



INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DA PARAÍBA
CAMPUS JOÃO PESSOA
CURSO SUPERIOR DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Erlyck Lucena Duarte Pereira

**ESTIMATIVA DE SATURAÇÃO PERIFÉRICA DE OXIGÊNIO ARTERIAL EM
ADULTOS POR DOIS DIFERENTES MÉTODOS UTILIZANDO *ARDUINO***

João Pessoa

2024

Erlyck Lucena Duarte Pereira

**ESTIMATIVA DE SATURAÇÃO PERIFÉRICA DE OXIGÊNIO ARTERIAL EM
ADULTOS POR DOIS DIFERENTES MÉTODOS UTILIZANDO *ARDUINO***

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Coordenação do Curso Superior de Bacharelado em Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba, *Campus* João Pessoa, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Hélder Rolim Florentino

João Pessoa

2024

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Biblioteca Nilo Peçanha do IFPB, *campus* João Pessoa

P436e Pereira Erlyck Lucena Duarte.

Estimativa de saturação periférica de oxigênio arterial em adultos por dois diferentes métodos utilizando *Arduino* / Erlyck Lucena Duarte Pereira. - 2024

72 f. : il.

TCC (Graduação – Bacharelado em Engenharia Elétrica) – Instituto Federal de Educação da Paraíba / Coordenação do Curso Superior em Engenharia Elétrica, 2024.

Orientação : Prof^o Dr. Hélder Rolim Florentino.

1. *SpO2*. 2. Saturação de oxigênio. 3. Oximetria. 4. *Arduino*. 5. Diodos. I. Título.

CDU 61:621.382 (043)


Erlyck Lucena Duarte Pereira

ESTIMATIVA DE SATURAÇÃO PERIFÉRICA DE OXIGÊNIO ARTERIAL EM ADULTOS POR DOIS DIFERENTES MÉTODOS UTILIZANDO ARDUINO


Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Coordenação do Curso Superior de Bacharelado em Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba, Campus João Pessoa, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Aprovado em 21 de outubro de 2024.


BANCA EXAMINADORA

Documento assinado digitalmente
 HELDER ROLIM FLORENTINO
Data: 22/10/2024 21:28:44-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Helder Rolim Florentino (Orientador - IFPB)

Documento assinado digitalmente
 CRISTOVAO MACIO DE OLIVEIRA LIMA FILHO
Data: 24/10/2024 18:48:22-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Me. Cristiano Macio de Oliveira Lima Filho (Examinador - IFPB)

Documento assinado digitalmente
 Pedro Victor Eugenio de Souza
Data: 24/10/2024 19:44:50-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Pedro Victor Eugenio de Souza (Examinador - IFPB)

RESUMO

O fornecimento de oxigênio às células do corpo humano é um indicador importante da saúde de uma pessoa e pode ser analisado por um método comum e não invasivo conhecido como oximetria de pulso, resultando em uma medida empírica da saturação de oxigênio no sangue arterial (SpO_2) por meio de duas técnicas que determinam a intensidade de luz absorvida pelas moléculas responsáveis pelo transporte de oxigênio às células, de acordo com as alterações no volume sanguíneo em um tecido. Este trabalho descreve dois diferentes métodos para estimativa de SpO_2 , implementados na linguagem de programação utilizada no *Arduino*. Realizou-se a aquisição, o condicionamento e o processamento do sinal representativo da intensidade de luz transmitida através de um tecido, utilizando-se um sensor de oximetria, um circuito eletrônico e uma placa microcontroladora, respectivamente. Os resultados obtidos foram comparados com os de um oxímetro comercial, tendo sido observados níveis de SpO_2 semelhantes para ambos os métodos.

Palavras-chave: SpO_2 ; Saturação de Oxigênio; Oximetria; *Arduino*.

ABSTRACT

The supply of oxygen to the cells of the human body is an important indicator of a person's health and can be analyzed by a common, non-invasive method known as pulse oximetry, which provides a measure empirical of arterial blood oxygen saturation (SpO_2), using two techniques that determine the intensity of light absorbed by the molecules responsible for transporting oxygen to cells, according to changes in blood volume of a tissue. This work describes two different methods for SpO_2 estimation, implemented in the programming language used in Arduino. The acquisition, conditioning and processing of the signal representing the intensity of light transmitted through a tissue was carried out, using an oximetry sensor, an electronic circuit and a microcontroller board, respectively. The results obtained were compared with those from a commercial oximeter, with similar SpO_2 levels having been observed for both methods.

Keywords: SpO_2 . Oxygen Saturation; Oximetry; Arduino.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Símbolo esquemático de um diodo.....	13
Figura 2 – Polarização direta de um diodo	14
Figura 3 – Circuito básico de um LED	14
Figura 4 – Símbolo elétrico de um fotodiodo	15
Figura 5 – Símbolo esquemático de um amplificador operacional.....	15
Figura 6 – Amplificador inversor	16
Figura 7 – Amplificador não inversor	17
Figura 8 – Amplificador somador inversor	17
Figura 9 – Amplificador somador não inversor	18
Figura 10 – Amplificador de transimpedância com fotodiodo polarizado reversamente	19
Figura 11 – Curva de resposta de um filtro passa-altas.....	20
Figura 12 – Filtro passa-altas de primeira ordem com ganho de tensão não inversor	20
Figura 13 – Curva de resposta de um filtro passa-baixas.....	21
Figura 14 – Filtro passa-baixas de primeira ordem com ganho de tensão não inversor	21
Figura 15 – Filtro passa-baixas de segunda ordem com componentes iguais e ganho de tensão não inversor.....	22
Figura 16 – Resposta de um filtro rejeita-faixa ideal.....	22
Figura 17 – Filtro notch de segunda ordem	23
Figura 18 – Forma de onda fotopletismográfica durante um ciclo cardíaco	26
Figura 19 – Espectro de potência do sinal de PPG	26
Figura 20 – Fotopletismograma.....	27
Figura 21 – Espectro de absorção da Hb e HbO ₂	30
Figura 22 – Fotopletismografia transmissiva	31
Figura 23 – Representação gráfica da intensidade de luz transmitida que é convertida pelo sensor, para a luz vermelha (V) e infravermelha (IV)	31
Figura 24 – Gráfico da variação da luz transmitida em função do comprimento caminho óptico.....	32
Figura 25 – Calibração do oxímetro e o modelo Beer-Lambert	36
Figura 26 – Forma de onda da intensidade da luz transmitida através de um dedo	37

