



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE OURO
PRETO
ESCOLA DE MINAS
COLEGIADO DO CURSO DE ENGENHARIA
DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO – CECAU**



JOÃO HENRIQUE ROCHA MATOS

**EQUIPAMENTO DE BAIXO CUSTO PARA TRATAMENTO DE ICTERÍCIA
NEONATAL COM CONTROLE DE POSICIONAMENTO – NEOFOCUS D**

**MONOGRAFIA DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE CONTROLE E
AUTOMAÇÃO**

Ouro Preto, 2016

JOÃO HENRIQUE ROCHA MATOS

**EQUIPAMENTO DE BAIXO CUSTO PARA TRATAMENTO DE ICTERÍCIA
NEONATAL COM CONTROLE DE POSICIONAMENTO – NEOFOCUS D**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia de Controle e Automação da Universidade Federal de Ouro Preto como parte dos requisitos para a obtenção do Grau de Engenheiro de Controle e Automação.

Orientadora: Melissa Fabíola Siqueira Savedra.

Coorientador: Ranylson Marcello Leal Savedra.

Ouro Preto
Escola de Minas – UFOP
Abril/2016

Monografia defendida e aprovada, em 10 de março de 2016, pela comissão avaliadora constituída pelos professores:



Prof. Dra. Melissa F. Siqueira Savedra - Orientadora



Prof. Dr. Alcides Castro e Silva – Professor Convidado



Prof. Dr. Agnaldo José da Rocha Reis – Professor Convidado

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
1.1. Descrição do problema	12
1.2. Objetivo.....	13
1.3. Metodologia	13
1.4. Estrutura do trabalho.....	14
2. FOTOTERAPIA E SUA EFICÁCIA NO TRATAMENTO DE ICTERÍCIA ...	15
3. ESTRUTURA FÍSICA: FONTE LUMINOSA.....	20
3.1. Placa e modelo de LED.....	20
3.2. Frequência de ativação e fonte de alimentação	21
3.3. Sensor de localização do paciente.....	24
3.4. Montagem final	26
4. ESTRUTURA FÍSICA: ESTAÇÃO DE CONTROLE.....	28
4.1. Microcontrolador	28
4.2. Sensor de temperatura	31
4.3. Interface para leitura.....	32
4.4. Componentes finais.....	33
4.5. Programação	36
4.6. Montagem final	42
5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES FUTURAS	43
REFERÊNCIAS.....	44

LISTA DE SIGLAS

RN	–	Recém-nascidos
LED	–	Diodo emissor de luz
BI	–	Bilirrubina indireta
BD	–	Bilirrubina direta
BT	–	Bilirrubina total
LDR	–	<i>Light Dependent Resistor</i>
CI	–	Circuito integrado

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Indicação de fototerapia em recém-nascidos com 35 semanas ou mais de idade gestacional.....	14
FIGURA 2 – Equipamento de Fototerapia Neonatal F-6 com emissão de luz visível branca..	15
FIGURA 3 –Fototerapia com vários pacientes.....	15
FIGURA 4 – Comparação de maior eficiência na degradação da bilirrubina com faixas de luz visível azul, verde e vermelha.....	16
FIGURA 5 – Placa de fenolite e LEDs.....	18
FIGURA 6 – Circuito de Oscilador de relaxação com transistor de unijunção.....	19
FIGURA 7 – Circuito integrado 555 e sua pinagem padrão.....	19
FIGURA 8 – Circuito integrado 555 em configuração astável.....	20
FIGURA 9 – Placa experimental de fonte luminosa com oscilador.....	20
FIGURA 10 – Emissor e receptor de Infravermelho TCRT5000.....	22
FIGURA 11 – Sensor e emissor ultrassônico HC-SR04.....	23
FIGURA 12 – Fonte luminosa final.....	24
FIGURA 13 – Desenho esquemático de um microcontrolador.....	26
FIGURA 14 – Esquema de pinagem do microcontrolador PIC18f4550.....	27
FIGURA 15 – Pinagem do microcontrolador ATMEGA328p.....	27
FIGURA 16 – Pinagem do sensor de temperatura LM35.....	28
FIGURA 17 – Visor de LCD com caracteres 16x2.....	29
FIGURA 18 – Servo Motor 9g utilizado como atuador.....	31
FIGURA 19 – <i>Cooler</i> utilizado para refrigerar o sistema.....	32
FIGURA 20 – Fonte 12 Volts.....	32
FIGURA 21 – Ligação do L7805 para limitação de tensão.....	33
FIGURA 22 – Plataforma didática Arduino UNO.....	34
FIGURA 23 – Software de programação, Arduino IDE.....	34
FIGURA 24 – Lógica de conexão do microcontrolador e demais componentes.....	35
FIGURA 25 – Representação da reflexão do ultrassom.....	36

FIGURA 26 – Alarme binário visual em função da distância excedida.....	37
FIGURA 27 – Padrão de visores LCD 16x2.....	38
FIGURA 28 – Lógica de localização do paciente e atuação.....	39
FIGURA 29 – Estrutura Física final.....	39
FIGURA 30 – Sensor de luminosidade LDR.....	40
FIGURA 31 – Teste de linearidade da fonte luminosa.....	41
FIGURA 32 – Protótipo do NeoFocus D desligado.....	42
FIGURA 33 – Protótipo do NeoFocus D em funcionamento.....	43

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Pinagem do visor LCD 16x2	30
TABELA 2- Leitura da distância e radiância do teste com LDR e fonte luminosa	431

RESUMO

Na área da engenharia é de fundamental importância estar aberto a novas tecnologias e inovações que possam facilitar o acesso do usuário ou até mesmo aprimorar o funcionamento de equipamentos e técnicas, seja eles industriais ou um procedimento médico. Nesta monografia de conclusão de curso serão abordadas as etapas de elaboração de um equipamento portátil, fácil manuseio e de baixo custo de aquisição para o tratamento de icterícia neonatal e doenças correlatas via foto terapia. Esse sistema consiste no controle de posicionamento da radiação luminosa azul em relação ao paciente, o qual se baseia sendo um aperfeiçoamento do NeoFocus (patente:BR1020130284769). Nomeado NeoFocus D, o equipamento elaborado não só substitui as versões de fototerapia neonatal em mercado como introduz ao meio uma versão de tratamento com possibilidade de não atuação humana com confiabilidade. Os resultados obtidos neste trabalho demonstram que é possível substituir o sistema de tratamento manual de icterícia neonatal atual pelo modelo automático de tratamento fototerápico NeoFocus D. A primeira proposta de automação do equipamento é o rastreamento do paciente mesmo concentrando a radiação emitida em um foco específico.

Palavras-chave: Fototerapia, Controle de posicionamento, Icterícia, Atmega328p, NeoFocus D.

ABSTRACT

In engineering, it is fundamentally important to be open to new technologies and innovations that would facilitate user's access or even improve the functioning of equipment and techniques, being industrial or a medical procedure. In this course conclusion monograph will be addressed the drafting stages of a portable, easy to use and with low cost of acquisition for the treatment of neonatal jaundice and related diseases via light therapy. This system consists in positioning control of blue light radiation towards the patient, which is based on being a refinement of NeoFocus (Patent: BR1020130284769). Nicknamed as NeoFocus D, the elaborate apparatus not only replaces versions of neonatal phototherapy in the market as introduce a treatment version with possibility of non-human performance with reliability. The results of this study demonstrate that it is possible to replace the current manual processing system neonatal jaundice by the automatic model phototherapy NeoFocus D. The first proposal of automation on the equipment is patient tracking even concentrating the radiation emitted at a specific focus.

Keywords: Phototherapy, positioning control, jaundice, ATMEGA328P, NeoFocus D.

1 INTRODUÇÃO

Os equipamentos médicos portáteis desempenham um importante papel no atendimento diário de hospitais e clínicas médicas. Desde o comum uso dos microcontroladores tem-se estudado vários métodos com intuito de aprimorar modelos de dispositivos existentes tornando-os mais eficazes e até autônomos para auxiliarem em diversos tratamentos médicos. Como exemplo, destacam-se os dispositivos para fototerapia.

A fototerapia é uma modalidade terapêutica empregada para tratamento de várias dermatoses. O início de sua utilização data da antiguidade, e sua classificação é feita segundo o tipo de irradiação utilizada (UVA ou UVB), variável de acordo com os comprimentos de onda. Trata-se de opção terapêutica para várias dermatoses de evolução crônica, como a psoríase, o vitiligo, o linfoma cutâneo de células T, a parapsoríase, os eczemas, entre outras, trazendo resultados muito satisfatórios (DUARTE; BUENSE; KOBATA, 2006).

Uma das importantes partes que compõem a fototerapia abordada, será o controlador responsável pela parte de administrar os dados de sensores e atuadores do sistema. Assim o sistema será eficiente quanto ao posicionamento dos feixes de fótons no tratamento.

Segundo CARVALHO (2001), os fatores que determinam a eficácia da fototerapia são: Espectro da luz emitida, irradiância da fonte de luz, área da superfície corporal do bebê exposta à luz, distância entre o bebê e a fonte de luz, concentração inicial da bilirrubina.

