

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

TALES ROBERTO DE SOUZA SANTINI

Projeto de um Oxímetro de Pulso com comunicação USB

São Carlos
2010

TALES ROBERTO DE SOUZA SANTINI

PROJETO DE UM OXÍMETRO DE PULSO COM COMUNICAÇÃO USB

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Escola de Engenharia de São
Carlos, da Universidade de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase
em Sistemas de Energia e Automação

ORIENTADOR: Evandro Luís Linhari Rodrigues

São Carlos
2010

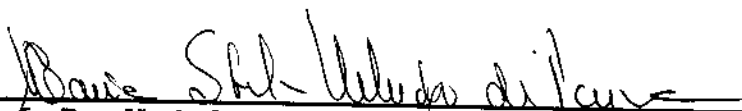
FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Tales Roberto de Souza Santini

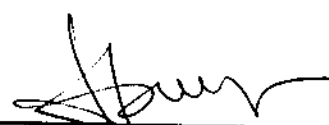
Título: "Projeto de um Oxímetro de Pulso com Comunicação USB"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 26/11/2010,

com NOTA 9,4 (NOVE, QUATRO), pela comissão julgadora:



Prof. Dra. Maria Stela Veludo de Paiva - EESC/USP



Prof. Dr. Manoel Luís de Aguiar - EESC/USP



Prof. Associado Homero Schiabel
Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica
EESC/USP

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

S235p Santini, Tales Roberto de Souza
 Projeto de um oxímetro de pulso com comunicação USB /
Tales Roberto de Souza Santini ; orientador Evandro Luís
Linhari Rodrigues. -- São Carlos, 2010.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em
Engenharia Elétrica com ênfase em Sistemas de Energia e
Automação) -- Escola de Engenharia de São Carlos da
Universidade de São Paulo, 2010.

1. Circuitos eletrônicos. S2. Oxímetro.
3. Microcontrolador. 4. USB. 5. SPO₂. I. Título.

Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um protótipo de oxímetro de pulso, equipamento que mede a porcentagem de saturação de oxigênio do sangue arterial. Descreve também o sistema de *software* capaz de processar as informações do equipamento num microcomputador pessoal com comunicação USB. O trabalho mostra os conceitos envolvidos e o desenvolvimento do *hardware* e do *software*, incluindo os fluxogramas e esquemas elétricos dos circuitos eletrônicos.

Palavras-chave: Oxímetro, Microcontrolador, USB, SPO₂.

Abstract

This work presents the development of a prototype pulse oximeter, a device that measures the percentage of oxygen saturation of arterial blood. It also describes the software system capable of processing equipment information in a personal computer with USB communication. The work shows the concepts involved, the development of hardware and software, including flowcharts and schematics of electronic circuits.

Keywords: Oximeter, Microcontroller, USB, SPO₂.

Lista de Figuras

2.1	Curva de dissociação da Oxiemoglobina, para $P_{CO_2} = 46mmHg$. . .	6
2.2	Esquema simplificado das trocas gasosas nas Hemácias	7
2.3	Absorção da Hemoglobina e Oxiemoglobina em relação ao comprimento de onda da luz incidente	8
2.4	Posicionamento dos LED's em um Oxímetro de Pulso	8
2.5	Absoção da luz em uma extremidade do corpo	9
2.6	Representação simplificada de uma artéria	9
2.7	Comparação entre a lei de Beer-Lambert e a calibração empírica . . .	11
2.8	Cálculo da SPO_2 pelo método do “pico e vale”	11
3.1	Sensor de dedo ¹	15
3.2	Resposta dos LED's do sensor de dedo	16
3.3	Resposta do fotodiodo do sensor de dedo	16
3.4	Circuito de transimpedância	17
3.5	Segundo estágio de amplificação	18
3.6	Esquema do <i>Sample and Hold</i>	19
3.7	Circuito <i>Sample and hold</i>	19
3.8	Primeiro estágio de filtragem	21
3.9	Análise em frequência do primeiro estágio de filtragem	21
3.10	Amplificadores operacionais na configuração seguidor de tensão . . .	22
3.11	Filtro de segunda ordem do tipo Sallen-Key	23
3.12	Análise em frequência do filtro do tipo Sallen-Key	23

3.13	Filtro com ganho	24
3.14	Análise em frequência do filtro com ganho	25
3.15	Diagrama de temporização dos LED's	26
3.16	Fonte de Corrente Controlada	26
3.17	Circuito de controle e chaveamento dos LED's	27
3.18	Pinagem do PIC18F4550 com encapsulamento TQFP-44 ²	29
3.19	Fluxograma do programa gravado no microcontrolador PIC18F4550 .	29
3.20	Pinagem do <i>plugin</i> USB ³	31
3.21	Pacotes de dados do USB	32
3.22	Filtro média móvel	33
3.23	Resposta em frequência do filtro média móvel	34
3.24	Fluxograma do <i>software</i>	35
3.25	Painel Frontal do Programa	36
4.1	Teste com apenas um LED	37
4.2	Teste com chaveamento dos LED's e filtro média móvel	38
4.3	Teste com o paciente em repouso	39
4.4	Teste com o paciente em movimento	39

Lista de Tabelas

3.1	<i>Controle dos LED's</i>	27
-----	-------------------------------------	----

Lista de Abreviaturas e Siglas

A/D	Analógico-Digital
CI	Circuito Integrado
DC	<i>Direct Current</i>
EEPROM	<i>Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
S/H	<i>Sample and Hold</i>
SPO ₂	Saturação Percentual de Oxigênio
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
UTI	Unidade de Terapia Intensiva

Lista de Símbolos

$\alpha_{\text{HbO}_2\text{v}}$	Constante de Absorção da Oxiemoglobina para o Vermelho
$\alpha_{\text{HbO}_2\text{iv}}$	Constante de Absorção da Oxiemoglobina para o Infravermelho
α_{Hbv}	Constante de Absorção da Hemoglobina para o Vermelho
α_{Hbiv}	Constante de Absorção da Hemoglobina para o Infravermelho
CO_2	Dióxido de Carbono
C_{HbO_2}	Concentração de Oxiemoglobina
C_{Hb}	Concentração de Hemoglobina
f_c	Frequência de Corte
f_a	Frequência de Amostragem
Hb	Hemoglobina Molecular
HbO_2	Oxiemoglobina Molecular
I_{ivt}	Intensidade luminosa transmitida na frequência do infravermelho
I_{vt}	Intensidade luminosa transmitida na frequência do vermelho
I_{ivi}	Intensidade luminosa incidente na frequência do infravermelho
I_{vi}	Intensidade luminosa incidente na frequência do vermelho
I_{rev}	Corrente Reversa no Fotodiodo
L	Ordem do Filtro Média Móvel
O_2	Oxigênio Gasoso
PO_2	Pressão Parcial de Oxigênio
PCO_2	Pressão Parcial de Dióxido de Carbono
V_B	Tensão de Base no Transistor
V_{BE}	Tensão Base-Emissor no Transistor
V_o	Tensão de Saída
V_i	Tensão de Entrada

Sumário

1	Introdução	1
1.1	O Oxímetro de Pulso	1
1.2	Motivação	3
1.3	Objetivos	3
1.4	Organização dos Capítulos	3
2	Embasamento Teórico	5
2.1	Princípios da Oximetria de Pulso	5
2.2	Alguns Fatos Históricos	12
3	O Projeto	15
3.1	Sensor de Dedo	15
3.2	Circuito Analógico	17
3.2.1	Amplificador de Transimpedância	17
3.2.2	Segundo Estágio de Amplificação	18
3.2.3	Circuito de <i>Sample and Hold</i>	18
3.2.4	Filtros Analógicos	20
3.2.5	Alimentação	25
3.3	Circuito dos LED's	25
3.4	Circuito Digital	28
3.4.1	Microcontrolador	28
3.4.2	Conversor Analógico Digital	31

3.4.3	Comunicação USB	31
3.4.4	Filtro Digital	33
3.4.5	Circuito Completo	34
3.5	<i>Software</i> de Monitoramento	35
4	Resultados	37
5	Conclusão e Trabalhos Futuros	41
	Referências Bibliográficas	43
	Anexo I	45

Capítulo 1

Introdução

1.1 O Oxímetro de Pulso

Um oxímetro de pulso é um dispositivo médico capaz de detectar a porcentagem de hemoglobina arterial na configuração de oxiemoglobina, mais conhecida como saturação de oxigênio arterial. Mesmo sendo um dispositivo não-invasivo, ou seja, não é inserido no corpo do paciente, apresenta uma boa precisão e vem se tornando cada vez mais importante na medicina.

Em um oxímetro básico, um monitor exibe a porcentagem de saturação de oxigênio. Taxas acima de 91% são consideradas normais para pacientes respirando ar ambiente para uma altitude próxima do nível do mar.

Em geral, os aparelhos comerciais apresentam, além da taxa de saturação de oxigênio, a frequência cardíaca do paciente e a curva de pulsação do sangue, conhecida também como curva pletismográfica, que são sinais importantes para o monitoramento do paciente pelo profissional de saúde.

Tipicamente, os oxímetros de pulso consistem em um par de pequenos diodos emissores de luz, conhecidos como LED's (do inglês, *light-emitting diodes*), um emite luz na faixa do vermelho, de comprimento de onda igual a 660nm, e outro na faixa do infra-vermelho, de 895nm, e um fotodiodo, que faz a detecção da luz

emitida. Estes elementos são dispostos de forma que a luz emitida atravessasse alguma parte translúcida do corpo do paciente, como ponta dos dedos ou lóbulo da orelha, e seja capturada pelo fotodiodo. A absorção destes comprimentos de onda emitidos pelos LED's diferem significativamente entre a oxiemoglobina e sua forma desoxigenada, sendo, então, possível determinar a taxa de concentração a partir dessa diferença de absorção.

O sinal monitorado varia com o tempo no ritmo na frequência cardíaca, à medida que os vasos sanguíneos se expandem e contraem a cada batida do coração. Examinando apenas a parte variante do espectro de absorção é possível ignorar outros tecidos ou esmalte de unhas e considerar apenas a absorção causada pelo sangue arterial. Por isso, a detecção do pulso é essencial para a operação do oxímetro de pulso, que não funciona se não houver batimentos.

Devido à simplicidade e rapidez (basta colocar no dedo e observar o resultado em poucos segundos), oxímetros de pulso são também muito utilizados em pacientes com problemas respiratórios e pilotos em aeronaves não-pressurizadas operando a altitudes acima de 10.000 pés, onde é necessária oxigenação adicional.

A última geração de oxímetros de pulso utiliza processamento digital de sinais para aumentar a precisão em condições clínicas adversas. Nestas situações incluem-se pacientes em movimento, alta luminosidade do ambiente e interferência elétrica.

Devido à não-sensibilidade a sinais não-pulsantes, é também possível construir sensores de oxímetro de pulso com o fotodiodo e os LED's dispostos em fila, permitindo a leitura de dados em qualquer tecido plano, sendo possível a sua utilização em partes corporais não-translúcidas, em partes específicas (útil em cirurgia plástica) ou quando locais habituais não estão disponíveis (queimaduras severas). É comum a aplicação deste tipo de oxímetro à testa dos pacientes com má perfusão periférica [1].

1.2 Motivação

O uso frequente em unidades de terapia intensiva (UTI's) fez com que a oximetria de pulso fosse considerada o quinto sinal vital, junto com a temperatura, pressão arterial, frequência cardíaca e frequência respiratória. Assim, o oxímetro de pulso assume grande importância na medicina moderna, pois possibilita um profissional de saúde realizar um rápido diagnóstico para fundamentar a sua decisão clínica-médica.

