UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DANIEL WAGNER DE CASTRO LIMA

PROJETO DE DIPLOMAÇÃO

OXÍMETRO DE PULSO COM TRANSMISSÃO DE SINAL SEM FIOS

Porto Alegre
2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

OXÍMETRO DE PULSO COM TRANSMISSÃO DE SINAL SEM FIOS

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para Graduação em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Valner João Brusamarello

Porto Alegre
2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DANIEL WAGNER DE CASTRO LIMA

OXÍMETRO DE PULSO COM TRANSMISSÃO DE SINAL SEM FIOS

Este projeto foi julgado adequado para fazer jus aos créditos da Disciplina de "Projeto de Diplomação", do Departamento de Engenharia Elétrica e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Valner João Brusamarello, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Prof. Dr. Alvaro Augusto Almeida de Salles, UFRGS

Doutor pela University of London – Londres, Inglaterra

Porto Alegre, dezembro de 2009.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me fornecer a serenidade necessária nos momentos difíceis.

Agradeço a meus pais, pela compreensão e por acreditarem em mim em todos os momentos da minha vida.

Ao Prof. Dr. Valner João Brusamarello e ao Prof. Dr. Alexandre Balbinot, pela paciência e pelos valiosos conselhos durante a realização deste trabalho.

Aos colegas do Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE), prontamente dispostos a ajudar sempre que solicitados, pelas dicas e pelo auxílio nas tarefas desenvolvidas ao longo deste semestre.

A todos colegas que contribuiram de alguma forma durante todo o curso, e que me ajudaram durante esta longa jornada.

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo realizar um estudo e implementação de um método de determinação da taxa de concentração de oxigênio no sangue através da técnica da oximetria de pulso. É apresentado um estudo e modelagem dos princípios físicos envolvidos no processo, para ser desenvolvido um sistema que obtenha os dados com auxílio de um microcontrolador e transmita sem fio por uma rede Zigbee para um microcomputador, para processamento. Com o sistema desenvolvido foram feitos testes de dois individuos em repouso e um teste de um indivíduo após um exercício físico. Foi observada uma variação da oxigenação nos testes para comprovar a viabilidade do método. Após são feitas sugestões para futuros projetos.

Palavras-chaves: Engenharia Elétrica. Eletrônica e Instrumentação. Oxímetro de Pulso.

Transmissão sem fios.

ABSTRACT

This document has the objective to study and implement a method of determining the oxygen concentration rate at the blood through the pulse oximetry technique. Will be presented a study and modeling of the physical principles involved in the process, to later be developed a system that obtains data with the aid of a microcontroller and transmit wireless through a Zigbee network for a PC computer, for processing. With the developed system, were made two tests on resting persons and one test after exercising. Was observed a variation in the oxygen saturation during the tests to prove the viability of the method. Later, are given suggestions for future projects.

Keywords: Electrical Engineering. Electronic and Instrumentation. Pulse Oximeter.

Wireless Transmission.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 12
1.1 Hipoxia 12
1.2 Hiperoxia 14
1.3 OXÍMETRO DE PULSO 14
2 PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO 16
2.1 PRINCÍPIOS FÍSICOS 16
2.1.1 Lei de Beer-Lambert 16
2.1.2 Espectrofotometria 17
2.1.3 Medição de Concentrações em Substância com mais de um Componente 19
2.1.4 Efeito Fotoelétrico 20
2.2 MODELAGEM 21
2.2.1 Método para Determinação da Concentração de Oxigênio no Sangue 21
2.2.2 Nível de Saturação (SpO_2) 21
2.2.3 Pulsação Arterial 22
2.2.4 Cálculo de SpO2 24
2.3 TIPOS DE SENSORES DE OXÍMETROS 26
2.4 LIMITAÇÕES DO MÉTODO 27
2.4.1 Hemoglobinas Não Funcionais 27
2.4.2 Redução da Pulsação Periférica, Luz Ambiente 29
2.4.3 Pulsação Venosa 29
2.4.4 Sensibilidade ao Movimento: *"Motion Artifact"* 30
2.5 ALGORITMO PARA O CÁLCULO DA TAXA SPO2 30
2.5.1 Método dos Picos e Vales 30
2.5.2 Método Derivativo 32
3 PROJETO 36
3.1 SENSOR ÓPTICO 37
3.2 CONDICIONAMENTO DO SINAL 38
3.3 AQUISIÇÃO DO SINAL 40
3.3.1 Microcontrolador 40
3.3.2 Excitação do Sensor 41
3.3.3 Comunicação e Software 42
3.4 REDE ZIGBEE 44
3.4.1 Tipos de dispositivos na rede Zigbee 45

3.4.2 Módulos de Aquisição e Transmissão Zigbee 46
3.4.3 Frames para Comunicação Com Módulos Xbee 48
3.4.4 Configuração dos Módulos XBEE 49
3.5 PLACA DE AQUISIÇÃO 51
3.6 SISTEMA DE PROCESSAMENTO DO SINAL 52
4 TESTES E RESULTADOS 55
4.1 TESTE DE ESFORÇO FÍSICO 55
4.2 VARIAÇÃO DO NÍVEL SINAL 56
4.3 TESTE DE REPOUSO 58
4.4 SOFTWARE 60
5 CONCLUSÕES 62
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS 64
REFERÊNCIAS 65
ANEXO A : DIAGRAMA ESQUEMÁTICO E PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO 67
ANEXO B : CÓDIGO FONTE DO SOFTWARE UTILIZADO NO MICROCONTROLADOR MSP430 EM LINGUAGEM C 71
ANEXO C : CÓDIGO FONTE DO SOFTWARE DE MONITORAMENTO E PROCESSAMENTO DESENVOLVIDO NO AMBIENTE LABVIEW 76

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 Alvéolos pulmonares e pulmões. Fonte: WEBSTER, 1997. 13
Figura 2 Esquema de circulação sanguínea. 13
Figura 3 Representação do fenômeno de absorção de luz, modelada pela Lei de Beer-Lambert. 17
Figura 4 Hemoglobina oxigenada e desoxigenada contida dentro de uma célula sanguínea...18
Figura 5 Espectro de absorção de luz das hemoglobinas oxigenada (HbO2) e não oxigenada (Hb). Fonte: ELSHARYDAH, 2006. 18
Figura 6 Esquema do sensor de um oxímetro. Fonte: ELSHARYDAH,2006. 20
Figura 7 Representação dos níveis de absorção devido aos tecidos. Fonte: ELSHARYDAH ,2006. 22
Figura 8 Gráfico da variação da luz transmitida em função do caminho óptico. 23
Figura 9 Curvas de intensidade obtidas do sensor e após, normalizadas. Fonte: WEBSTER, 1997.. 24
Figura 10 Curvas teórica e empírica de Oxigenação pela Razão R. Fonte: WEBSTER, 1997. 26
Figura 11 Modo de funcionamento de dois tipos de sensores. Fonte: ELSHARYDAH,2006.27
Figura 12 Espectro de absorção de formas comuns de hemoglobina. Fonte: ELSHARYDAH,2006. 28
Figura 13 Efeito do monóxido de carbono(CO) na oximetria de pulso. Gráficos de medidas de saturação de Hb feitas com um CO-oximetro (O2Hb), e por um oxímetro convencional (SpO2). Fonte: BARKER,2006. 29
Figura 14 Gráfico de luz transmitida V e IV e valores utilizados. Fonte: WEBSTER. 32
Figura 15 Forma de onda transmitida com os valores adquiridos para o calculo de R pelo método derivativo. Fonte: WEBSTER, 1997. 34
Figura 16 Onda captada no momento em que ocorre uma desaturação no sangue. 35
Figura 17 Diagrama de Blocos do sistema. 36
Figura 18 Sendor de Dedo. 37
Figura 19 Esquema elétrico de ligação do sensor. 37
Figura 20 Circuito de Transimpedância. 38
Figura 21 Amplificador de Transimpedância com Filtro RC Passa-Altas e ajuste de referência. 39
Figura 22 Foto do sinal de saída do amplificador visualizada no osciloscópio. 39
Figura 23 Esquema de pinos do MSP430F2274. Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2009. 40

Figura 24 Tempos de ativação de luzes V e IV. Formas de onda adquiridas.....41
Figura 25 Ponte de transistores para fornecer a corrente necessária aos leds. 42
Figura 26 Esquema de ligação do microcontrolador MSP430.....43
Figura 27 Sequência de transmissão de bytes pelo microcontrolador.....43
Figura 28 Fluxograma do software executado no MSP430F2274. 44
Figura 29 Topologia de rede utilizada com coordenador ligado ao PC através da placa COM-USBBEE. Fonte ROGERCOM, 2009.....47
Figura 30 Módulo XBEE conectado a placa CON-USBBEE. Fonte: ROGERCOM, 2009. ...48
Figura 31 Leds sinalizadores da placa CON-USBBEE. Fonte: ROGERCOM, 2009.....48
Figura 32 Configuração da porta COM Virtual no software XCTU.....50
Figura 33 Configuração dos parâmetros do módulo X-BEE.....51
Figura 34 Imagem da placa de aquisição com sensor de dedo conectado.....52
Figura 35 Interface Gráfica.....54
Figura 36 Fluxograma do sistema de processamento e apresentação. 54
Figura 37 Taxa de oxigenação após atividade física. 55
Figura 38 Variação do nível DC do sinal ao longo do tempo. 57
Figura 39 Circuito proposto para ajuste do nível dos leds com auxílio de conversor DA. Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2005.....58
Figura 40 de apresentação dos dados obtidos no teste de repousodo Indivíduo A. 59
Figura 41 Tela de apresentação dos dados obtidos no teste de repouso do Indivíduo B. 59
Figura 42 Intervalos de identificação de máximos.....61
Figura 43 Intervalos de identificação de máximos com 120 batimentos por minuto.....61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Tempo de sobrevivência dos órgãos após ocorrência de Falta de Oxigênio. 12
Tabela 2 Diferentes tipos de deficiência de oxigenação e causas. 14
Tabela 3 Coeficientes de extinção para hemoglobina oxigenada e desoxigenada para comprimentos de onda de luz vermelha e infravermelha. 19

LISTA DE ABREVIATURAS

Hb : Hemoglobina não-oxigenada

HbO_2 : Hemoglobina Oxigenado

SpO_2 : Taxa de Oxigenação Sangüínea

V : Vermelho

IV : Infravermelho

UTI : Unidade de Tratamento Intensivo

RF : Rádio Frequência

DC : Direct Current

RISC : Reduced Instruction Set

RAM : Random Access Memory

USB : Universal Serial Bus

UART : Universal Asynchronous Receiver – Transmitter

IEEE : Institute of Electric and Electronic Engineers

AD : Analógico Digital

DA: Digital Analógico

PC : Personal Computer

BPM : Batimentos por Minuto

bps : Bits por Segundo

1 INTRODUÇÃO

Dentre os sinais vitais utilizados para o monitoramento do estado de saúde de um indivíduo, está o monitoramento da oxigenação sanguínea, juntamente com os sinais de pressão sanguínea, da temperatura corporal, e das frequência cardíaca e respiratória. Historicamente, a realização de tal medida era difícil, pois alguns dos métodos disponíveis eram invasivos. Além disso, os tempos dos processos de medida de oxigenação eram longos, como por exemplo, em métodos químicos, nos quais o oxigênio dissolvido no sangue é retirado da solução através de reações químicas para, então, serem medidas as pressões parciais dos diversos gases retirados, o que permite a determinação do nível de oxigenação. Tais métodos podiam levar até 20 minutos (WEBSTER, 1997).Assim, não poderiam ser utilizados para monitoramento de pacientes em condições de risco, como durante cirurgias, em anestesia e em situações críticas, como em unidades de tratamento intensivo, em que a falta de oxigênio pode levar rapidamente a danos irreversíveis. Na Tabela 1, é apresentada uma lista com os tempos de sobrevivência de diversos tipos de tecido quando expostos à falta de oxigênio.

Tabela 1 Tempo de sobrevivência dos órgãos após ocorrência de Falta de Oxigênio.

Órgão	Tempo de Sobrevivência após ocorrência de Anoxia
Córtex Cerebral	Menos de 1 min
Coração	5 min
Rim e Fígado	10 min
Músculos Esqueléticos	2 horas

Adaptada de WEBSTER, 1997.

1.1 HIPOXIA

De acordo com (WEBSTER, 1997), em condições normais, o ar com oxigênio é inspirado pelos pulmões e então transferido para o sangue, sendo este processo conhecido como hematose, que ocorre nos alvéolos pulmonares (Figura 1).

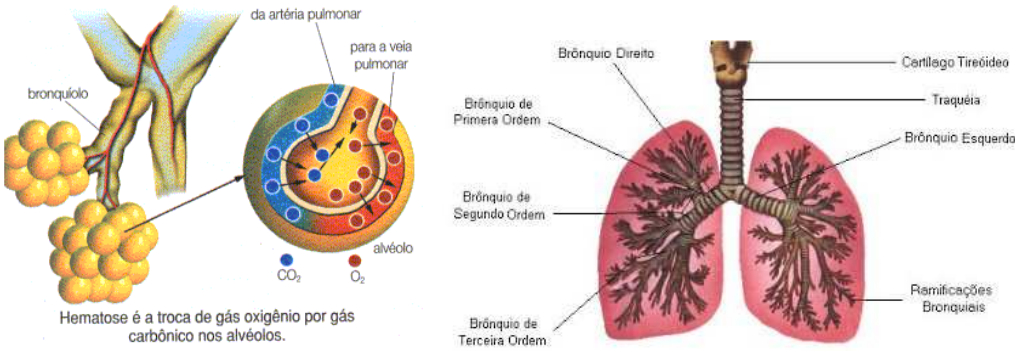


Figura 1 Alvéolos pulmonares e pulmões**.** Fonte: WEBSTER, 1997.

O sangue então oxigenado, passa pelo coração novamente e leva o oxigênio carregado por células sanguíneas chamadas hemoglobina a todos tecidos corporais através do sistema circulatório (Figura 2). Após, as hemoglobinas sofrem um processo de redução, liberam o oxigênio no seu destino e voltam para o coração para novamente serem oxigenadas nos pulmões.

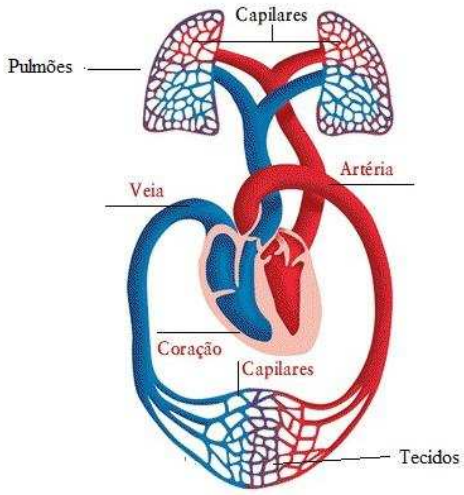


Figura 2 Esquema de circulação sanguínea**.**

Quando há deficiência em algum destas etapas, pode ocorrer um processo denominado hipoxia, que é a situação ocorrida quando a oxigenação dos tecidos corporais é insuficiente, a qual pode ocorrer por diversos motivos (Tabela 2).

Ainda de acordo com (WEBSTER,1997) é importante estabelecer a diferença entre hipoxia e hipoxemia. Hipoxemia é a deficiência apenas da oxigenação sanguínea, enquanto a

hipoxia refere-se à falta de oxigênio ao tecido. Quando ocorre hipoxemia, consequentemente teremos uma hipoxia, porém o contrário não é verdadeiro, quando temos uma hipoxia, esta pode ter sido causada por outros fatores que não a hipoxemia (Tabela 2).

Tabela 2 Diferentes tipos de deficiência de oxigenação e causas.

Tipo de Hipoxia	**Descrição**
Hipoxia hipóxica	Sangue arterial mal oxigenado devido a baixa fração de oxigênio inspirado (FIO2) ou doença respiratória
Hipoxia Anêmica	Sangue não transporta oxigênio devidamente devido à hemoglobina anormal
Hipoxia Circulatória	Circulação sangüínea inadequada
Hipoxia Histotóxica	O tecido é incapaz de utilizar o oxigênio suficiente disponível

Adaptada de WEBSTER, 1997.

Oxímetros apenas estimam a oxigenação sanguínea (SpO_2), ou seja, detectam hipoxemia, que fornece um indício que pode levar a hipoxia. Portanto, seu uso isolado não deve servir como referência para o monitoramento do estado de saúde de um indivíduo.

1.2 HIPEROXIA

Ocorre quando ao invés de uma oxigenação menor que o normal no sangue, há uma oxigenação maior que o normal. Esta situação também é perigosa devido à natureza tóxica do oxigênio em quantidades excessivas. Estudos demonstram que o uso de oxímetros para essa situação não é recomendado (SEVERINGHAUS, 1992).

1.3 OXÍMETRO DE PULSO

Atualmente, o método mais adequado é a medição do nível de oxigênio de sangue através de um dispositivo chamado de oxímetro de pulso. Tal dispositivo, utiliza o fato do sangue não possuir uma cor homogênea, ou seja, seus diferentes componentes possuem

diferentes níveis de absorção de luz (TOWNSEND, 2001). A principal diferença está na variação da absorção de luz entre o sangue sem oxigênio, para o sangue oxigenado.

Explorando este fato, oxímetros de pulso utilizam fontes de luz que atravessam ou refletem no sangue e detectam as variações entre a máxima intensidade de luz transmitida ou refletida e a mínima - a qual ocorre durante o pulso cardíaco, daí o nome de oxímetro de pulso - para no mínimo dois comprimentos de onda. Obtendo essas variações, e conhecendo-se as constantes de transmissão de luz dos materiais a serem determinadas as quantidades, pode-se manipular um sistema de equações de concentração para ser obtido a concentração de sangue arterial diluído, para então ser estimada a taxa de oxigenação sanguínea, como será demonstrado na próxima seção deste trabalho (TOWNSEND, 2001).

Diante do exposto, o objetivo deste trabalho foi desenvolver um dispositivo que implementasse essa função, consistindo de um sensor comercial, um circuito de amplificação do sinal obtido no sensor, um módulo wireless para transmissão do sinal, e finalmente um sistema de recepção desse sinal com um algoritmo que detecte a forma de onda recebida e calcule as informações desejadas.

Além disso, na segunda seção são apresentados detalhes sobre os princípios físicos utilizados no funcionamento deste dipositivo, e uma descrição das limitações deste método.

Na terceira seção é apresentada detalhadamente como foi implementado o sistema, com sua configuração de *hardware* e testes realizados durante o desenvolvimento da aplicação.

2 PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO

2.1 PRINCÍPIOS FÍSICOS

Entre os princípios físicos envolvidos na determinação de oxigenação sangüínea, pode-se citar a Lei de Beer-Lambert, a Espectrofotometria e o efeito fotoelétrico (ELSHARYDAH, 2006).

2.1.1 Lei de Beer-Lambert

Equação matemática empírica que relaciona as variáveis envolvidas no processo de transmissão da luz por uma substância genérica, conforme é representado na Figura 3. A lei estabelece que a intensidade da luz que atravessa um meio diminui exponencialmente com a distância de acordo com a equação (1):

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cL} \tag{1}$$

Nesta equação:

- **I_0** é a intensidade da luz incidente, em W/m^2;
- **I** é a intensidade da luz transmitida emergindo do meio, em W/m^2;
- **L** é a distância percorrida pela luz no meio, também chamado caminho óptico, em cm;
- **c** é a concentração da substância no meio,em mmol· ℓ$^{-1}$;
- **ε(λ)** é o coeficiente de extinção ou ainda chamado de densidade óptica da substância em determinado comprimento de onda λ, expresso em ℓ· mmol^{-1} · cm^{-1}.

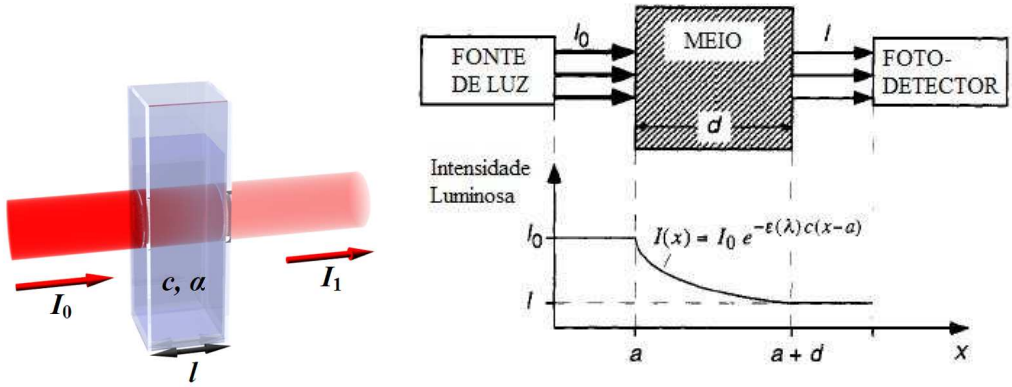


Figura 3 Representação do fenômeno de absorção de luz, modelada pela Lei de Beer-Lambert.

Fonte: WEBSTER,1997.

A **transmitância (T)** deste processo é definida como o coeficiente de luz transmitida pela luz incidente:

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)cL} \tag{2}$$

A **absorbância (A)** é definida como o logaritmo natural negativo da transmitância:

$$A = -\ln(T) = \varepsilon(\lambda)cL \tag{3}$$

O **coeficiente de extinção relativo (α)**, expresso em cm^{-1}, é o produto da concentração da substância pelo coeficiente de extinção em determinado comprimento de onda λ:

$$\alpha(\lambda) = \varepsilon(\lambda) \cdot c \tag{4}$$

2.1.2 Espectrofotometria

De acordo com (ELSHARYDAH, 2006), cada substância possui uma capacidade única de absorção da luz, que é uma função do comprimento de onda da luz incidente, chamada de Espectro de Absorção. A Figura 4 representa dois dos principais tipos de hemoglobina, oxigenada (HbO_2) e não oxigenada (Hb) e a Figura 5 traz um gráfico com os

espectros de absorção desses principais tipos e, no Tabela 3 os valores nominais nos pontos de interesse, para comprimentos de onda da luz infravermelha (940nm) e vermelha (660nm). Quanto maior o Coeficiente de Extinção, maior a absorção de luz pela substância.