Figura 27 – Sensor de oximetria reutilizável de dedo	40
Figura 28 – Fotoemissores e fotorreceptor em lados opostos no clipe do sensor de oximetria	40
Figura 29 – Esquema de ligação do sensor de oximetria utilizado	41
Figura 30 – Código-fonte utilizado para acionamento dos LEDs	41
Figura 31 – Esquema de ligação para acionamento alternado dos LEDs	42
Figura 32 – Esquema de ligação do fototransistor ao circuito de condicionamento do sinal	43
Figura 33 – Circuito gerador de tensão de referência projetado	44
Figura 34 – Circuito amplificador de transimpedância projetado	45
Figura 35 – Circuito do filtro passa-baixa de segunda ordem de componentes iguais projetado	46
Figura 36 – Circuito amplificador inversor projetado	46
Figura 37 – Circuito do filtro passa-baixa de primeira ordem projetado	47
Figura 38 – Circuito do filtro passa-alta de primeira ordem projetado	48
Figura 39 – Circuito do filtro rejeita-faixa de segunda ordem projetado	49
Figura 40 – Circuito somador não inversor projetado	50
Figura 41 – Diagrama de blocos do condicionamento do sinal	50
Figura 42 – Esquema do circuito eletrônico projetado na plataforma online de automação de projetos eletrônicos EasyEDA	51
Figura 43 – Placa microcontroladora similar à placa Arduino UNO	52
Figura 44 – Instruções do código-fonte para identificação dos valores mínimo e máximo do sinal condicionado e cálculo do logaritmo natural da razão entre esses valores	54
Figura 45 - Instruções do código-fonte para cálculo da SpO2 pelo método de picos e vales	55
Figura 46 – Instruções do código-fonte para cálculo da SpO2 pelo método da derivada	56
Figura 47 – Forma de onda do sinal detectado pelo sensor de oximetria nas etapas iniciais do circuito eletrônico desenvolvido, para os LEDs vermelho e infravermelho	57
Figura 48 – Forma de onda da componente AC do sinal detectado pelo sensor de oximetria após amplificação de filtragem, para os LEDs vermelho e infravermelho	58

Figura 49 – Sinais condicionados fornecidos pelo circuito eletrônico desenvolvido, para os LEDs vermelho e infravermelho	59
Figura 50 – Conexões entre o circuito eletrônico desenvolvido, o sensor de oximetria e a placa microcontroladora	59
Figura 51 – Realização das medições de SpO2 e comparação com os resultados de um oxímetro comercial	60
Figura 52 – Forma de onda do sinal condicionado na entrada analógica A1 da placa microcontroladora	60

LISTA DE SÍMBOLOS

- π Letra grega minúscula Pi,
representa a relação constante entre o perímetro e o diâmetro de uma circunferência (Seção 2.2.5)
- ε Letra grega minúscula Épsilon,
representa o coeficiente de absorvidade molar (Seção 2.4)
- λ Letra grega minúscula Lambda,
representa o comprimento de onda eletromagnética (Seção 2.4)
- α Letra grega minúscula Alfa,
representa o coeficiente de extinção relativo (Seção 2.4)
- Ω Letra grega maiúscula Ômega,
representa a resistência elétrica em Ohm (Seção 3)
- μ Letra grega minúscula Mi,
representa um prefixo do Sistema Internacional de Unidades que corresponde a um fator de 10^{-6} (Seção 3.2)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1 DIODOS.....	13
2.1.1 Diodo Emissor de Luz (LED)	14
2.1.2 Fotodiodo	14
2.2 CIRCUITOS SIMPLES COM AMPLIFICADORES OPERACIONAIS.....	15
2.2.1 Amplificador Inversor	16
2.2.2 Amplificador Não Inversor	16
2.2.3 Amplificador Somador	17
2.2.3.1 Somador Inversor.....	17
2.2.3.2 Somador Não Inversor	18
2.2.4 Amplificador de Transimpedância	19
2.2.5 Filtros Ativos	19
2.2.5.1 Filtro Passa-Altas	20
2.2.5.2 Filtro Passa-Baixas	21
2.2.5.3 Filtro Rejeita-Faixa	22
2.3 TRANSPORTE E SATURAÇÃO DE OXIGÊNIO NO SANGUE.....	23
2.4 OXIMETRIA DE PULSO	25
2.4.1 Fotopletismografia	25
2.4.2 Espectrofotometria	27
2.4.2.1 Lei de Beer-Lambert.....	28
2.4.3 Estimativa do nível de saturação de oxigênio no sangue arterial	30
2.4.3.1 Cálculo da SpO ₂ pelo método de picos e vales	36
2.4.3.2 Cálculo da SpO ₂ pelo método da derivada	37
3 MATERIAIS E MÉTODOS	39
3.1 AQUISIÇÃO DO SINAL.....	39
3.1.1 Sensor de Oximetria	39
3.1.1.1 Sistema de Emissão.....	41
3.1.1.2 Sistema de Recepção	42
3.2 CONDICIONAMENTO DO SINAL.....	43
3.2.1 Circuito para Condicionamento do Sinal	44
3.2.1.1 Filtragem e amplificação inicial do sinal.....	45

3.2.1.2 Separação do componente DC do Sinal.....	47
3.2.1.3 Separação do componente AC do Sinal.....	48
3.2.1.4 Soma das componentes AC e DC.....	49
3.3 PROCESSAMENTO DO SINAL.....	52
3.3.1 Implementação do Cálculo da S_{pO_2} pelo método de picos e vales.....	54
3.3.2 Implementação do Cálculo da S_{pO_2} pelo método da derivada	55
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	57
4.1 FORMAS DE ONDA OBTIDAS NO CONDICIONAMENTO DO SINAL.....	57
4.2 NÍVEL DE S_{pO_2} ESTIMADO	59
4.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	61
5 CONCLUSÃO.....	64
REFERÊNCIAS	65
APÊNDICE A – CÓDIGO-FONTE DESENVOLVIDO NA LINGUAGEM DE PROGRAMAÇÃO UTILIZADA NO <i>ARDUINO</i>	68

1 INTRODUÇÃO

O oxigênio é de vital importância para o funcionamento de cada célula do corpo humano. Na ausência de oxigênio por um tempo prolongado, as células morrerão. Assim, o fornecimento de oxigênio às células é um indicador importante da saúde de uma pessoa (CLARK, 1997, p. 1).