1.3 Objetivos

O objetivo deste trabalho é projetar e construir um oxímetro de pulso completo, desde a aquisição dos dados analógicos, até a comunicação com um computador portátil.

1.4 Organização dos Capítulos

Este trabalho está estruturado da seguinte maneira:

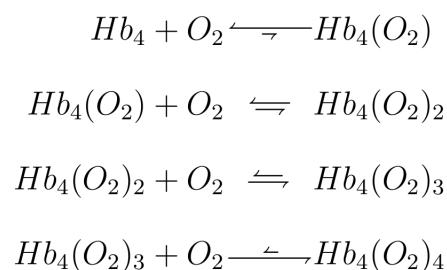
- **Capítulo 2: Embasamento Teórico.** Neste capítulo são apresentados os principais conceitos biológicos, bem como uma revisão histórica do desenvolvimento da oximetria de pulso.
- **Capítulo 3: O Projeto.** Neste capítulo são apresentados os detalhes de *hardware* e *software* do projeto.
- **Capítulo 4: Resultados.** Neste capítulo são expostos os resultados encontrados no projeto.
- **Capítulo 5: Conclusão e Trabalhos Futuros.** Por último são feitas as considerações finais da pesquisa e também são definidas as perspectivas futuras de trabalho.

Capítulo 2

Embasamento Teórico

2.1 Princípios da Oximetria de Pulso

A maior parte do transporte de Oxigênio (O_2) dos pulmões para os tecidos é feita pelas moléculas de Hemoglobina (Hb), encontradas nas células especiais do sangue chamadas Hemácias. A Hemoglobina é capaz de se ligar a uma molécula de oxigênio de forma reversível, formando a Oxiemoglobina, cuja fórmula química é $Hb_4(O_2)_x$, sendo x um valor de 1 a 4 dependendo do nível de oxigenação da molécula, mas por simplicidade neste trabalho, será tratado apenas como HbO_2 . A afinidade entre as moléculas de Hb e O_2 aumenta à medida que a proporção de moléculas de O_2 ligadas às moléculas de Hb também aumenta [3]. O processo de oxigenação pode ser dividido em 4 etapas:



O fato da afinidade entre as moléculas aumentar com o aumento de O_2 ligado às moléculas de Hb é importante pois faz com que o sangue arterial mantenha

a oxigenização relativamente constante e permite que uma pessoa possa sobreviver normalmente em regiões de baixa pressão de oxigênio, como é o caso de locais de grande altitude.

Um grama de oxiemoglobina pode carregar até $1,34\text{cm}^3$ de O_2 [3], valor equivalente ao grau máximo (100%) de Saturação Percentual de Oxigênio no sangue (SPO_2). Como a oxigenação das hemoglobinas está relacionada com pressão parcial de oxigênio, pode-se determinar a curva de dissociação da Hemoglobina, que é a relação entre a saturação percentual de oxigênio (SPO_2) e a sua Pressão Parcial (PO_2), de acordo com a equação 2.1, que é uma boa aproximação para valores de PO_2 acima de 20mmHg [3].

$$SPO_2 = \frac{100}{\left(\frac{2363.4 + P_{CO_2} \cdot 80}{P_{O_2}^{2.647}} \right) + 1} \quad (2.1)$$

onde P_{CO_2} e P_{O_2} são, respectivamente, a pressão parcial de Gás Carbônico e a pressão parcial de Oxigênio presentes no sangue.

Como a quantidade de CO_2 se mantém quase constante nos tecidos [3], tem-se o gráfico da função 2.1.

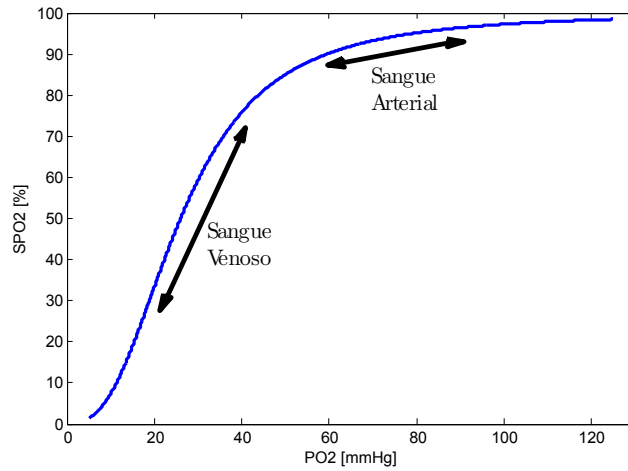


Figura 2.1: Curva de dissociação da Oxiemoglobina, para $P_{CO_2} = 46\text{mmHg}$

Quando o sangue arterial chega aos tecidos impulsionado pelo coração, a hemácia libera O_2 para os tecidos e recolhe o CO_2 produzido. Um esquema simplificado das trocas gasosas nas hemácias pode ser observado na figura 2.2.

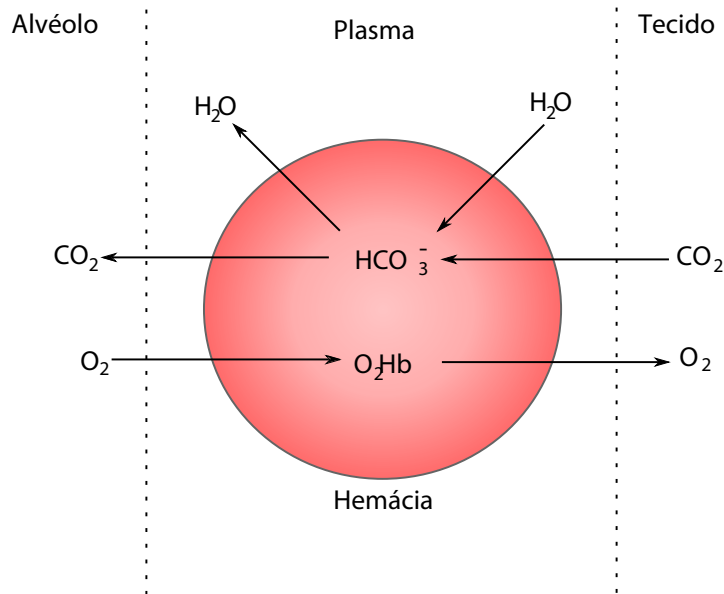


Figura 2.2: Esquema simplificado das trocas gasosas nas Hemácias

O ininterrupto consumo de O_2 pelos tecidos reduz a concentração de hemoglobina oxigenada e aumenta a concentração de sua forma desoxigenada no sangue. Essa concentração de oxiemoglobina só volta a aumentar quando chegam novas hemácias junto com o sangue arterial a cada batimento do coração, momento em que a concentração de oxiemoglobina atinge seu valor máximo.

Considerando que há um equilíbrio na concentração de hemoglobina e oxiemoglobina, a oximetria de pulso baseia-se na diferença de absorção da luz provida por essas duas moléculas: a hemoglobina oxigenada absorve mais luz infravermelha e deixa mais luz vermelha passar, em relação a hemoglobina desoxigenada [4]. A figura 2.3 ilustra esse fato.

O oxímetro de pulso utiliza dois LED's, um gerando ondas eletromagnéticas na faixa do vermelho (660nm) e outro na faixa do infravermelho (895nm), e um fotodiodo. A disposição normal dos LED's e fotodiodo em um oxímetro de dedo

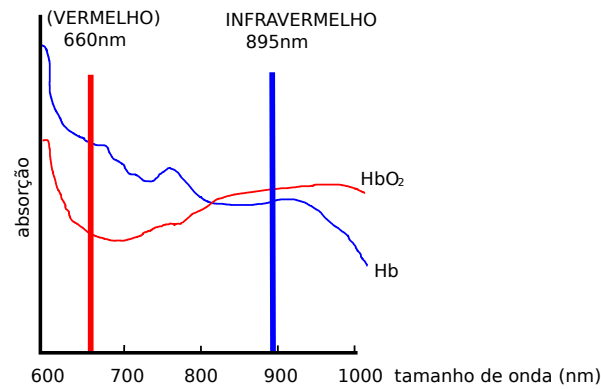


Figura 2.3: Absorção da Hemoglobina e Oxiemoglobina em relação ao comprimento de onda da luz incidente

está mostrada na figura 2.4.

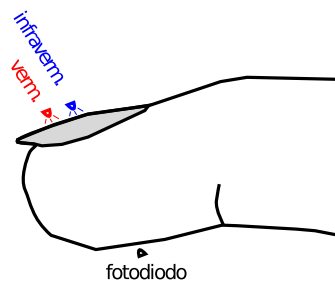


Figura 2.4: Posicionamento dos LED's em um Oxímetro de Pulso

Ao ser emitida, a luz gerada pelos LED's encontra pelo caminho a pele, os tecidos, sangue arterial e venoso, todos absorvendo uma parcela de potência luminosa. No entanto a cada batimento cardíaco, há um incremento na quantidade de sangue arterial, resultando em uma maior absorção de luz durante o surto. Assim a leitura de um fotodiodo apresenta picos a cada batimento e vales entre os batimentos, tanto para a luz vermelha quanto para a infravermelha. Ao analisar apenas os valores oscilatórios do sinal, o que exclui a interferência dos tecidos e sangue venoso, pode-se detectar as características presentes no sangue arterial, como a SPO_2 e a taxa de batimentos cardíacos. A figura 2.5 mostra como a absorção da luz varia com a pulsação sanguínea.

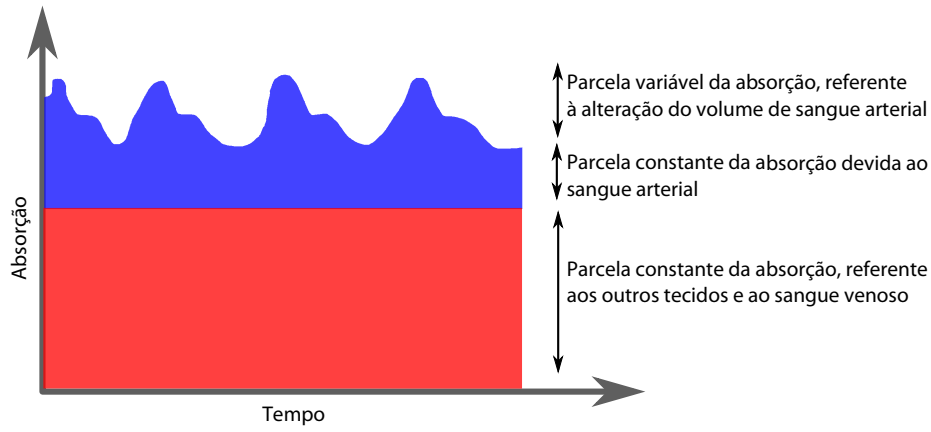


Figura 2.5: Absorção da luz em uma extremidade do corpo

Considerando que a artéria é composta apenas de Hemoglobina e Oxiemoglobina, podemos equacionar o efeito de um oxímetro de pulso utilizando as equações de Beer-Lambert [5]. De acordo com a figura 2.6 podemos deduzir as equações 2.2 e 2.3.