1.1 DESCRIÇÃO DO PROBLEMA

No mercado há algumas opções para o tratamento da icterícia e doenças correlatas, mas todas se limitam a uma fonte fixa luminosa normalmente de cor azul no espectro de radiação do UV-vis. Cabe aos projetistas adequar e encontrar o equipamento que use melhor a fonte luminosa para que o sistema consiga o melhor aproveitamento energético e temporal. Assim, quanto menor for o tempo de tratamento menos riscos haverá à saúde do paciente e também mais pacientes poderão ser atendidos em um mesmo período de tempo.

Apesar da vasta literatura de investigação em humanos, animais e laboratório a respeito do mecanismo de ação, efeitos biológicos, complicações e uso clínico da fototerapia, existe ainda considerável desinformação acerca de como a

fototerapia age, qual a dose de energia luminosa necessária para a eficácia clínica e como ela deve ser administrada (COLVERO; COLVERO; FIORI, 2005).

Os membros do LAPPEM (Laboratório de Polímeros e Propriedades Eletrônicas de Materiais), do Departamento de Física da Universidade Federal de Ouro Preto, criaram um equipamento para fototerapia neonatal, cuja patente NeoFocus (patente:BR1020130284769). O mesmo visa melhorar e tornar o tratamento mais barato. Consiste em um equipamento de fonte luminosa fixa com uso de diodo emissor de luz (LED).

O trabalho desenvolvido possui aprimoramento em várias áreas do equipamento sugerido pelo NeoFocus: Fonte luminosa variável, controle de posição, controle de temperatura, avaliação do tratamento e sua eficácia, interface visual, possível automação completa do tratamento.

1.2 Objetivo

O Principal intuito deste trabalho consiste em aprimorar o NeoFocus com um sistema de fonte luminosa eficiente e um sistema acoplado ao primeiro contendo um controlador que permita que o paciente esteja sempre exposto à uma taxa mínima de luminosidade e que viabilize o tratamento mais eficiente e que seja automatizado.

1.3 METODOLOGIA

O desenvolvimento engloba: (a) Estudo da eficácia da fototerapia no tratamento de icterícia: Avaliação da patologia de icterícia neonatal, tratamento convencional, técnicas para aprimoramento do tratamento; (b) Montagem da estrutura física do sistema: Seleção da metodologia a ser aplicada, estudo e escolha dos materiais e componentes eletrônicos, usinagem, soldagem e montagem final do protótipo; (c) Programação: Metodologia utilizada para unificar a lógica almejada com os sensores e atuadores do sistema; (d) Coleta dos resultados: Montagem de testes controlados de partes vitais para o equipamento, avaliação do desempenho do trabalho e sugestão de aprimoramento.

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

O presente trabalho encontra-se estruturado em 5 capítulos mais a lista de referências bibliográficas. O primeiro capítulo é uma breve introdução com descrição do problema, objetivo do trabalho, a metodologia e este item 1.4. O segundo capítulo será apresentado noções de fototerapia e conceitos sobre o quadro patológico de Icterícia. Será tomado como base na necessidade de mercado e a importância de um tratamento adequado aos pacientes. O terceiro capítulo é a apresentação do estudo necessário para se começar a estrutura proposta no trabalho, o NeoFocus D. Será abordado a construção da fonte luminosa para o uso da fototerapia e os sensores necessários para o funcionamento correto do equipamento. O quarto capítulo é a continuação da montagem da estrutura do NeoFocus D com ênfase na parte de controle. É abordado a parte de alimentação, programação, atuadores, sensores, interface visual e o microcontrolador utilizado no trabalho. O quinto capítulo é a onde se dispõem as considerações finais e os resultados obtidos durante o trabalho. Serão apresentadas imagens finais do protótipo e algumas sugestões de futuros trabalhos. Por fim as referências utilizadas como fonte de estudos e documentos necessários como datasheet de componentes.

2 FOTOTERAPIA E SUA EFICÁCIA NO TRATAMENTO DE ICTERÍCIA

Segundo MINISTÉRIO DA SAÚDE (2013), a icterícia corresponde à expressão clínica da hiperbilirrubinemia. Esta é definida pelo autor como a concentração sérica de bilirrubina indireta (BI) maior que 1,5mg/dL ou de bilirrubina direta (BD) maior que 1,5mg/dL, desde que esta represente mais que 10% do valor de bilirrubina total (BT). Para que a hiperbilirrubinemia seja detectada visualmente sob a forma de icterícia, será necessária concentração superior a 4-5 mg/dl, o que é comum em aproximadamente 67% do recém-nascidos (RN) a termo (37 a 42 semanas de gestação) e em percentual ainda mais alto entre os pré-termos (<37 semanas de gestação).

No período neonatal, na maioria das vezes, a icterícia decorre de um aumento da BI e apresenta uma evolução benigna. Porém, quando há grande elevação dessa bilirrubina, ela pode atravessar a barreira hemtoencefálica podendo produzir um quadro de encefalopatia bilirrubínica, denominada também como Kernicterus.

Os RN a termo ictéricos que desenvolvem kernicterus evoluem inicialmente com os seguintes sintomas: Fraqueza muscular, debilidade de sucção, recusa alimentar e convulsões. Tais sintomas podem progredir em três a quatro dias para rigidez muscular, espasmos musculares, hipertermia e choro com tonalidade aguda. Nessa fase, 70% dos pacientes podem evoluir para óbito devido à parada respiratória. Nos sobreviventes, ocorre uma melhora aparente até que, em período variável, aparecem as sequelas definitivas: paralisia cerebral, movimentos involuntários, distúrbios de deglutição e fonação, surdez e deficiência mental leve a moderada.

Os RN de maior risco para o desenvolvimento da encefalopatia bilirrubínica são os portadores de doença hemolítica, os prematuros e os que apresentam fatores agravantes da hiperbilirrubinemia. No entanto, inúmeros estudos têm alertado a presença dessa doença em RN próximo ao termo (35-36 semanas) ou a termo na ausência dessas condições.

O termo “kernicterus” é reservado à forma crônica da encefalopatia bilirrubínica com sequelas clínicas permanentes da toxicidade da bilirrubina. Estima-se que, na década de 2000 em países desenvolvidos, ocorra um caso de kernicterus para 40 mil a 150 mil nascidos vivos (UNA-SUS, 2013).

Na prática, 98% dos RN apresentam níveis séricos de BT acima de 1 mg/dL durante a primeira semana de vida, sendo que cerca de dois terços ou mais desenvolvem icterícia com valores superiores a 5 mg/dL. Várias são as limitações do metabolismo da bilirrubina que

explicam a icterícia fisiológica, tais como: a sobrecarga de bilirrubina ao hepatócito e a menor capacidade de captação, conjugação e excreção hepática da bilirrubina. A sobrecarga de bilirrubina ao hepatócito decorre da produção e da circulação êntero-hepática aumentadas de BI. Este aumento ocorre devido à escassa flora intestinal e à maior atividade da enzima beta-glicoronidase - enzima responsável pela desconjugação da bilirrubina - na mucosa intestinal.

O RN apresenta captação hepática limitada da bilirrubina nos primeiros três a quatro dias devido à deficiência de ligandina, principal proteína carreadora da bilirrubina dentro do hepatócito. Além disso, a conjugação hepática deficiente decorre da atividade diminuída da glicuronil-transferase, enzima responsável pela conjugação. Ao nascimento, a atividade é inferior a 0,1% em relação à do adulto, atingindo seu nível entre 6 e 14 semanas. A excreção hepática de bilirrubina também é limitada, ocorrendo contra o gradiente de concentração, uma vez que o nível biliar é muito superior ao citoplasmático no hepatócito. Assim, o RN apresenta várias limitações no metabolismo da bilirrubina que culminam com a bilirrubinemia aumentada.

Classicamente, a hiperbilirrubinemia “fisiológica” é definida em recém-nascidos a termo como um nível de BT sérica que aumenta após o nascimento, atinge seu pico médio por volta de 6 mg/dL entre o 3º e 4º dia de vida e então declina em uma semana com um valor máximo que não ultrapassa 12,9 mg/dL. Dessa maneira, a presença de icterícia antes de 24 horas de vida e de valores de BT > 12 mg/dL, independentemente da idade pós-natal, alerta para a investigação de processos patológicos.

Duas abordagens terapêuticas são amplamente reconhecidas e eficazes: a fototerapia, que atua levando a um metabolismo alternativo da bilirrubina, e a exsanguineotransfusão, que remove mecanicamente bilirrubina intravascular. Segundo RAMOS (2002), dos recursos disponíveis para o tratamento da hiperbilirrubinemia indireta existentes em nosso meio, cada vez mais tem sido empregada a fototerapia intensiva, enquanto que a exsanguineotransfusão tem sido indicada, apenas nos casos de doença hemolítica neonatal.

A FIGURA 1 representa a indicação de fototerapia levando-se em consideração a idade pós-natal, a concentração de bilirrubina total e alguns fatores de risco.