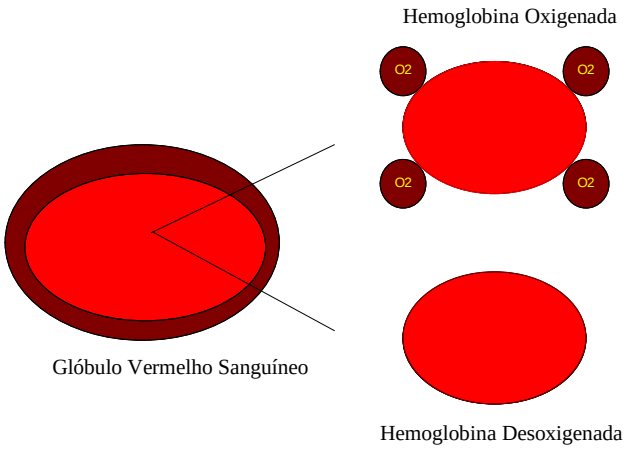


Figura 4 Hemoglobina oxigenada e desoxigenada contida dentro de uma célula sanguínea.

Fonte: WEBSTER, 1997.

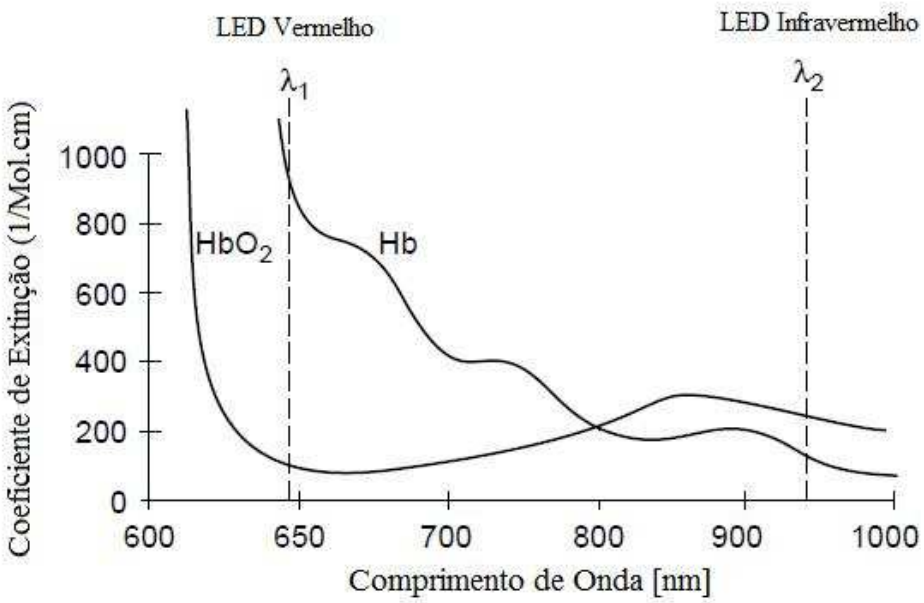


Figura 5 Espectro de absorção de luz das hemoglobinas oxigenada (HbO2) e não oxigenada (Hb).

Fonte: ELSHARYDAH, 2006.

Tabela 3 Coeficientes de extinção para hemoglobina oxigenada e desoxigenada para comprimentos de onda de luz vermelha e infravermelha.

Comprimento de Onda , [nm]	**Coeficiente de Extinção,[L.mol-1.cm-1]**	
	Hb	**HbO2**
640	810	80
940	180	290

Adaptada de WEBSTER, 1997.

2.1.3 Medição de Concentrações em Substância com mais de um Componente

A Lei de Beer pode ser aplicada a análise de uma mistura de substâncias pela espectrofotometria. Por exemplo, considerando uma substância homogênea contendo uma mistura de dois ou mais componentes com concentrações C_1 e C_2, ..., C_n. A absorbância total é obtida pela soma das absorbâncias das *n* substâncias, em determinado comprimento de onda, λ, dada por:

$$A_T = \varepsilon_1(\lambda)c_1L_1 + \varepsilon_2(\lambda)c_2L_2 + ... + \varepsilon_n(\lambda)c_nL_n \tag{5}$$

Assim, sendo feitas medidas de absorbância $A_T(\lambda)$ para *n* comprimentos de onda, conhecendo os coeficientes de extinção ε(λ) para os comprimentos de onda λ de cada substância, mantendo o caminho óptico L constante e montando um sistema de equações, pode-se calcular as concentrações C_n das *n* substâncias presentes na mistura:

$$\begin{cases} A_T(\lambda_1) = \varepsilon_1(\lambda_1)c_1L_1 + \varepsilon_2(\lambda_1)c_2L_2 + ... + \varepsilon_n(\lambda_1)c_nL_n \\ A_T(\lambda_2) = \varepsilon_1(\lambda_2)c_1L_1 + \varepsilon_2(\lambda_2)c_2L_2 + ... + \varepsilon_n(\lambda_2)c_nL_n \end{cases} \tag{6}$$

2.1.4 Efeito Fotoelétrico

Efeito a partir do qual a luz excita elétrons de metais proporcionalmente à intensidade da luz. É o princípio básico utilizado pela espectrofotometria para ser determinado quanta luz é transmitida. Quando luz proveniente de uma fonte monocromática é dirigida através da substância que se deseja descobrir o espectro de absorção, a substância absorve parte de luz incidente e transmite o restante, a qual é detectada por um fotodetector, que utiliza o efeito fotoelétrico para medir a intensidade da luz transmitida.

Em um oxímetro, este fenômeno é explorado utilizando um sensor que possui dois leds, um vermelho e um infravermelho em um lado, e um fotodetector no outro, como representado na Figura 6. De acordo com a intensidade luminosa percebida por este sensor, é atribuída um determinado nível de oxigênio disponível no sangue (ELSHARYDAH,2006).

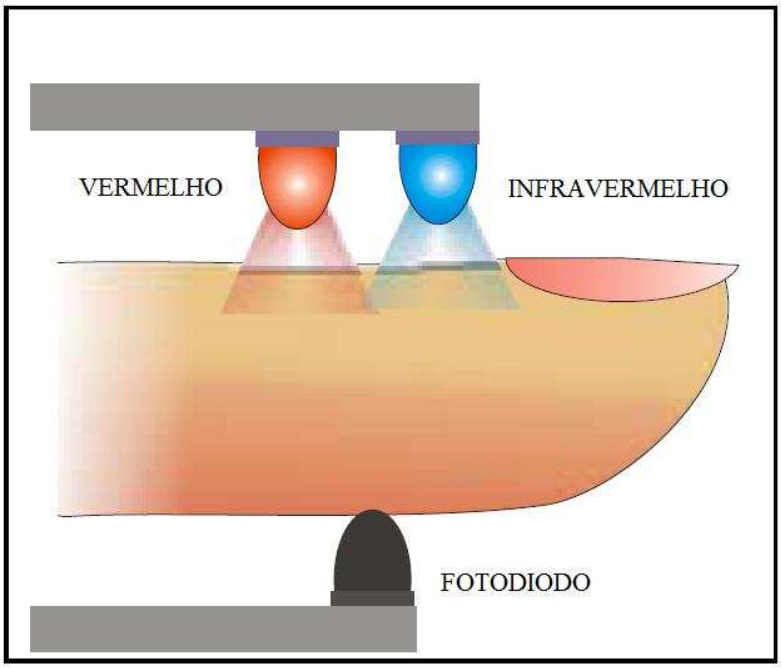


Figura 6 Esquema do sensor de um oxímetro. Fonte: ELSHARYDAH,2006.

2.2 MODELAGEM

2.2.1 Método para Determinação da Concentração de Oxigênio no Sangue

Oxímetros determinam a concentração de sangue oxigenado através da medição da absorção de luz em dois comprimentos de onda e utilizando as pulsações arteriais para diferenciar a absorção luminosa por sangue arterial (oxigenado) e outros componentes de tecido. É a partir daí que vem a denominação de oxímetro de pulso.

2.2.2 Nível de Saturação (SpO_2)

É o valor a ser determinado pelo processo. Definido como o percentual do nível de concentração de hemoglobina saturada de oxigênio (HbO_2) pela concentração total de hemoglobina no sangue, que é a oxigenada somada a desoxigenada (Hb)(TOWNSEND, 2001):

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} * 100\% = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} * 100\% \tag{7}$$

De acordo com a Lei de Beer-Lambert para soluções com mais de um componente, pode-se escrever a absorbância, para a concentração sanguínea, como:

$$A_T = \varepsilon_{HbO2}(\lambda) c_{HbO2} L_{HbO2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} L_{Hb} \tag{8}$$

E escrever as concentrações de hemoglobina em função da saturação de oxigênio (SpO_2):

$$\begin{cases} c_{HbO2} = SpO_2 (c_{HbO2} + c_{Hb}) \\ c_{Hb} = (1 - SpO_2)(c_{HbO2} + c_{Hb}) \end{cases} \tag{9}$$

Assumindo o caminho óptico como o mesmo (d) para os dois componentes (substância homogênea), obtemos (WEBSTER, 1997):

$$A_T = [\varepsilon_{HbO2}(\lambda)SpO_2 + \varepsilon_{Hb}(\lambda)(1 - SpO_2)](c_{Hb} + c_{HbO2})d \quad (10)$$

2.2.3 Pulsação Arterial

Ao atravessar o corpo, a luz é absorvida por diversos tipos de tecido como ósseo, muscular, sangue venoso, sangue arterial pulsante e não-pulsante. Entretanto, esse nível total de absorção não é constante, principalmente devido à pulsação arterial. Tal variação representa cerca de 1% a 2% do total de acordo com (WEBSTER,1997). Durante a sístole ocorre o aumento da absorção de luz principalmente devido à maior quantidade de substâncias absorvedoras, e pela dilatação dos vasos ocasionada por uma maior pressão sanguínea. Isso ocasiona um aumento no caminho óptico *'d'*, o que gera um aumento na absorção de luz, e consequente diminuição na transmissão e na luz detectada. Durante a diástole ocorre o inverso, como é possível observar na Figura 7.

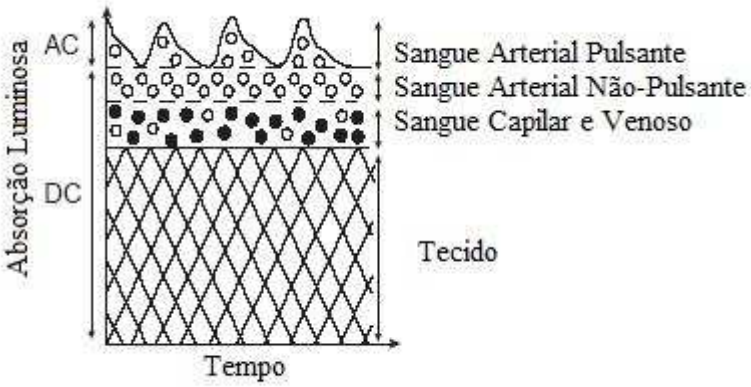


Figura 7 Representação dos níveis de absorção devido aos tecidos. Fonte: ELSHARYDAH ,2006**.**

O momento de transmissão máxima da luz ocorre durante a diástole, que é o momento em que a distância óptica é mínima, equivalente a d_{min}. Para este momento, pode ser escrita, de acordo com a lei de Beer-Lambert, uma expressão composta de dois fatores exponenciais,

um devido a quantidade de absorção constante, e outro devido a quantidade variável de sangue no caminho óptico:

$$I_{MAX} = I_0 e^{-[\varepsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}]d_{DC}} e^{-[\varepsilon_{HbO2}(\lambda)c_{HbO2}+\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}]d_{MIN}} \quad (11)$$

E, para a transmissão mínima, pode-se escrever uma expressão equivalente:

$$I_{MIN} = I_0 e^{-[\varepsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}]d_{DC}} e^{-[\varepsilon_{HbO2}(\lambda)c_{HbO2}+\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}]d_{MAX}} \quad (12)$$

Durante o ciclo cardíaco, a distância óptica varia $\Delta d = d_{MAX} - d_{MIN}$, então a intensidade pode ser escrita, em função de I_{MAX}, como:

$$I = I_{MAX} e^{-[\varepsilon_{HbO2}(\lambda)c_{HbO2}+\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}]\Delta d} \quad (13)$$

Na Figura 8, é ilustrada a variação da intensidade da luz de I_{MIN} a I_{MAX} com a variação da distância x, que é a distância óptica percorrida pela luz. A variação deve-se à variação de volume de sangue arterial que aumenta x.

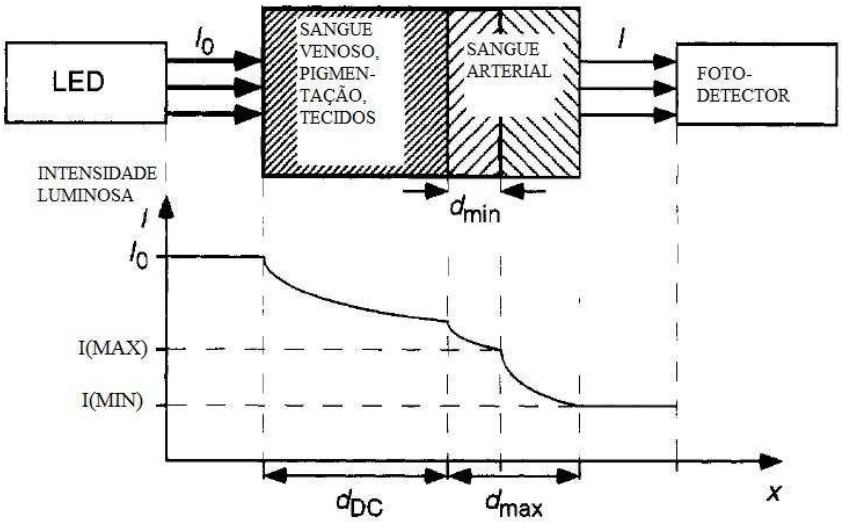


Figura 8 Gráfico da variação da luz transmitida em função do caminho óptico.

Fonte: WEBSTER. 1997.

2.2.4 Cálculo de SpO2

Inicialmente, após obtidos os valores da intensidade luminosa detectados pelo sensor fotoelétrico, deve-se normalizar seus valores, uma vez que os diodos emissores de luz podem emitir luz com diferentes intensidades, e para ser feita a correta comparação entre os valores dos diferentes comprimentos de onda. A normalização é feita dividindo o valor medido pelo valor máximo, e o resultado é um sinal com a mesma intensidade durante a diástole para os dois comprimentos de onda, conforme a Figura 9, para os comprimentos de onda vermelho (V) e infravermelho (IV):

$$I_N = \frac{I}{I_{MAX}} = e^{-[\varepsilon_{HbO2}(\lambda)c_{HbO2}+\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}]\Delta d} \tag{14}$$

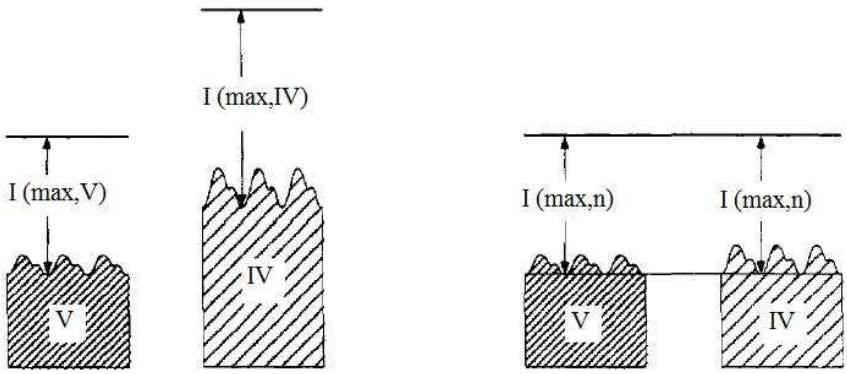


Figura 9 Curvas de intensidade obtidas do sensor e após, normalizadas. Fonte: WEBSTER, 1997..

A absorbância da luz é obtida fazendo o logaritmo natural do nível de luz transmitido normalizado:

$$\begin{cases} A_{t,V} = Ln(I_{MIN,V} / I_{MAX,V}) \\ A_{t,IV} = Ln(I_{MIN,IV} / I_{MAX,IV}) \end{cases} \tag{15}$$

Calcula-se então a razão das absorbâncias visando eliminar a dependência do caminho óptico e da intensidade da luz incidente na pele, I_0:

$$R = \frac{A_{t,V}}{A_{t,IV}} = \frac{Ln(I_{MIN,V} / I_{MAX,V})}{Ln(I_{MIN,IV} / I_{MAX,IV})} \tag{16}$$

Utilizando a equação (8), a razão ‘R’ também pode ser expressa por:

$$R = \frac{A_{t,V}}{A_{t,IV}} = \frac{[\varepsilon_{HbO2}(\lambda_V)c_{HbO2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_V)c_{Hb}]\Delta d_V}{[\varepsilon_{HbO2}(\lambda_{IV})c_{HbO2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IV})c_{Hb}]\Delta d_{IV}} \tag{17}$$

Considerando os caminhos ópticos iguais para as ondas vermelha e infra-vermelha, que apenas o diâmetro das artérias varia durante a sístole, e substituindo a equação (10):

$$R = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_V) + [\varepsilon_{HbO2}(\lambda_V) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_V)]SpO_2}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IV}) + [\varepsilon_{HbO2}(\lambda_{IV}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IV})]SpO_2} \tag{18}$$

Resolvendo esta equação para o nível de saturação de oxigênio no sangue em percentual:

$$SpO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_V) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IV})R}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_V) - \varepsilon_{HbO2}(\lambda_V) + [\varepsilon_{HbO2}(\lambda_{IV}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IV})]R} \cdot 100\% \tag{19}$$

Através desta equação, pode-se determinar o valor de SpO_2, uma vez que são conhecidos os valores de $\varepsilon_{HbO2}(\lambda_{IV})$, $\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IV})$, $\varepsilon_{HbO2}(\lambda_V)$ e $\varepsilon_{Hb}(\lambda_V)$, e é possível determinar o valor da razão R (WEBSTER, 1997).

Este seria o modelo teórico para determinação do nível de saturação do sangue, obtido pela medição dos níveis de absorção de luz infra-vermelha e vermelha, calculando então a razão R e substituindo na expressão acima, na qual já são conhecidos experimentalmente os coeficientes de extinção ε para os dois comprimentos de onda. Entretanto para a calibração dos instrumentos utiliza-se uma curva empírica, que relaciona a razão ‘R’ com o nível de oxigenação, mostrada na Figura 10.

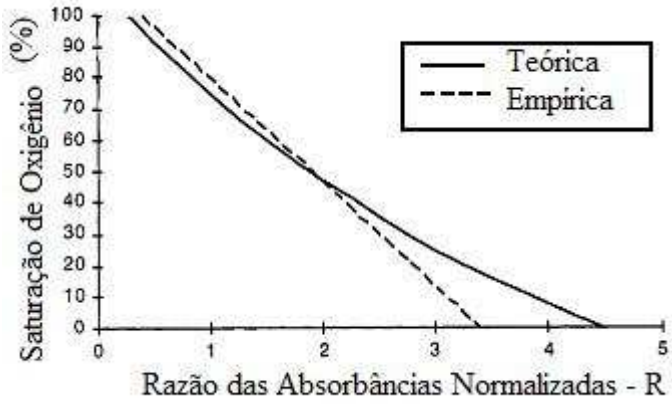


Figura 10 Curvas teórica e empírica de Oxigenação pela Razão R. Fonte: WEBSTER, 1997.

Essa curva empírica frequentemente é representada pela função:

$$SpO_2 = k_1 R + k_2 \tag{20}$$

Onde, k_1= -25.6, k_2= 118.8 ou k_1= -25, k_2= 110 (YAO, 2005).

2.3 TIPOS DE SENSORES DE OXÍMETROS

Há basicamente dois tipos de sensores para oxímetros: por reflexão e por transmissão.

O oxímetro de transmissão utiliza a luz transmitida através dos tecidos para determinar a taxa de sangue oxigenado/sangue não oxigenado. Neste caso, o fotodetector e o emissor ficam em lados opostos em relação ao objeto que está sendo medido. Já o oxímetro de reflexão possui emissor e detector situados no mesmo lado do objeto e utiliza-se a reflexão da luz emitida para se estimar a taxa sangue oxigenado/sangue não oxigenado. A Figura 11 ilustra os dois tipos de sensores.

A principal diferença para a aplicação destes dois tipos é o posicionamento deles, visto que o modelo por reflexão pode ser localizado em qualquer parte do corpo, entretanto o sensor transmissivo mostra-se menos sensível a movimentos do dedo (ELSHARYDAH, 2006).

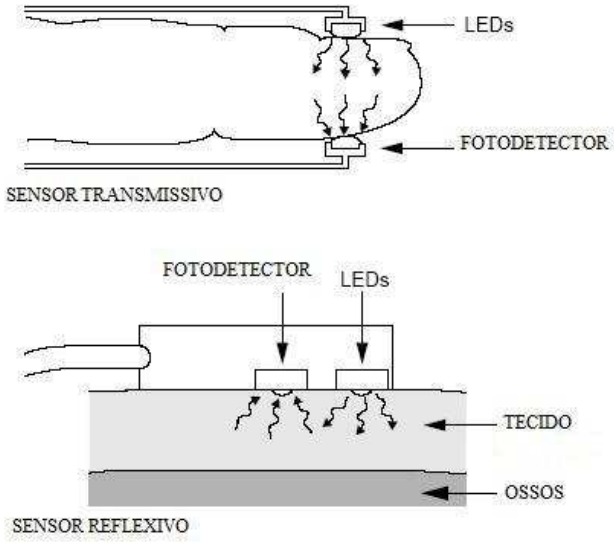


Figura 11 Modo de funcionamento de dois tipos de sensores. Fonte: ELSHARYDAH,2006.