Figura 2.6: Representação simplificada de uma artéria

$$I_{ivt} = I_{ivi} \cdot 10^{-(\alpha_{HbO_2iv} C_{HbO_2} + \alpha_{Hbiv} C_{Hb})} \quad (2.2)$$

$$I_{vt} = I_{vi} \cdot 10^{-(\alpha_{HbO_2v} C_{HbO_2} + \alpha_{Hbv} C_{Hb})} \quad (2.3)$$

onde,

α_{HbO_2v} e $\alpha_{HbO_2iv} \rightarrow$ Constantes de absorção da Oxiemoglobina para o vermelho e infravermelho respectivamente

α_{Hbv} e α_{Hbiv} $\rightarrow$ Constantes de absorção da Hemoglobina para o vermelho e infravermelho respectivamente

C_{HbO_2} $\rightarrow$ Concentração de Oxiemoglobina

C_{Hb} $\rightarrow$ Concentração de Hemoglobina

I_{iv_t} Intensidade luminosa transmitida na frequência do infravermelho

I_{v_t} Intensidade luminosa transmitida na frequência do vermelho

I_{iv_i} Intensidade luminosa incidente na frequência do infravermelho

I_{v_i} Intensidade luminosa incidente na frequência do vermelho

Considerando $R = \frac{\log_{10}(I_{\text{infravermelho transmitido}}/I_{\text{infravermelho incidente}})}{\log_{10}(I_{\text{vermelho transmitido}}/I_{\text{vermelho incidente}})}$, temos:

$$SpO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} = \frac{\alpha_{Hbv}R - \alpha_{Hbiv}}{(\alpha_{Hbv} - \alpha_{HbO_2v})R - (\alpha_{Hbiv} - \alpha_{HbO_2iv})} \quad (2.4)$$

A equação 2.4 mostra que a SpO_2 é uma função dos coeficientes de absorção de HbO_2 e Hb , que são constantes, e do fator R. Assim, podemos medir a saturação através da relação entre as intensidades luminosas de entrada e saída. No entanto, a equação de Beer-Lambert apresenta um erro causado pela presença dos outros tecidos e pela difusão da luz no corpo. A melhor alternativa para determinar o valor de SpO_2 é por um valor tabelado, que relaciona a SPO_2 e o fator R por meio de resultados experimentais, e tem uma precisão aceitável. A comparação entre o valor teórico de Beer-Lambert e o valor tabelado pode ser visto no gráfico da figura 2.7 [5].

O cálculo de R pela análise da intensidade luminosa dos LED's mostra-se inviável na prática pela dificuldade de se separar a intensidade absorvida pela hemoglobina da intensidade absorvida pelos outros tecidos e também pelo fato da intensidade luminosa incidente ser de grandeza diferente de intensidade transmitida (a primeira é proporcional à corrente que passa pelo diodo e a segunda é uma tensão proporcional à luz incidente). A determinação das constantes de absorção para o cálculo do fator R é inviável na prática. Uma alternativa para esse cálculo é o

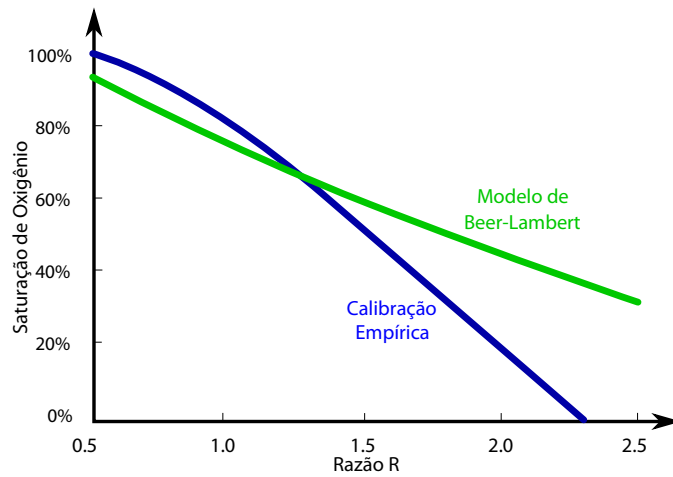


Figura 2.7: Comparação entre a lei de Beer-Lambert e a calibração empírica

método do “pico e vale” [1], que pode ser visto na equação 2.5, onde I_{R_L} e I_{R_H} são respectivamente os valores de mínimo e máximo do sinal do LED vermelho e I_{IR_L} e I_{IR_H} são os do LED infravermelho, como o indicado na figura 2.8.

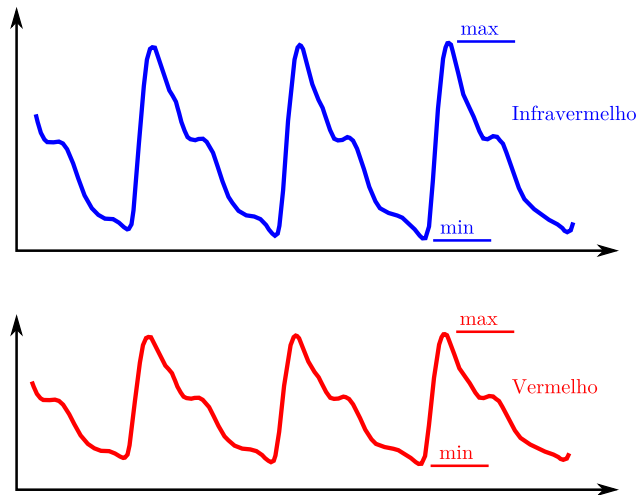


Figura 2.8: Cálculo da SPO_2 pelo método do “pico e vale”

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{R_L}}{I_{R_H}}\right)}{\ln\left(\frac{I_{IR_L}}{I_{IR_H}}\right)} \quad (2.5)$$

Interpolando o gráfico da figura 2.7, chega-se à equação da saturação de oxigênio em relação ao fator R [2].

$$SPO_2 = \left(100 \cdot \frac{a - bR}{c - dR} \right) \% \quad (2.6)$$

sendo $a = 1000$, $b = 550$, $c = 900$ e $d = 350$.

2.2 Alguns Fatos Históricos

A oximetria teve início na década de 1930, quando pesquisadores alemães utilizaram um espectrofotômetro (aparelho capaz de medir diferentes frequências e intensidades de radiação eletromagnética) para a pesquisa da transmissão da luz na pele humana. Em 1934, um pesquisador chamado Kramer relatou a primeira detecção da relação entre a oxigenação e a perfusão, por meio de testes em animais.

No ano de 1939, pesquisadores alemães construíram um monitor de oxigenação de orelha, onde se usou a luz vermelha e infravermelha para compensar diferentes espessuras dos tecidos, no entanto foi apenas na segunda guerra mundial que o interesse por esses dispositivos aumentou. Ele foi utilizado pela primeira vez no monitoramento de pilotos que voavam a grandes altitudes.

No início da década de 1940, um pesquisador chamado Millikan produziu um medidor de oxigênio portátil para a utilização na aviação e o nomeou de oxímetro. Ele notou que a luz vermelha transmitida tinha relação com a saturação de oxigênio, o que não era observado na luz verde. Posteriormente foi determinado que o comprimento que não sofria variação era o infravermelho, não o verde.

O sistema passou por muitas modificações durante os anos de 1940 e 1950 e acabou por ser fabricado pela *Waters Company*. Este sistema foi usado principalmente em fisiologia, aviação e estudos experimentais.

Em 1964, um cirurgião de São Francisco desenvolveu um oxímetro auto-calibrável, baseado em 8 comprimentos de onda, e foi comercializado pela *Hewlett*

Packard em 1970. O equipamento era muito pesado e caro, chegando a ter 35kg e custar \$10.000, mas permitiu a leitura contínua e não-invasiva da oxigenação arterial.

No final dos anos de 1970, a *Briox Corporation* desenvolveu o método de medição em dois tamanhos de onda e foi a primeira a utilizar LED's como fonte de luz. O equipamento foi comercializado diretamente com médicos e realizava leituras da saturação de oxigênio de modo não-invasivo, contínuo e em tempo real. Posteriormente o desenvolvimento foi concentrado na redução do tamanho e do custo e na produção de sensores de diferentes tipos e tamanhos.

Hoje existem vários fabricantes de oxímetros de pulso. Com isso aumentou-se a diversidade destes aparelhos presentes no mercado, sendo encontrados com diversos tamanhos e com opções de leitura da taxa de batimentos cardíacos, *display* gráfico das formas de onda lidas pelo fotodiodo, alarme, etc. No entanto todos são baseados no princípio da transmissão dos dois comprimentos de onda, o vermelho e o infravermelho. Essa nova geração está dotada de mecanismos de processamento digital de sinais, que permite a leitura com grande precisão, mesmo com baixa perfusão ou com o paciente em movimento.

Capítulo 3

O Projeto

3.1 Sensor de Dedo

O sensor de dedo utilizado no projeto foi produzido pela *Biometriccables* e é composto por um prendedor de dedo, um cabo blindado de 1 metro e um conector do tipo DB9 (figura 3.1).



Figura 3.1: Sensor de dedo¹

Os dois LED's encontrados no sensor emitem luz no comprimento de onda de $660nm$ e $895nm$, equivalente ao vermelho e infravermelho respectivamente, e estão interligados em antiparalelo. O gráfico a seguir mostra a resposta dos LED's em relação à corrente elétrica que os atravessa.

¹Figura retirada do site <http://www.biometriccables.com/>

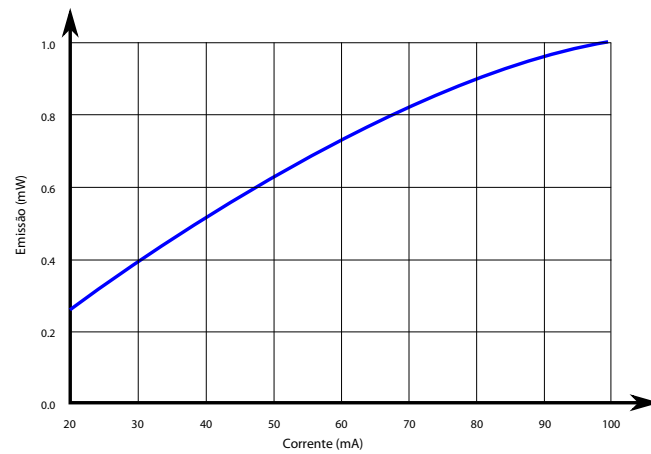


Figura 3.2: Resposta dos LED's do sensor de dedo

O fotodiodo é um semicondutor que funciona como uma fonte de corrente com resposta diretamente proporcional à intensidade luminosa que o atinge [7]. A sensibilidade do fotodiodo do sensor utilizado pode ser observada na figura 3.3, onde vê-se que a sensibilidade para o vermelho ($660nm$) e infravermelho ($895nm$) são diferentes, fato que deve ser considerado no projeto da intensidade luminosa de cada LED.

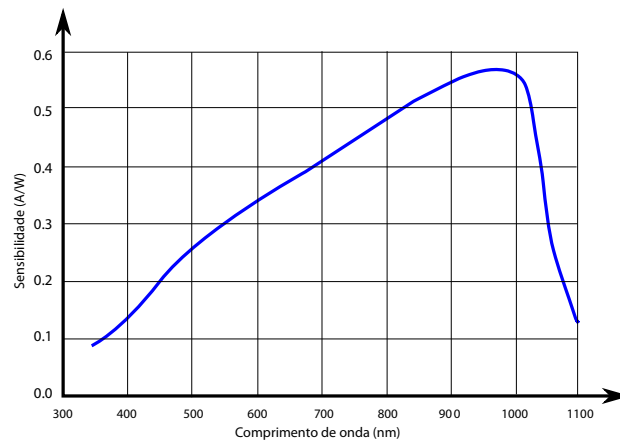


Figura 3.3: Resposta do fotodiodo do sensor de dedo

3.2 Circuito Analógico

O circuito analógico tem a função de condicionar, amplificar e filtrar o sinal gerado pelo fotodiodo frente à luz emitida pelos LED's do sensor de dedo. Para isso tem-se o amplificador de transimpedância, que transforma a corrente do fotodiodo em tensão proporcional; o segundo estágio de amplificação, que aumenta o ganho do sinal com o propósito de melhorar a sua aquisição; o *sample and hold*, que separa o sinal gerado pelo LED vermelho do infravermelho; o circuito de filtragem e amplificação final, que ajusta o sinal para ser lido. Todos estes circuitos estão ligados em série no *hardware* projetado.