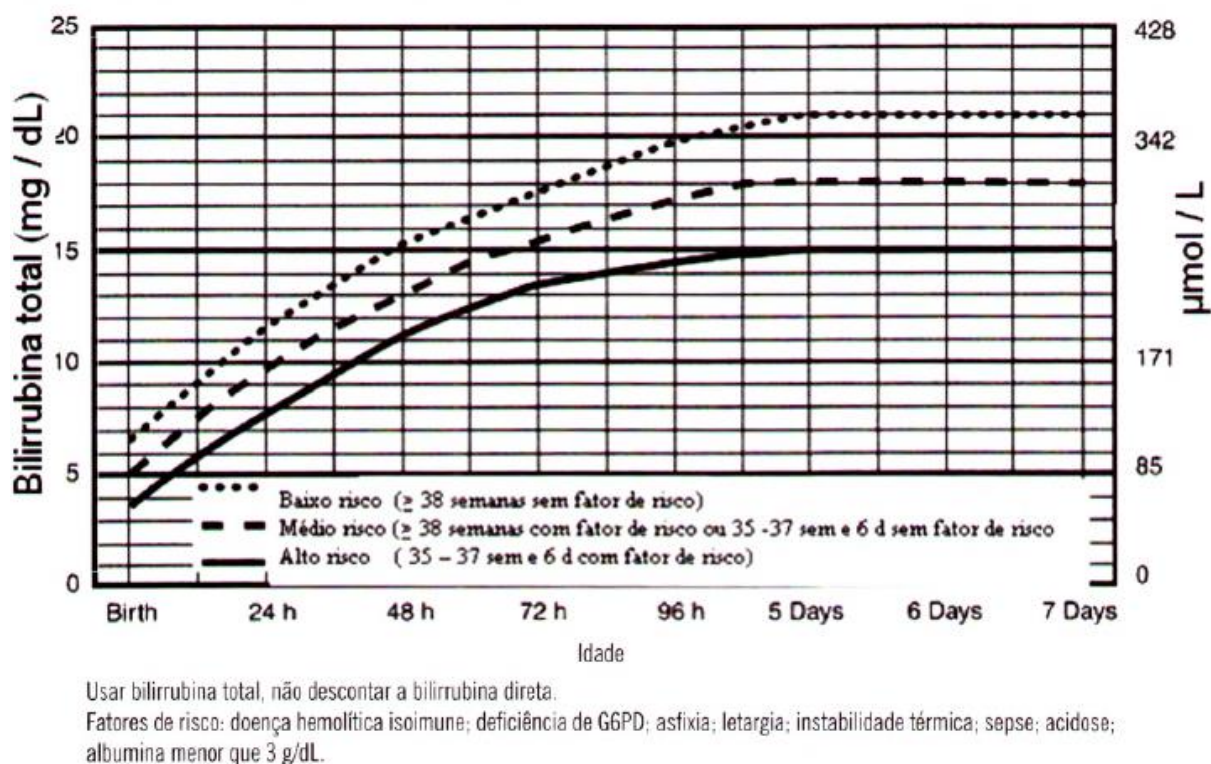


FIGURA 1 – Indicação de fototerapia em recém-nascidos com 35 semanas ou mais de idade gestacional

FONTE: LEAO et al, 2013

A eficácia do tratamento pela fototerapia depende da intensidade da luz emitida pelo aparelho, de ter espectro de emissão próximo ao da absorção da bilirrubina, da idade pós-natal do RN, da idade gestacional, do peso de nascimento, da causa da icterícia e do nível de bilirrubinemia no início do tratamento.

Para este tratamento utiliza-se equipamentos já presentes no mercado com emissão de luz visível branca, como ilustrado na FIGURA 2.



FIGURA 2 – Equipamento de Fototerapia Neonatal F-6 com emissão de luz visível branca

FONTE: <http://www.saudeshop.com.br/produto/1328-fototerapia-neonatal-com-6-lampadas-modelo-f6--gigante>

Os equipamentos de fototerapia em lugares mais pobres são utilizados em mais de um paciente ao mesmo tempo, como na FIGURA 3, comprometendo assim a qualidade do tratamento, sendo que os pacientes receberam doses luminosas diferentes.



FIGURA 3 –Fototerapia com vários pacientes

FONTE: <http://www.isaude.net/pt-BR/noticia/17704/saude-publica/peruanos-desenvolvem-incubadoras-cangurus-contr-a-ictericia>

Segundo SIQUEIRA e CARDOSO (2013), dividindo-se a luz branca e analisando-se separadamente o espectro de luzes visíveis é possível avaliar qual frequência degrada com maior eficiência a bilirrubina. Na análise foi avaliada a condição de degradação da bilirrubina em presença das luzes visíveis azul, verde e vermelha. Como demonstrado na FIGURA 4, a

luz visível azul possui maior eficiência energética para a degradação. Logo, o equipamento construído com apenas luz azul estará não só com eficiência energética por produzir apenas a faixa espectral de luz adequada quanto também irá expor o paciente a menos energia luminosa.

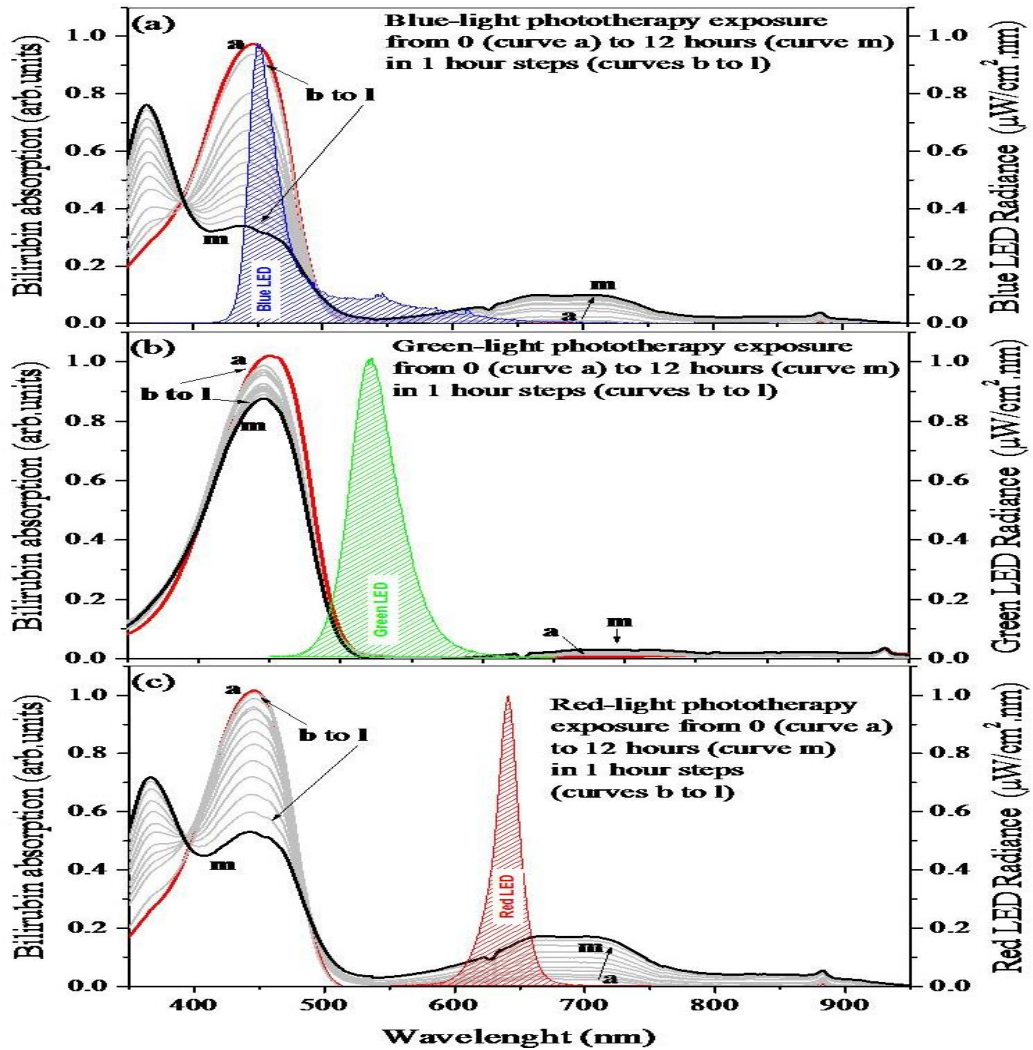


FIGURA 4 – Comparação de maior eficiência na degradação da bilirrubina com faixas de luz visível azul, verde e vermelha

FONTE: SIQUEIRA e CARDOSO, 2013

Portanto, optou-se usar luz azul, no equipamento do trabalho em questão, devido à eficiência energética e a menor exposição energética ao paciente.

3 ESTRUTURA FÍSICA: FONTE LUMINOSA

A estrutura física da fonte luminosa é a parte do equipamento que emite a radiação necessária para o tratamento. Após a escolha da melhor faixa de radiação para obtenção da maior eficácia, foram avaliadas as possíveis fontes desta radiação.

Segundo PESSOA e GHISI (2013), o diodo emissor de luz (LED), além do baixo custo de mercado, tem a qualidade de iluminação do LED adequada ao conforto humano e é comparável à fluorescente. Foi escolhido então como fonte de radiação o LED, assim como o NeoFocus.

3.1 PLACA E MODELO DE LED

Para a configuração da fonte luminosa foi discutido e feito alguns testes em protoboard com distribuições variadas dos LEDs. Após algumas formas planares geométricas serem cogitadas foi decidido pela forma retangular pela facilidade da montagem do circuito, distribuição dos componentes e por acreditar que pela grande quantidade de LEDs utilizados a forma de posiciona-los não teria de grande importância desde que estivessem próximos.

Foi escolhido distribuir uniformemente seis fileiras com quatro LEDs de 1/4Watts em uma placa de fenolite demonstrada na FIGURA 5. Assim montamos um circuito compacto e de baixo custo.