2.4 LIMITAÇÕES DO MÉTODO

2.4.1 Hemoglobinas Não Funcionais

No sangue, além dos tipos de hemoglobina não oxigenada e oxigenada, há diversos outros tipos como metahemoglobina e carboxihemoglobina (Monóxido de Carbono). Essas diferentes hemoglobinas absorvem diferentes quantidades de luz infravermelha e vermelha. Os espectros de absorção luminosa desses outros tipos de hemoglobina estão na Figura 12.

De acordo com (BARKER, 2006), o oxímetro tradicional, utilizando apenas dois comprimentos de onda, calcula duas razões AC/DC e assim, consegue distinguir dois tipos de hemoglobina. Portanto, é apenas feita uma estimativa do nível de oxigenação do sangue, muitas vezes referida por SpO_2, o que é diferente da medida exata do nível de saturação de oxigênio arterial, referida por SaO_2. Caso haja a suspeita de presença no sangue de outros tipos de hemoglobina, como por exemplo uma possível alta concentração de Monóxido de Carbono (CO) no sangue de vítimas de incêndio, deve ser utilizado um CO-oxímetro,

equipamento que utiliza quatro ou mais comprimentos de onda e é capaz de detectar outros tipos de hemoglobina.

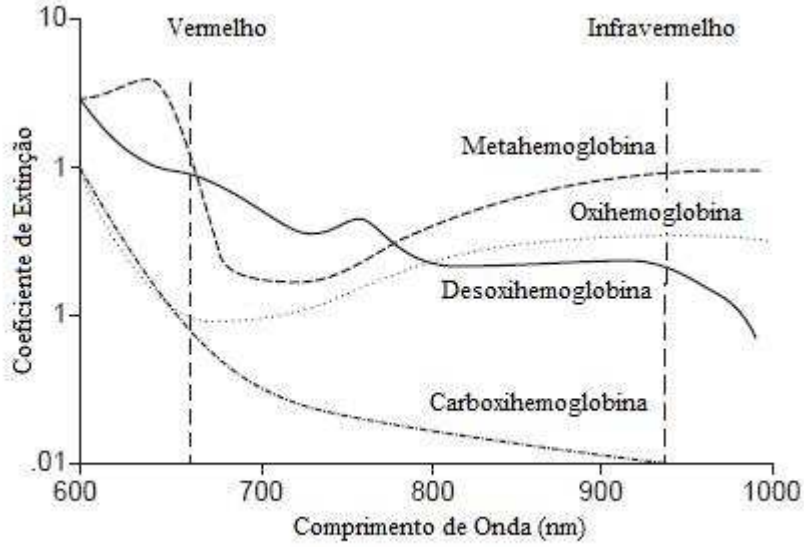


Figura 12 Espectro de absorção de formas comuns de hemoglobina. Fonte: ELSHARYDAH,2006.

Em (BARKER, 2006), dois experimentos caracterizaram o comportamento de um oxímetro tradicional durante metahemoglobinemia e carboxihemoglobinemia. Em um deles, cachorros foram expostos a Monóxido de Carbono durante 3 a 4 horas e quando a taxa real de oxigenação(SaO2) era de 30% (COHb de 70%), o oxímetro indicava ~90%, o resultado deste experimento é mostrado na Figura 13, onde são apresentados os dados medidos da oxigenação estimada (SpO_2) e da oxigenação real (HbO_2) em função da concentração de carboxihemoglobina (COHb) . Enquanto a concentração de COHb aumenta, um CO-oximetro mostra essa variação negativa linear na saturação de hemoglobina oxigenada (HbO_2), enquanto um oxímetro tradicional permanece com uma saturação estimada(SpO2) > 90%. Em outro experimento similar, quando o nível de Metahemoglobina chegava a 60%, o oxímetro indicava ~85%.

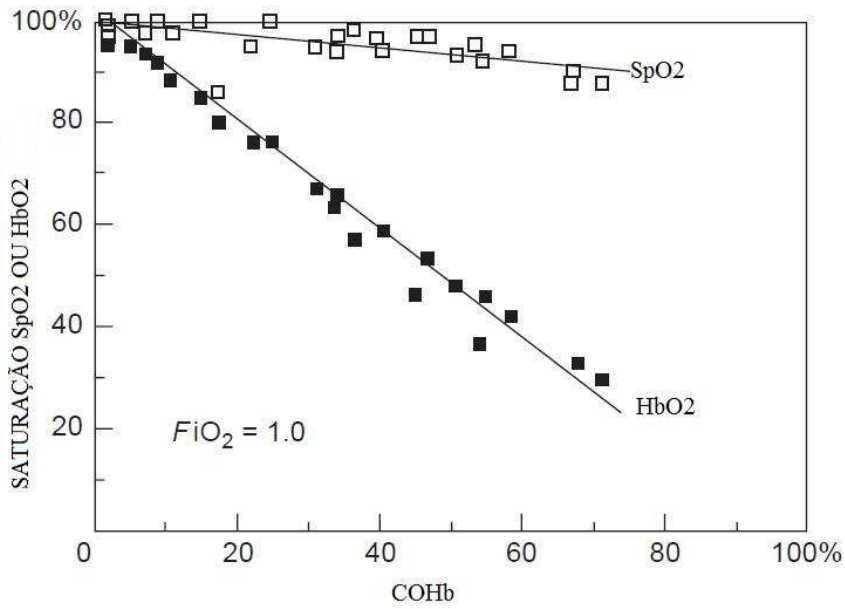


Figura 13 Efeito do monóxido de carbono(CO) na oximetria de pulso. Gráficos de medidas de saturação de Hb feitas com um CO-oximetro (O2Hb), e por um oxímetro convencional (SpO2). Fonte: BARKER,2006.

2.4.2 Redução da Pulsação Periférica, Luz Ambiente

Em estudos clínicos em pacientes críticos, situações de alta resistência vascular, baixa perfusão e vasoconstrição foram associados a perda do sinal de oxímetro de pulso. Durante essas situações, em que o sinal diminui sua amplitude, os oxímetros mostraram-se muito sensíveis a ocorrência de erros devido a iluminação ambiente. Esta seria a razão para ser inserido um controle automático de ganho, que manteria o nível do sinal constante e razoavelmente alto em qualquer condição (FLUCK, 2003).

2.4.3 Pulsação Venosa

Em alguns casos, pode haver uma componente pulsante do sinal devido à variação do sangue venoso no caminho da luz, isso afeta o cálculo de SpO_2 (BARKER, 2006).

2.4.4 Sensibilidade ao Movimento: *"Motion Artifact"*

A movimentação do paciente causa uma grande variação na absorção da luz. Por sua vez, isso causa uma variação no sinal detectado que pode levar a erros de leitura. Esse efeito é pouco percebido em uma sala de cirurgia, entretanto em unidades de tratamento intensivo e salas de recuperação, isso pode inviabilizar o uso do equipamento. Para minimizar esse problema, geralmente é usado um algoritmo que calcula a média temporal do sinal, rejeitando variações causadas por interferências. Esse procedimento, entretanto, é perigoso, visto que pode ignorar situações de hipoxemia rápidas, como acontece em UTI's neonatais (BARKER, 2006).

2.5 ALGORITMO PARA O CÁLCULO DA TAXA SPO2

Para o cálculo da taxa de oxigenação arterial, a primeira etapa é o cálculo da razão R, para então ser obtido o nível de saturação através da curva empírica de calibração SpO2 x R.

Há dois métodos para a obtenção desta razão (WEBSTER, 1997):

- Método dos Picos e dos Vales;
- Método Derivativo.

2.5.1 Método dos Picos e Vales

Considerando a natureza exponencial da transmissão luminosa no tecido, os valores mínimos (Equação 21) e máximo (Equação 22) das intensidades transmitidas para cada comprimento de onda podem ser escritos como:

$$I_{MIN} = I_0 e^{-[\alpha(\lambda)d + \alpha_A(\lambda)\Delta d]} \tag{21}$$

$$I_{MAX} = I_0 e^{-[\alpha(\lambda)d]} \tag{22}$$

- Onde:
- **I_0** é a intensidade da luz incidente;
- **I_{MAX}** é o valor máximo da intensidade da luz transmitida pelo meio;
- **I_{MIN}** é o valor mínimo da intensidade da luz transmitida pelo meio;
- **d** é a distância percorrida pela luz no meio;
- **Δd** é a variação da distância devido a pulsação arterial;
- **α(λ)** é o coeficiente de extinção relativo para a luz de comprimento de onda λ;
- **$\alpha_A(\lambda)$** é o coeficiente de extinção relativo, que varia devido a variação na concentração de hemoglobina oxigenada.

Fazendo-se a razão entre essas intensidade, obtem-se:

$$\frac{I_{MIN}}{I_{MAX}} = \frac{I_0 e^{-[\alpha(\lambda)d+\alpha_A(\lambda)\Delta d]}}{I_0 e^{-[\alpha(\lambda)d]}} = e^{-\alpha_A(\lambda)\Delta d} \tag{23}$$

Neste ponto, está eliminada a dependência da intensidade de luz incidente I_0, bem como a influência do nível de absorção constante da luz, que representa um nível DC na saída do sensor fotoelétrico. Entretanto, deve-se eliminar também a dependência do caminho óptico Δd. Após, é feito o logaritmo da razão acima obtida:

$$\ln\left(\frac{I_{MIN}}{I_{MAX}}\right) = \ln\left(e^{-\alpha_A(\lambda)\Delta d}\right) = -\alpha_A(\lambda)\Delta d \tag{24}$$

Fazendo as medidas de I_{MAX} e I_{MIN} para dois comprimentos de onda, vermelho (V) e infravermelho (IV), pode-se novamente calcular a razão entre as medidas e eliminar a dependência de Δd. Assim, denotando as intensidades da luz vermelha e infravermelha por V e IV, respectivamente, tem-se:

$$\frac{\ln\left(\frac{V_{MIN}}{V_{MAX}}\right)}{\ln\left(\frac{IV_{MIN}}{IV_{MAX}}\right)} = \frac{\alpha_A(\lambda_V)\Delta d}{\alpha_A(\lambda_{IV})\Delta d} = \frac{\alpha_A(\lambda_V)}{\alpha_A(\lambda_{IV})} = R \tag{25}$$

A razão obtida é justamente o valor procurado 'R' que será utilizado cálculo de SpO_2 através da curva de calibração empírica.

Na Figura 14, há um exemplo de como um sinal de intensidade luminosa pode ser convertido em uma tensão e os valores que devem então ser adquiridos para o cálculo de R nos dois comprimentos de onda. O algoritmo de aquisição deve então identificar esses pontos de máximos e mínimos para processá-los.

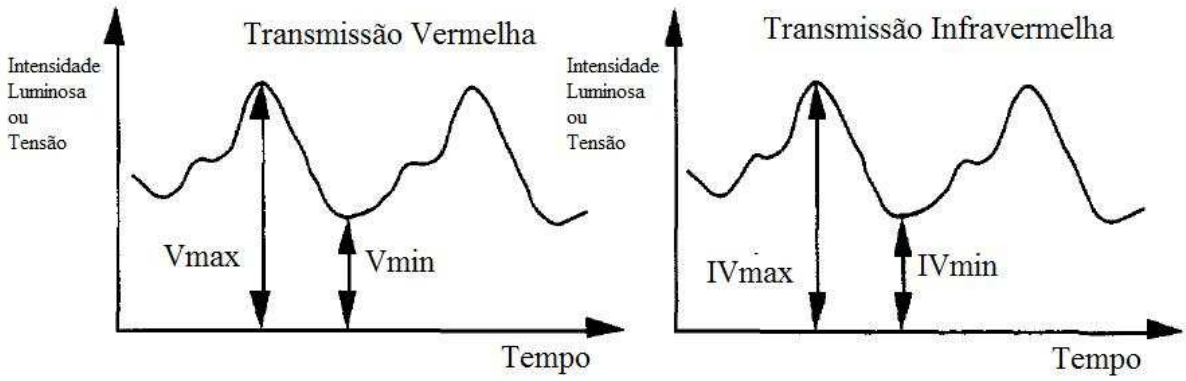


Figura 14 Gráfico de luz transmitida V e IV e valores utilizados. Fonte: WEBSTER.

2.5.2 Método Derivativo

A expressão para a luz transmitida pode ser escrita, conforme já descrito anteriormente, como:

$$I_1 = I_0 e^{-[\alpha(\lambda)d]} \tag{26}$$

Onde:

- **I_0** é a luz incidente;

- **I_1** é o valor da luz transmitida pelo meio;
- **d** é a distância percorrida pela luz no meio;
- **α(λ)** é o coeficiente de extinção relativo para a luz de comprimento de onda λ.

Obtendo a derivada em relação ao tempo da expressão (25), tem-se:

$$\frac{dI_1}{dt} = I_0 e^{-[\alpha(\lambda)d]}(-\alpha\frac{dL}{dt}) \tag{27}$$

Visto que a distância percorrida pela luz varia com o tempo, bem com a intensidade transmitida. Substituindo (26) em (27), fica:

$$\frac{dI_1}{dt} = I_1(-\alpha\frac{dL}{dt}) \therefore \frac{dI_1/dt}{I_1} = -\alpha\frac{dL}{dt} \tag{28}$$

Como a variação dL/dt é a mesma para os dois comprimentos de onda, fazendo a razão entre a expressão (28) para as luzes vermelha e infravermelha, pode-se eliminar a dependência do caminho óptico:

$$\frac{\frac{dI_V/dt}{I_V}}{\frac{dI_{IV}/dt}{I_{IV}}} = \frac{-\alpha(\lambda_V)\frac{dL_V}{dt}}{-\alpha(\lambda_{IV})\frac{dL_{IV}}{dt}} = \frac{\alpha(\lambda_V)}{\alpha(\lambda_{IV})} = R \tag{29}$$

O resultado obtido é o valor da a razão R buscada. Para o tempo discreto e para um pequeno intervalo podemos aproximar as derivadas em (29) por:

$$\begin{aligned} \frac{dI_V(t)}{dt} &= I_V(t_2) - I_V(t_1) \\ \frac{dI_{IV}(t)}{dt} &= I_{IV}(t_2) - I_{IV}(t_1) \end{aligned} \tag{30}$$

E o valor de R poderá ser calculado por:

$$\frac{\frac{dI_V/dt}{I_V}}{\frac{dI_{IV}/dt}{I_{IV}}} = \frac{\frac{I_V(t_2)-I_V(t_1)}{I_V(t_3)}}{\frac{I_{IV}(t_2)-I_{IV}(t_1)}{I_{IV}(t_3)}} = R \tag{31}$$

Na Figura 15, uma representação dos valores utilizados no cálculo de R pelo método derivativo. Para esse método, ao invés de se calcular apenas uma vez a razão R durante um ciclo cardíaco, são feitos vários cálculos em cada período, com intervalos $[t_2-t_1]$ e o valor $I(t_3)$ sendo o valor médio durante cada intervalo. Assim, é possível ser feita uma média para se achar o valor ótimo de R para o período, minimizando os efeitos indesejáveis de interferência de fontes externas e reduzindo a sensibilidade ao movimento do dispositivo.

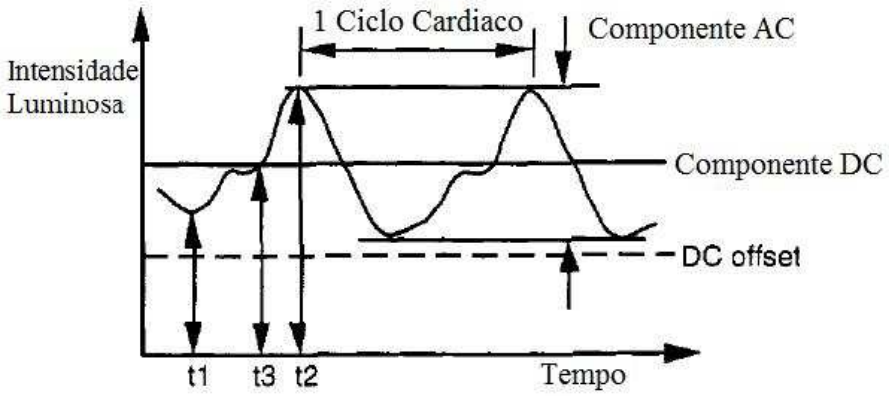


Figura 15 Forma de onda transmitida com os valores adquiridos para o calculo de R pelo método derivativo. Fonte: WEBSTER, 1997.

De acordo com (WEBSTER, 1997), há um fator de correção para o cálculo do valor de Vmin ou Vmax para ser utilizado no determinação da razão R, visto que no momento que está ocorrendo uma desaturação, ou um aumento da saturação, esses valores podem levar a cálculos inexatos de R, como por exemplo, na situação ilustrada na Figura 16:

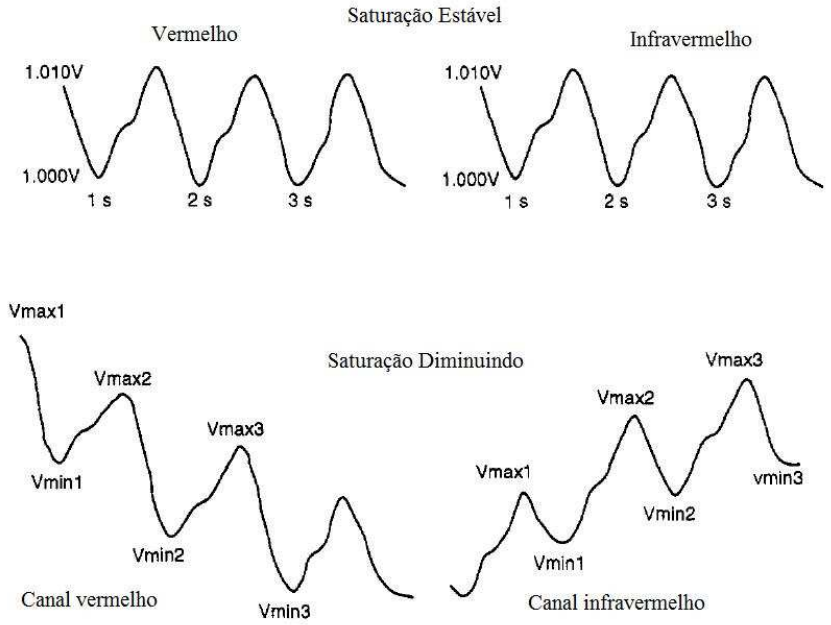


Figura 16 Onda captada no momento em que ocorre uma desaturação no sangue.

Fonte: WEBSTER, 1997.

As expressões para a correção para o valores mínimo e máximo são mostradas nas Equações (32) e (33):

$$V_{MIN}(n)^{*} = V_{MIN}(n-1) + \left[V_{MIN}(n) - V_{MIN}(n-1)\right] \cdot \frac{\left[t_{MAX}(n) - t_{MIN}(n-1)\right]}{\left[t_{MIN}(n) - t_{MIN}(n-1)\right]} \tag{32}$$

$$V_{MAX}(n)^{*} = V_{MAX}(n) + \left[V_{MAX}(n) - V_{MAX}(n+1)\right] \cdot \frac{\left[t_{MAX}(n) - t_{MIN}(n)\right]}{\left[t_{MAX}(n+1) - t_{MAX}(n)\right]} \tag{33}$$

A partir desses valores obtidos, é calculado o valor de R:

$$R = \frac{AC_V / DC_V}{AC_{IV} / DC_{IV}} \qquad \text{ou} \qquad R = \frac{Ln\left[V_{MAX} V(n) / V_{MIN} V(n)\right]}{Ln\left[V_{MAX} IV(n) / V_{MIN} IV(n)\right]} \tag{34}$$

É obtido do nível de saturação de oxigênio no sangue (SpO2) pela equação:

$$SpO_2 = 110 - 25 \cdot R \tag{35}$$

3 PROJETO

O projeto proposto utiliza um sensor comercial da marca Emai que contém embutidos dois leds de comprimento de onda diferentes, vermelho e infravermelho, e um fotodiodo. Durante a ativação de cada led, haverá um circuito que amplificará o sinal e então este será adquirido por um sistema digital, para ser transmitido via Radio Frequência (RF) para um microcomputador que fará o processamento e calculos necessários para a apresentação dos resultados, através de um software específico desenvolvido, conforme ilustrado na Figura 17. O dispositivo encarregado do controle da excitação do sensor e ajuste do circuito amplificador será um microcontrolador Texas MSP430, que, juntamente com o módulo transmissor e o amplificador, ficará posicionado remotamente próximo ao ponto de medida. Nas seções seguintes, serão detalhados os componentes do sistema.