O circuito analógico completo está exposto no Anexo I.

3.2.1 Amplificador de Transimpedância

Para que o sinal gerado pelo fotodiodo possa ser lido, deve-se converter a corrente gerada para uma tensão proporcional. A figura 3.4 apresenta o circuito de amplificação.

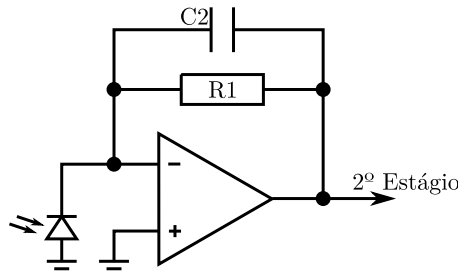


Figura 3.4: Circuito de transimpedância

O capacitor $C1$ tem a função de limitar a banda de frequência do amplificador operacional, funcionando como um filtro passa-baixa com frequência de corte na ordem de dezenas de kHz. A resposta do circuito de transimpedância é dado pela equação 3.1:

$$V_o = I_{rev} \cdot R_1 \quad (3.1)$$

onde I_{rev} corresponde à corrente reversa do fotodiodo e V_o à tensão de saída do amplificador operacional.

3.2.2 Segundo Estágio de Amplificação

Para que a tensão assuma valores adequados para leitura e filtragem, faz-se necessário um segundo estágio de amplificação, com ganho de aproximadamente 3,3.

A figura 3.5 apresenta o circuito amplificador inversor.

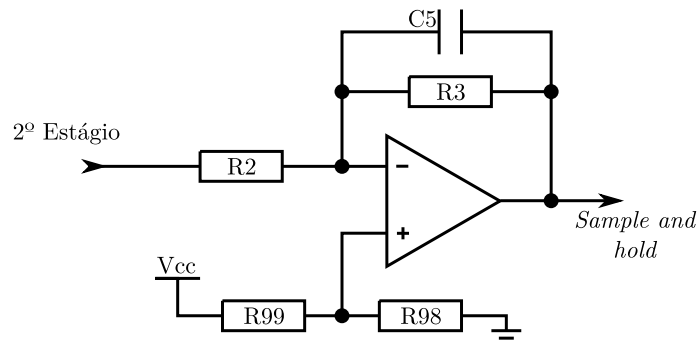


Figura 3.5: Segundo estágio de amplificação

Os resistores $R4$ e $R5$ geram uma tensão de *offset* ao sinal, para que evite uma saturação do amplificador operacional. Os resistores $R2$ e $R3$ determinam a amplificação do circuito, de acordo com a equação 3.2, onde V_i é a tensão de entrada do amplificador operacional.

$$V_o = -\frac{R3}{R2} \cdot V_i \quad (3.2)$$

Os valores escolhidos para os componentes do circuito podem ser vistos no Anexo I.

3.2.3 Circuito de *Sample and Hold*

O sinal lido pelo fotodiodo provém de dois LED's, um vermelho e um infravermelho, que emitem luz alternadamente com um chaveamento de período na faixa de $8ms$, como será visto na seção Circuito dos LED's. Para separar o sinal

destes dois LED's, faz-se necessário utilizar de um circuito de *Sample and Hold*, cujo funcionamento pode ser ilustrado pela figura 3.6.

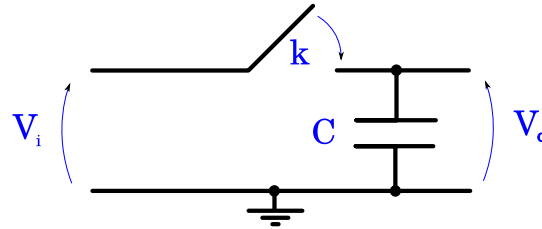


Figura 3.6: Esquema do *Sample and Hold*

Quando a chave k está fechada a tensão de saída é igual à de entrada, ou seja, $V_o = V_i$, caracterizando o período de amostragem (*sample*). No momento em que a chave é aberta, o capacitor C mantém na saída a tensão do último momento antes de k abrir, sendo este o período de retenção (*hold*). Assim, para separar o sinal precisa-se de um circuito *sample and hold* para cada LED, sendo que quando o LED vermelho estiver ligado, o seu *sample and hold* correspondente deve estar com a chave k fechada, e ao ser desligado, a chave k deve ser aberta. Do mesmo modo para o LED infravermelho.

O circuito projetado tem as características mostradas na figura 3.7.

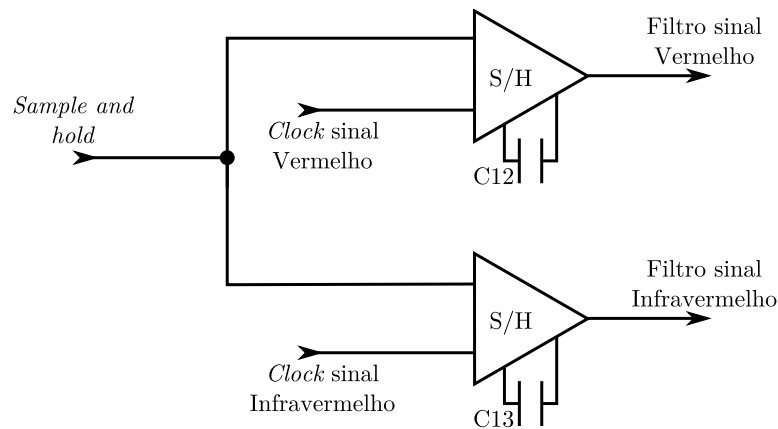


Figura 3.7: Circuito *Sample and hold*

Os capacitores C12 e C13 tem a função de determinar o tempo de resposta do CI *sample and hold*.

3.2.4 Filtros Analógicos

Ao se utilizar o fotodiodo no modo de fonte de corrente, há uma diminuição da capacitância de junção do dispositivo, o que acarreta em uma grande diminuição do tempo de resposta, fato importante para o chaveamento dos LED's, mas há também um incremento na sensibilidade a ruídos, principalmente de alta frequência.

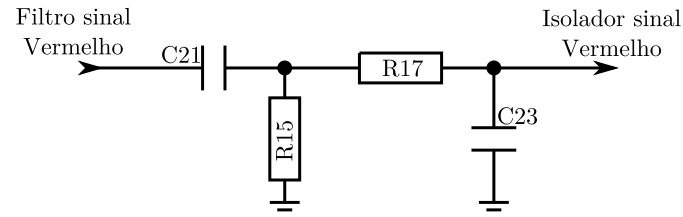
O sinal útil gerado pelo fotodiodo está na faixa de frequência que vai de 1 a $5Hz$, assim podemos eliminar os ruídos e sinal DC por meio de um filtro passa-faixa, sintonizado para deixar passar apenas as frequências dos componentes do sinal. Como a relação sinal/ruído é pequena, foi verificado empiricamente que um filtro passa-baixa de ordem 3, junto com um filtro passa-alta de ordem 2 permite uma boa leitura do sinal.

O primeiro filtro consiste em um circuito com apenas resistores e capacitores, denominado filtro RC passivo, formado por um filtro passa-alta seguido de um passa-baixa, todos de primeira ordem, formando um passa-faixa de primeira ordem. A banda de passagem do filtro é deduzida da equação de frequência de corte para filtros passivos. Esta banda está compreendida entre as frequências de corte do filtro passa-baixa e passa-alta, ou seja, entre f_{c1} e f_{c2} da equação 3.3. Todo o equacionamento dos filtros foi baseado no circuito do LED vermelho, valendo também para o circuito do LED infravermelho.

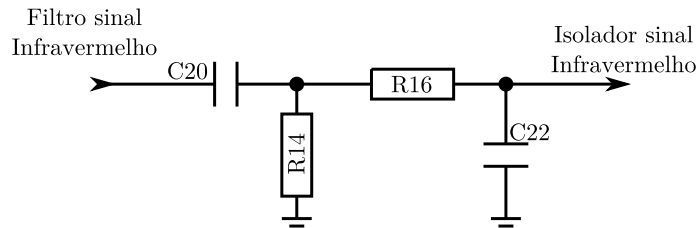
$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_{15}C_{21}} \text{ e } f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_{17}C_{23}} \quad (3.3)$$

A figura 3.8 mostra o primeiro estágio de filtragem implementado no *hardware*, para o sinal do LED vermelho e infravermelho. Para o projeto foram escolhidos os valores de $R_{15} = 1M\Omega$, $R_{17} = 1M\Omega$, $C_{21} = 10nF$ e $C_{23} = 1\mu F$. Substituindo na equação 3.3 encontramos as frequências de corte para o primeiro filtro.

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_{15}C_{21}} = 0,159Hz \text{ e } f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_{17}C_{23}} = 15,9Hz$$



(a) Canal Vermelho



(b) Canal Infravermelho

Figura 3.8: Primeiro estágio de filtragem

Para uma melhor visualização da resposta do filtro em frequência, fez-se a simulação do circuito com o auxílio do *software* LTSpice IV, da *Linear Technology*, cuja resposta está na figura 3.9, onde vê-se que o filtro deixa passar as componentes de frequências do sinal ($1 - 5Hz$).

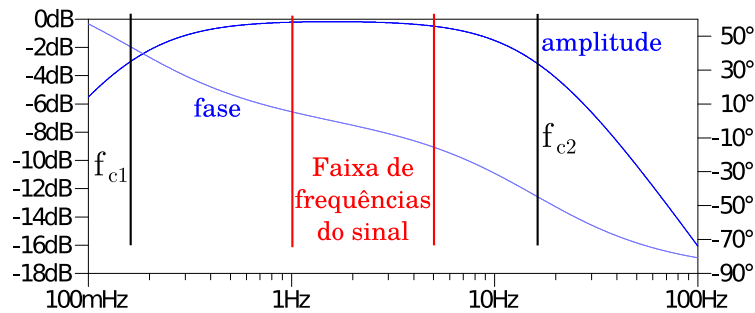


Figura 3.9: Análise em frequência do primeiro estágio de filtragem

Ao sair do filtro, o sinal precisa de um isolador para que o circuito seguinte não interfira no primeiro estágio de filtragem. Um bom circuito para esse propósito é um amplificador operacional configurado na condição de seguidor de tensão, onde o mesmo assume um ganho unitário, repetindo na saída o valor da tensão de entrada. A figura 3.10 mostra os circuitos implementados.