Diversos métodos foram desenvolvidos para analisar o fornecimento de oxigênio às células. A oximetria de pulso é um método comum e não invasivo utilizado em ambientes clínicos, que estima o nível de saturação de oxigênio nos capilares sanguíneos, através da pele. O instrumento utilizado para estimar o nível de saturação de oxigênio no sangue arterial é conhecido como oxímetro de pulso. Trata-se de um dispositivo de monitoramento padrão em unidades hospitalares de cuidados intensivos (SEBALD, 1997, p. 13).

O ter

A captação de ruídos e interferências na aquisição do sinal de oximetria, bem como as diferenças existentes entre os métodos de cálculo, também podem diminuir a precisão da estimativa do nível de saturação de oxigênio no sangue arterial. O objetivo deste trabalho é obter a estimativa do nível de saturação de oxigênio arterial por meio de dois métodos de cálculo diferentes.

Inicialmente, foi desenvolvido um circuito eletrônico para condicionamento do sinal de oximetria obtido por um sensor de oximetria adquirido comercialmente. Em seguida, foi desenvolvido um código-fonte¹ na linguagem de programação utilizada no *Arduino*² para processamento do sinal condicionado, por meio de um microcontrolador. O circuito e o código-fonte foram projetados para fornecer e processar as componentes do sinal de oximetria necessárias ao cálculo da estimativa do nível de saturação de oxigênio arterial por meio dos dois métodos em estudo. Por fim, foram realizados testes com o circuito e o código-fonte desenvolvidos, obtendo-se, respectivamente, a forma de onda pletismográfica e a estimativa do nível de saturação do oxigênio arterial em ambos os métodos.

No capítulo 2, é apresentada a fundamentação teórica, contendo os principais conceitos relacionados à saturação de oxigênio e ao desenvolvimento do circuito eletrônico, com foco em dois métodos de cálculo da estimativa de saturação do oxigênio arterial. O capítulo 3 contém a descrição dos materiais e métodos empregados na aquisição, condicionamento e processamento do sinal utilizado na oximetria de pulso e, no capítulo 4, são apresentados e discutidos os resultados obtidos com o circuito eletrônico e o código-fonte desenvolvidos. Finalmente, no capítulo 5, são apresentadas as principais conclusões deste trabalho.

¹ Pequeno programa formado por uma sequência de instruções em uma determinada linguagem de programação.

² Arduino é uma plataforma programável de prototipagem eletrônica.

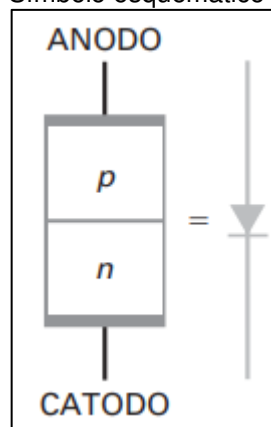
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo, são abordados de maneira resumida os conceitos fundamentais relacionados à saturação de oxigênio no sangue e aos circuitos e componentes eletrônicos básicos utilizados neste trabalho.

2.1 DIODOS

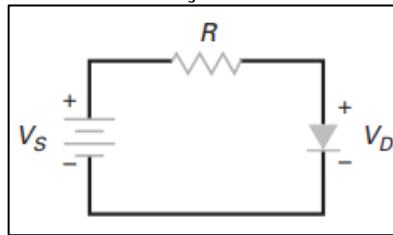
O diodo é um dispositivo não-linear que possui uma barreira de potencial. Quando a tensão em um diodo é menor que sua barreira de potencial, a corrente elétrica no diodo é baixa, caso contrário, a corrente no diodo aumenta rapidamente (MALVINO; BATES, 2016a). Essa barreira de potencial é formada pela junção de materiais semicondutores do tipo p e do tipo n . Os semicondutores do tipo n possuem excesso de elétrons (elétrons livres) e os do tipo p possuem deficiência de elétrons (lacunas). O lado p do diodo é chamado de anodo e o lado n de catodo. Na Figura 1, pode-se observar o símbolo esquemático de um diodo.

Figura 1 – Símbolo esquemático de um diodo



Fonte: (MALVINO; BATES, 2016a).

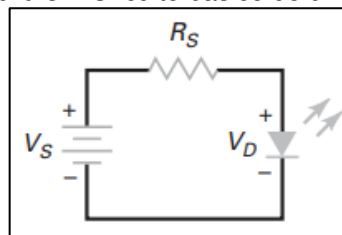
O diodo pode ser polarizado diretamente ou reversamente. Um diodo ideal se comporta como um condutor no sentido direto e como um isolante no sentido inverso. Na Figura 2, é possível observar a polarização direta de um diodo. O terminal positivo da fonte alimenta o lado p por meio de um resistor e o terminal negativo está conectado no lado n .

Figura 2 – Polarização direta de um diodo

Fonte: (MALVINO; BATES, 2016a).

2.1.1 Diodo Emissor de Luz (LED)

O diodo emissor de luz (LED - do inglês, *Light Emitting Diode*) é um dispositivo optoeletrônico³ com um anodo e um catodo – assim como um diodo comum –, que ao ser polarizado diretamente, permite aos elétrons livres atravessarem a junção *pn*, recombinando-se com as lacunas e irradiando energia na forma de luz, ao passarem de um nível de maior para um nível de menor de energia. A cor da luz emitida corresponde ao comprimento de onda da energia dos fótons e o brilho é diretamente proporcional à corrente elétrica que passa pelo LED (MALVINO; BATES, 2016a). A Figura 3 ilustra o circuito básico de um LED, ligado em série com um resistor conectado a uma fonte. As setas simbolizam a luz irradiada.

Figura 3 – Circuito básico de um LED

Fonte: (MALVINO; BATES, 2016a).

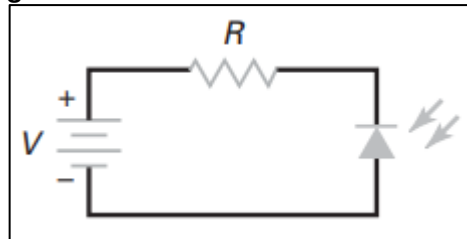
2.1.2 Fotodiodo

O fotodiodo é um detector óptico capaz de converter intensidade de luz em corrente elétrica (DAMIANI, 2010, p. 61). O dispositivo possui uma janela ou uma conexão de fibra óptica que permite a passagem de luz através do encapsulamento da junção *pn*. Quando a energia luminosa bombardeia a junção, desloca elétrons provocando uma corrente reversa diretamente proporcional à intensidade da luz incidente (MALVINO; BATES, 2016a).