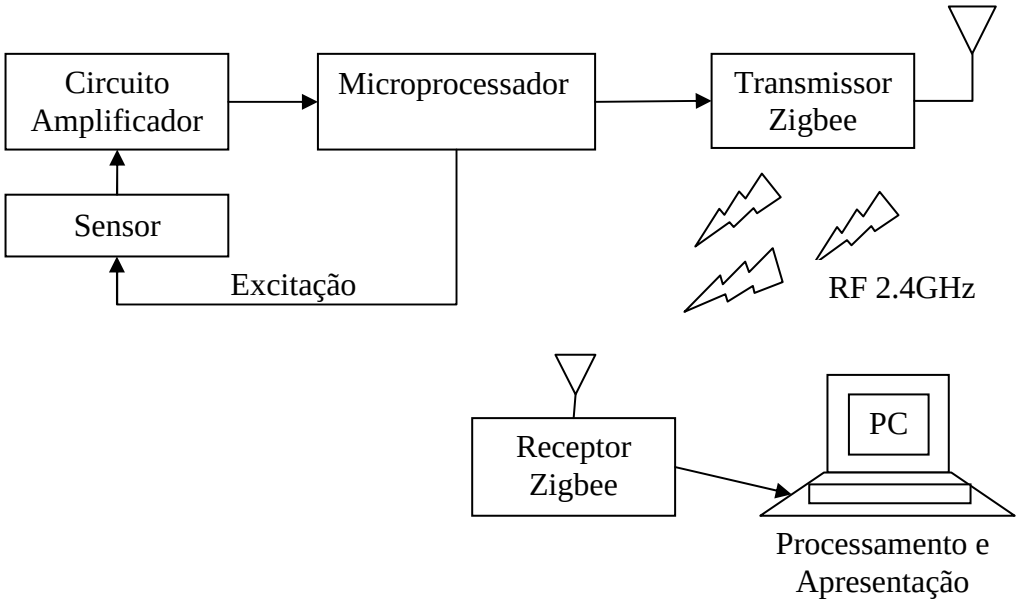


Figura 17 Diagrama de Blocos do sistema.

3.1 SENSOR ÓPTICO

O sensor utilizado (Figura 18), é um sensor comercial transmissivo do tipo clip anatômico, que possui um encapsulamento que isola o canal optico de interferência luminosa externa, onde se insere o dedo indicador

Figura 18 Sendor de Dedo**.**

A marca do sensor é EMAI, modelo, SD-10, que possui dois leds conectados invertidos e um fotodiodo, conforme o esquema apresentado na Figura 19, equivalente ao sensores da marca NELLCOR, com conector DB-9:

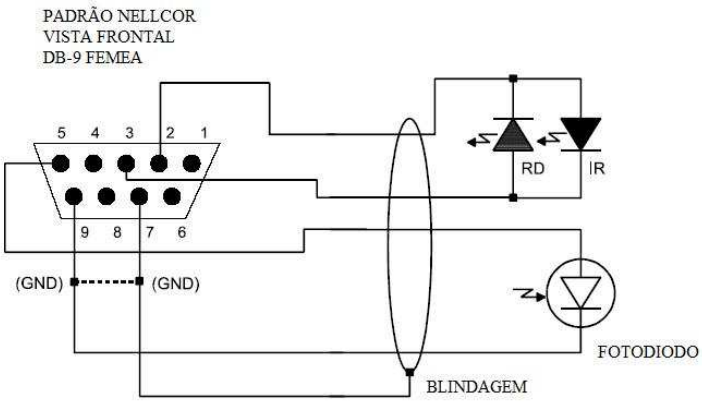


Figura 19 Esquema elétrico de ligação do sensor.

3.2 CONDICIONAMENTO DO SINAL

Inicialmente, projetou-se um amplificador de transimpedância (corrente-tensão) com ganho na ordem de 10^6. O circuito projetado é apresentado na figura 20. Neste circuito, a saída é dada por: $Vo = -I_D R_1$.

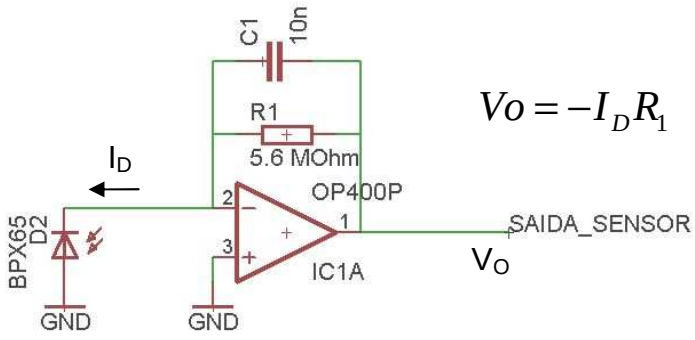


Figura 20 Circuito de Transimpedância**.**

Entretanto, conforme explicado na sessão **2.2.3**, este sinal obtido possui um nível de de tensão média contínua demasiadamente elevado, sendo necessário então um dispositivo de compensação para reduzir essa tensão de offset e ser obtida apenas a parte pulsante do sinal.

Isso foi feito com a adição de um filtro RC passa-altas ligado antes do amplificador, que retira o nível DC do sinal. Tal filtro não afeta o sinal a ser adquirido por ter uma frequência de corte baixa, de 0,08 Hz, e o sinal possui 90 a 95% de sua potência distribuída na faixa da frequência cardíaca até três vezes essa frequência (HAYES, 2001).

Para o sinal ser adquirido e digitalizado, ele deve ser elevado a uma tensão positiva entre 0 e 3,3V, que é a faixa de operação do conversor Analógico Digital utilizado. Tal conversor é integrado no microcontrolador, possui resolução de 10 bits e referência interna. Para isso foi implementado um potenciômetro ligado à entrada positiva do amplificador operacional para ajuste de referência, conforme consta na *Application Note* da Texas Instruments *A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430* (TEXAS

INSTRUMENTS, 2005). O circuito final é mostrado na Figura 21 e o resultado pode ser visualizado na Figura 22, onde aparece uma onda com aproximadamente 0,5V de amplitude e frequência de 1,3 Hz.

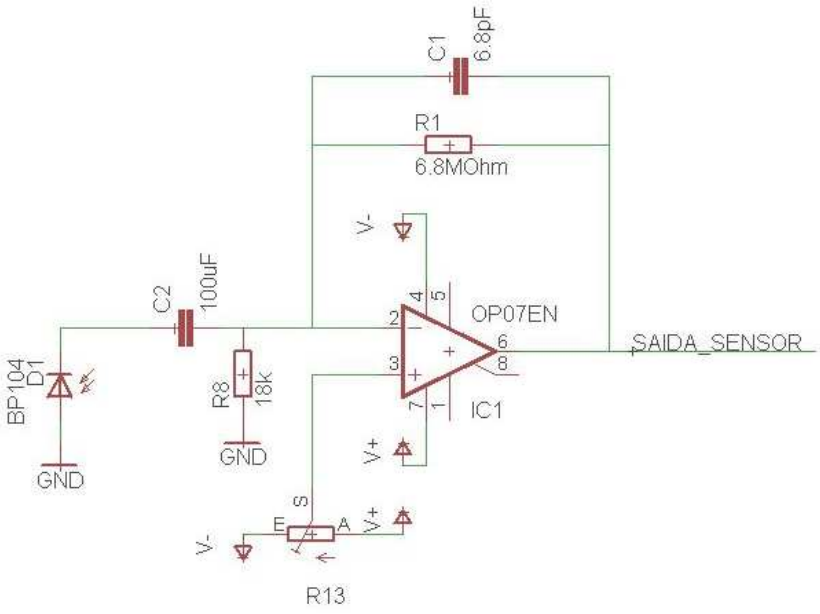


Figura 21 Amplificador de Transimpedância com Filtro RC Passa-Altas e ajuste de referência.

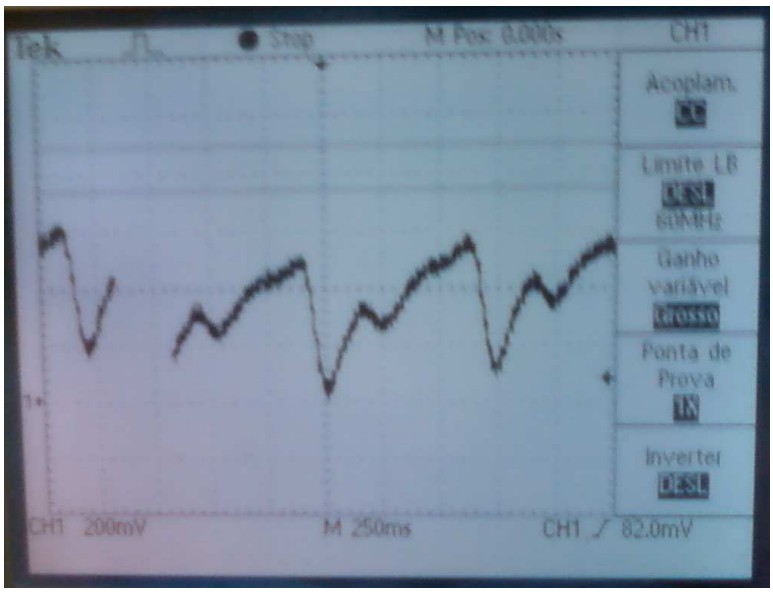


Figura 22 Foto do sinal de saída do amplificador visualizada no osciloscópio.

3.3 AQUISIÇÃO DO SINAL

Após o sinal ser amplificado para níveis de tensão razoáveis, ele será adquirido para ser processado por um sistema digital para então ser transmitido.

3.3.1 Microcontrolador

Para esta tarefa foi escolhido um microcontrolador da família MSP430 da Texas Instruments. O dispositivo utilizado foi o F2274, que tem seu esquema apresentado na Figura 23, retirado da folha de dados do componente fornecida pelo fabricante.

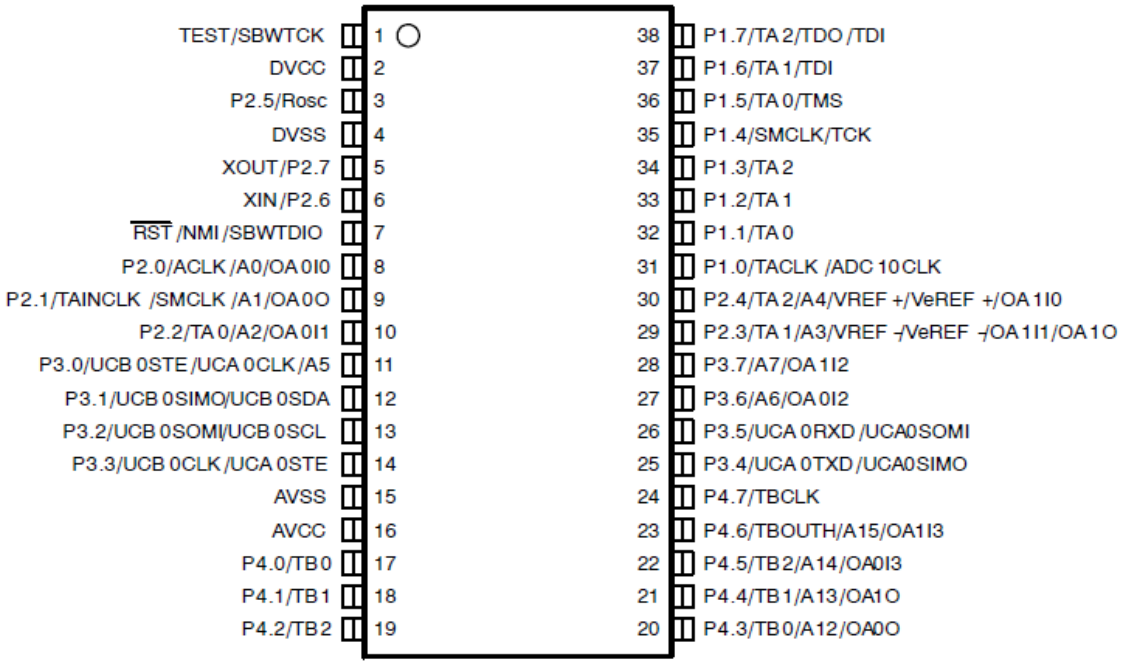


Figura 23 Esquema de pinos do MSP430F2274. Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2009.

Tal microcontrolador foi escolhido por possuir características como:

- oscilador digital interno como fonte de Clock com tolerância de 5% a 8MHz ;
- baixo consumo de energia (corrente de 3 mA a com frequência de operação de 8MHz);
- memória Flash programável de 32kB e Memória RAM de 1kB;

- dois temporizadores (*Timer*) internos programáveis;
- conversor Analógico Digital interno com resolução de 10 bits, com referência interna programável por *software*;
- interface de comunicação serial universal;
- quatro Portas I/O configuráveis com resistores de pull-up/down internos;
- disponibilidade de programador de baixo custo, via porta USB de um computador, através de interface de dois fios com protocolo *Spy-Bi-Wire*, utilizada para programar e fazer o *debug*.

3.3.2 Excitação do Sensor

O microcontrolador é responsável por controlar a excitação do sensor, alternando a ativação dos dois Leds, vermelho e infravermelho, a cada 2ms. Este intervalo foi definido multiplicando por quatro o período utilizado em (TOWNSEND, 2001), para reduzir os requisitos de desempenho de circuito. Assim, amostrando alternadamente o sinal, pode-se visualizar duas formas de onda provenientes de duas fontes de luz simultaneamente com apenas um sensor, conforme ilustrado na Figura 24.

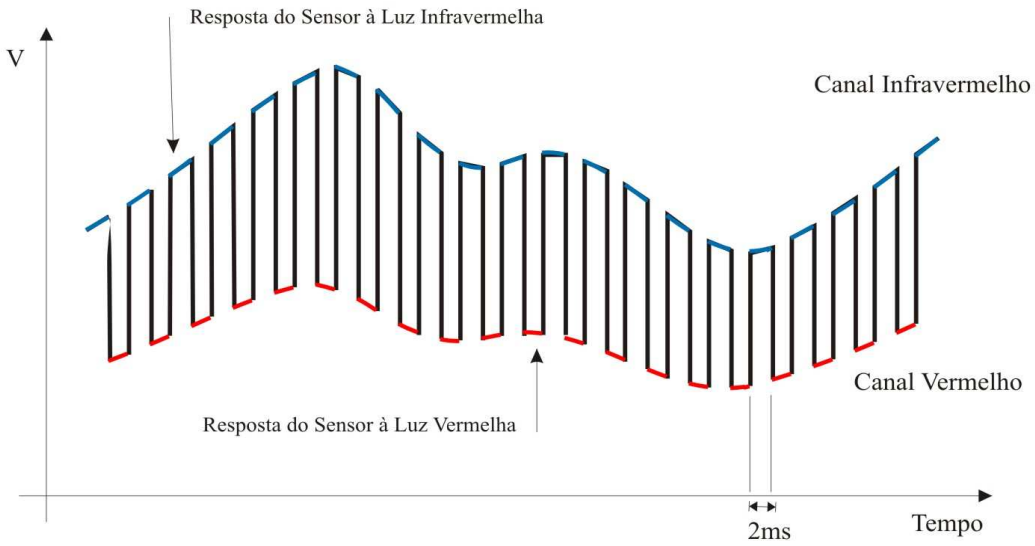


Figura 24 Tempos de ativação de luzes V e IV. Formas de onda adquiridas.

Como os leds necessitam de uma corrente de aproximadamente 25 mA, é necessário ser feita a alimentação dos leds através de uma ponte de transistores, mostrada na Figura 25, que fornece a potência necessária diretamente da fonte de tensão, visto que a corrente é superior a capacidade de fornecimento das portas do microcontrolador.

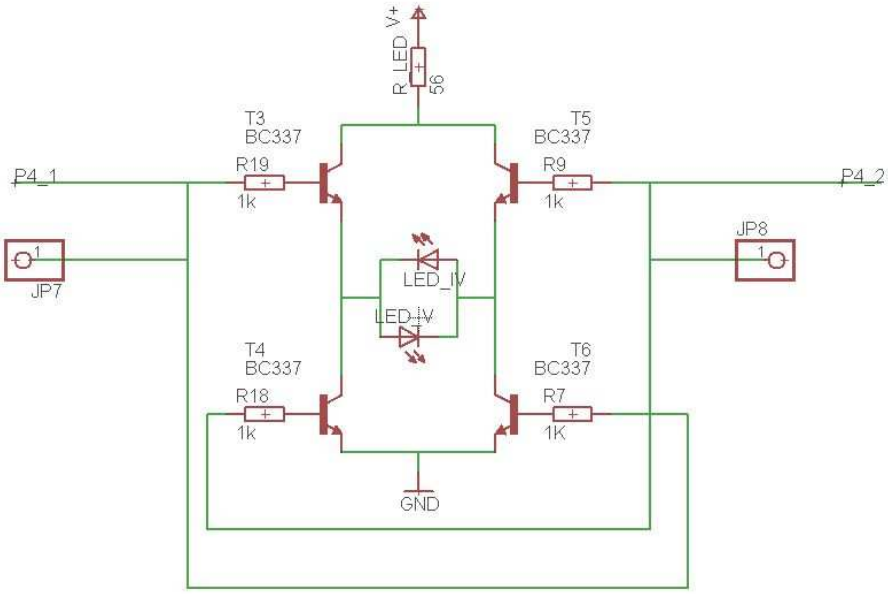


Figura 25 Ponte de transistores para fornecer a corrente necessária aos leds.

3.3.3 Comunicação e Software

O microprocessador após realizar a amostragem do sinal, adiciona bits para que o programa de monitoramento identifique a fonte dos dados (canal vermelho ou infravermelho) e gerencia a comunicação serial com o transmissor zigbee, através de sua unidade UART.

Na Figura 26, é apresentado o esquema com os pinos utilizados na ligação do microcontrolador.

O programa executado no microcontrolador funciona da seguinte forma: inicialmente configura os módulos utilizados, como conversor ADC10, unidade UART, temporizador, fonte de clock, conforme detalhado no manual do microcontrolador *MSP430x22xx Family User Guide* (TEXAS INSTRUMENTS, 2008). Após, o temporizador a cada 2ms, gera uma

interrupção para amostrar a saída do amplificador, alterna a ativação dos dois leds através de um comando “ou exclusivo” entre as portas 4.1 e 4.2, acrescenta um bit de identificação se o sinal for proveniente do canal vermelho, como apresentado na Figura 27, armazena os dados em uma variável para serem enviados e finalmente ativa a transmissão serial para o módulo sem fio.

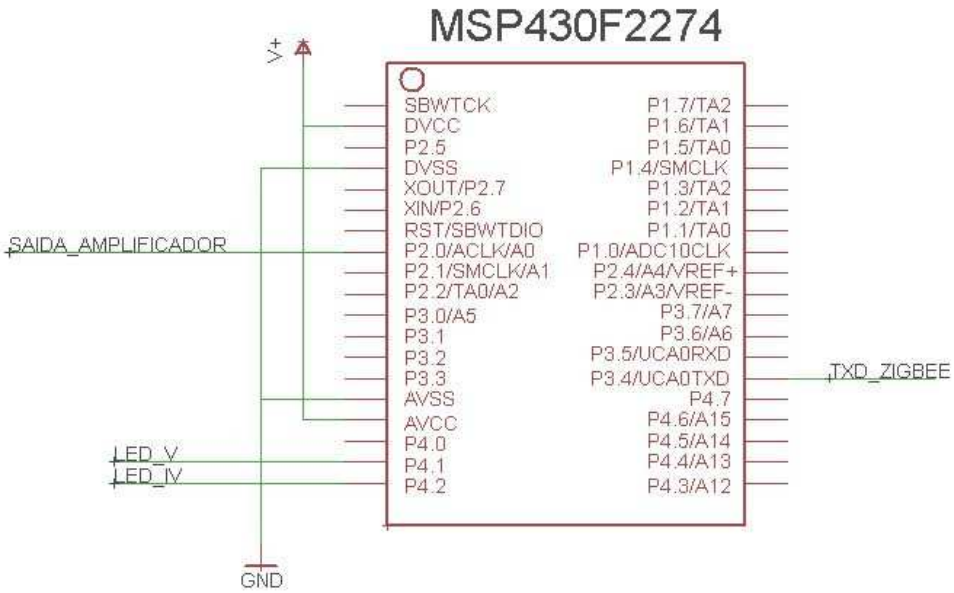


Figura 26 Esquema de ligação do microcontrolador MSP430.

CANAL VERMELHO

BYTES	0x1F								0x83						0xFF									
BITS	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
									IDENTIFICADOR								AMOSTRA 10 BITS							

CANAL INFRAVERMELHO

BYTES	0x1F								0x03						0xFF									
BITS	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
									IDENTIFICADOR								AMOSTRA 10 BITS							

Figura 27 Sequência de transmissão de bytes pelo microcontrolador.

A transmissão serial tem início quando a unidade UART gera uma interrupção por estar vazia e pronta para receber novos dados. Nos momentos em que não há dados a serem trasmitidos ou amostrados, o processador fica em modo de economia de energia. Na Figura 28 é apresentado um fluxograma do software do microcontrolador, que tem seu código fonte apresentado no Anexo A.

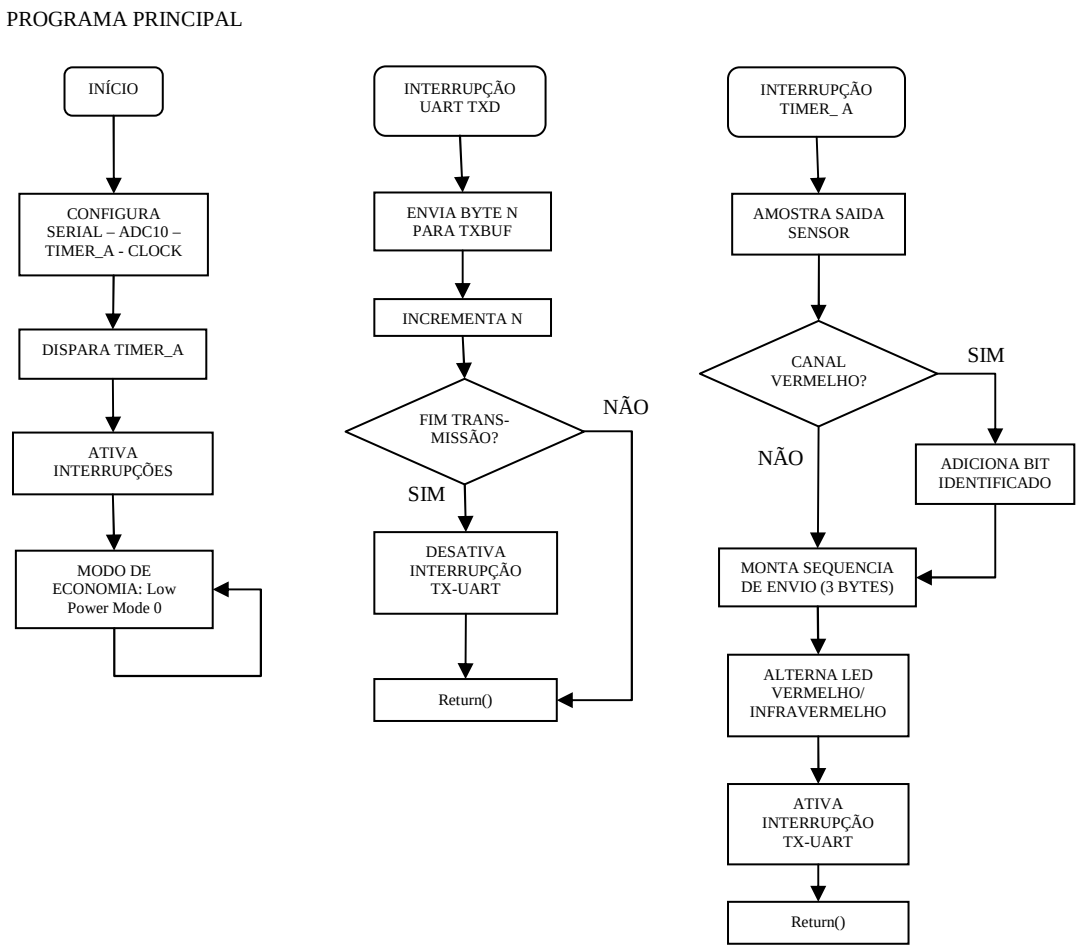


Figura 28 Fluxograma do software executado no MSP430F2274.