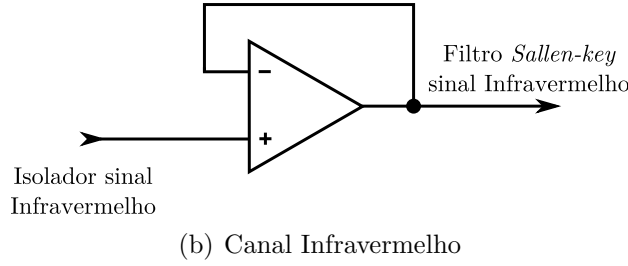
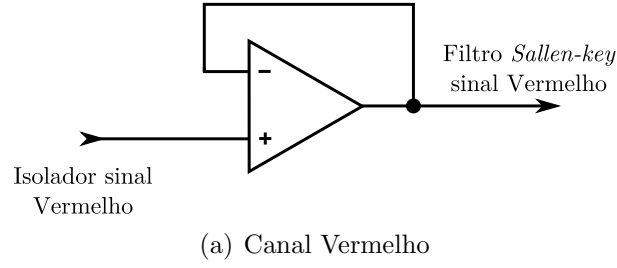


Figura 3.10: Amplificadores operacionais na configuração seguidor de tensão

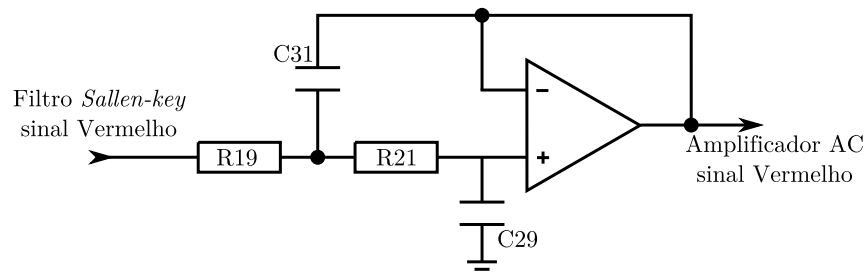
O próximo filtro é baseado na topologia de Sallen-Key [6] na configuração passa-baixa de ordem 2. A frequência de corte deste tipo de filtro é calculada pela equação 3.4.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{19}R_{21}C_{29}C_{31}}} \quad (3.4)$$

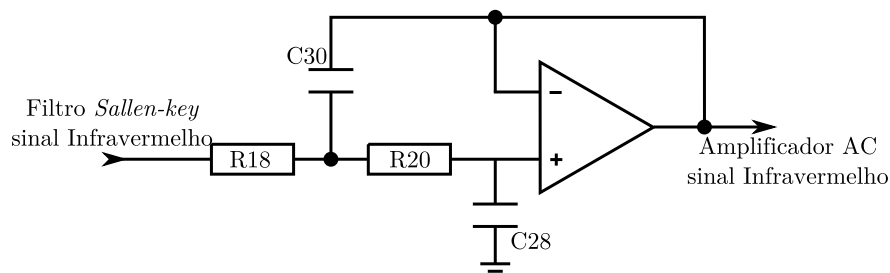
Para o projeto, foram escolhidos os valores de $R_{19} = R_{21} = 1M\Omega$ e $C_{29} = C_{31} = 10nF$, assim a frequência de corte nominal é a seguinte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{19}R_{21}C_{29}C_{31}}} = 15,9Hz$$

A figura 3.11 mostra o circuito implementado.



(a) Canal Vermelho



(b) Canal Infravermelho

Figura 3.11: Filtro de segunda ordem do tipo Sallen-Key

A análise do circuito mostra novamente que o filtro não interfere nas componentes de frequência do sinal. Por ser de ordem 2, este filtro tem um decaimento de 40dB por década a partir da frequência de corte, sendo responsável por filtrar a maior parte do ruído de alta frequência.

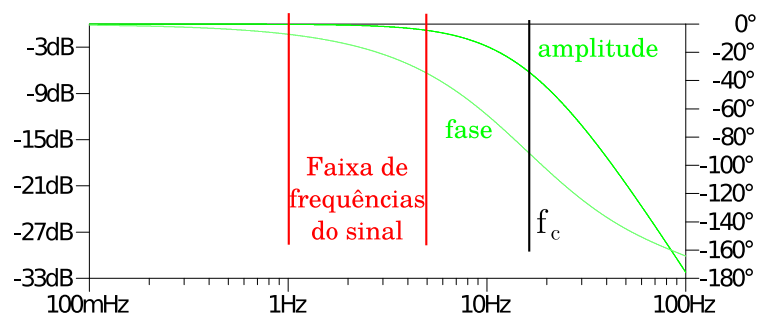


Figura 3.12: Análise em frequência do filtro do tipo Sallen-Key

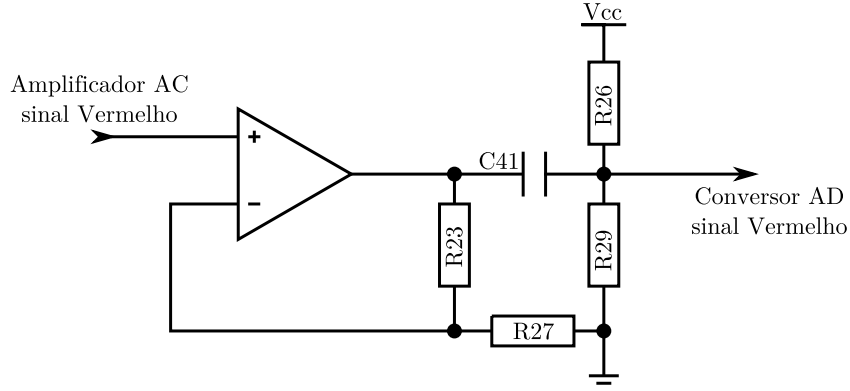
Depois do primeiro estágio de filtro e do filtro tipo Sallen-Key, o sinal é composto apenas pela componente pulsátil e filtrada do sinal inicial, sendo da ordem de 100mV . Para que o dado possa ser lido pelo conversor A/D do microcontrolador é necessário um último estágio de amplificação e um ajuste no nível DC do sinal, já

que o dispositivo utilizado não lê dados com tensão negativa.

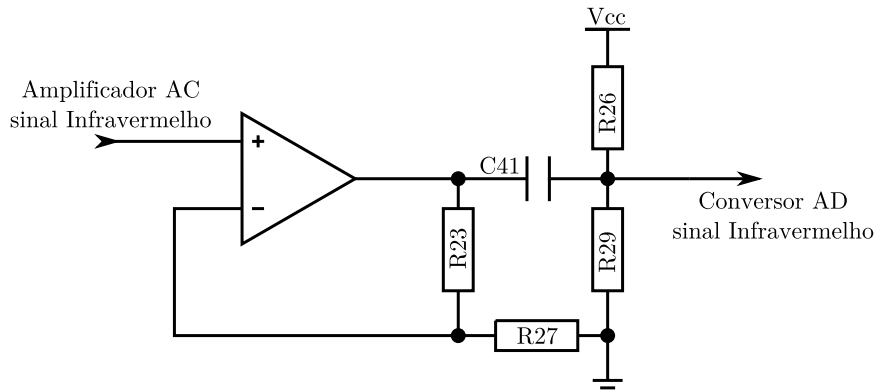
O circuito implementado para este fim é composto por um amplificador na configuração não-inversor, um filtro passa-alta para eliminar o nível DC resultante da amplificação, e um divisor de tensão para se obter o nível DC desejado. A saída do amplificador é dado pela equação 3.5.

$$V_o = V_i \cdot \left(1 + \frac{R_{23}}{R_{27}}\right) \quad (3.5)$$

A figura 3.13 mostra o circuito implementado, onde $C41$ e $R29$ são responsáveis pelo filtro passa-alta e $R26$ gera o nível DC.



(a) Canal Vermelho



(b) Canal Infravermelho

Figura 3.13: Filtro com ganho

A análise em frequência do circuito mostra que a banda de frequência do sinal do oxímetro sofre alto ganho, como mostra a figura 3.14, e as frequências mais

baixas são atenuadas.

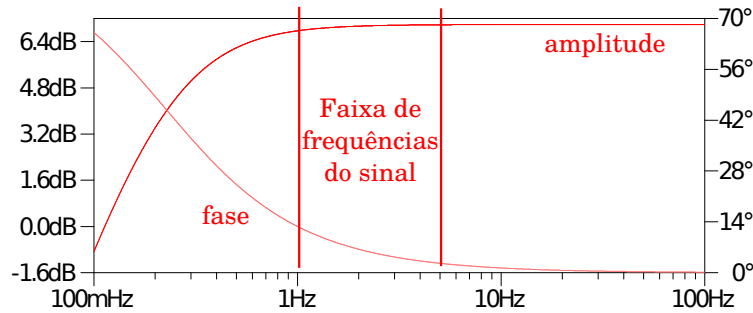


Figura 3.14: Análise em frequência do filtro com ganho

3.2.5 Alimentação

O circuito do projeto trabalha com tensões de +5V e -5V. Como será visto no capítulo Comunicação USB, a própria porta de comunicação tem pinos de tensão de +5V, com corrente suficiente para alimentar todo o circuito.

Para a alimentação negativa em -5V, utilizou-se o CI LTC1044, que é um conversor de tensão cuja resposta é dada pela equação 3.6, e baseia-se no chaveamento de capacitores.

$$V_o = -V_i \quad (3.6)$$

O circuito implementado pode ser visto no Anexo I.

3.3 Circuito dos LED's

Para a determinação da taxa de SPO_2 presente no sangue, precisamos da leitura dos sinais de dois LED's, um vermelho e outro infravermelho, como visto na seção Princípios da Oximetria de Pulso. O melhor jeito de se fazer essa leitura simultânea é realizando um chaveamento dos mesmos, ou seja, ligando e desligando cada LED alternadamente. A figura 3.15 mostra o diagrama do circuito dos LED's.

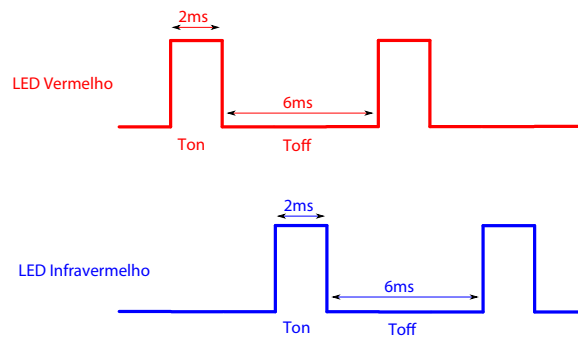


Figura 3.15: Diagrama de temporização dos LED's

Complementado o circuito de chaveamento, precisa-se de um circuito que fixe a intensidade da luz emitida para que não seja tão pequena que não possa ser captada pelo fotodiodo, ou grande o suficiente para saturar os amplificadores operacionais. Como a emissão luminosa de um LED é diretamente proporcional a corrente que passa sobre o mesmo, o circuito deverá ser uma fonte de corrente. A fonte de corrente implementada é composta por um transistor do tipo npn, como o mostrado na figura 3.16.

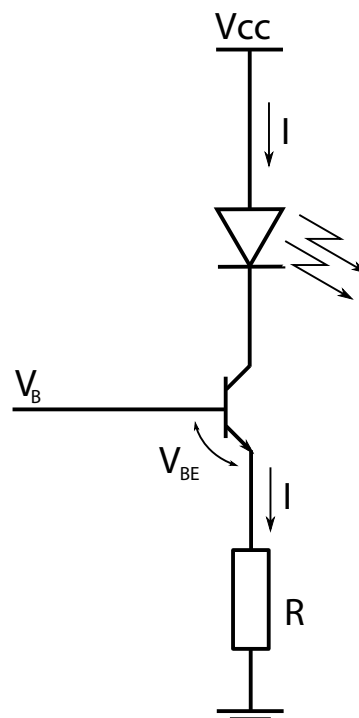


Figura 3.16: Fonte de Corrente Controlada

Considerando que a tensão entre a base e o emissor do transistor é constante, $V_{BE} = 0.7V$, e que o transistor opera no modo ativo, com corrente de base próxima a zero, a corrente que passa pelo LED é calculada pela equação 3.7, onde vê-se que a corrente depende da resistência R e da tensão V_B na base do transistor.

$$I \approx \frac{V_B - 0.7}{R} \quad (3.7)$$

A figura 3.17 mostra o circuito completo dos LED's, onde RD0 a RD3 são portas do microcontrolador.