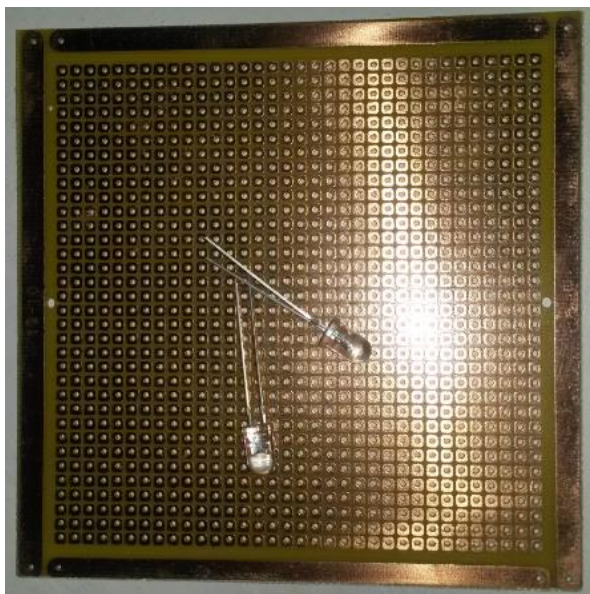


FIGURA 5 – Placa de fenolite e LEDs

FONTE: Aatoria Própria

3.2 FREQUÊNCIA DE ATIVAÇÃO E FONTE DE ALIMENTAÇÃO

Para a fonte luminosa com eficiência energética optamos por utilizar os LEDs com um oscilador tendo assim um ciclo de operação ligado e desligado. Assim o circuito consumiria menos energia elétrica para seu funcionamento. Teria que ser feito testes de linearidade da energia emitida da fonte em função da distância para saber a distância mínima para o tratamento, mas primeiro foi necessário escolher o oscilador.

Como opção viável foi pensado em um oscilador de relaxação com transistor de unijunção. O circuito da FIGURA 6 mostra o funcionamento do circuito que foi montado e testado em laboratório. Porém a confiabilidade do circuito e a saída não sendo degrau e sim triangular poderia complicar o ciclo do circuito para ativar a fonte luminosa em períodos constantes.

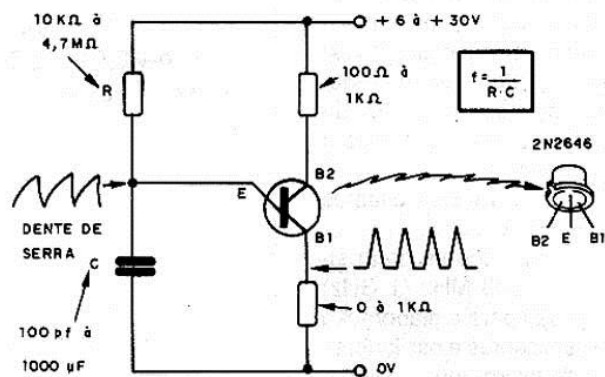


FIGURA 6 – Circuito de Oscilador de relaxação com transistor de unição

FONTE: <http://www.newtonbraga.com.br/index.php/como-funciona/2514-art379?showall=&start=2>

Como segunda opção de oscilador foi escolhida o circuito integrado 555 demonstrado na FIGURA 7 com sua pinagem padrão.

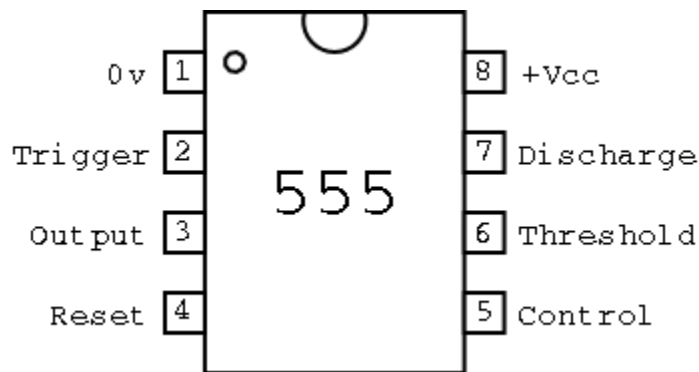


FIGURA 7 – Circuito integrado 555 e sua pinagem padrão

FONTE: Autoria Própria

As opções comuns de funcionamento do circuito integrado 555 são chamadas de funções astável e monoatável e emitem como saída ondas quadráticas. A função astável tem como característica o controle do tempo dos degraus de subida e descida em função das resistências e capacitor do circuito da FIGURA 8.

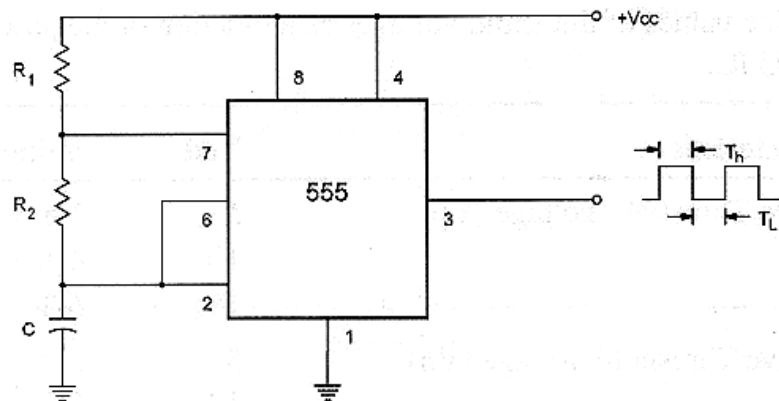


FIGURA 8 – Circuito integrado 555 em configuração astável

FONTE: Aatoria Própria

Para fins didáticos e demonstrativos do equipamento foi montado em protoboard, placa didática, um circuito com LEDs e um oscilador variável, circuito integrado 555 em função astável, para escolhermos a frequência ideal. Logo em seguida, como apresentado na FIGURA 9, foi montado em uma placa de fenolite para prática na montagem e teste de eficácia do equipamento.



FIGURA 9 – Placa experimental de fonte luminosa com oscilador

FONTE: Aatoria Própria

Com o primeiro modelo da fonte luminosa produzida foi necessário o testes de radiância em função da distância que será apresentado na conclusão do documento.

3.3 SENSOR DE LOCALIZAÇÃO DO PACIENTE

Para o melhor controle da fototerapia fornecida pelo equipamento do trabalho foi necessário um controle de posicionamento do paciente. Sabendo a distância e o ângulo entre o RN e o equipamento pode-se estimar eficácia do tratamento sendo que é conhecido com confiança a fonte luminosa. Foi preciso o estudo de um sensor que seria sensível à distância e o ângulo correto do paciente.

Foram estudadas algumas opções de sensores para o trabalho: tratamento de imagem (câmera digital), sensor e emissor de infravermelho, sensor e emissor de ultrassom.

O trabalho tinha como meta o baixo custo e a eficácia. O tratamento de imagem seria o método sensível mais preciso. Mas com grande custo computacional na programação e custos financeiros nos componentes necessários para sua utilização como câmera digital, microcontroladores mais robustos e memória externa.

O sensor e emissor de infravermelho era a opção com menor custo e foram feitos alguns testes com o modelo TCRT5000, presente na FIGURA 10. Porém, a confiabilidade do sistema ficava comprometida devido as características de uso do sensor, que necessitaria que o equipamento utilizasse obrigatoriamente de uma superfície reflexiva e de preferência plana e perpendicular a emissão do infravermelho. Como o paciente não possui pele com características necessárias a reflexão do infravermelho não foi possível utilizar o TCRT5000. Outro dado percebido que impossibilitaria o uso deste equipamento é sua recomendação de uso de no máximo 30cm de distância do alvo a ser localizado.



FIGURA 10 – Emissor e receptor de Infravermelho TCRT5000

FONTE: Aatoria Própria

Devido aos testes feitos em laboratório e do custo dos equipamentos envolvidos foi decidido por utilizar dois sensores e emissores ultrassom HC-SR04 da FIGURA 11. O sensor possui boa leitura de distância até 3 metros e não tem custo elevado, nem mesmo computacional. Outra característica que ele leva vantagem aos demais estudados é não precisar de uma superfície completamente regular ou com cores específicas para bom funcionamento.

O sensor ultrassônico HC-SR04 determina a distância até um objeto através de sonar, assim como os navios e submarinos. Este sensor permite medidas de 2cm – 400cm e seu módulo inclui transmissor, receptor e circuito de controle, o que o torna de fácil utilização. Na figura 24 pode-se observar o HC-SR04. Quanto a área da superfície à qual se deseja medir a distância é inferior a 0,5m² os resultados serão afetados (ELEC FREAKS).



FIGURA 11 – Sensor e emissor ultrassônico HC-SR04

FONTE: Autoria Própria

Para assegurar que os sensores detectem a movimentação do paciente é necessário para o microcontrolador receba os dados dos dois sensores e com cálculo matemático decida qual lado o paciente se movimentou ou se está parado. Em resumo ele irá avaliar se o ângulo do tratamento está correto e a distância condizente com a radiância necessária para tratamento.

3.4 MONTAGEM FINAL

O modelo da fonte luminosa precisaria ser isolado para proteção do circuito e para acoplagem na segunda parte da estrutura física. Assim foi usada uma caixa plástica e foi montado todo o sistema de fonte luminosa da FIGURA 12.