3.4 REDE ZIGBEE

De acordo com (IEEE,2006), ZigBee é o nome de uma tecnologia de transmissão de dados sem fio, desenvolvida sob padrões de endereçamento com o objetivo de criar redes de baixo custo e consumo para comunicação de dispositivos alimentados por baterias com

autonomia por anos de uso. Este padrão possui todas as vantagens e características físicas do padrão IEEE (*Institute of Electric and Electronic Engineers*) 802.15.4 somadas a funcionalidades de rede, operando em bandas livres de licença como 2.400-2.484 GHz (Global), 902-928 MHz (América) e 868,0-868,6 MHz (Europa).

O protocolo ZigBee foi criado e projetado para transmitir dados através de ambientes de rádio-freqüência hostis geralmente encontrados em aplicações industriais e comerciais com as seguintes características:

- baixo consumo de energia;
- suporte de diversas topologias de rede: estática, dinâmica, estrela ou mesh;
- capacidade de até 65.000 nós em uma rede;
- encriptação de dados AES 128-bit (*Advanced Encryption Algorithm*) que garante segurança na comunicação entre dispositivos;
- prevenção de colisão de pacotes de dados;
- tentativas de transmissão e confirmações de recebimento de pacotes de dados.

Dentre as diversas possibilidades de aplicações de monitoramento e controle utilizando o protocolo ZigBee, destacam-se: controle de luminosidade, detectores de fumaça, telemetria, controle de temperatura, segurança doméstica, controles ambientais, automação predial, entre outros.

3.4.1 Tipos de dispositivos na rede Zigbee

No padrão ZigBee existem três modos de operação dos dispositivos lógicos (Coordenador, Roteador e Dispositivo final) que definem a rede (IEEE, 2006):

Coordenador : é o único responsável pela formação de uma rede ZigBee, fato que lhe confere presença obrigatória em todas as redes. O Coordenador estabelece um canal de

operação e o número lógico para formar a rede. Uma vez estabelecido estes parâmetros, o coordenador pode formar uma rede permitindo que roteadores e dispositivos finais se integrem a esta. Após a formação da rede, o coordenador funciona como um roteador, podendo participar no redirecionamento de pacotes de dados e ser uma fonte ou destino de pacotes de dados.

Roteador : o roteador é um nó que cria e/ou mantém as informações da rede e a utiliza para determinar a melhor rota para um pacote de dados. Os roteadores podem participar no redirecionamento de pacotes de dados e devem se integrar à rede antes de permitir que outros roteadores e dispositivos finais se integrem a ele. Por intermédio de um roteador uma Rede ZigBee poder ser expandida, e assim ter mais alcance. Na prática um roteador pode ser usado para amplificar o sinal da Rede entre andares de um prédio, por exemplo.

Dispositivo Final : um dispositivo deve sempre interagir com o seu nó pai (ou um roteador ou um coordenador) na rede para receber ou transmitir dados podendo ser uma fonte ou destino de dados, porém, não possuindo a capacidade de redirecionamento de informações. É onde os atuadores são hospedados. Normalmente é o nó que menos consome energia, pois na maioria das vezes este dispositivo encontra-se inativo (*sleeping mode*).

3.4.2 Módulos de Aquisição e Transmissão Zigbee

Para a transferência dos dados do sinal medido para a visualização e processamento no computador, foram utilizados dois módulos ZigBee, um para aquisição e transmissão e outro para recepção, e uma placa de interface USB-Serial para o PC, como exemplificado na Figura 29. Os módulos ZigBee utilizados, são da empresa DIGI, modelo XB24-BWIT-004 revA (DIGI INTERNATIONAL, 2008), configurados para funcionar como Dispositivo Final

e Coordenador, conforme especificação do fabricante, com o auxilio do software X-CTU. Estes módulos utilizam alimentação de 3,3V, possuem 4 módulos conversores Analógico Digital(AD0-3) e unidades de transmissão e recepção assíncrona (UART). Neste projeto, será utilizada a configuração mínima ligando-se os pinos de alimentação, referência e entrada de dados serial assíncrona.

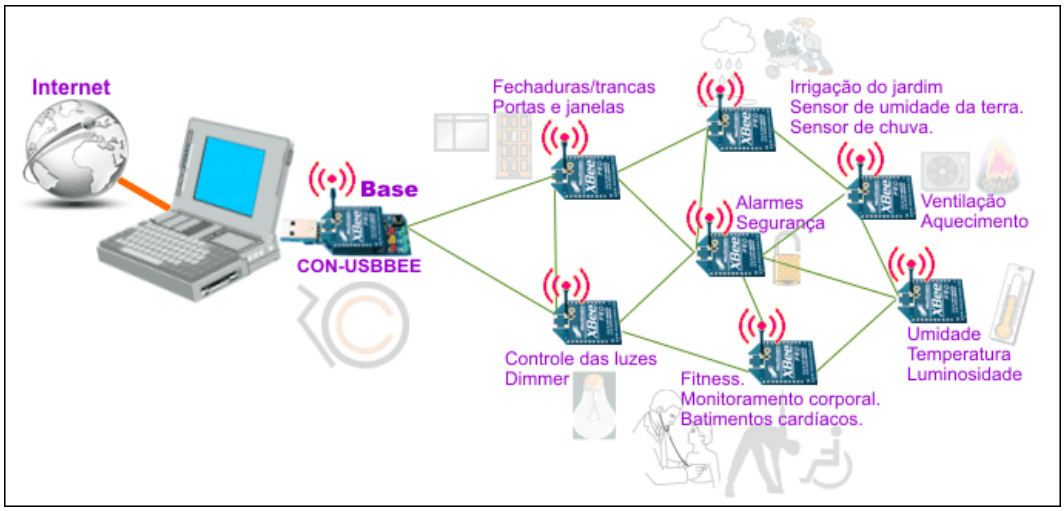


Figura 29 Topologia de rede utilizada com coordenador ligado ao PC através da placa COM-USBBEE. Fonte ROGERCOM, 2009.

Como o módulo XBee disponibiliza dados através de interface serial, para que se possibilite tratar os dados recebidos no computador, utilizou-se uma placa de conexão USB, fabricado pela empresa Rogercom, denominada CON-USBBEE. Este dispositivo ao ser conectado na porta USB do computador cria uma porta COMx virtual, como se fosse uma porta serial padrão RS232, possibilitando receber os dados do módulo. Na Figura 30 é apresentada uma foto da placa, indicando posição do módulo XBee no dispositivo. Também se nota que a alimentação é pela porta USB do PC e o Led On/Off indica que o mesmo está energizado. Já os leds Tx e Rx, indicam respectivamente transmissão e recepção de dados do módulo, enquanto os leds RSSI indicam a potência de transmissão do sinal. Quanto maior o

número de Leds ligados, mais intenso é o sinal de transmissão, como mostrado na Figura 31. Esta interface permite a configuração dos parâmetros dos módulos Xbee como dispositivo final, roteador ou coordenador, através do software XCTU.

Figura 30 Módulo XBEE conectado a placa CON-USBBEE. Fonte: ROGERCOM, 2009.

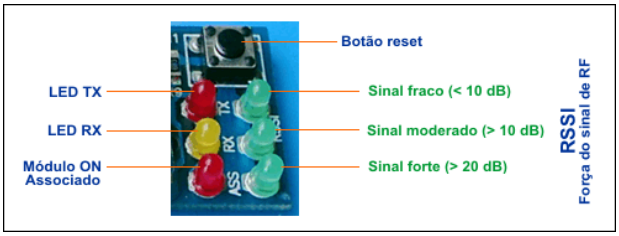


Figura 31 Leds sinalizadores da placa CON-USBBEE. Fonte: ROGERCOM, 2009.

3.4.3 Frames para Comunicação Com Módulos Xbee

Os módulos XBee da Digi, utiliza dois tipos de protocolos de interface serial: o modo transparente, conhecido como modo AT, transparente, e o modo API (*Application Programming Interface*).

No modo transparente, os dados recebidos da UART através do pino DIN (RX) do módulo são colocados em fila para transmissão via RF. Já os dados recebidos do canal RF são transmitidos através do pino DOUT (TX).

No modo transparente os dados são transmitidos e recebidos da mesma forma que uma comunicação serial RS232 padrão, ou seja, os módulos aparecem para o usuário como se

fossem apenas um cabo serial “físico”. Os módulos possuem *buffers* de recepção e transmissão para uma melhor desempenho na comunicação serial.

O modo de operação API é uma alternativa ao modo de operação transparente padrão. O modo API baseia-se em frame, estendendo assim o nível para qual a aplicação host pode interagir com as capacidades de rede do módulo.

Neste modo de operação os dados transmitidos e recebidos estão contido em frames, que definem operações ou eventos dentro do módulo. Através desse modo de operação é possível um determinado módulo enviar endereço fonte, endereço destino, nome de um determinado nó, sinal RSSI, estado, etc.

3.4.4 Configuração dos Módulos XBEE

Para configuração dos módulos Xbee, são utilizados a placa conversora USB-Serial CON-USBBEE da Rogercom e o software XCTU disponibilizado pela Digi, empresa fabricante do módulo XBee.

Foi utilizado o modo AT. O procedimento para configuração tanto do coordenador, como do dispositivo final foram os mesmos: conectou-se a placa CON-USBBEE com o módulo XBee em uma porta USB disponível no computador, executou-se o do software XCTU, selecionou-se a aba PC Settings e escolheu-se a porta que realizará a leitura dos dados do módulo, e configuraram-se os parâmetros desta porta, habilitando o funcionamento do modo AT, conforme é demonstrado na Figura 32.

Após, na aba *Modem Configuration*, foram alterados os parâmetros dos módulos, primeiro para o coordenador, conforme exemplificado na Figura 33:

- Módulo: XB-24-B;
- Função: ZNET 2.5 COORDINATOR AT;

- Versão: 1047;
- Adressing / Destination Adress High: 0x0000;
- Adressing / Destination Adress Low: 0xFFFF (BroadcastTransmission);
- Adressing / Node Identifier: CPU_RX;
- Serial Interfacing / Baud Rate: 115200 bps;
- Serial Interfacing / Parity: 0 – No Parity;

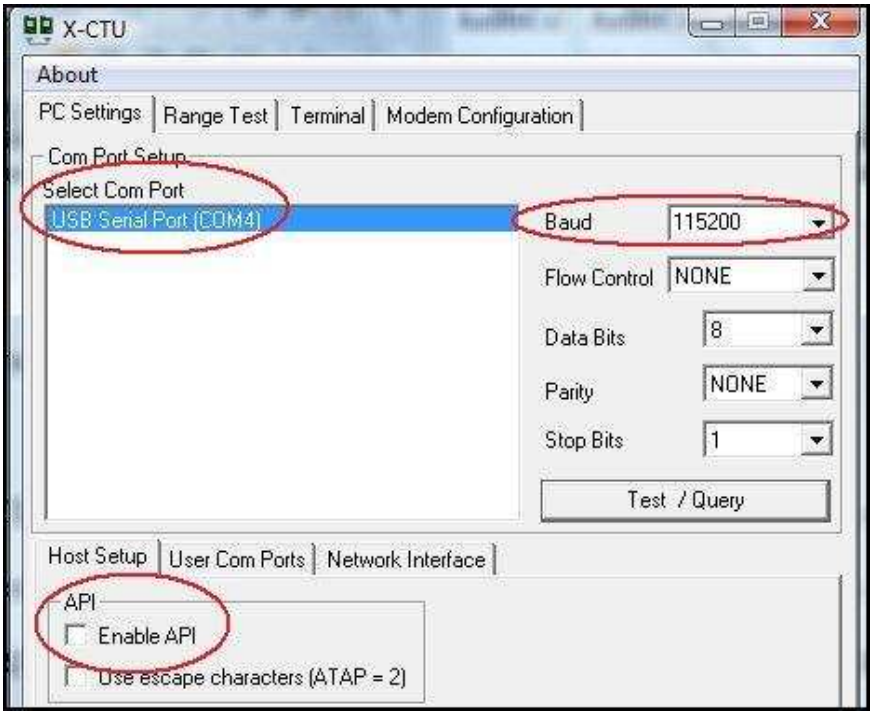


Figura 32 Configuração da porta COM Virtual no software XCTU.

Depois para o dispositivo final, ativando a entrada serial com taxa de transmissão de 19200 baud por segundo:

- Módulo: XB-24-B;
- Função: ZNET 2.5 ROUTER/END DEVICE AT;
- Versão: 1247;
- Adressing / Destination Adress High: 0x0000;
- Adressing / Destination Adress Low: 0x0000 (Pan Coordinator Transmission);

- Adressing / Node Identifier: DEDO_TX;
- Serial Interfacing / Baud Rate: 4 - 19200 bps;
- Serial Interfacing / Parity: 0 – No Parity;
- Serial Interfacing / Packetization Timeout: 0;
- Sleep Modes / Sleep Mode: 0 – No Sleep.

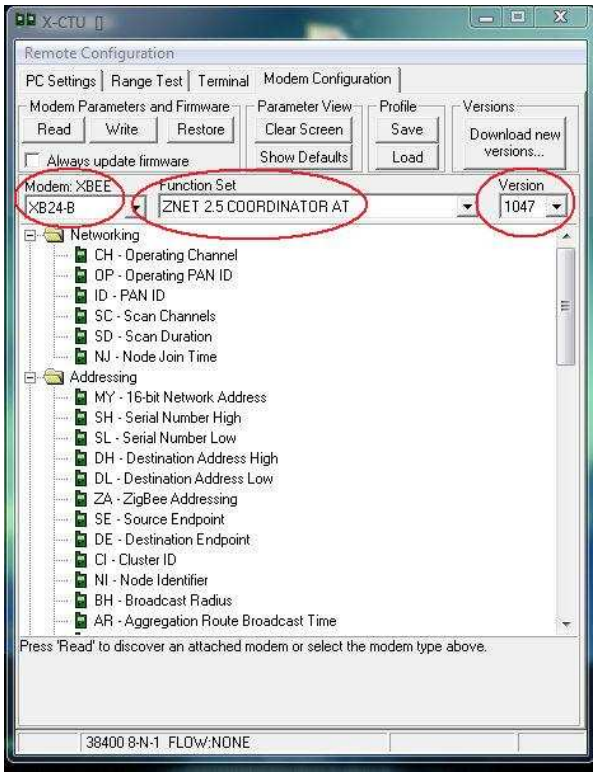


Figura 33 Configuração dos parâmetros do módulo X-BEE.

3.5 PLACA DE AQUISIÇÃO

Após a definição do circuito foi desenvolvida uma placa de aquisição e transmissão dos dados, em que encontram-se integrados o circuito amplificador, o microprocessador e o módulo de transmissão sem fio Zigbee. O *layout* da placa de circuito impresso é mostrado no anexo A.

O dispositivo funciona com entrada de +5 a 40 V_{DC} e -5 a -40 V_{DC}, visto que possui incluido regulador de tensão para +3,3 V, para o microprocessador e módulo Zigbee, e regulador de tensão de -3,3V para alimentação simétrica do amplificador. Possui também conector DB9 para conexão com sensor de dedo (Figura 34).

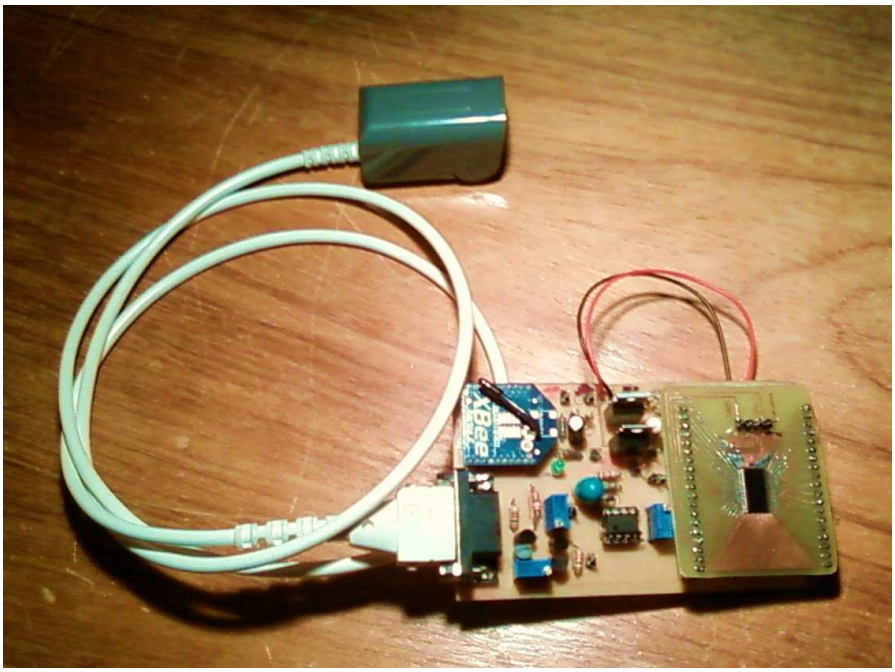


Figura 34 Imagem da placa de aquisição com sensor de dedo conectado.

3.6 SISTEMA DE PROCESSAMENTO DO SINAL

O sistema para processamento dos dados foi desenvolvido utilizando o software da National Instruments LABVIEW 8.5. Inicialmente o software configura a porta serial. Após a porta estar configurada, clicando no botão “Iniciar” (Figura 35) começa a aquisição de dados através da porta COMx virtual criada pela placa CON-USBBEE. O programa funciona buscando os valores dos bytes delimitadores de início de dados 0x1F. Após ser identificado o início, os dois próximos bytes são de dados. Para identificar se são provenientes da fonte de luz vermelha ou infravermelha, é testado um bit no começo da amostra, adicionado pelo microcontrolador, conforme explicado na sessão **3.3**. Caso o bit seja ‘1’, são dados do canal

vermelho, caso seja ‘0’ são dados do canal infravermelho. Então são separados os 10 bits da amostra, convertidos em valores de tensão, filtrados por um filtro digital butterworth de segunda ordem passa-faixas e aplicados em dois gráficos, um para cada forma de onda.

Após obtidas as ondas dos dois canais, vermelho e infravermelho, determina-se os valores máximo e mínimo de cada canal, para então ser calculada a razão ‘R’ conforme a seção **2.5**:

$$V_{MIN}(n)^{*} = V_{MIN}(n-1) + \left[V_{MIN}(n) - V_{MIN}(n-1)\right] \cdot \frac{\left[t_{MAX}(n) - t_{MIN}(n-1)\right]}{\left[t_{MIN}(n) - t_{MIN}(n-1)\right]}$$

$$V_{MAX}(n)^{*} = V_{MAX}(n) + \left[V_{MAX}(n) - V_{MAX}(n+1)\right] \cdot \frac{\left[t_{MAX}(n) - t_{MIN}(n)\right]}{\left[t_{MAX}(n+1) - t_{MAX}(n)\right]}$$

$$R = \frac{\ln\left(\frac{V_{MIN}}{V_{MAX}}\right)}{\ln\left(\frac{IV_{MIN}}{IV_{MAX}}\right)}$$

Simultaneamente, o programa também conta o intervalo de tempo Δt, em milisegundos, de dez máximos e calcula a taxa de batimentos por minuto (BPM) através da equação:

$$BPM = \frac{600000}{\Delta t}$$

Uma vez obtido ‘R’, é calculada a taxa de oxigenação pela equação de calibração empírica definida na seção 2.5:

$$SpO_2 = 110 - 25 \cdot R$$

Após processados e calculados, os dados são mostrados em uma interface gráfica (Figura 35), onde consta o valor de oxigenação atual, em porcentagem, as formas de onda dos dois canais e os gráficos dos históricos de valores obtidos de oxigenação e BPM. Todo este processo é mostrado no fluxograma da Figura 36.