³ A optoeletrônica é a tecnologia que combina a ótica com a eletrônica (MALVINO; BATES, 2016a, p. 162).

Na Figura 4, pode-se observar o símbolo elétrico de um fotodiodo polarizado reversamente. As duas setas representam a luz incidente.

Figura 4 – Símbolo elétrico de um fotodiodo

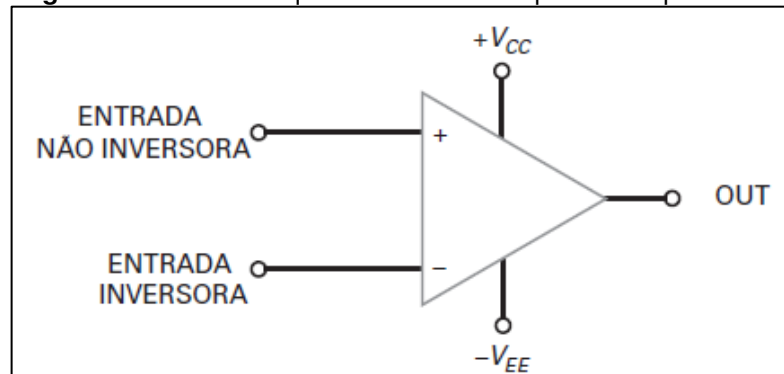


Fonte: (MALVINO; BATES, 2016a).

2.2 CIRCUITOS SIMPLES COM AMPLIFICADORES OPERACIONAIS

O termo Amplificador Operacional refere-se a um amplificador de tensão multistágio de entrada diferencial, com características que se aproximam de um amplificador ideal (PERTENCE JR, 2015). Um amplificador ideal tem ganho de tensão, frequência de ganho unitário, impedância de entrada e razão de rejeição em modo comum (CMRR) infinitos, além de resistência de saída, corrente de polarização e compensações (*offsets*) nulas (MALVINO; BATES, 2016b). A Figura 5 ilustra o símbolo esquemático de um amplificador operacional.

Figura 5 – Símbolo esquemático de um amplificador operacional



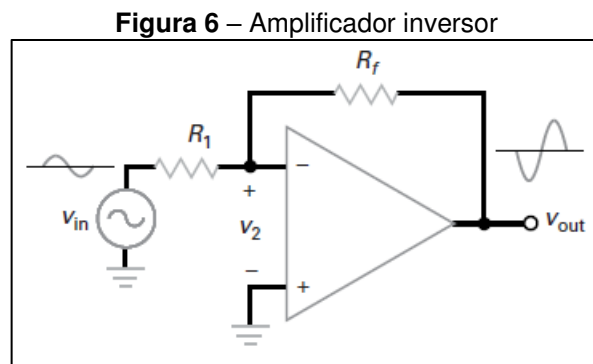
Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b).

O amplificador operacional pode ser utilizado em diversos tipos de circuitos. Quando opera como amplificador, pode-se considerar o circuito como linear, o que simplifica a análise do mesmo, quando utilizadas as características do amplificador operacional ideal (PERTENCE JR, 2015).

2.2.1 Amplificador Inversor

O amplificador inversor é o circuito com amplificador operacional mais básico (MALVINO; BATES, 2016b). Nesse tipo de circuito, o sinal de saída estará 180° defasado em relação ao sinal de entrada (PERTENCE JR, 2015).

Pode-se observar na Figura 6, um circuito amplificador inversor, no qual um sinal de entrada V_{in} aciona a entrada inversora por meio do resistor R_1 , resultando em uma tensão de entrada V_2 , que produz uma tensão de saída amplificada e invertida V_{out} . O ganho de tensão é estabilizado por meio da realimentação negativa realizada pelo resistor de realimentação R_F (MALVINO; BATES, 2016b).



Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b).

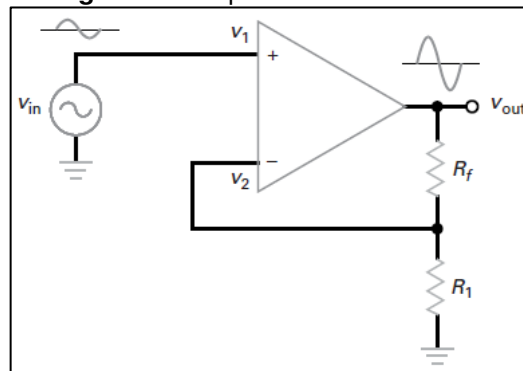
O ganho de tensão total do amplificador inversor é dado por:

$$A_v = \frac{R_f}{R_1} \quad (1)$$

2.2.2 Amplificador Não Inversor

Outro circuito básico usando amplificador operacional é o amplificador não inversor (MALVINO; BATES, 2016b). Esse tipo de circuito não apresenta defasagem do sinal de saída relação ao sinal de entrada (PERTENCE JR, 2015).

Pode-se observar na Figura 7, um circuito amplificador não inversor, no qual uma tensão de entrada V_{in} aciona a entrada não inversora, resultando em uma tensão de saída amplificada V_{out} . O ganho de tensão é estabilizado por meio da realimentação negativa realizada por um divisor de tensão com os resistores R_F e R_1 (MALVINO; BATES, 2016b).

Figura 7 – Amplificador não inversor

Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b).

O ganho de tensão total do amplificador não inversor é dado por:

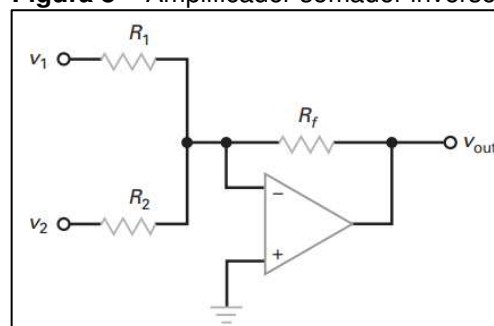
$$A_v = \frac{R_f}{R_1} + 1 \quad (2)$$

2.2.3 Amplificador Somador

O amplificador somador é um circuito capaz de combinar dois ou mais sinais de entrada analógicos em uma única saída (MALVINO; BATES, 2016b).

