;
        delay_ms(TEMPO);
        if(i== -1)i=7;

    } //end_while_libera_sensor_giro_antihorario

    while(input(PIN_A0)) //A0 S1 sensor de posicionamento
    {

output_B(val[i]);

```

```

    i--;
    if(i==7)i=0;
    delay_ms(TEMPO);

} //end_while_giro_antihorario
delay_ms(FREIO); //freia_motor
output_B(0x00); //libera_motor
posF=0;
posA=10;
printf("posicionou_antH");
flag=0;
} //end_giro_antihorario

void main()
{
    char sent;

    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_1);
    setup_timer_1(T1_DISABLED);
    setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1);
    setup_comparator(NC_NC_NC_NC);
    setup_vref(FALSE);
    setup_oscillator(False);

    // TODO: USER CODE!!

    delay_ms(1500);
    output_B(0x00); //libera_motor
    //posiciona();
    posF=0;
    posA=10;

    while(true)
    {

```

```
sent=getc();

if(sent == 'h') //giro_horario
{
    if(posF>posA && !input(PIN_A1))
        printf("Ngiro");
    else
        giro_horario();

} //end_if_giro_horario

if(sent == 'H')//giro_antihorario
{
    if(posF<posA && !input(PIN_A1))
        printf("Ngiro");
    else
        giro_antihorario();

} //end_if_giro_antihorario
} //end_while
} //end_main
```

Referencias Bibliográficas

- ABNT NBR IEC 60601-1-1. *Equipamento eletromédico – Parte 1.1: Prescrições gerais para segurança – Norma colateral: Prescrições de segurança para sistemas eletromédicos*. ABNT, Rio de Janeiro - RJ, 2004.
- ABNT NBR IEC 60601-2-19. *Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras para recém-nascidos*. ABNT, Rio de Janeiro - RJ, 2000.
- ARONE, E. M.. *Variações da umidade relativa no microclima de uma incubadora*. Casa de Edição, São Paulo: FANEM LTDA, 1995.
- AVERY, G. B. *Neonatologia: Fisiopatologia e Tratamento do Recém-Nascido*, 4ª ed.: Editora MEDSI, 1999.
- BENTLEY, J.P. (1984), *Temperature sensor characteristics and measurement system design*. J.Phys. E: Sci. Instrument, V.17, p. 430-439.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde. Projeto REFORSUS. *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: Capacitação à distância*. Brasília-DF, 2002.
- BUTTON, V.L.S.N (2001), *Incubadoras, Instrumentação Biomédica*, Departamento de Engenharia Biomédica FEEC/UNICAMP.
- CLOHERTY, J. P.; STARK, A. R. *Manual de Neonatologia*, 4ª ed.: Editora MEDSI, 2000.
- COSTA, Enilson José Lima; *Desenvolvimento de um Sistema de Teste, Manutenção e Calibração de Incubadoras Neonatais*. Brasil, 2003.
- ELNATAN, Chagas Ferreira, Curso IE-763 *Sensores e condicionamento de Sinais*, Departamento de Eletrônica e Microeletrônica – Demic, Campinas-SP, 2005.
- FANEM LTDA, *Manual do usuário incubadora microprocessada C186 TS/TS e C186 TS/ST*, São Paulo, 2000.

- GUYTON, Arthur C.. *Tratado de fisiologia médica*. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.
- IAIONE, Fábio. *Desenvolvimento de equipamento eletrônico para ensaio de incubadoras infantis*. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Santa Catarina, 1999.
- LIRA, J. G. A., *Medidor digital de umidade e temperatura baseado em microcontrolador*, Relatório de Projeto e Pesquisa, Campina Grande, 2004.
- MATEUS, C. A., "C++ *Buider 5*", São Paulo, Érica, 2003.
- PEREIRA, Fábio, *Programação em C*, São Paulo, Érica, 2003. 3ª edição.
- RICHARD C., Lussy. *A Century of Neonatal Medicine*. Minnesota Medical Association. vol. 82. dec, 1999.
- RUBENS, Alexandre de Faria. *Desenvolvimento de uma Incubadora Neonatal Microprocessada de acordo com a Norma Técnica NBR – IEC – 601 – 02 – 19* Curitiba, 2001.
- SANTOS, Marcelo S. M dos, FREIRE, R. C. S., SILVA, J. F. (2006), *Sistema de Aquisição de Dados de Acesso Remoto para Acompanhamento de Recém-Nascidos Prematuros*, XX CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 22 – 26 de Outubro, 2006, São Pedro-SP, Brasil.
- SEARS, Francis Weston & ZEMANSKY, Mark W.. *Física - volume 2 – calor-ondas-ótica*. Rio de Janeiro : Livros Técnicos e Científicos, 1977.
- SEDRA, Smith, *Microeletrônica*, quarta edição, Dezembro 2001