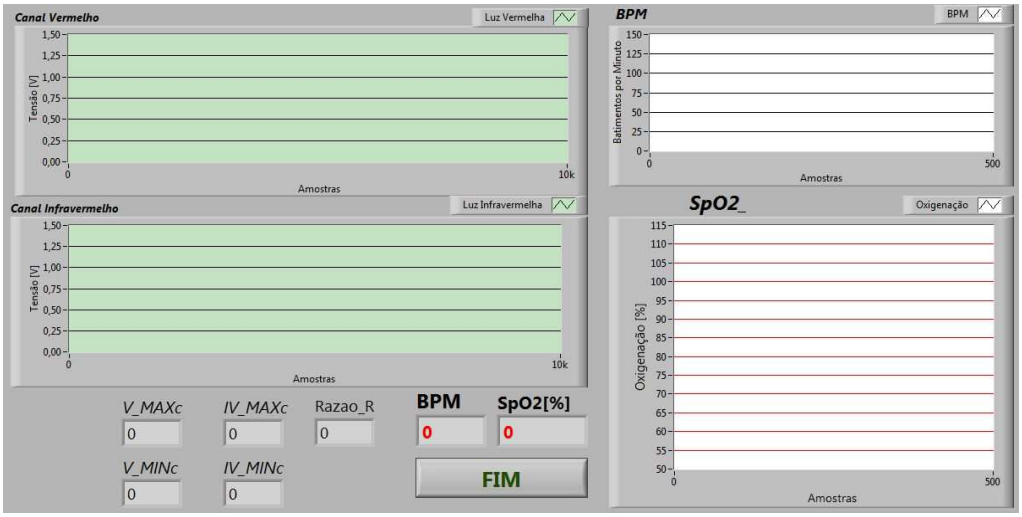


Figura 35 Interface Gráfica.

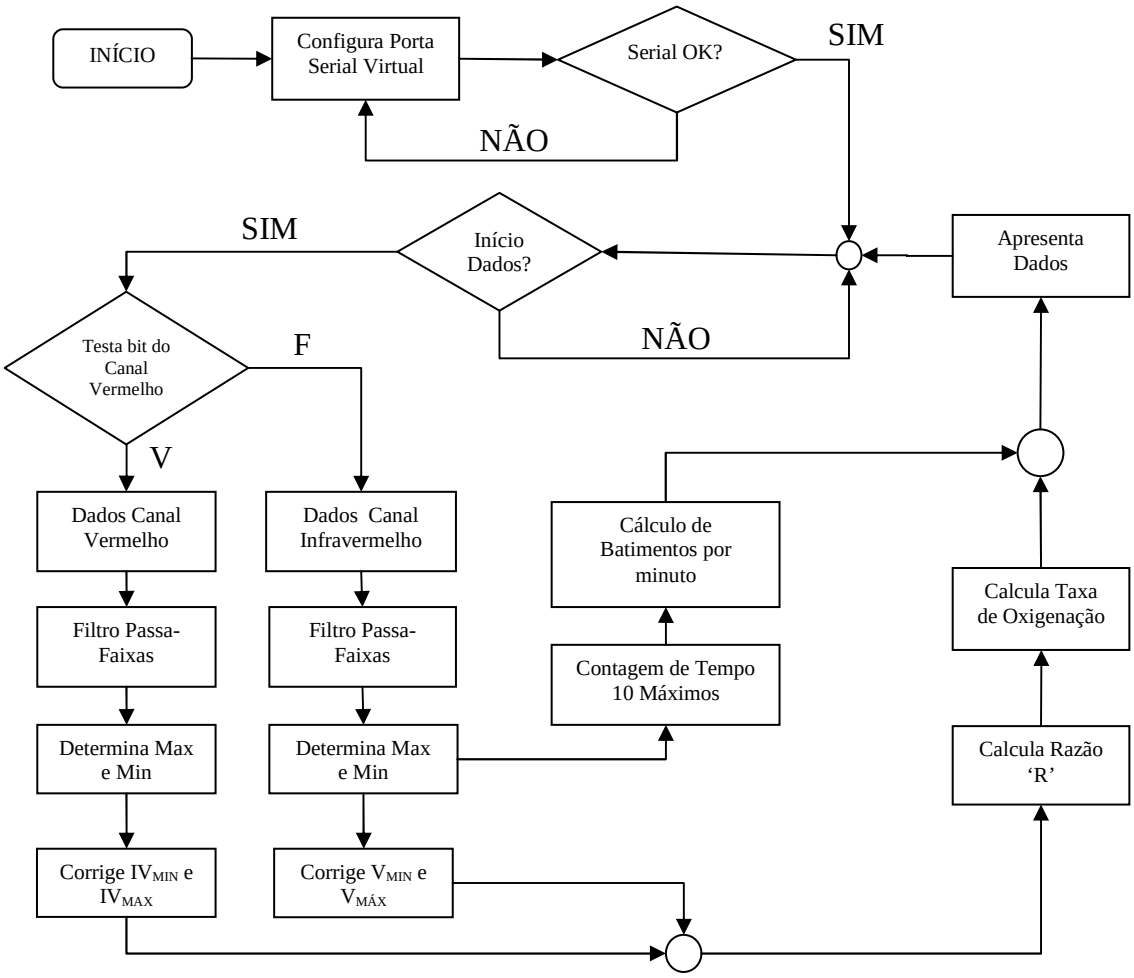


Figura 36 Fluxograma do sistema de processamento e apresentação.

4 TESTES E RESULTADOS

Após a implementação do sistema foram feitos testes com um indivíduo em condições de repouso, testes após atividade física intensa e testes de perda de dados durante a transmissão.

Devido à indisponibilidade de um aparelho calibrado para medir a oxigenação sanguínea, como poderia ser feito com um oxímetro de pulso comercial, não foi possível fazer uma análise quantitativa da taxa de erro do sistema desenvolvido. Entretanto, foi possível observar a viabilidade do método e identificar as principais dificuldades na implementação do sistema.

4.1 TESTE DE ESFORÇO FÍSICO

Para o teste após esforço físico, um indivíduo foi submetido à atividade física aeróbica durante 7 minutos, sendo que no último minuto foi feita expiração forçada intencionalmente para ser perceptível o decaimento da taxa de oxigenação após o final da atividade. O resultado é apresentado na Figura 37.

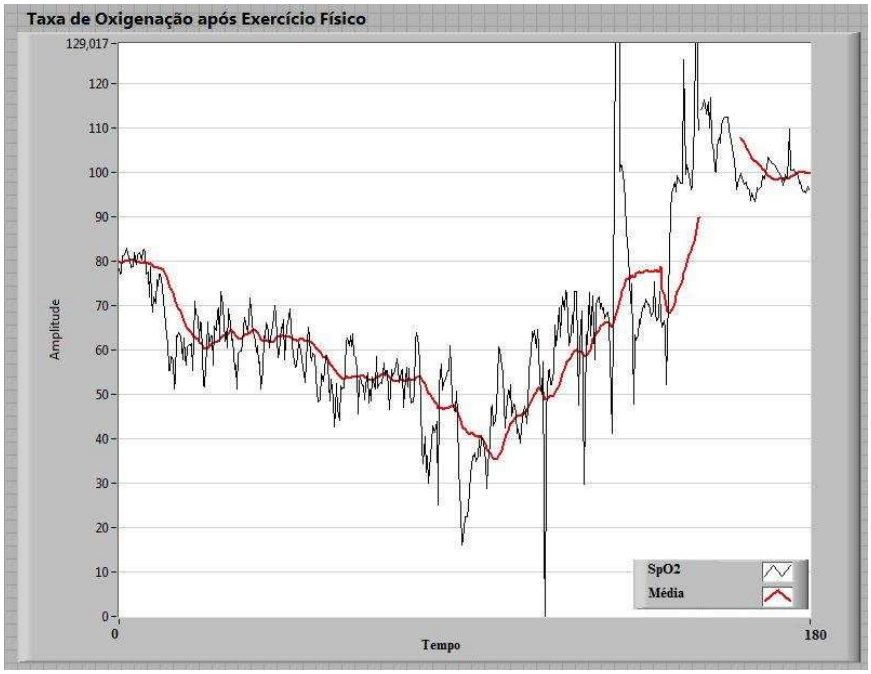


Figura 37 Taxa de oxigenação após atividade física.

Em preto estão os dados obtidos e em vermelho a média calculada ao longo do gráfico. Como a variação da oxigenação é um processo lento, observa-se o decaimento excessivo da taxa até aproximadamente 40% e após, uma elevação ao nível normal. Tal decaimento revela uma inexatidão dos dados, visto que a taxa de SpO_2 não poderia chegar a níveis tão baixos. Isso poderia ser verificado com o auxílio de um instrumento previamente calibrado.

Neste teste, tais valores tem como causa a variação do nível do sinal que não se manteve contante ao longo do teste, sendo que foi necessário um ajuste periódico do potenciômetro mostrado na seção **3.2** para que o sinal se mantivesse na faixa de operação do conversor AD (0 a 3,3V). Podemos observar que durante parte do teste, o gráfico tem uma descontinuidades, indo a valores acima do limite máximo. Isso ocorreu pois o programa não detectou corretamente os valores de picos e vales, devido ao sinal ter ficado fora da faixa de operação do conversor AD, tendo assim sido identificado como zero, resultando no cálculo de 'R' um valor indefinido, pois este é a razão de dois logaritmos naturais, o que resultou em um valor indefinido de SpO_2. A média móvel de 20 períodos, portanto, possui um intervalo de descontinuidade, pois aquele valor indefinido é levado para o cálculo da média nas próximas 20 amostras obtidas.

O processo de redução e aumento da taxa de oxigenação levou por volta de três minutos.

4.2 VARIAÇÃO DO NÍVEL SINAL

Um dos principais problemas observados está no fato da variação na transmissão da luz através dos tecidos não se manter constante ao longo do tempo. Essa variação aleatória do nível do sinal, mostrada na Figura 38, em que constam 10.000 amostras, equivalentes a 40

segundos, leva a resultados incorretos para o cálculo da oxigenação, bem como causa problemas para identificação de máximos e mínimos da onda.

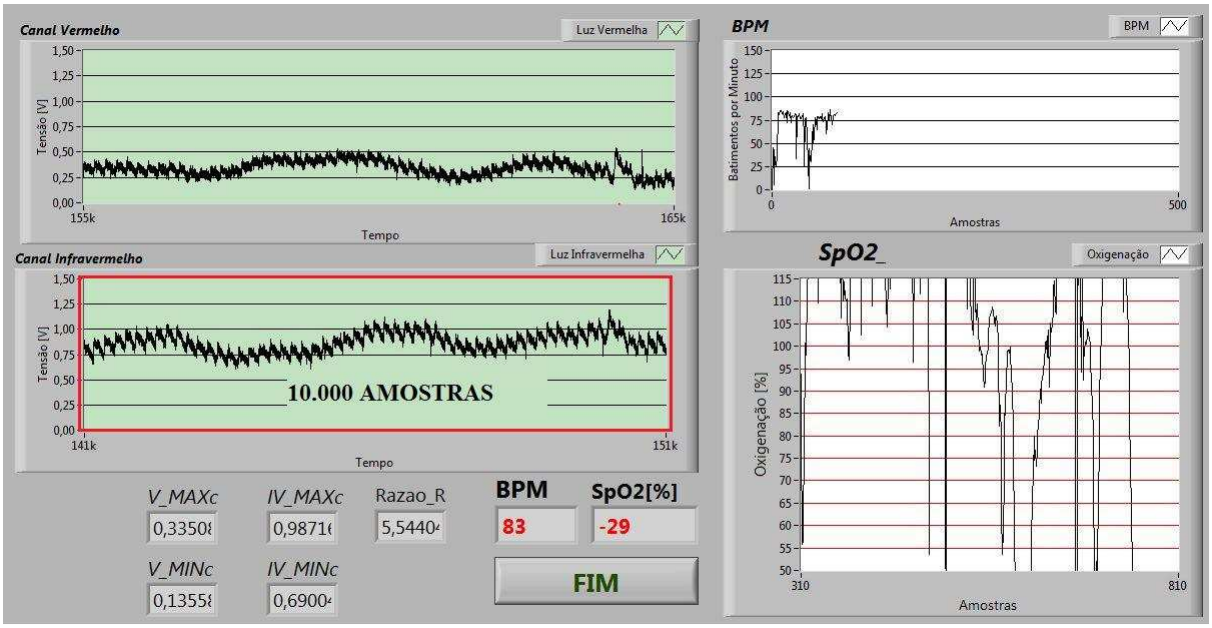


Figura 38 Variação do nível DC do sinal ao longo do tempo.

Neste projeto isto foi corrigido implementando-se um filtro digital butterworth Passa-faixas com frequência de corte baixa próxima a zero, apenas para eliminação do nível DC.

Ainda poderia ser feito um ajuste do nível de corrente de alimentação dos leds do sensor pelo microcontrolador, de acordo com o nível de offset da tensão de saída do condicionador de sinal. Para tanto, o microcontrolador deve monitorar a tensão amostrada, calcular sua média, e diminuir ou aumentar a tensão de saída de um conversor digital analógico, que atuará na base de transistores de uma ponte H, controlando a corrente que atravessa os leds (Figura 39), visando manter a tensão de saída sempre em uma faixa de operação ótima para a operação do conversor AD e amostragem do sinal.

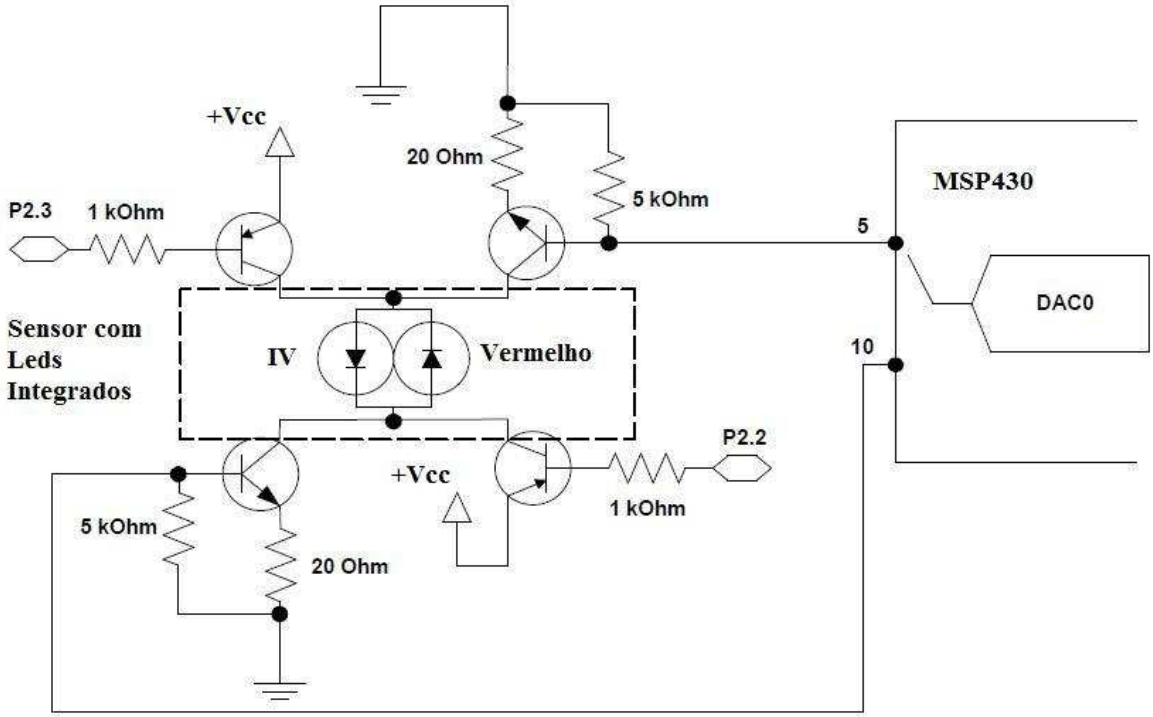


Figura 39 Circuito proposto para ajuste do nível dos leds com auxílio de conversor DA. Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2005.

4.3 TESTE DE REPOUSO

Foram realizados testes em duas pessoas. Os indivíduos ficaram sentados com o dedo inserido no sensor na posição horizontal, durante cinco minutos. Ao final foi tirada uma foto da tela de apresentação dos dados, apresentadas na Figura 40 e Figura 41. Para obtenção das ondas dos dois canais foram utilizados filtros passa-faixas digitais Butterworth de segunda ordem com frequência de corte baixa de 0,15 Hz e frequência de corte alta de 30 Hz.

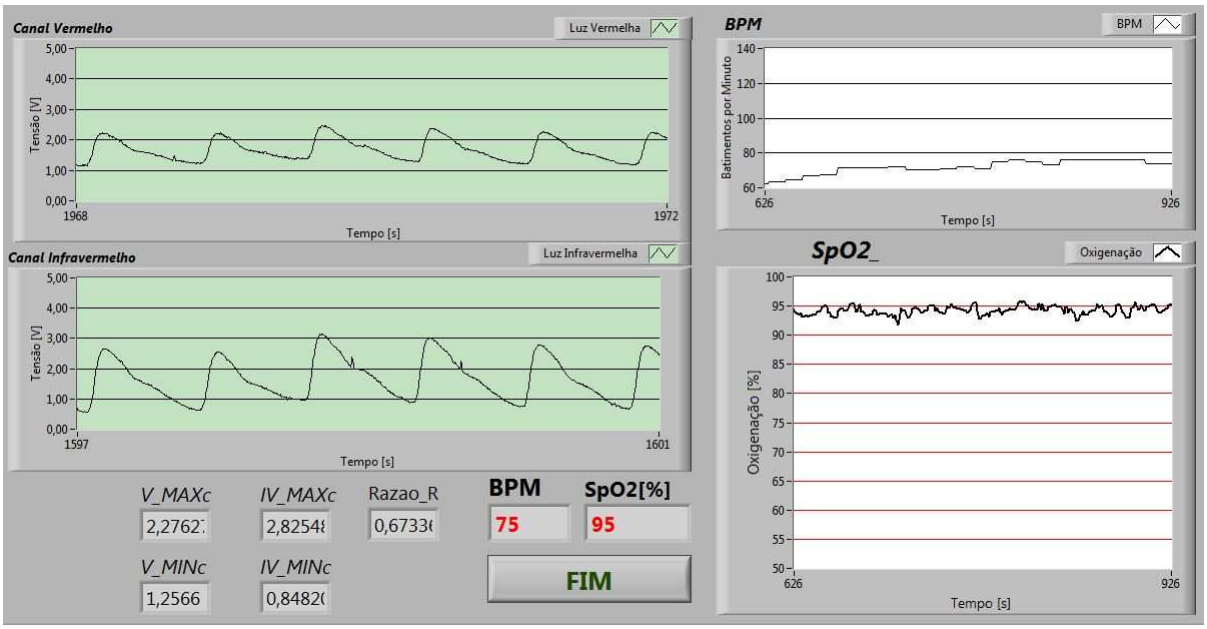


Figura 40 de apresentação dos dados obtidos no teste de repousodo Indivíduo A.

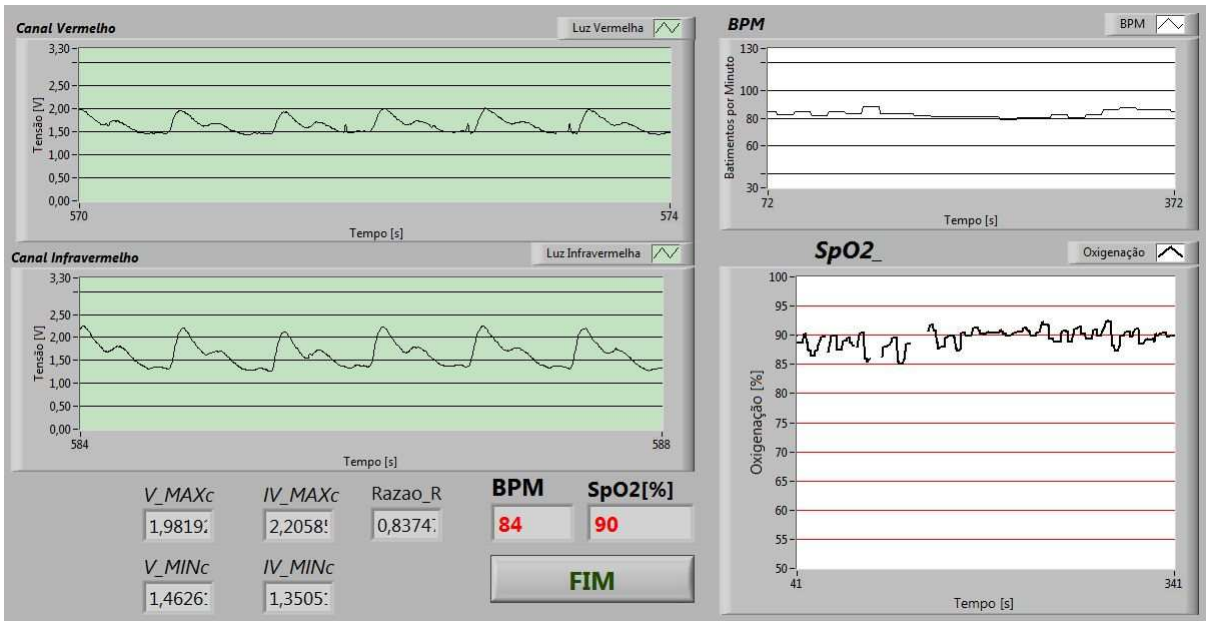


Figura 41 Tela de apresentação dos dados obtidos no teste de repouso do Indivíduo B.

Observa-se, conforme previsto, que a amplitude da forma de onda da luz vermelha captada possui uma amplitude menor, pois a luz vermelha (640 nm) possui um coeficiente de extinção muito maior (810 / mol.cm) para a hemoglobina não oxigenada do que para a hemoglobina oxigenada (80 / mol.cm), e já a luz infravermelha (940 nm), possui um

coeficiente de extinção pouco maior para a hemoglobina oxigenada de 290/mol.cm contra 180 mol.cm para a hemoglobina não oxigenada.

Observa-se que a curva tende a permanecer próxima a 95% para o indivíduo A, próximo a taxa esperada para uma pessoa em condições normais em torno de 97% (TOWNSEND, 2001). Já para o segundo teste (B) o valor de SpO_2 ficou próximo a 90%, que é abaixo da taxa esperada.