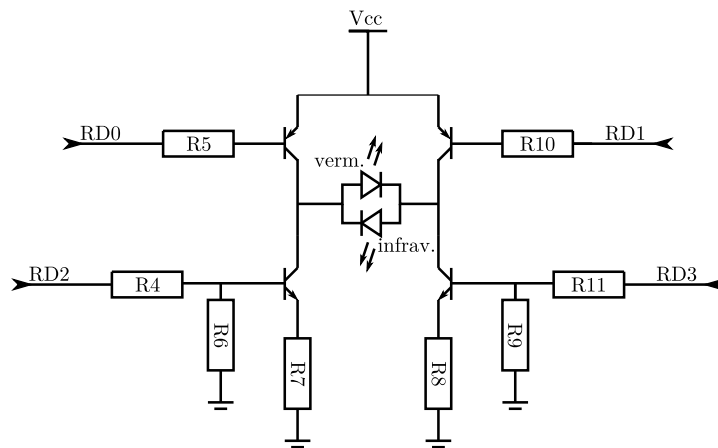


Figura 3.17: Circuito de controle e chaveamento dos LED's

Assim, o controle dos LED's segue a tabela 3.1.

Tabela 3.1: Controle dos LED's

		Portas microcontrolador			
LED verm.	LED infrav.	RD0	RD1	RD2	RD3
Ligado	Desligado	0	1	0	1
Desligado	Ligado	1	0	1	0

3.4 Circuito Digital

O circuito digital é o circuito mais importante do projeto, pois ele faz todo o controle do sistema assim como a aquisição e envio de dados para o microcomputador.

3.4.1 Microcontrolador

O microcontrolador é o centro do circuito digital. Programado em linguagem C, é capaz de realizar todas as tarefas, em ordem sequencial, com grande precisão e velocidade.

O microcontrolador escolhido para o projeto é o PIC18F4550, da *Microchip*, cujas características mais importantes e a pinagem do dispositivo estão descritos a seguir:

- USB 2.0 *Full-Speed* (12Mbps)
- Frequência de operação de 48Mhz
- Memória de dados de 2048 bytes (RAM) + 256 bytes (EEPROM)
- Memória de programa de 32Kbytes
- 13 conversores A/D de 10 bits
- Temporizadores de 8 e 16 bits
- Gravação e Depuração *in-circuit*

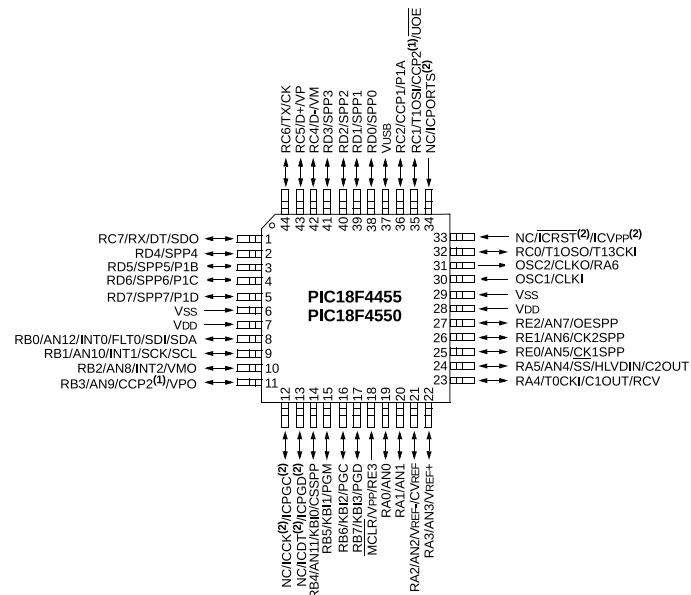


Figura 3.18: Pinagem do PIC18F4550 com encapsulamento TQFP-44²

O programa elaborado para ser gravado no microcontrolador é dado pelo fluxograma da figura 3.19.

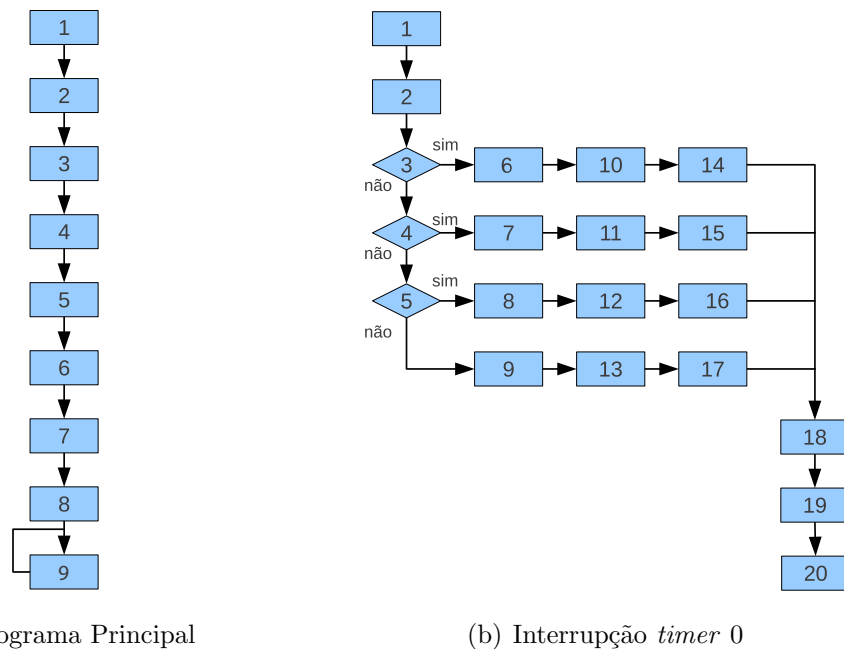


Figura 3.19: Fluxograma do programa gravado no microcontrolador PIC18F4550

²Figura retirada do *Datasheet* do componente, disponibilizado pelo fabricante.

Programa Principal:

1. Início
2. Configuração da frequência de operação em $48MHz$
3. Configuração das portas utilizadas
4. Configuração da comunicação USB
5. Configuração do conversor A/D
6. Configuração do *timer* 0 para gerar *overflow* a cada 2ms
7. Configuração da interrupção do *timer* 0
8. Inicia variável $k = 0$
9. Nada a fazer

Rotina de interrupção do *timer* 0

1. Apaga *flag* de interrupção
2. Reconfigura o *timer* 0
3. $k=0?$
4. $k=1?$
5. $k=2?$
6. Liga LED vermelho
7. Desliga S/H vermelho
8. Liga LED infravermelho
9. Desliga S/H infravermelho
10. Liga S/H vermelho
11. Deliga LED vermelho
12. Liga S/H infravermelho
13. Desliga LED infravermelho
14. $k \leftarrow k + 1$
15. $k \leftarrow k + 1$
16. $k \leftarrow k + 1$
17. $k \leftarrow 0$

18. Aquisição dos dados dos canais do conversor A/D e filtragem digital
19. Envia o dado via USB
20. Retorna da interrupção

3.4.2 Conversor Analógico Digital

O PIC18F4550 contém um conversor analógico-digital de 13 canais de 10 bits, controlado por *software*, onde as entradas vão do pino AN0 ao AN13.

Para o projeto foram utilizado 2 canais:

- AN0 → sinal do LED infravermelho
- AN1 → sinal do LED vermelho

3.4.3 Comunicação USB

Observando a pinagem do PIC18F4550 na figura 3.18 vemos que os pinos 42 e 43 são os correspondentes ao $D-$ e $D+$. Esse serão os pinos utilizados para a comunicação USB entre o microcontrolador e o computador.

Além dos dois pinos de comunicação, com lógica diferencial, existe mais dois pinos de alimentação, como mostra a figura 3.20, que geram uma tensão de 5V com corrente suficiente para alimentar o circuito do oxímetro.



Figura 3.20: Pinagem do *plugin* USB³

A transmissão de dados via USB é baseada no envio de pacotes. A transmissão começa quando o Controlador Host envia um pacote (*Token Packet*) descrevendo o tipo e a direção da transmissão, o endereço do dispositivo USB e o referido

³Figura editada da original retirada do site <http://www.clubedohardware.com.br/>

número de *endpoint*. A transmissão de dados pode ser realizada tanto do *Host* para o dispositivo quanto em sentido inverso. O dispositivo USB decodifica o campo de endereço, reconhecendo que o pacote lhe é referente. A seguir, a fonte da transmissão envia um pacote de dados (*Data Packet*) ou indica que não há dados a transferir. O destino responde com um pacote de *Handshake* (*Handshake Packet*) indicando se a transferência obteve sucesso [8]. A figura 3.21 ilustra o modelo dos pacotes.

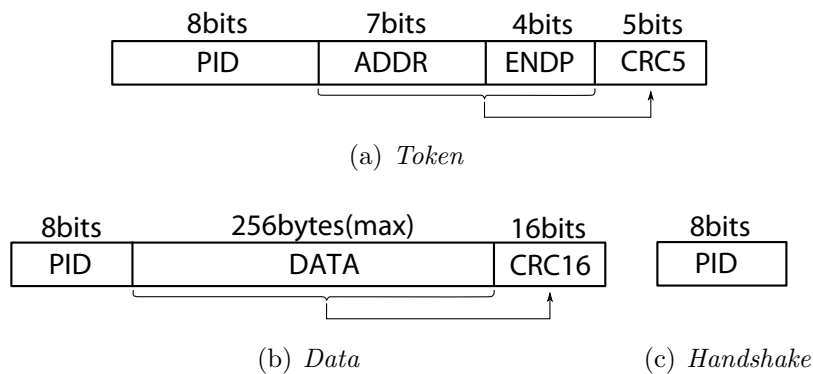


Figura 3.21: Pacotes de dados do USB

A descrição de cada pacote pode ser vista a seguir:

- **PID (*Packet Identifier*):** composto de oito bits. Os quatro mais significativos identificam e descrevem o pacote e os restantes são bits de verificação para prevenção de erros (*check bits*). Esses *check bits* são constituídos pelo complemento dos quatros bits identificadores;
- **ADDR (*Address*):** endereço do dispositivo USB envolvido. Composto de 7 bits, limita o número de dispositivos endereçáveis em 127;
- **ENDP (*Endpoint*):** possui 4 bits que representam o número do *endpoint* envolvido. Permite maior flexibilidade no endereçamento de funções que necessitem de mais de um subcanal;
- **CRC (*Cyclic Redundancy Checks*):** bits destinados à detecção de erros na transmissão;

- DATA : bits de dados.

O fabricante do PIC18F4550 disponibiliza ao desenvolvedor uma biblioteca de funções USB. Com base nesta biblioteca, foi implementado a comunicação para ser usada na configuração de emulador de porta serial (*serial emulator*). Desta maneira pode-se ler o dado enviado pelo microcontrolador como se fosse uma porta serial normal, mas com um grande incremento de velocidade e segurança no tráfego de dados.