FIGURA 12 – Fonte luminosa fina

FONTE: Aatoria Própria

4 ESTRUTURA FÍSICA: ESTAÇÃO DE CONTROLE

A estação de controle planejada possui:

- Uma interface para leitura de dados;
- Um sensor de temperatura para análise de eficácia e um atuador para refrigeração do equipamento;
- Alarme de distância mínima do paciente para uma irradiância correta;
- Um atuador de rotação controlada;
- Uma fonte de alimentação para o sistema de 12V de tensão;
- Uma chave para ligar e desligar o equipamento;
- Um microcontrolador para gerenciar todo o equipamento.

4.1 MICROCONTROLADOR

Para controlar todo o sistema foi necessário o estudo de microcontroladores, como o da FIGURA 13, que receberiam os dados dos sensores, faria os cálculos matemáticos necessários, controlaria o atuador de ângulo e enviaria os dados para uma interface visual.

O microcontrolador pode ser definido como um circuito integrado composto por um microprocessador e dispositivos periféricos. Pode-se dizer que existe dispositivos periféricos essenciais, tais como: memória de programa e de dados; e também periféricos de acessórios como: interfaces de entrada e saída de dados. Encontra-se em um microcontrolador vários dispositivos eletrônicos como conversor analógico digital (AD), comparadores, interfaces de comunicação como USB/SERIAL, geradores de pulsos, temporizadores, entre outros. São muito populares devido ao seu baixo custo. Isso possibilita a utilização de microcontroladores como soluções de vários projetos que tem como prioridade o baixo consumo de energia e baixo custo (PRADO, 2011).

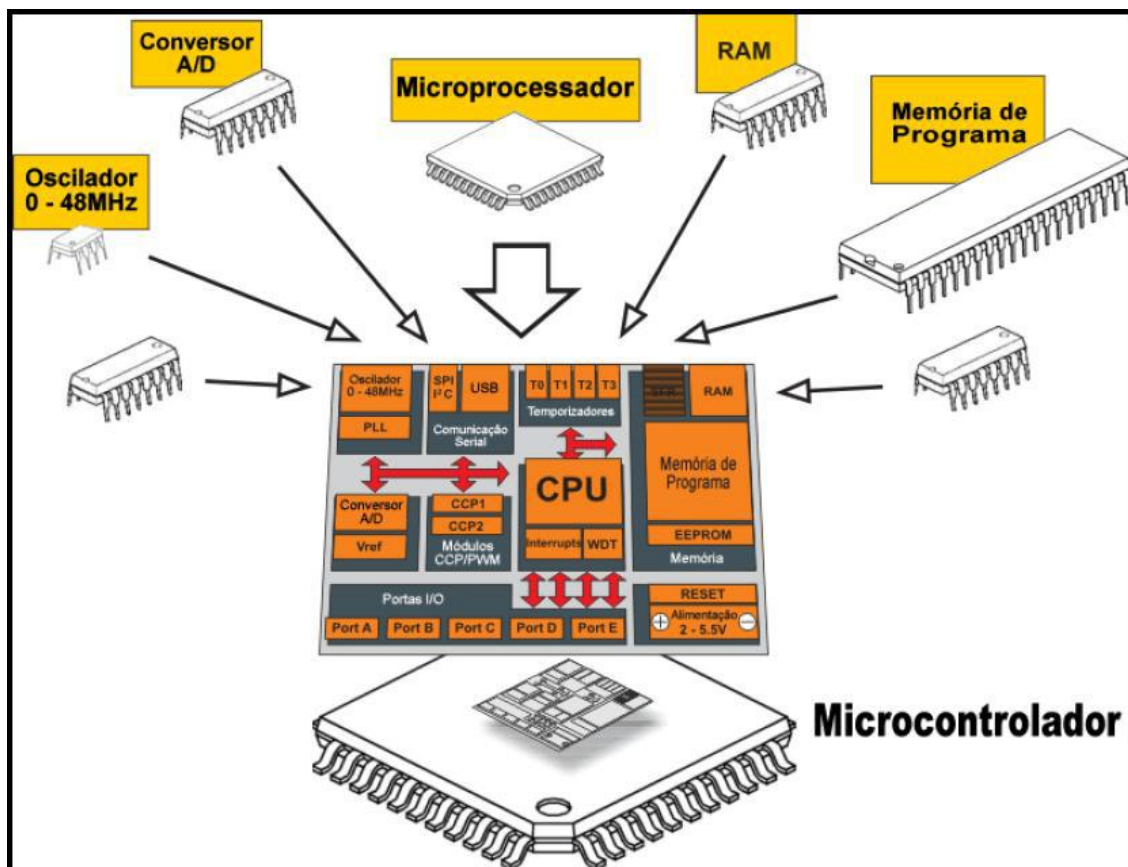


FIGURA 13 – Desenho esquemático de um microcontrolador

FONTE: TORRES, 2010.

Utilizando dos conhecimentos dos colaboradores do projeto, metas do trabalho e com os equipamentos presentes em laboratório, duas opções de microcontroladores foram mais evidentes: o PIC18f4550 e o ATMEGA328p. A opção dos dois foi obtida principalmente por saber das necessidades computacionais necessárias para o trabalho. O microcontrolador precisa ter portas analógicas e funcionalidade de leitura de pulsos para leitura dos sensores, pinos suficientes para envio de dados para um visor de interface visual e uma saída com pwm para um atuador.

O PIC18f4550, demonstrado na FIGURA 14, é um microcontrolador de aproximadamente mesmo preço em mercado que o ATMEGA328p. Porém, após alguns testes foi percebido que os microcontroladores PIC possuem algumas peculiaridades que dificultam sua utilização em protótipos. A dificuldade está em gravação, necessidade do aprofundamento nos componentes do equipamento como endereçamento de memória e poucas funções genéricas de alto nível que atenderiam os protótipos em agilidade de produção.

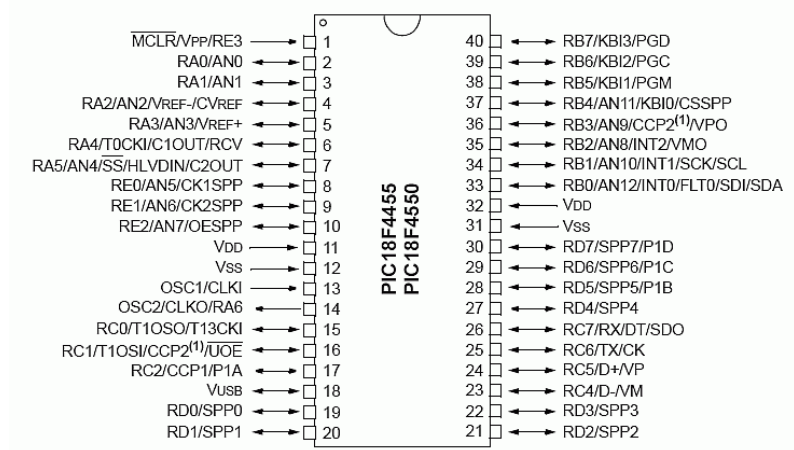


FIGURA 14 – Esquema de pinagem do microcontrolador PIC18f4550

FONTE: MICROCHIP. **PIC18F2455/2550/4455/4550.**

Foi escolhido para o NeoFocus D o microcontrolador ATMEGA328p cuja pinagem é descrita na FIGURA 15. Além de possuir entradas analógicas, 23 pinos de saída/entrada e baixo custo, possui facilidade de edição de programação permitida pela plataforma didática, Arduino UNO.

PDIP

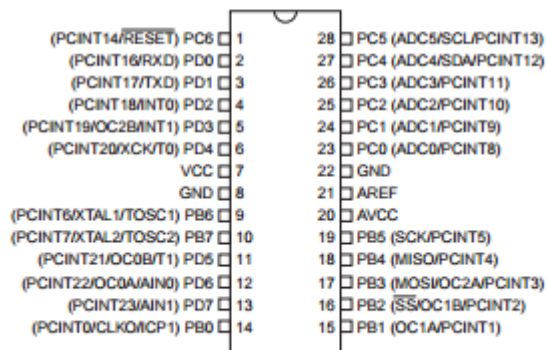


FIGURA 15 – Pinagem do microcontrolador ATMEGA328p

FONTE: <http://www.atmel.com/Images/doc8161.pdf>

4.2 SENSOR DE TEMPERATURA

O sensor de temperatura é necessário no equipamento, tendo em vista o tipo de paciente que é alvo do tratamento de icterícia, os RNs. Não se podem ter significativas variações de energia em torno do RN, seja ela de natureza luminosa ou térmica que ocasionem aquecimento de componentes do equipamento.

O LM35 não necessita de qualquer calibração externa ou “trimming” para fornecer com exatidão, valores temperatura com variações de $\frac{1}{4}^{\circ}\text{C}$ ou até mesmo $\frac{3}{4}^{\circ}\text{C}$ dentro da faixa de temperatura de -55°C à 150°C . Este sensor tem saída com baixa impedância, tensão linear e calibração inerente precisa, fazendo com que o interfaceamento de leitura seja especificamente simples, barateando todo o sistema em função disto. (CRESPI, CERON, 2010).

O sensor de temperatura de comum uso de mercado, apresentado na FIGURA 16, o qual pode ser encontrado em vários equipamentos portáteis eletrônicos é o LM35.