2.2.3.1 Somador Inversor

A Figura 8 ilustra um circuito somador inversor com duas entradas. O número de entradas pode variar conforme a aplicação. Esse circuito amplifica cada sinal de entrada separadamente. O ganho de cada entrada é dado pela razão entre a resistência de realimentação R_f e a resistência de entrada respectiva, conforme Equações 3 e 4 (MALVINO; BATES, 2016b).

Figura 8 – Amplificador somador inversor

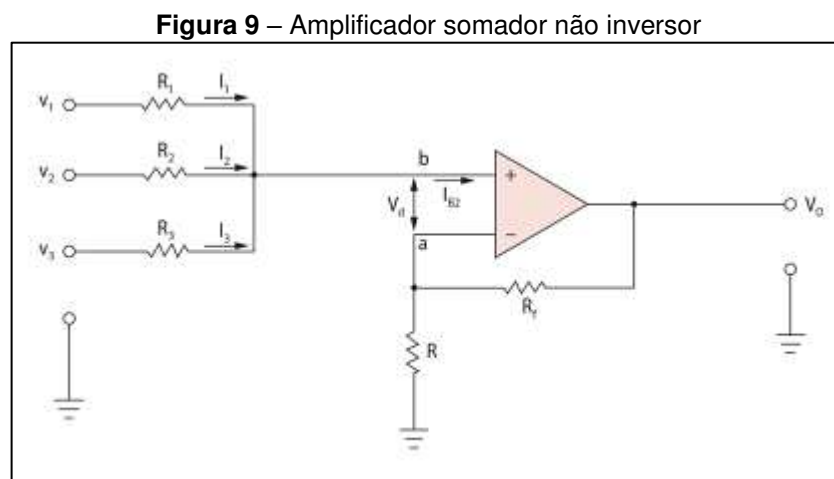
Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b).

$$A_{v_1} = \frac{-R_f}{R_1} \quad (3)$$

$$A_{v_2} = \frac{-R_f}{R_2} \quad (4)$$

2.2.3.2 Somador Não Inversor

Em um circuito somador não inversor, a tensão de saída não sofre inversão. Na Figura 9, pode-se observar um circuito somador não inversor com três entradas. O número de entradas pode variar conforme a aplicação (PERTENCE JR, 2015).



Fonte: (PERTENCE JR, 2015).

Nesse circuito, a tensão na entrada não inversora é dada por:

$$v_b = \left(\frac{v_1}{R_1} + \frac{v_2}{R_2} + \frac{v_3}{R_3} \right) (R_1 // R_2 // R_3) \quad (5)$$

A tensão de saída do amplificador somador não inversor é dada por:

$$v_o = \left(\frac{R_f}{R} + 1 \right) v_b \quad (6)$$

$$v_o = \left(\frac{R_f}{R} + 1 \right) \left(\frac{v_1}{R_1} + \frac{v_2}{R_2} + \frac{v_3}{R_3} \right) (R_1 // R_2 // R_3) \quad (7)$$

No caso particular de um circuito com duas entradas de resistências iguais ($R_1 = R_2 = R_E$) e realimentação negativa com divisor de tensão de resistências também iguais ($R_f = R$), temos a soma dos sinais de entrada, sem amplificação:

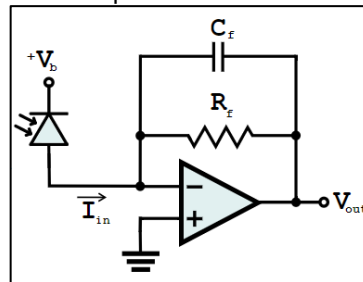
$$v_o = \left(\frac{R}{R} + 1\right) \left(\frac{v_1}{R_E} + \frac{v_2}{R_E}\right) (R_E // R_E) \quad (8)$$

$$v_o = (2) \left(\frac{v_1 + v_2}{R_E}\right) \left(\frac{R_E}{2}\right) = v_1 + v_2 \quad (9)$$

2.2.4 Amplificador de Transimpedância

Conforme mencionado na Seção 2.1.2, o fotodiodo opera como um conversor fotoelétrico. Para amplificação do sinal gerado pelo fotodiodo, é utilizado um pré-amplificador, conhecido como amplificador de transimpedância, que converte a corrente gerada pelo dispositivo em tensão com impedância de saída moderada (DAMIANI, 2010, p. 62). Na Figura 10, pode-se observar o circuito característico de um amplificador de transimpedância com fotodiodo polarizado reversamente.

Figura 10 – Amplificador de transimpedância com fotodiodo polarizado reversamente



Fonte: Adaptado de (TRANSIMPEDANCE AMPLIFIER, 2012).

2.2.5 Filtros Ativos

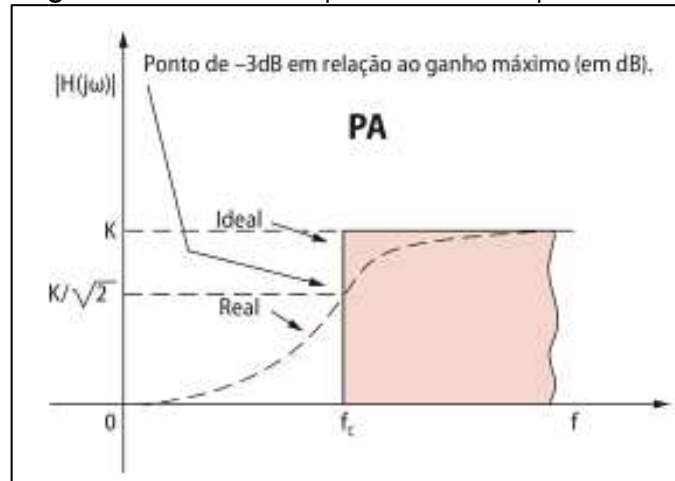
O objetivo de um filtro elétrico é atenuar o sinal de entrada em determinada faixa de frequências do espectro desse sinal (PERTENCE JR, 2015). Assim, as amplitudes das componentes de frequência do espectro do sinal de entrada nessa determinada faixa de frequências são atenuadas. Um filtro pode ser passivo – quando construídos com resistores, capacitores e indutores – ou ativo, quando projetados com amplificadores operacionais, além de resistores e capacitores (MALVINO; BATES, 2016b).