3.4.4 Filtro Digital

Depois de passar por todos os filtro analógicos, o sinal ainda apresenta um pequeno ruído, composto principalmente de uma componente de 60Hz, causada pela irradiação da rede elétrica.

Para a eliminação total desse ruído, foi implementado no *hardware* um filtro de média móvel, onde a amostra enviada é composta de uma média simples entre vários pontos.

Baseado na figura 3.22, a equação do filtro pode ser vista a seguir, onde L corresponde à ordem do filtro projetado.

$$x(n) = \sum_{k=(n-L+1)}^n \frac{x(k)}{L} \quad (3.8)$$

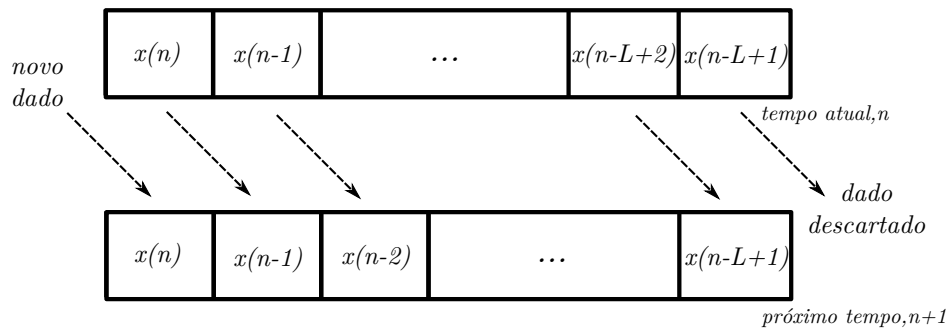


Figura 3.22: Filtro média móvel

Esse filtro é um filtro do tipo *notch*, ou seja, ele elimina totalmente uma certa frequência e seus múltiplos inteiros.

A primeira frequência de bloqueio do filtro pode ser calculada pela equação 3.9, onde f_c é a menor frequência de corte, f_a é a frequência de amostragem e L é o número de pontos da janela do filtro.

$$f_c = \frac{f_a}{L} \quad (3.9)$$

No caso do oxímetro foi utilizado uma janela de 33 pontos, assim a frequência de corte é a seguinte:

$$f_c = \frac{f_a}{L} = \frac{500}{33} \cong 15Hz$$

assim, verificamos que o filtro não interfere nas frequências do sinal, que se estendem de 1 a 5Hz.

A figura 3.23, feita com o auxílio do *software* Matlab, mostra a resposta do filtro projetado.

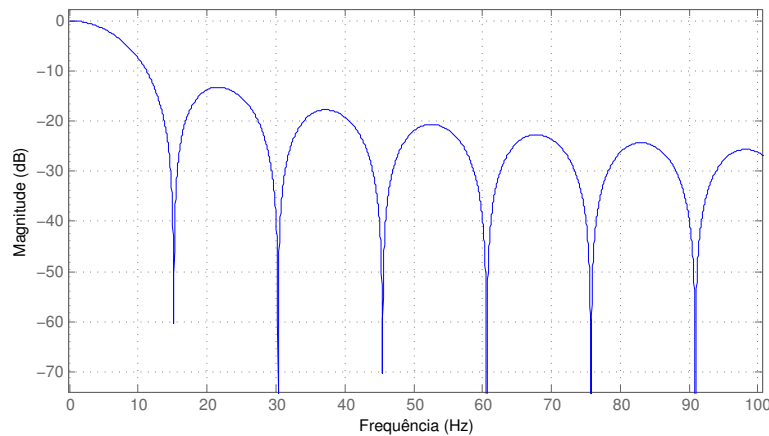


Figura 3.23: Resposta em frequência do filtro média móvel

3.4.5 Circuito Completo

O circuito completo do *hardware* está exposto no Anexo I.

3.5 Software de Monitoramento

O *software* de monitoramento do oxímetro deverá ler os dados do microcontrolador, via comunicação USB, apresentar os gráficos das formas de onda do oxímetro (sinal do LED vermelho e infravermelho) e calcular a taxa de SPO_2 do sangue, tudo em tempo real.

O *software* escolhido para esse propósito é o Labview (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*), que apresenta um painel frontal com a interface com o usuário e um código de programa em diagrama de blocos (linguagem G) com fácil programação e alta performance.

O fluxograma do programa elaborado está exposto na figura 3.24.

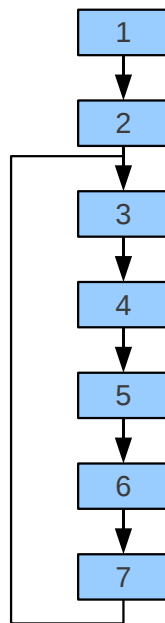


Figura 3.24: Fluxograma do *software*

onde:

1. Início
2. Inicialização da porta USB
3. Leitura e identificação do pacote de dados
4. Separação dos dados do pacote
5. Apresentação dos dados no painel frontal

6. Adição do novo dado no vetor de cálculo de SPO_2
7. Cálculo de SPO_2 e impressão no painel frontal

O painel frontal do programa pode ser visto na figura 3.25, onde temos dois gráficos, o primeiro referente ao sinal do circuito do LED infravermelho e o último referente ao sinal do circuito do LED vermelho. A escala horizontal refere-se ao número de pontos lidos e a escala vertical é a amplitude do sinal com precisão de 8 bits, podendo variar de 0 a 255, correspondente a um *range* de 5V. A medida da taxa de SPO_2 é apresentada no painel da esquerda.



Figura 3.25: Painel Frontal do Programa

Capítulo 4

Resultados

Os primeiros testes realizados com o *hardware* foi com apenas um LED aceso ininterruptamente. Este teste revela o bom funcionamento do circuito de transimpedância e dos filtro analógicos. O resultado pode ser observado na figura 4.1, que mostra a aquisição de dados realizada com o auxílio do *software Matlab*. de SPO_2 é apresentada no painel da esquerda.

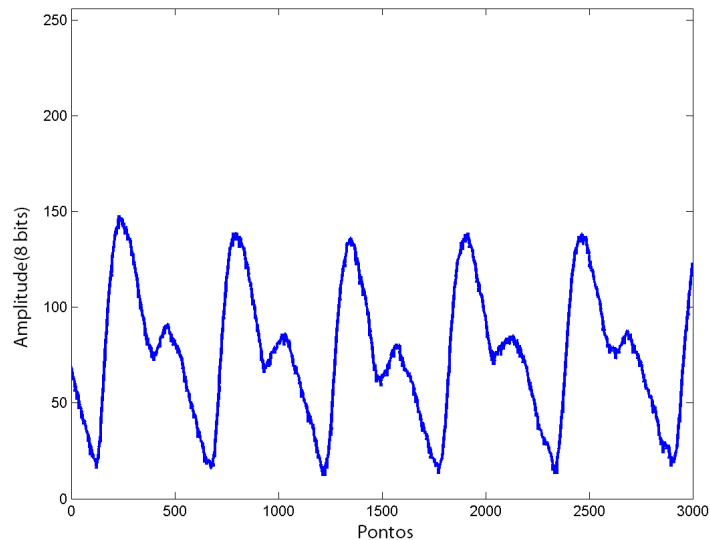


Figura 4.1: Teste com apenas um LED

O sinal visto na figura 4.1 refere-se aos dados de 8 bits adquiridos pelo conversor A/D, onde o mínimo(0) corresponde à 0V e o máximo(255) à 5V. Já

a escala horizontal se refere ao número de pontos adquiridos a uma taxa de 1000 amostras por segundo.

O próximo passo foi o chaveamento dos LED's, aplicação da média móvel e ajuste da frequência de amostragem para 500Hz. O resultado está na figura 4.2, onde o primeiro gráfico se refere ao LED infravermelho e o segundo ao vermelho.

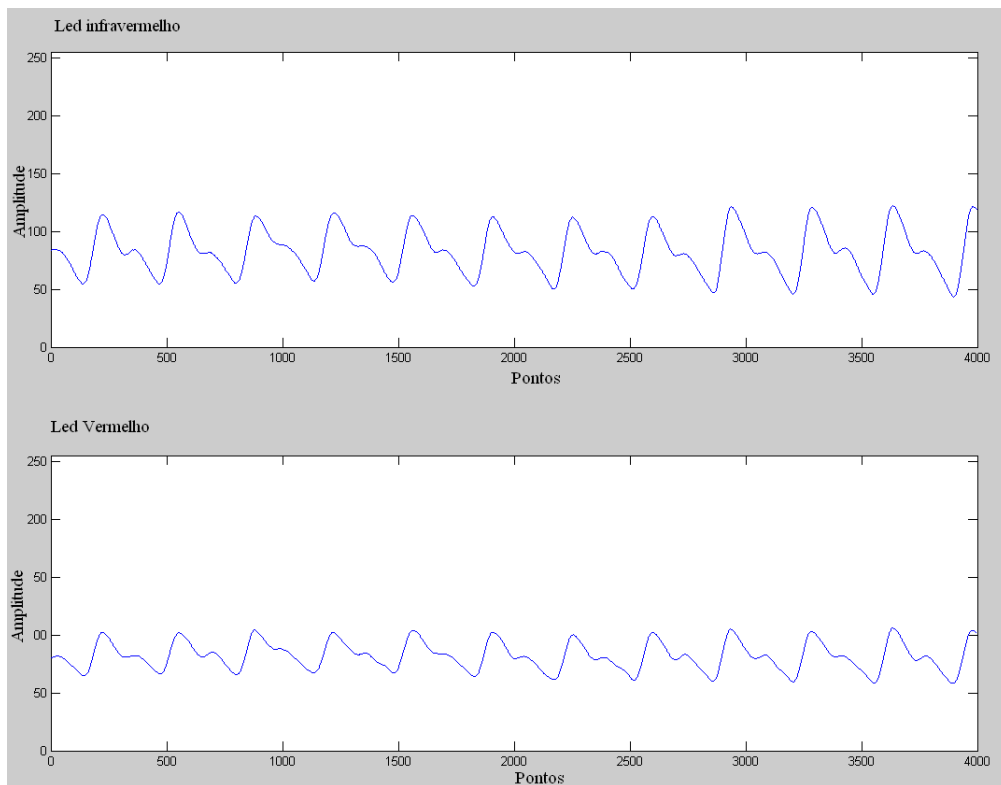


Figura 4.2: Teste com chaveamento dos LED's e filtro média móvel

O último passo foi fazer o cálculo da saturação percentual de oxigênio (SPO_2) e a apresentação das curvas pletismográficas na painel de apresentação do programa de monitoramento elaborado.

A figura 4.3 mostra o programa em *Labview* com a completa comunicação com o circuito projetado.