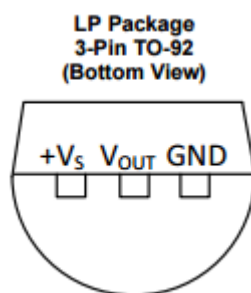


FIGURA 16 – Pinagem do sensor de temperatura LM35

FONTE: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>

Uma das características que foi importante na seleção do LM35 foi a facilidade da leitura da saída analógica do equipamento. A saída do sensor varia uma tensão de 10mV para cada $^{\circ}\text{C}$ de temperatura percebido pelo equipamento. Além disso, quando o equipamento está em 0°C a sua saída é de 0V, tornando a aquisição de dados da temperatura de fácil leitura. A alimentação do componente também é bem flexível. O LM35 pode ser alimentado com 5V a 12V. Devido às razões apresentadas, o equipamento selecionado para leitura de temperatura no NeoFocus D foi o sensor LM35.

4.3 INTERFACE PARA LEITURA

Uma interface visual foi proposta neste trabalho para o acompanhamento das leituras executadas pelo microcontrolador, fornecendo controle ao usuário e credibilidade das ações que serão tomadas pelo sistema.

Um componente simples, barato e de fácil acesso é o LCD 16x2, FIGURA 17. Este equipamento possui uma tela que permite exibir duas linhas com 16 caracteres ao mesmo tempo. A programação do componente não é complicada, possui backlight e sua alimentação elétrica é a mesma que a usada para o microcontrolador escolhido, 5 Volts.



FIGURA 17 – Visor de LCD com caracteres 16x2

FONTE: Aatoria Própria

Este visor de LCD possui um padrão de códigos binários que são enviados através de sua pinagem pela saída digital do microcontrolador. Pinos 7 ao 14 segundo a TABELA 2.

TABELA 1 – Pinagem do visor LCD 16x2

Pino	Símbolo	Função
1	VSS	GND(Alimentação)
2	VDD	5V(Alimentação)
3	V0	Ajuste de Contraste
4	RS	Habilita/Desabilita Seletor de Registrador
5	R/W	Leitura/Escrita
6	E	Habilita Escrita no LCD
7	DB0	Dado
8	DB1	Dado
9	DB2	Dado
10	DB3	Dado
11	DB4	Dado
12	DB5	Dado
13	DB6	Dado
14	DB7	Dado
15	A	5V(Backlight)
16	K	GND(BackLight)

FONTE: Aatoria Própria

Estes pinos possuem um padrão que será utilizado na programação para que o LCD 16x2 exiba o texto desejado.

4.4 COMPONENTES FINAIS

O eixo que liga as duas estruturas físicas do equipamento teria que ser um atuador de junta rotativa com rotação controlada. Foram avaliados três tipos de motores para o trabalho: servomotor, motor de passo e motor sem escova de corrente contínua. O motor sem escova de corrente contínua logo foi descartado pelo nível de complexidade para obter o controle de posição angular e torque necessário para parar o equipamento em posições variadas. O motor de passo possui torque suficiente e não teria grandes custos para o mapeamento de posição angular do eixo. Porém, apresenta consumo energético elétrico relativamente alto quando comparado ao servo motor e seria necessário junto ao sistema um dissipador de calor. Gerando mais calor no ambiente, isso seria uma limitação para a aplicação desejada para este trabalho. Logo, ele foi descartado para essa finalidade.

O componente selecionado foi um servo motor de 9g que teria torque suficiente para a proposta do NeoFocus D, alimentação de baixa tensão não gerando calor excedente, caixa de redução e encoder próprio para o ângulo do eixo. É ilustrado na FIGURA 18 o motor servo utilizado como atuador.



FIGURA 18 – Servo Motor 9g utilizado como atuador

Fonte: Autoria Própria

Para o alarme de distância mínima do paciente utilizamos um LED vermelho de $\frac{1}{4}$ de watt devido à simplicidade e visibilidade na estrutura física do equipamento.

Foi utilizado também um ventilador *cooler* de 12V para a refrigeração do equipamento, presente na FIGURA 19. Não era necessário um atuador com esta proporção de potência, mas era o componente que tínhamos para a produção sem mais custos.



FIGURA 19 – Cooler utilizado para refrigerar o sistema

Fonte: Autoria Própria

A alimentação do equipamento é um dos pontos cruciais. Foi decidido por utilizar a fonte de 12 volts contínuos, presente na FIGURA 20.



FIGURA 20 – Fonte 12 Volts

Fonte: Autoria Própria

A fonte selecionada possui potência suficiente para alimentar todo sistema sendo necessário apenas um limitador de tensão de 5 Volts.

Esses reguladores lineares podem ser montados com componentes discretos ou se utilizar um circuito integrado (CI). Os CI's apresentam formato compacto e maior estabilidade da tensão de saída, sendo comumente escolhidos para construção de fontes reguladas. (CAETANO, 2013).

Segundo FAIRCHILD SEMICONDUCTORS, os CIs que se destacam como reguladores de tensão são os das séries 78XX, para tensões positivas, e 79XX, para tensões negativas. Todos os CIs da série necessitam uma de alimentação de pelo menos 3V a mais do que a tensão de saída.

Neste projeto foi utilizado o L7805 para regular a tensão, como demonstrado na FIGURA 21, e um botão liga/desliga para ativação do equipamento.

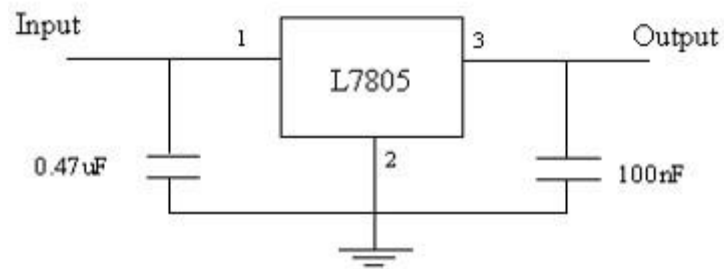


FIGURA 21 – Ligação do L7805 para limitação de tensão

Fonte: Autoria Própria

4.5 PROGRAMAÇÃO

Para a programação do microcontrolador ATMEGA328p foi necessário a utilização da plataforma didática Arduino UNO, presente na FIGURA 22, e sua IDE de programação representada na FIGURA 23. O Arduino possui placas compactas como um protoboard permitindo que iniciantes na programação de microcontrolares possam aprender com pouco custo.



FIGURA 22 – Plataforma didática Arduino UNO

FONTE: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>

```
Blink | Arduino 1.0.1
File Edit Sketch Tools Help
Blink
/*
 * Blink
 * Turns on an LED on for one second, then off for one second, repeatedly.
 *
 * This example code is in the public domain.
 */

// Pin 13 has an LED connected on most Arduino boards.
// give it a name:
int led = 13;

// the setup routine runs once when you press reset:
void setup() {
  // initialize the digital pin as an output.
  pinMode(led, OUTPUT);
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {
  digitalWrite(led, HIGH); // turn the LED on (HIGH is the positive voltage)
  delay(1000);             // wait for a second
  digitalWrite(led, LOW);  // turn the LED off by making the pin LOW (no voltage)
  delay(1000);             // wait for a second
}

Done uploading.
Binary sketch size: 1,084 bytes (of a 32,256 byte maximum)
avrdude: Error: Could not find USBtiny device (0x1781/0xc9f)

22 Arduino Uno on COM1
```

FIGURA 23 – Software de programação, Arduino IDE

FONTE: Arduino IDE 1.0.1

A arquitetura do arduino possui um suporte a dispositivos de entrada e saída, um cristal ou oscilador, um regulador linear de cinco volts e uma saída USB, que pode ser conectada ao PC. Por fim, os dois componentes mais importantes do

arduino são o microprocessador e o microcontrolador. O microprocessador utilizado pelo arduino Uno é o Atmel AVR, modelo Atmega8U2, programado como um conversor USB para serial. A diferença básica da versão Uno para as anteriores é que era utilizado outro chip, como pode-se observar no modelo arduino Duemilanove, que utiliza o chip FTDI. A grande diferença, além do preço do chip (o Atmega8U2 é muito mais barato do que o chip FTDI), é que o Atmega8U2 permite que o chip USB tenha o seu firmware atualizado, o que abre uma série de novas possibilidades para o Arduino. (ROBERTS, 2011).

O mais interessante na escolha do ATMEGA328p foi a possibilidade de se trabalhar com o Arduino IDE. Instalando a build aberta da IDE pode-se acoplar o ATMEGA328p na placa e usar a programação intuitiva do software, o que facilita muito na escrita e modificação constantes do protótipo até chegar a versão final.

Conectando todos os componentes que precisam de comunicação com o microcontrolador, foi conseguida uma lógica fácil de entender essa seção. Seguindo a FIGURA 24, consideramos os componentes, as listras verdes sendo pinos de saída e as vermelhas as entradas do microcontrolador.