As descontinuidades obtidas no gráfico da oxigenação na Figura 41 são decorrentes de momentos em que o programa não detectou corretamente os valores de picos e vales, devido ao sinal ter ficado fora da faixa de operação do conversor AD, tendo assim sido identificado como zero, resultando no cálculo de 'R' um valor indefinido, pois este é a razão de dois logaritmos naturais.

No gráfico da taxa de batimentos por minuto, o valor teve pouca variação ao longo do teste, variando em torno de 80 a 85 batimentos por minuto para o teste B e de 75 a 80 batimentos para o indivíduo A.

4.4 SOFTWARE

O programa de processamento e cálculo das taxas foi projetado de tal forma que cada vez que seja detectado um valor máximo, ou valor mínimo, seja aberta uma janela (Figura 42) e, caso não sejam identificados novos máximos dentro das próximas 120 amostras, aquele valor é atribuído ao pico daquele ciclo. Entretanto, como este intervalo de 120 amostras é fixo, no momento em que houver uma alteração na velocidade dos batimentos, o software pode perder alguns pulsos. Isso é importante em dois casos: caso aumente frequência cardíaca, podem ocorrer dois máximos em um intervalo de identificação e o programa pode perder um, como exemplificado na Figura 43 em que a taxa de batimentos por minuto

aumentou de 80 para 120. Caso haja uma significativa diminuição na frequência de pulsação, o programa pode identificar máximos equivocadamente, visto que durante um ciclo seram recebidas um número significamente maior de amostras do que 120.

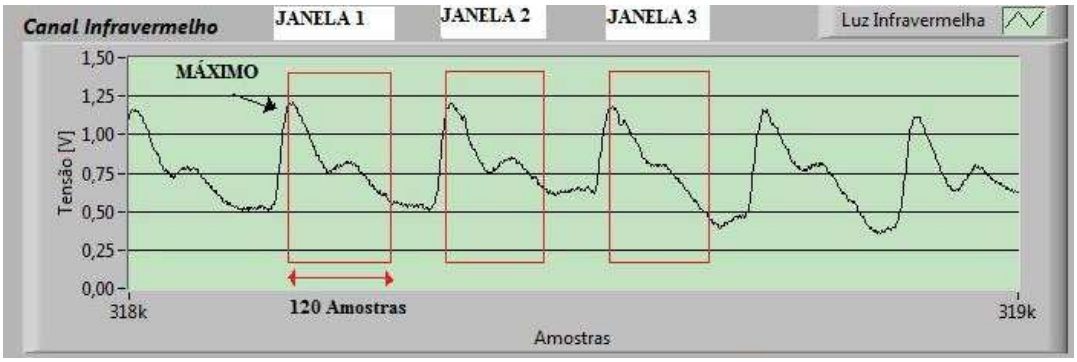


Figura 42 Intervalos de identificação de máximos.

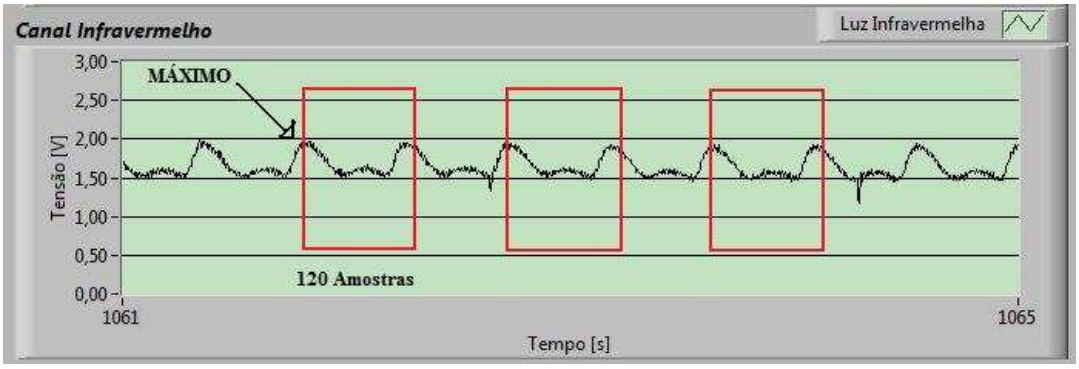


Figura 43 Intervalos de identificação de máximos com 120 batimentos por minuto.

Em parte, esse efeito é compensado fazendo-se uma média móvel dos valores instantâneos de oxigenação, mas influencia diretamente no cálculo da taxa de batimentos por segundo.

5 CONCLUSÕES

Nesse trabalho, foi desenvolvido o protótipo de um oxímetro com transmissão de dados sem fio. Foi utilizado um sensor transmissivo, um amplificador de transimpedância, um microcontrolador para amostragem e gerenciamento da transmissão e módulos zigbee para transmissão e recepção do sinal sem fios. Para a recepção e processamento dos dados foi utilizado um programa desenvolvido com auxílio do software Labview.

Através do microcontrolador com conversor AD integrado, foi obtida uma taxa de amostragem de 500 amostras por segundo, dividas em dois canais, um para a resposta do sensor à luz vermelha e outro para a resposta à onda infravermelha. Sendo assim, foram obtidas 250 amostras por segundo em cada canal (250Hz), valor que mostrou-se suficiente para adquirir um sinal com componentes de frequência máxima próximos a 10Hz.

Para esta taxa de amostragem, foi necessária uma taxa mínima de transmissão de dados de 12000 bps, o que foi alcançado configurando-se o microcontrolador e o módulo sem fio para transmitir e receber a 19200 Baud por segundo.

Com a placa desenvolvida, seria possível utilizar o sistema para o monitoramento da de um indivíduo sem a necessidade de ligação à rede elétrica, como por exemplo durante exercícios físicos, uma vez que durante curtos períodos de tempo o protótipo pode funcionar com baterias.

Os testes preliminares nesse relatório são qualitativos, uma vez que não houve a disponibilidade de um oxímetro de referência. No entanto, esses resultados mostraram que o projeto proposto tem viabilidade técnica. Foi possível observar a queda no valor de oxigenação medido após a realização de exercícios físicos, bem como a variação do nível de saturação entre diferentes indivíduos. No primeiro teste foram obtidos valores de oxigenação

próximos a 95%, e no segundo valores próximos a 90%, para um teste com duração de cinco minutos.

Um fato que chamou a atenção do autor é que existe uma variação do nível DC do sinal que interfere diretamente no funcionamento do dispositivo, e que poderia ser solucionado através de um sistema de controle automático microprocessado.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para projetos futuros, poderia ser incluido no sistema um ajuste do controle de luminosidade dos leds do sensor. Através deste controle, além melhorar o desempenho do sistema, isso tornaria o sistema mais robusto, uma vez que, independentemente da variação que houvesse de pessoa para pessoa a ser testada, a saída do amplificador sempre se manteria no mesmo nível, sem necessidade do ajuste de nível DC através de potenciômetro, o que torna difícil o uso do sistema sem auxílio de um osciloscópio para ajustes.

Em relação ao programa de processamento e apresentação dos dados, poderia ser criado um algoritmo que minimize os efeitos da variação da frequência cardíaca na identificação de máximos e mínimos, variando o intervalo de identificação de acordo com a frequência cardíaca, e que detecte e rejeite valores incorretos que possam ocorrer durante a aquisição de dados.

REFERÊNCIAS

WEBSTER, J. G. **Design of Pulse Oximeters**. Medical Science Series. IOP Publishing Ltd. 1997.

YAO, J.; WARREN, S. Stimulating Student Learning with a Novel "In-House" Pulse Oximeter Design. **Proceedings Of The 2005 American Society For Engineering Education Annual Conference & Exposition**, American Society For Engineering Education, 2005.

ELSHARYDAH, A.; CORK, R. C. Blood Gas Measurements, Oximetry. In: **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**, Vol.1. John Wiley & Sons Inc. 2006. P. 469-476.

BARKER, S. J. Oxygen Sensors. In: **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**, Vol.5. John Wiley & Sons Inc. 2006. P. 209-216.

FLUCK JR, R.R. et al. Does Ambient Light Affect the Accuracy of Pulse Oximetry? In: **Respiratory Care**, July 2003 Vol. 48 No. 7.

SEVERINGHAUS, J. W.; KELLEHER, J. F. 1992. Recent developments in pulse oximetry. **Anesthesiology** 76. 1018-38.

TOWNSEND, Neil. Pulse Oximetry, In: **Medical Electronics.** MICHAELMAS TERM 2001. Dept. of Engineering Science, University of Oxford, Oxford, UK.

TEXAS INSTRUMENTS. A **Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430**. Application Note. 2005. 11 p. Disponível em: <http://www.ti.com/litv/pdf/slaa274>. Acesso em: 08 nov. 2009.

HAYES, M. J.; SMITH, P. R. A New Method For Pulse Oximetry Possessing Inherent Insensitivity To Artifact. In: **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. 48, no. 4, p.452-461, April 2001.

TEXAS INSTRUMENTS. **MSP430x22x4 Mixed Signal Microcontroller**. Product Specification. 2009. 87 p. Disponível em: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ msp430f2274-ep.pdf>. Acesso em: 08 nov. 2009.

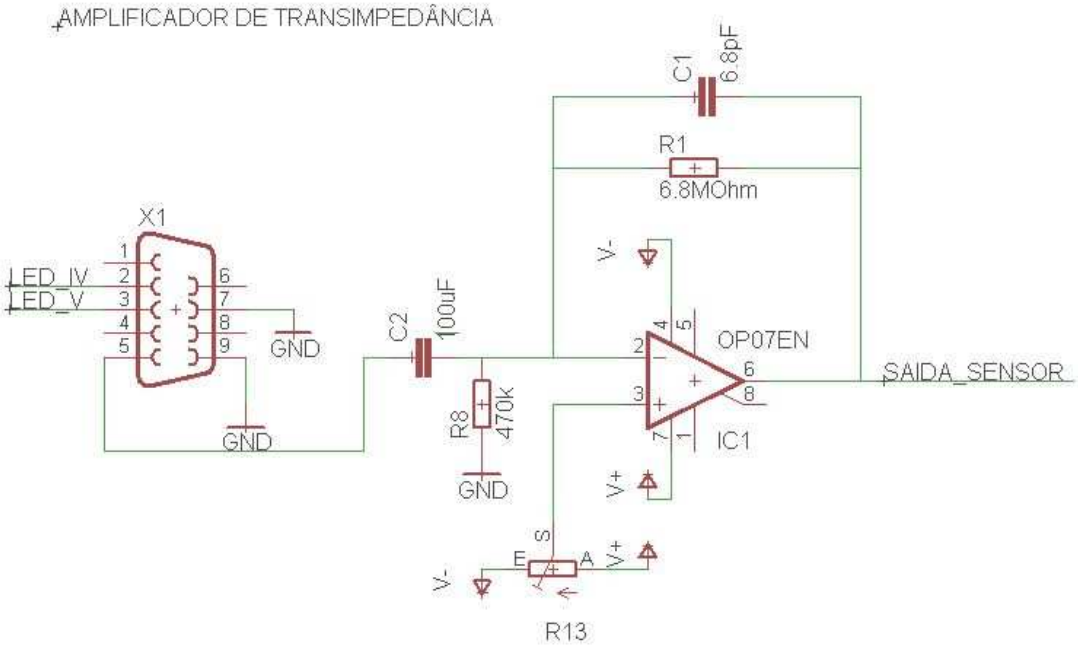
TEXAS INSTRUMENTS. **MSP430x22xx Family User Guide**. 2008. 693 p. Disponível em: < http://www.ti.com/litv/pdf/slau144e>. Acesso em: 08 nov. 2009.

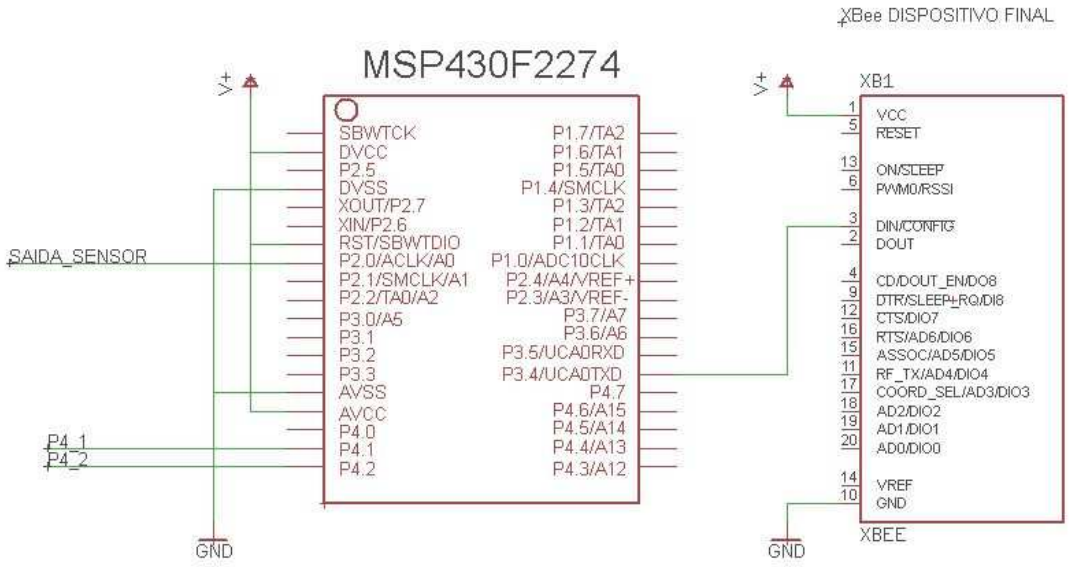
INSTITUTE OF ELECTRIC AND ELECTRONIC ENGINEERS. **IEEE Standard 802.15.4**: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs). New York, 2006.

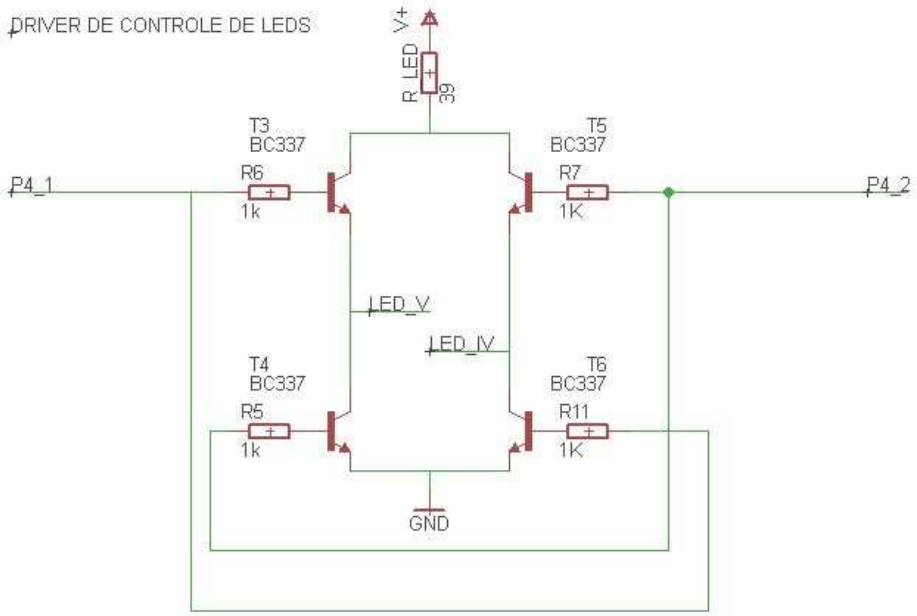
DIGI INTERNATIONAL. **Xbee ZNet 2.5/XBee-PRO ZNet 2.5 OEM RF Modules Product Manual v1.x.4x - ZigBee Protocol**. 2008. 91 p. Disponível em: <http://ftp1.digi.com/ support/documentation/90000866_C.pdf>. Acesso em: 08 nov. 2009.

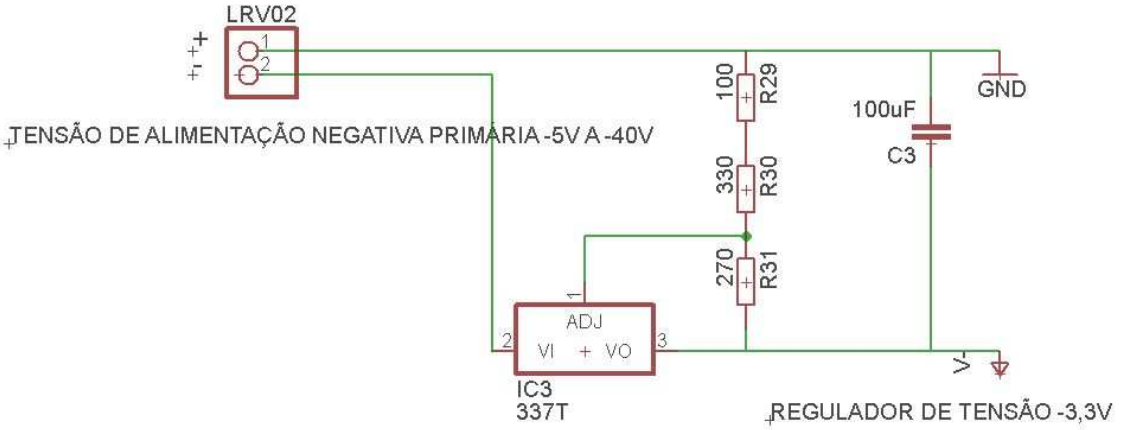
ROGERCOM. **Controle remoto e aquisição de dados via XBee/ZigBee (IEEE 802.15.4).** 2009. Artigo disponibilizado em: <http://www.rogercom.com.br/>. Acesso em: 08 nov. 2009.

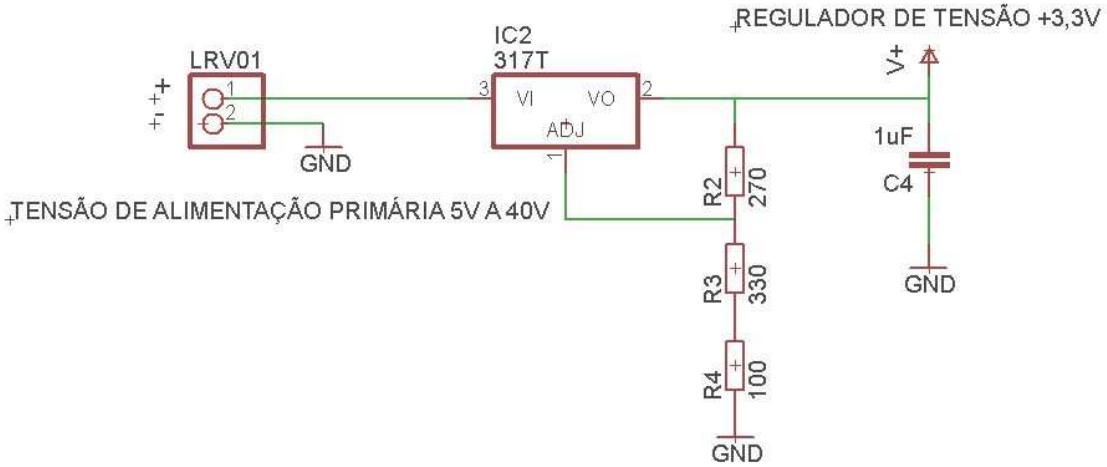
ANEXO A : DIAGRAMA ESQUEMÁTICO E PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO


AMPLIFICADOR DE TRANSIMPEDÂNCIA
C1
6.8pF
R1
6.8MOhm
X1
LED_IV
LED_V
GND
C2
100uF
R8
470k
OP07EN
IC1
SAIDA_SENSOR
V-
V+
R13

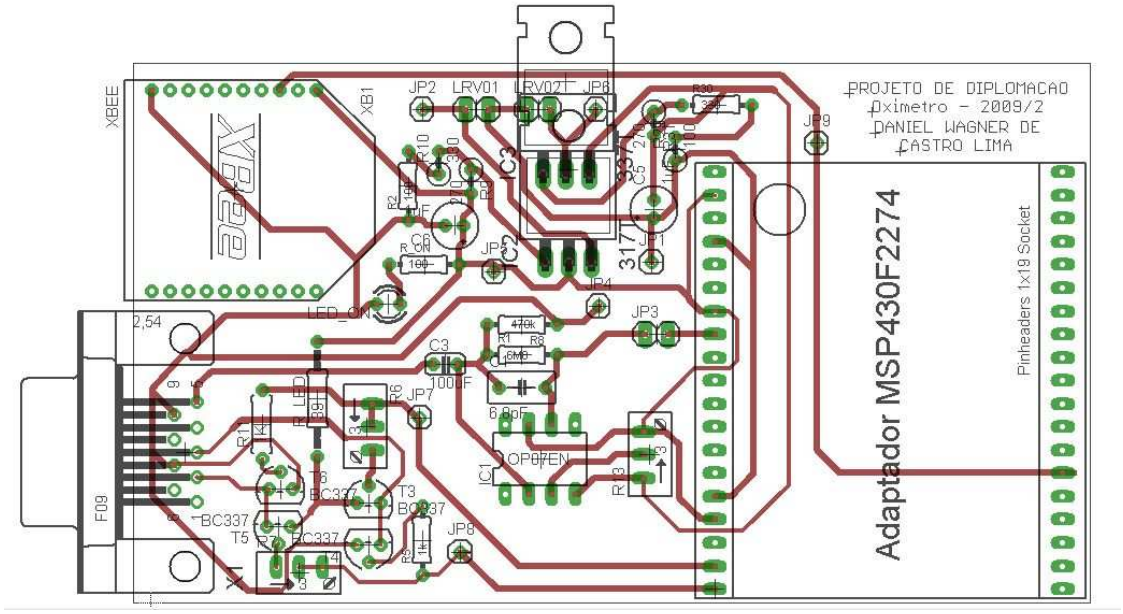

XBee DISPOSITIVO FINAL
MSP430F2274
SAIDA_SENSOR
P4_1
P4_2
GND
V+
XB1
XBEE
VCC
RESET
ON/SLEEP
PWM0/RSSI
DIN/CONFIG
DOUT
CD/DOUT_EN/DO8
DTR/SLEEP_RQ/DI8
CTS/DIO7
RTS/AD6/DIO6
ASSOC/AD5/DIO5
RF_TX/AD4/DIO4
COORD_SEL/AD3/DIO3
AD2/DIO2
AD1/DIO1
AD0/DIO0
VREF