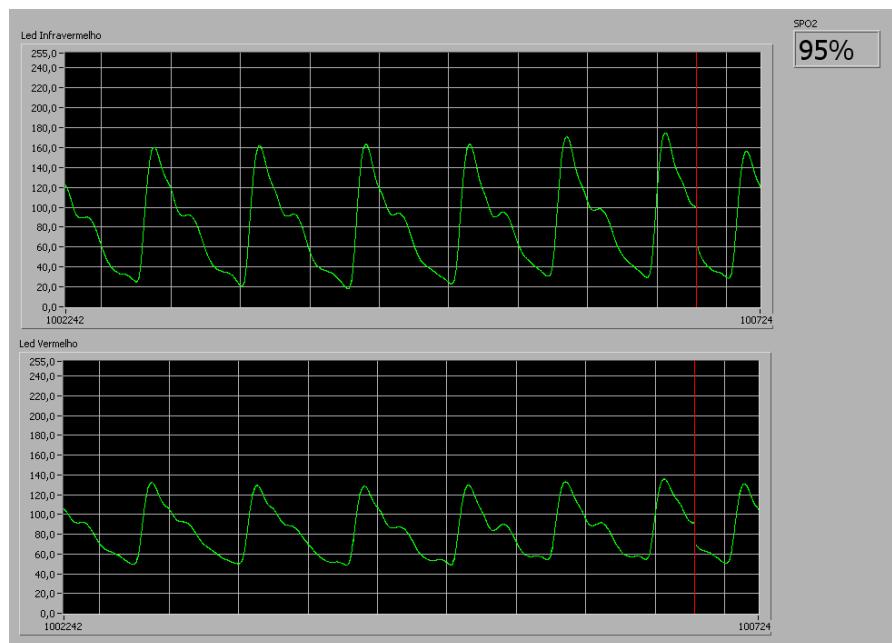


Figura 4.3: Teste com o paciente em repouso

O próximo teste (figura 4.4) foi feito para avaliar o desempenho do circuito com o paciente em movimento, onde pode-se ver que apesar de influenciar na forma da curva, a medição da taxa de SPO_2 pouco se altera, o que comprova uma certa robustez do aparelho

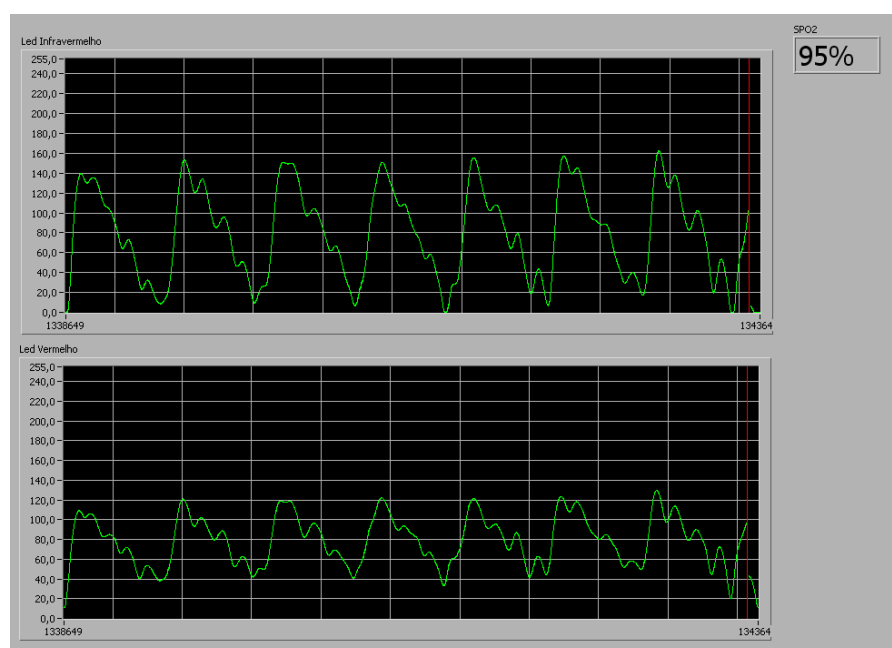


Figura 4.4: Teste com o paciente em movimento

Todos os testes realizados acusaram um nível de SPO_2 entre 93 e 98%, depois de um tempo de estabilização. Este fato é um indicativo de que o dispositivo foi eficaz na realização da medida da saturação de oxigênio do sangue. Para a validação definitiva dos resultados encontrados é necessário a comparação com um padrão e a realização de testes com baixa perfusão sanguínea.

Capítulo 5

Conclusão e Trabalhos Futuros

Esta monografia apresentou o desenvolvimento e implementação de um monitor de oxigenação de sangue, clinicamente conhecido como oxímetro de pulso. Este dispositivo vem tomando cada vez mais importância na medicina moderna, concedendo ao profissional de saúde um rápido diagnóstico, já sendo considerado por alguns autores como o 5º sinal vital.

A maior dificuldade no seu desenvolvimento foi o caráter interdisciplinar do dispositivo, exigindo pesquisa na área de eletrônica analógica, microcontroladores, processamento digital de sinais e linguagem G (*Labview*).

O modelo construído mostrou-se eficiente na filtragem do sinal (eliminação do nível DC, ruídos de alta frequência e ruídos de 60Hz provenientes da rede elétrica) bem como no cálculo da oxigenação, onde os dados ficaram entre 93 e 98%, indicando uma taxa dentro da normalidade (acima de 91% já é considerado normal para uma pessoa em repouso).

A principal perspectiva de melhorias futuras vem da substituição dos filtros analógicos e *sample and hold's* por um único microcontrolador, reduzindo drasticamente o tamanho, o custo e o consumo de energia do *hardware*. Este dispositivo necessitará de um alto poder de processamento, o que pode ser conseguido com os microcontroladores PIC32, fabricado pela *Microchip*, que possui arquitetura 32bits,

alto poder de processamento, um vasto conjunto de instruções e USB. Outra família de microcontroladores interessantes para o projeto é a dos DsPIC's, que possui alta capacidade de processamento digital de sinais e conversores D/A's internos, podendo ser utilizados para o controle de intensidade luminosa dos LED's, aumentando a robustez do dispositivo.

Outra proposta de trabalho futuro é a implementação de *hardware/software* de rejeição de artefatos de movimento. Isso pode ser feito com a instalação de acelerômetros no sensor de dedo e implementação de controle robusto ou algoritmos “inteligentes”, como controle adaptativo e redes neurais.

Para a maior aproximação com os dispositivos comerciais, pode-se desenvolver o projeto de comunicação com um *display* e um circuito com baterias, para se tornar um dispositivo portátil e móvel, com alto valor comercial e médico.

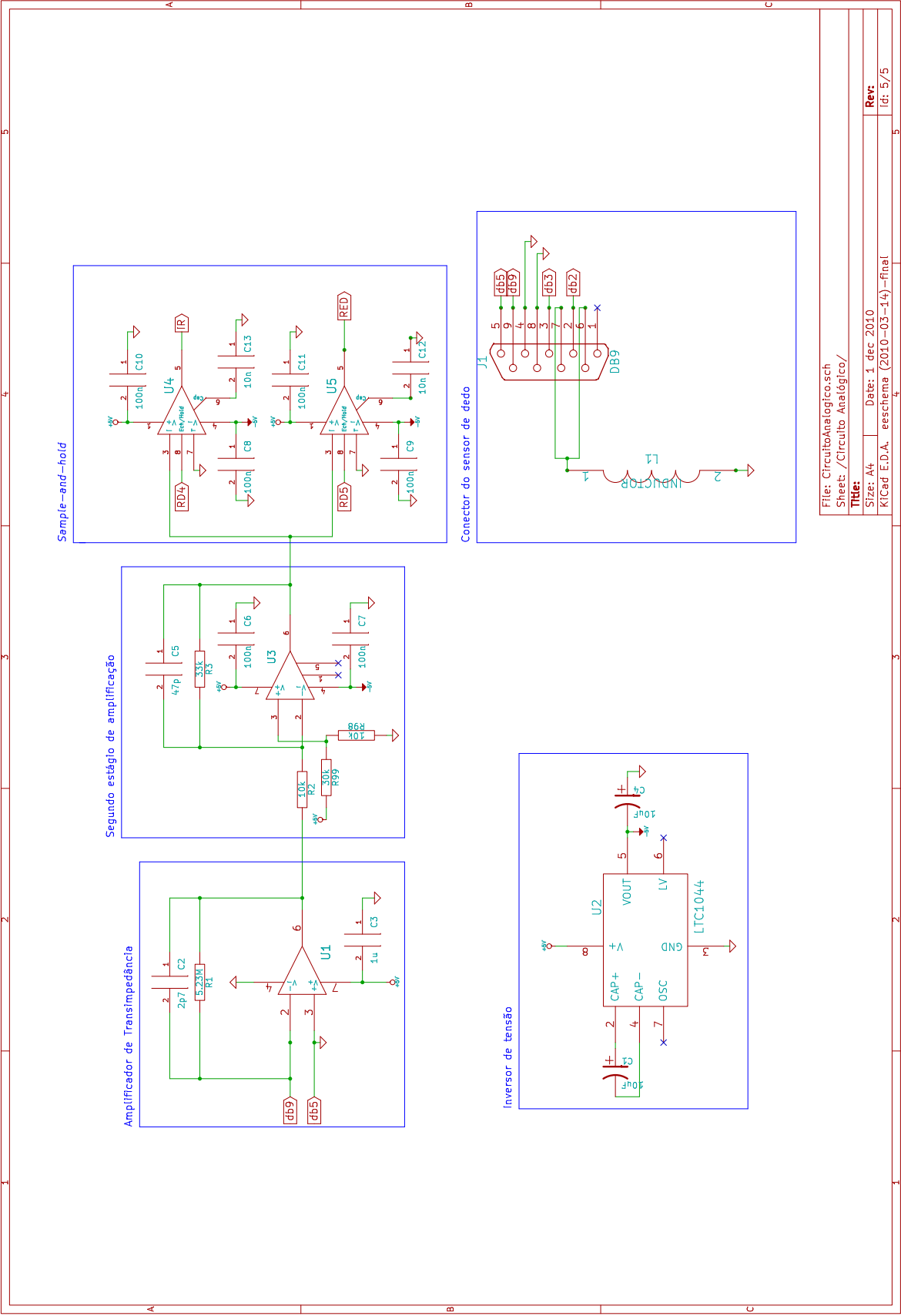
Referências Bibliográficas

- [1] WEBSTER, JOHN G. *Design of Pulse Oximeters*. 1ª ed., Ed. by WEBSTER, J. G., 1997.
- [2] BRONZINO, JOSEPH D. *Biomedical Engineering*. 2ª ed., vol1, Ed. CRC Press, 1999.
- [3] HAEBISCH, HORST. *Fundamentos de Fisiologia Respiratória Humana*. 1ª ed., Ed. EDUSP, 1980.
- [4] <http://www.oximeter.org/pulseox/principles.htm>; acessado em 06/09/2010.
- [5] TOWNSEND, NEIL. *Medical Electronics*. Disponível em http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes6.pdf.
- [6] TEXAS INSTRUMENTS. *Analysis of the Sallen-Key Architecture*.
- [7] SMITH, KENNETH C.; SEDRA, ADEL S. *Microeletrônica*. 5ª ed., Ed. Makron Books, 2007.
- [8] <http://www.clubedohardware.com.br/artigos/USB-Estrutura-Eletrica/870/3>, acessado em 20/10/2010.

Anexo I - Circuito de *Hardware*

Este Anexo apresenta o circuito de *hardware* completo do oxímetro de pulso. Os circuitos estão divididos da seguinte maneira:

- Circuito 1 - Circuito Analógico → Circuito de transimpedância, Segundo estágio de amplificação, *Sample and hold*, Sensor de dedo e Alimentação.
- Circuito 2 - Filtros Analógicos → Primeiro estágio de filtragem, Isolador, Filtro Sallen Key e Amplificador AC.
- Circuito 3 - Circuito dos LED's → Circuito dos LED's.
- Circuito 4 - Circuito Digital → Microcontrolador, Circuito de gravação, Circuito do *Master Clear*, Circuito do cristal e Conector USB.



File: CircuitoAnalogico.sch	
Sheet: /Circuito Analógico/	
Title:	
Size: A4	Date: 1 dec 2010
KiCad E.D.A.	eeschema (2010-03-14)-final
Rev:	
Id: 5/5	