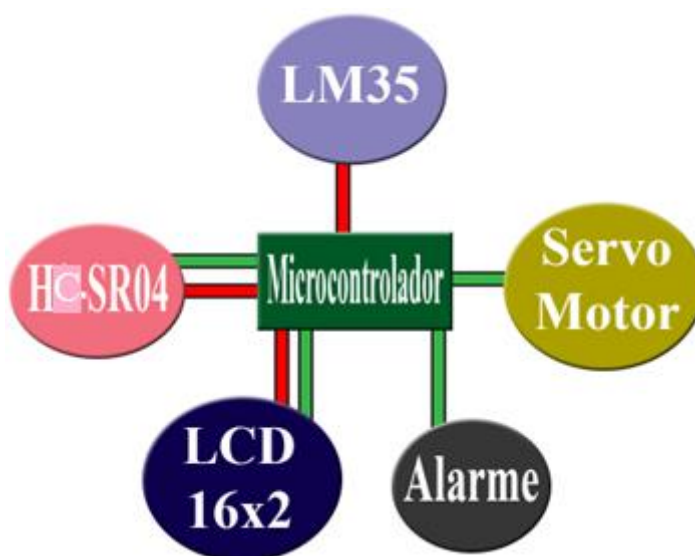


FIGURA 24 – Lógica de conexão do microcontrolador e demais componentes

Fonte: Autoria Própria

A primeira parte da programação foi a configuração de código que permitiria a leitura dos componentes HC-SR04. Estes componentes precisariam de 2 portas digitais cada um para o funcionamento correto. Uma como saída digital para ativar o pulso ultrassônico e a outra como entrada digital para quando o equipamento recebesse o eco de resposta ele pudesse

contabilizar quanto tempo o ultrassom demorou em seu percurso. A reflexão do ultrassom está representada na FIGURA 25, sendo P o HC-SR04 e a linha representando o paciente.

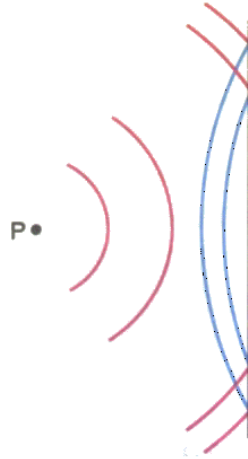


FIGURA 25 – Representação da reflexão do ultrassom

Fonte: Autoria Própria

Posteriormente, com a equação do deslocamento do ultrassom em função do tempo EQUAÇÃO 1 determinar a distância do sensor ao obstáculo, sendo:

- **V_s**: velocidade do ultrassom;
- **t**: tempo de resposta do eco;
- **d**: distância do sensor ao paciente;

$$d = V_s \times t \quad [1]$$

Após ter o ângulo e a distância entre paciente e o equipamento é necessário dar coordenadas ao atuador, que liga as estruturas físicas e de controle, e sinalizar ao LED de alarme se a distância é adequada ao tratamento.

O LED consome apenas uma porta digital do microcontrolador e acende se o paciente estiver a mais de 30 centímetros de distância do equipamento, o que resultaria num tratamento ineficaz. Assim como a representação da FIGURA 26. Esta distância está relacionada à

irradiância mínima necessária para a degradação da bilirrubina. A distância foi decidida posteriormente aos resultados da fonte luminosa presentes na Conclusão do trabalho.

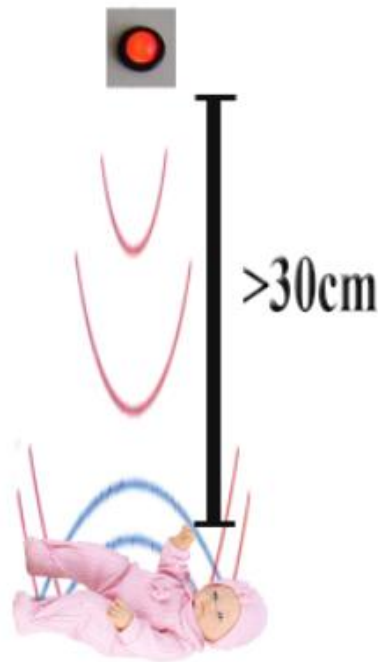


FIGURA 26 – Alarme binário visual em função da distância excedida

Fonte: Autoria Própria

O servo motor é o atuador que receberá um sinal pwm do microcontrolador para definir a posição angular da fonte luminosa do NeoFocus D. Assim, uma porta digital programado para emitir o sinal será configurada na programação.

O sensor LM35 somente precisa de uma entrada analógica do microcontrolador. Esse sinal recebido em tensão será limitado pelo ATMEGA328p entre 0v e 5v. Como o conversor analógico do microcontrolador selecionado possui 10bits, o intervalo de leitura será dividido em:

$$2^{10} = 1024 \text{ partes}$$

Assim, dividindo o comprimento do intervalo pelas suas divisões temos a resolução da leitura de temperatura em volts:

$$\frac{(5-0)V}{1024} = \sim 0,005V$$

Como dito na seção 4.2, a sensibilidade do LM35 é igual a 10mV por °C. Assim, o sistema tem a resolução de:

$$\frac{5mv}{10mv/^{\circ}C} = 0,5^{\circ}C$$

Por fim, a programação precisa incluir o código de comunicação com LCD 16x2. Essa programação deve ser montada de acordo com a FIGURA 27. Nela estão representadas as linhas, colunas e os pinos que devem ser acionados para reprodução de cada caractere no visor.

Pin	0000	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111
xxxx0000	CC RAM 111		0	Q	P	\	P			-	Q	Ξ	α	P		
xxxx0001	12)	!	1	A	Q	a	q			。	ア	チ	△	△	q	
xxxx0010	13)	"	2	B	R	b	r			「	イ	ツ	ノ	ノ	θ	
xxxx0011	14)	#	3	C	S	c	s			」	ウ	テ	モ	モ	≈	
xxxx0100	03)	\$	4	D	T	d	t			、	エ	ト	ヤ	ヤ	Ω	
xxxx0101	04)	%	5	E	U	e	u			・	オ	ナ	1	Ω	Ω	
xxxx0110	17)	&	6	F	V	f	v			ヲ	カ	ニ	ヨ	ρ	Σ	
xxxx0111	18)	'	7	G	W	g	w			ア	キ	ヲ	ラ	ρ	π	
xxxx1000	11)	<	8	H	X	h	x			イ	ク	ネ	リ	ρ	Σ	
xxxx1001	05)	>	9	I	Y	i	y			ウ	ケ	ノ	ル	ρ	γ	
xxxx1010	06)	*	:	J	Z	j	z			エ	コ	ノ	レ	ρ	π	
xxxx1011	14)	+	;	K	[k	[オ	サ	ヒ	ロ	ρ	π	
xxxx1100	15)	,	<	L	¥	l	l			カ	シ	フ	ク	ρ	π	
xxxx1101	08)	-	=	M]	m]			ユ	ス	ヘ	ン	ρ	+	
xxxx1110	07)	.	>	N	^	n	^			ヨ	セ	ホ	ッ	ρ	π	
xxxx1111	09)	/	?	O	_	o	_			ツ	ソ	マ	□	ρ	■	

FIGURA 27 – Padrão de visores LCD 16x2

Fonte: Autoria Própria

O código final do NeoFocus D será resguardado deste documento por falta de patente ou proteção de ideia legal para o material produzido. Mas em resumo o código fonte terá a lógica de controle de posicionamento representada na FIGURA 28.

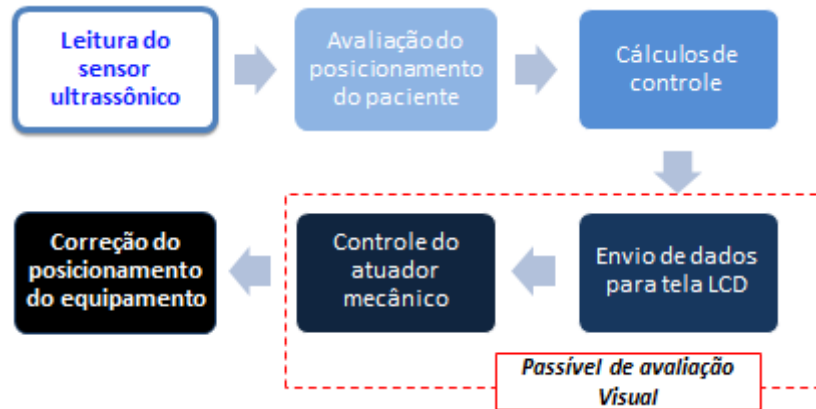


FIGURA 28 – Lógica de localização do paciente e atuação

Fonte: Autoria Própria

4.6 MONTAGEM FINAL

Assim como a fonte luminosa, para a estação de controle foi feito a usinagem em uma caixa plástica e todo o circuito em placa perfurada de fenolite. O resultado final da Estrutura Física está na FIGURA 29.

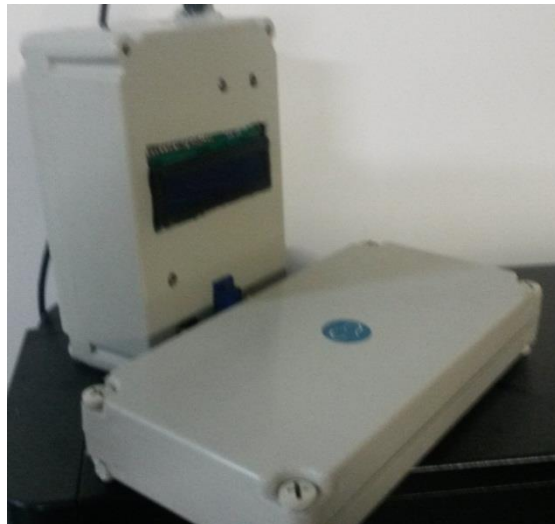


FIGURA 29 – Estrutura Física final.