A ordem de um filtro ativo depende do número de circuitos resistor-capacitor (RC), denominado polos, que ele contém. É possível determinar a ordem ou o número de polos de um filtro ativo, de maneira aproximada, pela quantidade de capacitores presentes no filtro (MALVINO; BATES, 2016b).

2.2.5.1 Filtro Passa-Altas

Um filtro passa-altas permite a passagem de frequências acima de uma frequência determinada, denominada frequência de corte (f_c). Na Figura 11, é possível observar as curvas das respostas ideal e real (linha tracejada) que ilustram o ganho do filtro passa-altas em função da frequência do sinal aplicado. A letra K representa o ganho máximo do filtro (PERTENCE JR, 2015).

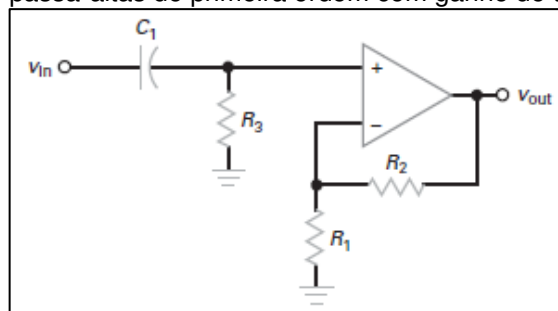
Figura 11 – Curva de resposta de um filtro passa-altas



Fonte: Adaptado de (PERTENCE JR, 2015).

A Figura 12 ilustra um filtro passa-altas de primeira ordem não inversor.

Figura 12 – Filtro passa-altas de primeira ordem com ganho de tensão não inversor



Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b).

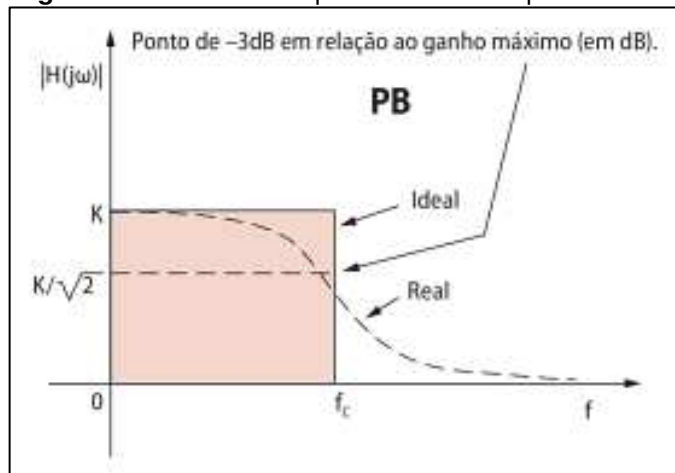
Nesse circuito, o ganho de tensão acima da frequência de corte é dado pela Equação 2, sendo $R_f = R_2$ e a frequência de corte de 3 dB $\left(\frac{K}{\sqrt{2}}\right)$ é dada por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} \quad (10)$$

2.2.5.2 Filtro Passa-Baixas

Um filtro passa-baixas permite a passagem de frequências abaixo da frequência de corte (f_c). Na Figura 13, é possível observar as curvas das respostas ideal e real (linha tracejada) que ilustram o ganho do filtro passa-baixas em função da frequência do sinal aplicado. A letra K representa o ganho máximo do filtro (PERTENCE JR, 2015).

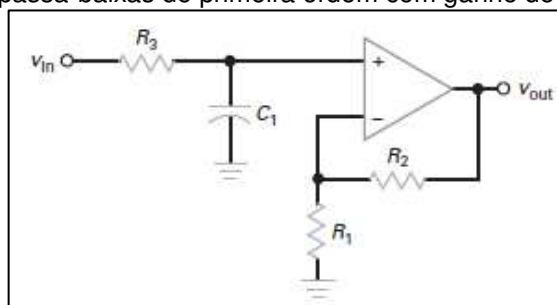
Figura 13 – Curva de resposta de um filtro passa-baixas



Fonte: Adaptado de (PERTENCE JR, 2015).

A Figura 14 ilustra um filtro passa-baixas de primeira ordem não inversor.

Figura 14 – Filtro passa-baixas de primeira ordem com ganho de tensão não inversor

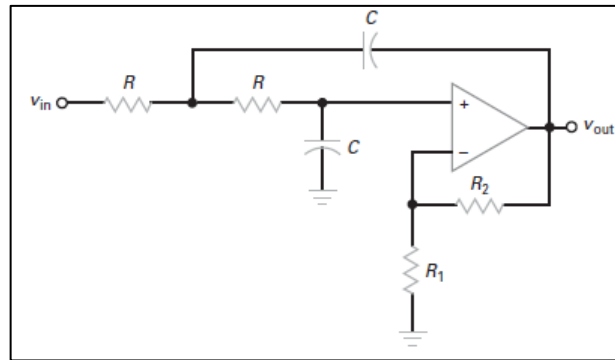


Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b).

Nesse circuito, o ganho de tensão acima da frequência de corte é dado pela Equação 2, sendo $R_f = R_2$ e a frequência de corte de 3 dB é dada pela Equação 10.

A Figura 15 ilustra um filtro passa-baixas de segunda ordem não inversor.

Figura 15 – Filtro passa-baixas de segunda ordem com componentes iguais e ganho de tensão não inversor



Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b).

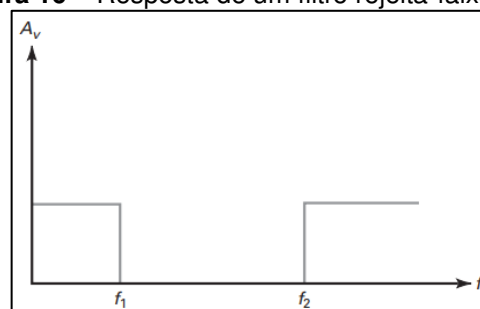
Nesse circuito, o ganho de tensão acima da frequência de corte é dado pela Equação 2, sendo $R_f = R_2$ e a frequência de polo é dada por:

$$f_p = \frac{1}{2\pi RC} \quad (11)$$

2.2.5.3 Filtro Rejeita-Faixa

Um filtro rejeita-faixa, também chamado de filtro *notch*, permite a passagem de todas as frequências desde zero até uma frequência de corte inferior f_1 e das frequências acima de uma frequência de corte superior f_2 , bloqueando as frequências entre as frequências de corte inferior e superior, conforme ilustrado na Figura 16 (MALVINO; BATES, 2016b).