DRIVER DE CONTROLE DE LEDS
V+
R_LED
39
T3
BC337
T5
BC337
P4_1
R6
1k
R7
1K
P4_2
LED_V
LED_IV
T4
BC337
T6
BC337
R5
1k
R11
1K
GND


LRV02
TENSÃO DE ALIMENTAÇÃO NEGATIVA PRIMÁRIA -5V A -40V
100
R29
330
R30
270
R31
100uF
C3
GND
ADJ
VI
VO
IC3
337T
V-
REGULADOR DE TENSÃO -3,3V


REGULADOR DE TENSÃO +3,3V
IC2
317T
LRV01
VI
VO
ADJ
GND
TENSÃO DE ALIMENTAÇÃO PRIMÁRIA 5V A 40V
V+
1uF
C4
GND
R2
270
R3
330
R4
100
GND

Layout da Placa de Circuito Impresso



ANEXO B : CÓDIGO FONTE DO SOFTWARE UTILIZADO NO MICROCONTROLADOR MSP430 EM LINGUAGEM C

```
//-----------------------------------------------------------------------
//Software de controle de aquisição de dados de um sensor de dedo de
//oxímetro
//-----------------------------------------------------------------------
//    O programa alterna a excitação de dois LEDs a cada 2ms através de um
//    comando XOR ativado no momento da interrupção do timer_A, lê os dados
//    com conversor ADC10 bits, monta um frame para ser enviado via
//    transmissão assíncrona serial para um módulo Zigbee RF configurado no
//    modo AT, que transmite wireless para uma base de monitoramento
//    15-11-2009, IAR Assembler for MSP430 4.20.1
//-----------------------------------------------------------------------

#include "io430x22x4.h"
#include <stdint.h>
#include <intrinsics.h>

// Valores para contar X us c/ clock de 8MHz: Y*0,125us = X
  #define TEMPO_1ms 8000
  #define TEMPO_2ms 16000
  #define TEMPO_500US 4000
  #DEFINE TEMPO_50US 400

// Numero de bytes na mensagem a ser transmitida
  #define N_MESSAGE 3

  #define    LED_V     P4OUT_bit.P4OUT_1
  #define    LED_IV    P4OUT_bit.P4OUT_2

  uint16_t FOTOCORRENTE_IV = 0;
  uint16_t FOTOCORRENTE_V = 0;

// Contador de bytes
  uint8_t TXcount = 0;

 // dados transmitidos
  uint8_t TXdata [N_MESSAGE];

//=========================================================================
//definição da função delay(__ciclos)

  void __delay_ciclos(unsigned long __ciclos)    {
  unsigned long i;
  for (i=__ciclos ; i>0 ; i--){}
  }
//==========================================================================

 void main( void )

{
  //Desativa Watchdog Timer
  //-------------------------------------------------------------------
  WDTCTL = WDTPW | WDTHOLD;

  //Configuração de CLK de 8 MHz
  //-------------------------------------------------------------------
  DCOCTL = CALDCO_8MHZ;
  BCSCTL1 = CALBC1_8MHZ;

  //Configuração das portas
```

```
//-------------------------------------------------------------------
P1SEL = 0X00;
P1DIR = 0X00;
P1REN = 0XFF;

P2SEL = 0X00;
P2DIR = 0X00;
P2REN = 0XFE;

//ativa pino P3.4/UC0TXD como transmissor do USCI
P3SEL = P3SEL_4;
P3REN = 0XEF;

P4SEL = 0X00;

//ativa inicialmente o pino P4.1
P4OUT = 0X02;

//ativa pinos P4.1 e P4.2 como saída I/O
P4DIR = P4DIR_1 | P4DIR_2;
P4REN = 0XF9;


//Configuracao do ADC10
//-------------------------------------------------------------------

ADC10CTL0 = SREF_0 | ADC10SHT_2 | ADC10ON;

//Seleciona Vr- = Vss, Vr+ = Vcc, sample-and-hold time de 16 ADC10CLK
//Ativa ADC10ON, ADC10CLK aproximadamente de 3.7MHz a 6.3Mhz

ADC10CTL1 = INCH_0 | SHS_0 | ADC10DIV_0 | ADC10SSEL_0 | CONSEQ_0;
//CLK Divider = 1 , Source select = ADC10OSC, mode single chanel

ADC10AE0 = BIT0;
//Seleciona o canal A0, Sample e hold disparado por ADC10SC

ADC10CTL0_bit.ADC10IFG = 0;
//Zera ADC interrupt Flag


//Configuração da unidade de comunicação serial USCI_A, Baud Rate = 19200
bps, assíncrona, 8 data bits, no parity, 1 stop bit, fonte de BRCLK de
SMCLK
//-------------------------------------------------------------------
P3SEL = P3SEL_4;
//ativa pino P3.4/UC0TXD como transmissor do USCI

UCA0CTL0 = 0;
UCA0CTL1 = UCSSEL0 | UCSSEL1 | UCSWRST;

//config Baud rate = 19200 bps para SMCLK = 8MHz
//UCBRx = 416, UCBRSx = 6 , UCBRFx = 0

UCA0BR0 = 0xA0;
UCA0BR1 = 0x01;
UCA0MCTL = UCBRS1 | UCBRS2 ;

UCA0CTL1 &= ~UCSWRST;
```

```
  //libera USCI para operação

  __delay_ciclos(20000);
  //Aguarda a estabilização do módulo receptor serial XBee

  //Configuração do Timer_A para marcar o tempo de cada LED ligado
  //-------------------------------------------------------------------
  TACCR0 = TEMPO_2ms;
  TACTL = TASSEL_2 | MC_1;
  // SMCLK, up mode MC_1

  __enable_interrupt();
  TACTL |= TAIE ;
  //ativa interrupção timer_A

  //-------------------------------------------------------------------
  //Programa Principal
  //-------------------------------------------------------------------

  for(;;){
          __low_power_mode_0();
  //CPU dorme sendo ativado qdo a interrupção do timer ou de TX for ativada
          }
}

//-----------------------------------------------------------------------
//Interrupt Service Routine(ISR) para interrupção Timer_A
//-----------------------------------------------------------------------

#pragma vector = TIMERA1_VECTOR
__interrupt void TIMERA1_ISR( void )
        {
          TACTL &= ~TAIFG;

//AMOSTRA O VALOR NO CONVERSOR AD0
          ADC10CTL0 |= (ENC|ADC10SC );
//dispara conversao

          while ( ADC10CTL0_bit.ADC10IFG == 0 ) {};
//aguarda a conversao ficar pronta

          ADC10CTL0_bit.ENC = 0;
//desliga conversor ADC10

          if (LED_V == 1)
          {
            FOTOCORRENTE_V = ADC10MEM;
//Guarda o valor amostrado no canal vermelho

            FOTOCORRENTE_V |= 0x8000;
//identificador de canal vermelho para o programa LABVIEW

            TXcount = 0;
            TXdata[0] = 0x1F;
//Identificador dados amostrados

            TXdata[1] = (uint8_t) FOTOCORRENTE_V;
// Extrai byte menos significativo (LSB)do valor medido no ADC10 canal
vermelho
```

```
            TXdata[2] = (uint8_t) (FOTOCORRENTE_V >> 8);
// Extrai byte mais significativo (MSB) do valor medido no ADC10 canal
vermelho
          }

          if (LED_IV == 1)
          {
            FOTOCORRENTE_IV = ADC10MEM;
//Guarda o valor amostrado no canal infravermelho

            TXcount = 0;
            TXdata[0] = 0x1F;

            TXdata[1] = (uint8_t) FOTOCORRENTE_IV;
// Extrai LSB do valor medido no ADC10 canal infravermelho
            TXdata[2] = (uint8_t) (FOTOCORRENTE_IV >> 8);
// Extrai MSB do valor medido no ADC10 canal infravermelho
          }

          ADC10CTL0_bit.ADC10IFG = 0;
//zera flag ADC

          P4OUT ^= 0x06;
//Alterna valores de P4.1 e P4.2

          IE2_bit.UCA0TXIE = 1;
// Ativa interrupção para transmissão (TX)

       }

//-----------------------------------------------------------------------------
// ISR for USCI_A ,B0 TX: carrega próximo byte para TX , desativa
// interrupções no final da mensagem
//-----------------------------------------------------------------------------

#pragma vector = USCIAB0TX_VECTOR
__interrupt void USCIAB0TX_ISR (void)
        {
          UCA0TXBUF = TXdata[TXcount ++];
// Envia próximo byte , atualiza contador
          if (TXcount >= N_MESSAGE)
            {
// Enviada mensagem completa?
             IE2_bit.UCA0TXIE = 0;
// Desativa interrupções adicionais
            }
        }
//-----------------------------------------------------------------------------
```

ANEXO C : CÓDIGO FONTE DO SOFTWARE DE MONITORAMENTO E PROCESSAMENTO DESENVOLVIDO NO AMBIENTE LABVIEW

Inicialmente o programa configura a porta serial (figura C.1):

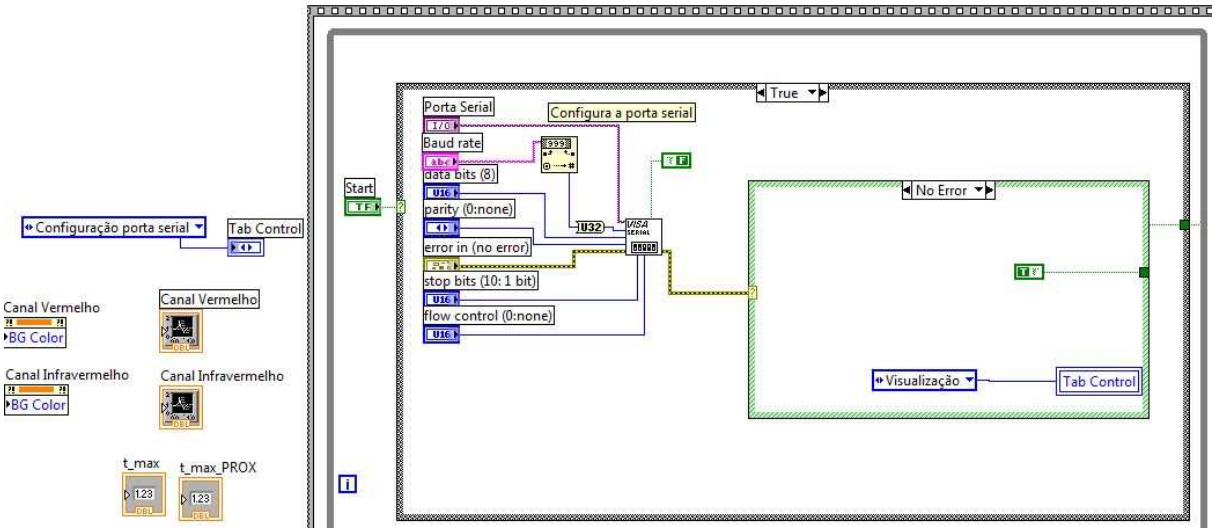


Figura C.1 Configuração da Porta Serial.

Após, lê a porta serial buscando o byte 0x1F, que identifica os dados. Então, testa o primeiro bit dos dados para saber se o dado é do canal vermelho (byte maior que 0x40), ou infravermelho (byte menor que 0x40) (figura C.2):

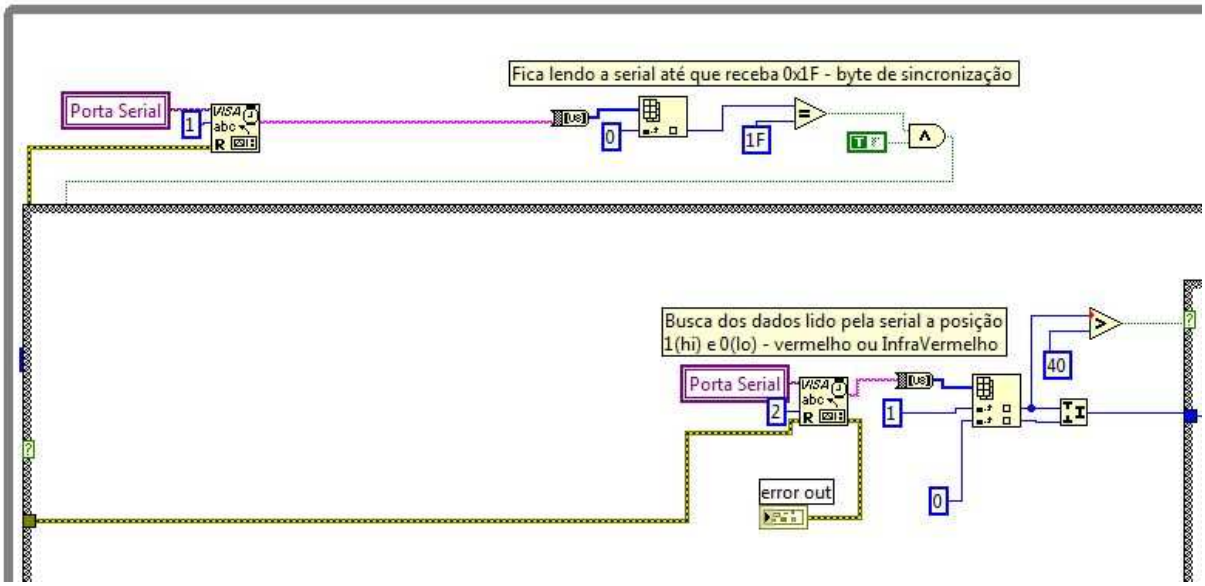


Figura C.2 Separação de canais.

Na próxima etapa converte os dados recebidos em um valor de tensão, filtra e identifica os valores máximos e mínimos. Um valor é reconhecido como máximo se for o maior e não houver nenhum outro maior nas próximas 120 amostras. O mesmo acontece com os valores mínimos. Também nesta etapa é medido o tempo dos valores máximos e mínimos (figura C.3):

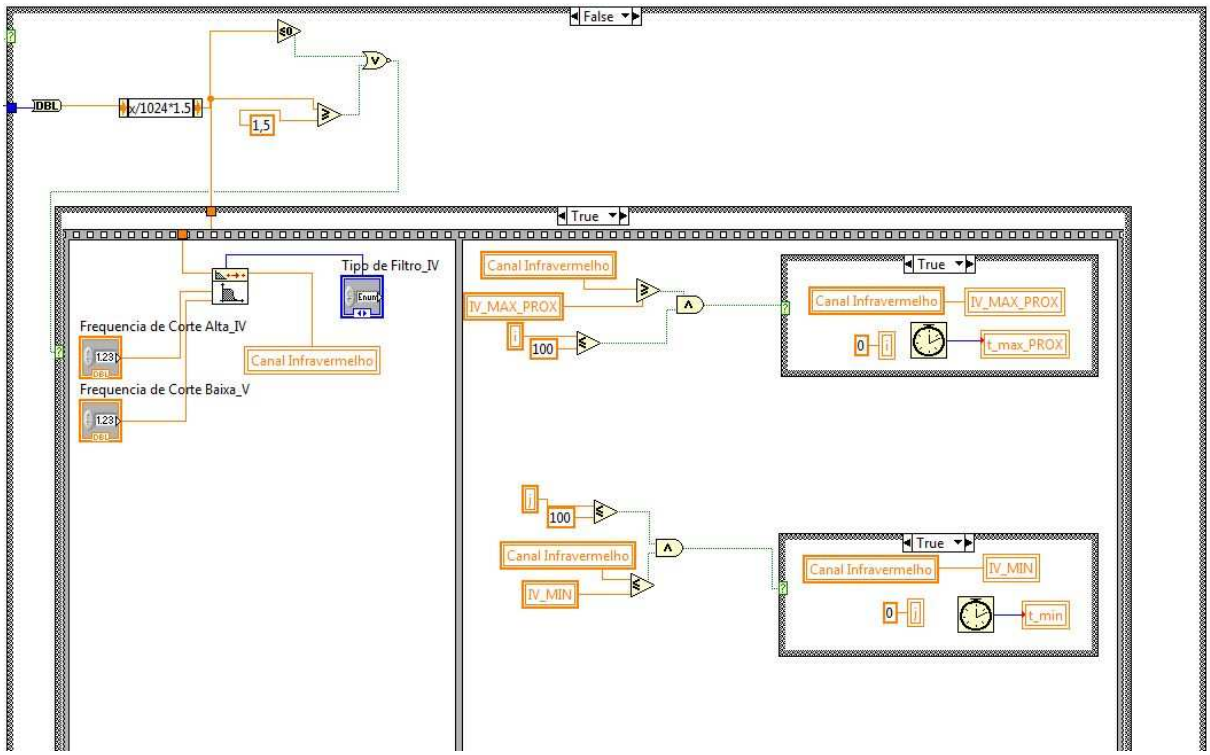


Figura C.3 Identificação de máximos e mínimos.

Quando são contados 10 máximos, o programa calcula a taxa de batimentos por minuto (figura C.4):

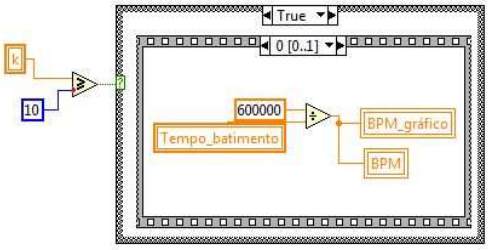


Figura C.4 Cálculo da taxa de batimentos por minuto.

Finalmente, quando são identificados um novo máximo e um novo mínimo, o programa calcula o valor corrigido dos máximos e mínimos conforme a seção **2.5**, calcula o valor da razão 'R', calcula a taxa de SpO_2 e reinicia as variáveis para o próximo ciclo (figura C.5).

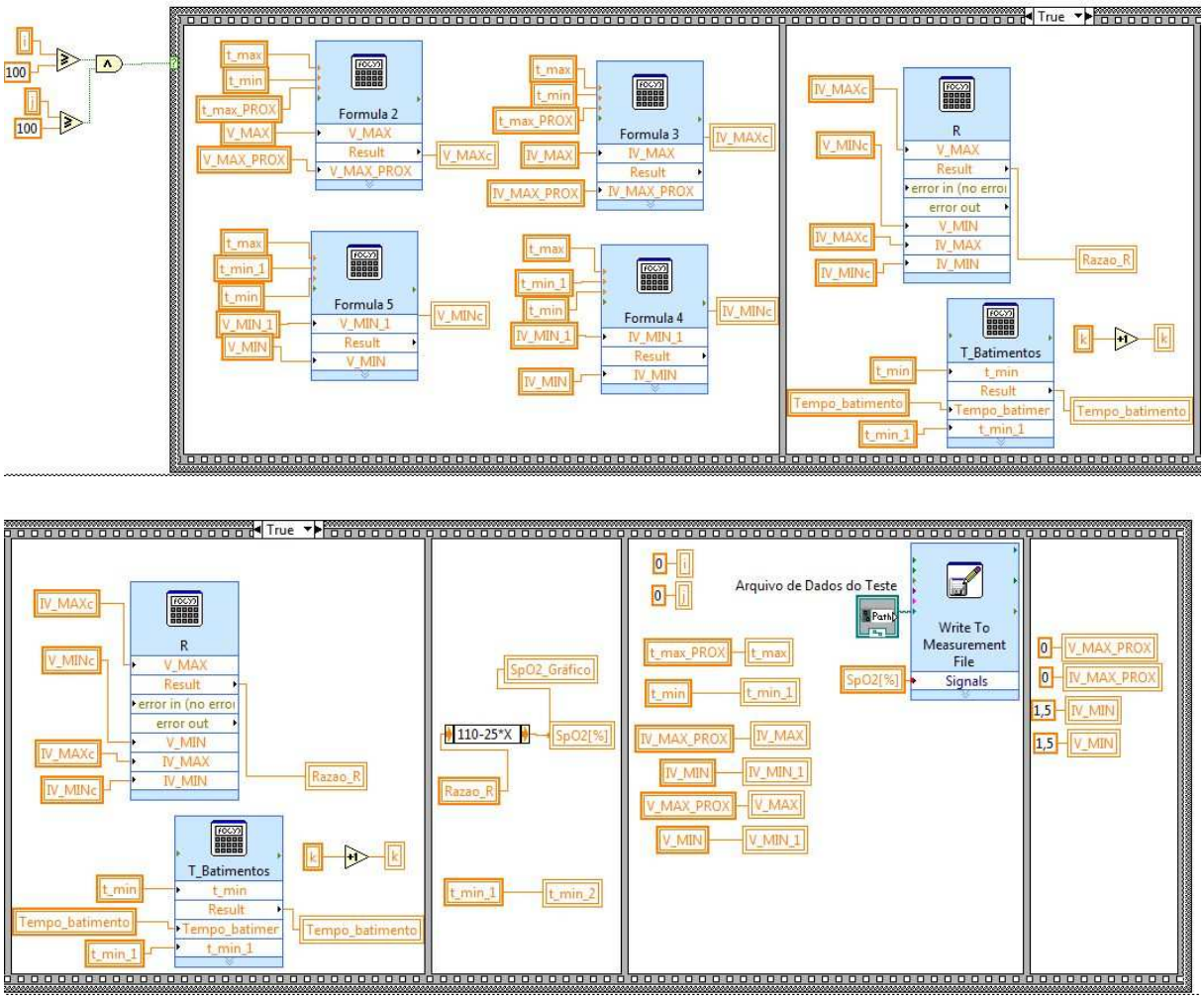


Figura C.5 Cálculos do valor de oxigenação.