Fonte: Autoria Própria

5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES FUTURAS

Como descrito na seção 3.2 , quando o sistema de radiação luminosa se mostrou estável, foi acoplado em um recipiente plástico e foi constatada a linearidade da intensidade luminosa em função da distância utilizando um sensor *Light Dependent Resistor* (LDR) mostrado na FIGURA 30.

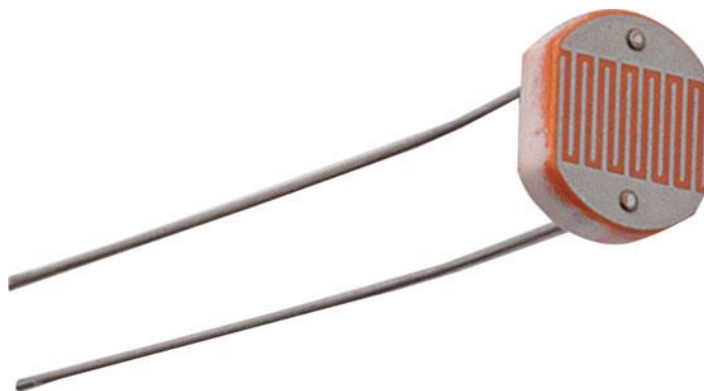


FIGURA 30 – Sensor de luminosidade LDR

Fonte: Autoria Própria

O sensor LDR é um sensor resistivo que possui resistência variável de acordo com a sua exposição à intensidade luminosa. Quanto maior for a luminosidade no ambiente menor será a resistência lida na saída dos terminais do sensor.

A função descrita na FIGURA 31 é relativa aos dados coletados e dispostos na TABELA 2. Os dados coletados são a distância entre a fonte luminosa e o LDR e a luminosidade recebida pelo sensor. Foram feitas leituras distanciando os equipamentos e aproximando para amostragem.

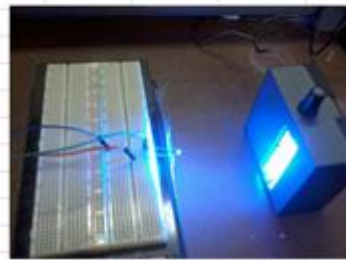
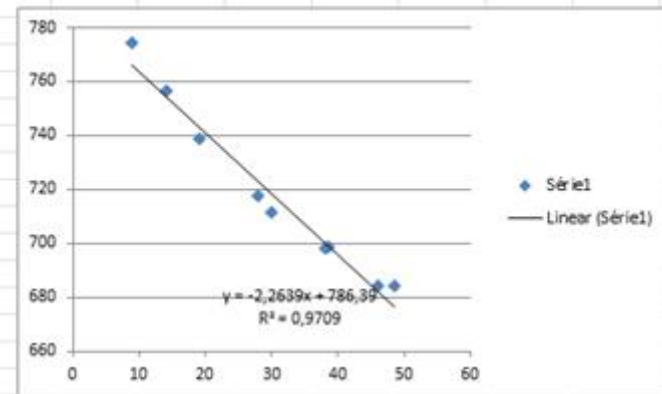


FIGURA 31 – Teste de linearidade da fonte luminosa

Fonte: Autoria Própria

TABELA 2 – Leitura da distância e radiância do teste com LDR e fonte luminosa

	Medições			
	Medição (cm)	Amplitude	Média	
crescente	Ambiente	578 581	579,5	
	9	624 925	774,5	
	14	616 897	756,5	
	19	605 873	739	
	28	603 832	717,5	
	38,5	602 795	698,5	
	48,5	604 764	684	
	decréscante	46	598 771	684,5
		38	600 796	698
		30	598 825	711,5
22,5		599 857	728	
15		598 894	746	
8,5		587 927	757	

Fonte: Autoria Própria

A TABELA 2 foi montada com duas variáveis: Distância em centímetros e a Amplitude que são os 1024 avos dos 10 registradores analógicos do microcontrolador utilizado na leitura. Como a leitura exata da luminosidade não era necessária no momento, e sim a linearidade do sistema, não foi feita a conversão da fração lida pela porta analógica em lux.

Ficou perceptível então a linearidade da fonte luminosa e assim deu-se continuidade aos outros testes.

Foram feitos testes mais rápidos e isolados com os componentes como servo motor, HS-SR04 e LM35 para observar a integridade de funcionamento dos mesmos. Após identificar quais apresentaram melhores condições, foram inseridos no NeoFocus-D.

Foram feitos testes com o protótipo equipamento final com um boneco simulando o paciente e feito a filmagem do resultado. O equipamento desligado e afixado em uma haste de apoio é representado na FIGURA 32.



FIGURA 32 – Protótipo do NeoFocus D desligado

Fonte: Autoria Própria

Alguns dos frames da filmagem com o NeoFocus D em pleno funcionamento estão presentes na FIGURA 33.



FIGURA 33 – Protótipo do NeoFocus D em funcionamento

Fonte: Autoria Própria

O equipamento final conseguiu mapear o boneco com uma boa precisão. Os sensores de ultrassom e temperatura funcionaram corretamente de acordo com a leitura apresentada na interface LCD. Assim, se o paciente sai da linha dos feixes de luz, o equipamento é capaz de segui-lo até o limite programado de rotação do eixo do equipamento.

Como continuação do trabalho, pretende-se desenvolver uma segunda versão do equipamento com um sensor LDR para ler o nível de radiação luminosa emitida pela fonte luminosa e modificando parâmetros como o alarme de distância. Incluindo o sensor LDR será possível calcular a radiação emitida e o tempo de tratamento completo retirando completamente a necessidade da atuação humana no NeoFocus D para o tratamento de icterícia neonatal.

REFERÊNCIAS

Arduino. Disponível em: < <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno> > Acesso em: 05 out. 2015.

ARDUÍNO. **Arduino IDE 1.0.1.** Software

Atmel. Disponível em: < <http://www.atmel.com/Images/doc8161.pdf> > Acesso em: 05 out.2015.

CAETANO, E.S.S.A.C. **Projeto de um medidor ultrassônico de nível e medidor de turbidez.** 2013. 53 f. Monografia (Bacharelado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Viçosa, Viçosa, 2013.

CARVALHO, M. Tratamento da Icterícia Neonatal. **Jornal de Pediatria**, Rio de Janeiro, v.77, p.71-80, 2001.

COLVERO, A.; COLVERO, M.; FIORI, R. Módulo de ensino: fototerapia. **Scientia Medica** Porto Alegre: PUCRS, v.15, n.2, 2005.

CRESPI, R.; CERON, T. **Sensor de temperatura LM35.** Caxias do Sul: UCS, 2010.

DUARTE, I.; BUENSE,R.; KOBATA,C. Fototerapia. **Anais Brasileiros de Dermatologia** v.81, n.1, p.74-82, 2006.

ELEC FREAKS. **Ultrasonic Ranging Module HC - SR04.** Catálogo\manual do componente.

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. **MC78XX/LM78XX/MC78XXA.** Catálogo\manual do componente.

LEAO, E. et al. **Pediatria ambulatorial.** 5.ed. Belo Horizonte: Coopmed, 2013, 1448p.

MICROCHIP. **PIC18F2455/2550/4455/4550.** Catálogo\manual do componente.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Atenção à saúde do recém-nascido: intervenções comuns, Icterícia e infecções.** Brasília: Distrito Federal, 2013.

NCB. Disponível em: <<http://www.newtonbraga.com.br/index.php/como-funciona/2514-art379?showall=&start=2>> Acesso em: 12 fev. 2016.

PESSOA, J.; GHISI, E. **Nota técnica referente à eficiência luminosa de produtos LED encontrados no mercado brasileiro.** Florianópolis: UFSC, 2013.

PRADO, P.H.S. **Controle e monitoramento da temperatura de um ambiente utilizando um conjunto microcontrolador/PC.** 2011. 89 f. Monografia (Bacharelado em Engenharia de Controle e Automação) – Universidade Federal de Ouro Preto, Ouro Preto, 2011.

RAMOS, J.L. A icterícia do recém nascido: aspectos atuais. **Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba.** Sorocaba, v.4, n.1-2, p. 17-30, 2002.

ROBERTS, M. **Arduino Básico**. São Paulo: Novatec, 2011, 456p.

Saúde. Net. Disponível em: < <http://www.isaude.net/pt-BR/noticia/17704/saude-publica/peruanos-desenvolvem-incubadoras-cangurus-contr-a-ictericia> > Acesso em: 29 fev. 2016.

Saúde Shop. Disponível em: < <http://www.saudeshop.com.br/produto/1328-fototerapia-neonatal-com-6-lampadas-modelo-f6--gigante> > Acesso em: 05 out.2015.

SIQUEIRA, M.; CARDOSO, L. **Análise experimental da fotodegradação da bilirrubina:** efeitos de solvente e temperatura. Ouro Preto: UFOP, 2013.

Texas Instruments. Disponível em: < <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf> > Acesso em: 05 out. 2015.

TORRES, F. E.; MARTINS, H. R. **Apostila didática PicMinas:** sistemas microcontrolados. Belo Horizonte: Axoon,v.1, 2010. 118p.

UNASUS, **Icterícia Neonatal**. São Paulo: UNIFESP, 2013.