Figura 16 – Resposta de um filtro rejeita-faixa ideal



Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b).

Em muitas aplicações, um filtro rejeita-faixa é implementado para o bloqueio de apenas uma frequência, como a frequência nominal da rede elétrica (60 Hz), por exemplo, que pode interferir em algum sinal desejado (MALVINO; BATES, 2016b). Na Figura 17, é possível observar um filtro rejeita-faixa de segunda ordem.

Figura 17 – Filtro *notch* de segunda ordem

Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b).

Nesse circuito, que é ta

O sangue é composto por diversos tipos de células, que se diferenciam pelas suas funções. A maior parte do oxigênio transportado pelo sangue encontra-se dissolvido nos glóbulos vermelhos, conhecidos como hemácias, cuja função básica é facilitar a troca de gases para fornecer oxigênio às células (SILVA; RAMOS, 2023, p. 22).

Dentro das hemácias, estão presentes moléculas de hemoglobina, que é uma proteína pigmentada, responsável pelo transporte de oxigênio, gás carbônico e íons de hidrogênio nos vasos sanguíneos (MARTINS, 2010, p. 5). Os glóbulos vermelhos que circulam pelo sangue transportam hemoglobinas oxigenadas (oxihemoglobinas) que, ao liberarem oxigênio, tornam-se hemoglobinas desoxigenadas (desoxihemoglobinas) (MARTINS, 2010, p. 6).

A hemoglobina pode ser dividida em dois tipos: as funcionais, capazes de transportar oxigênio; e as não-funcionais. A oxihemoglobina (HbO_2) e a desoxihemoglobina (Hb) são hemoglobinas funcionais. A saturação funcional de oxigênio no sangue (SO_2 funcional) é expressa em percentagem e determinada pela quantidade de HbO_2 comparada à soma das quantidades de HbO_2 e Hb .

Assim, a partir das concentrações de oxihemoglobinas (c_{HbO_2}) e desoxihemoglobinas (c_{Hb}), é possível determinar o percentual de saturação funcional de oxigênio (ANDRADE, 2009, p. 24):

$$SO_2 \text{ funcional} = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \times 100\% \quad (13)$$

Conforme explica Martins (2010, p. 17), é importante fazer a distinção entre os três termos utilizados para o nível de saturação de oxigênio no sangue:

- SO_2 - Saturação de Oxigênio no Sangue;
- SaO_2 - Saturação de Oxigênio no Sangue Arterial; e
- SpO_2 - Saturação de Oxigênio no Sangue Arterial medido por um Oxímetro de Pulso.

Na Seção 2.2, são abordados os conceitos relativos à oximetria de pulso e os princípios utilizados na estimativa do nível de saturação de oxigênio no sangue arterial.

2.4 OXIMETRIA DE PULSO

A oximetria de pulso, método não invasivo utilizado para estimar o nível de saturação de oxigênio no sangue arterial, tem origem na combinação de dois processos tecnológicos: a fotopletismografia, que registra as alterações no volume de sangue arterial nos tecidos durante a pulsação cardíaca; e a espectrofotometria, que determina a quantidade de luz absorvida pelo sangue, em diferentes comprimentos de onda (MARQUES; CÁRIA, 2017).

Conforme explica Martins (2010, p. 6), citando R. G. Haahr⁴, a oxihemoglobina e a desoxihemoglobina apresentam uma coloração diferente, o que possibilita estimar o nível de saturação de oxigênio no sangue, por meio da relação entre a diferença de luz absorvida. Dessa forma, a oximetria de pulso mede a absorção de luz pelas hemoglobinas funcionais, conforme as alterações de volume sanguíneo no tecido, para estimar o nível de saturação de oxigênio do sangue arterial (SILVA; RAMOS, 2023, p. 22).

Nas Seções 2.4.1 e 2.4.2, respectivamente, estão descritos os princípios fundamentais da fotopletismografia e da espectrofotometria.

2.4.1 Fotopletismografia

A fotopletismografia (PPG - do inglês, *photoplethysmography*), é um método óptico utilizado para medição de alterações do volume sanguíneo, provocadas por variações da pressão nos vasos sanguíneos ao longo do ciclo cardíaco (MARTINS, 2010, p. 14). Essa medição é realizada a partir da onda de pressão arterial, também conhecida como onda de pulso – gerada a cada contração e relaxamento do coração –, cuja forma de onda representa a variação do volume de sangue medida em um tecido durante um ciclo cardíaco (SANTANA, 2017, p. 12).

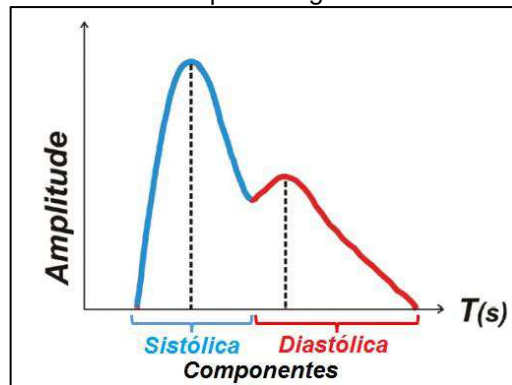
O ciclo cardíaco é composto por duas fases principais: a sístole, que é a fase de contração na qual o sangue é bombeado e distribuído por todo o corpo, provocando um aumento da pressão nos vasos sanguíneos; e a diástole, que é a fase de relaxamento na qual há diminuição da pressão nos vasos sanguíneos (MARTINS, 2010, p. 14).

⁴ HAAHR, R. G. **Reflectance pulse oximetry sensor for the electronic patch**. Dissertação - Universidade Técnica da Dinamarca, Lyngby, 2006.

Na fotopletismografia, uma fonte de luz monocromática é aplicada sobre um tecido e mede-se a intensidade de luz que passa através dele (fotopletismografia transmissiva) ou que é refletida por ele (fotopletismografia reflexiva) (OSHIRO, 2011, p. 22).

Conforme ilustrado na Figura 18, a forma de onda do sinal de PPG é composta de uma componente sistólica (em azul na Figura 18) e de uma componente diastólica (em vermelho na Figura 18).

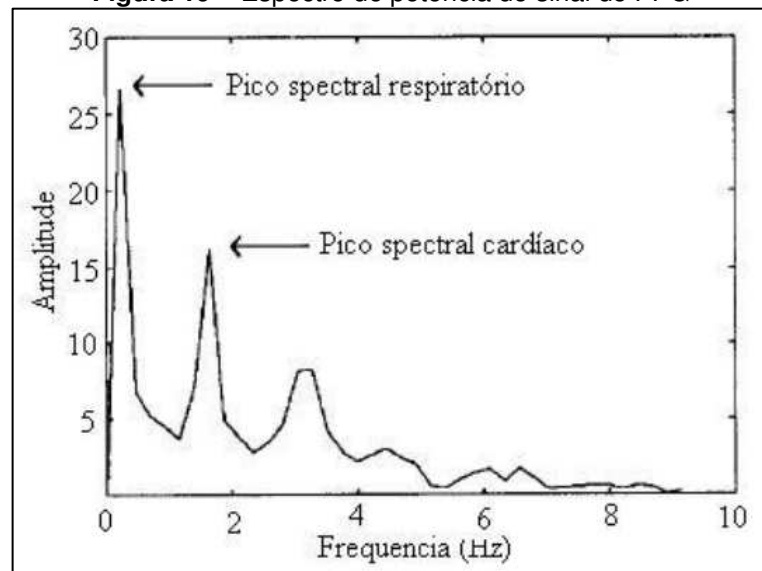
Figura 18 – Forma de onda fotopletismográfica durante um ciclo cardíaco



Fonte: Adaptado de (TUSMAN; BOHM; SUAREZ-SIPMANN, 2017).

No domínio da frequência, praticamente toda a informação do sinal de PPG está concentrada em frequências abaixo de 10 Hz, conforme ilustrado na Figura 19, na qual é possível observar também as componentes devidas às frequências respiratória e cardíaca (PAIM, 2005, p.23).

Figura 19 – Espectro de potência do sinal de PPG

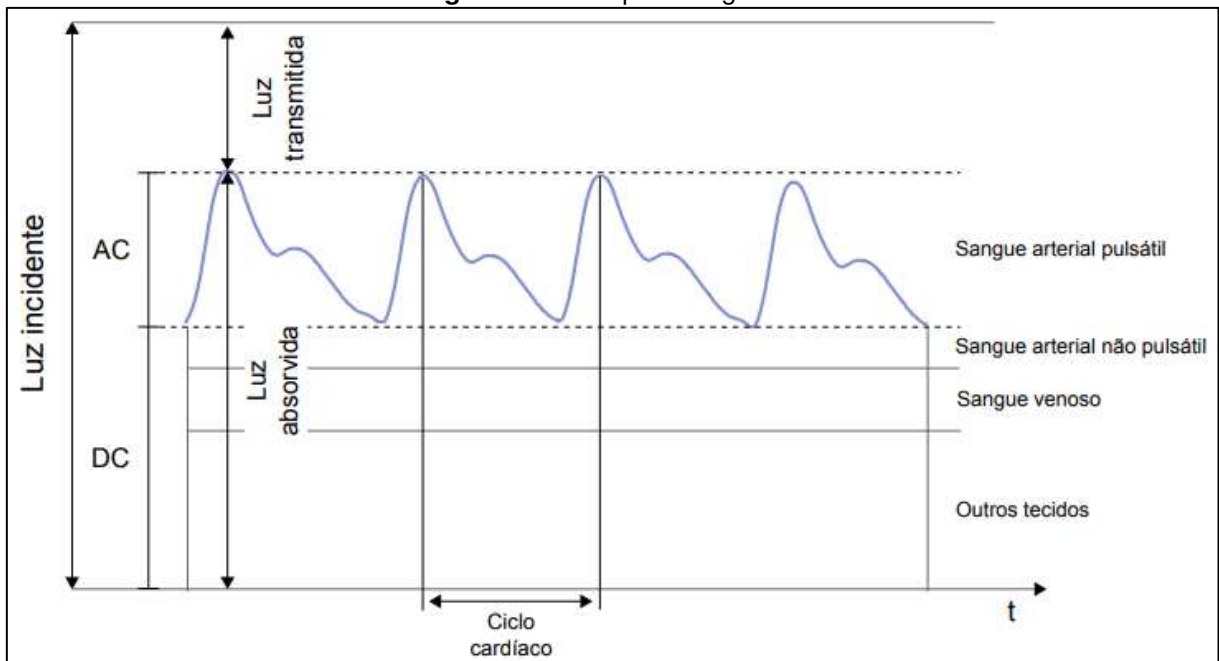


Fonte: (PAIM, 2005, p. 24).

A quantidade de luz absorvida pelo tecido correlaciona-se com a pulsação do sangue arterial. Uma parte da luz é constantemente absorvida pela pigmentação da pele, osso, outros tecidos e sangue não pulsante (venoso e arterial) e, outra parte é absorvida conforme a variação da quantidade de sangue arterial durante o ciclo cardíaco. Durante a sístole, mais sangue está presente nas artérias e, portanto, mais luz é absorvida (WIEBEN, 1997, p. 47).

Assim, a absorção de luz varia ao longo do ciclo cardíaco, conforme ilustrado na Figura 20, na qual pode-se observar um componente AC, que representa a absorção variável da luz pelo sangue arterial pulsátil, sobreposto a um componente DC, que representa a absorção contínua da luz pelos tecidos, sangue venoso e sangue arterial não pulsátil.

Figura 20 – Fotopletismograma



Fonte: (MARTINS, 2010, p. 15)

2.4.2 Espectrofotometria

Conforme afirma Motta (2009, p. 15), “a fotometria estuda a medição das grandezas relativas à emissão, à recepção e à absorção da luz”. Entende-se que a espectrofotometria diz respeito à comparação entre as intensidades de luz absorvidas por uma substância em diferentes comprimentos de onda do espectro eletromagnético.

Quando um feixe de luz monocromática de intensidade inicial I_0 incide sobre uma solução, a quantidade de luz que sai da solução após atravessá-la, I_1 , é menor que a quantidade de luz incidente (I_0), pois parte da luz é absorvida pela solução (MOTTA, 2009, p. 16). A relação entre a intensidade de luz emergente (I_1) e incidente (I_0) é denominada transmitância (T), que pode ser expressa matematicamente pela Equação 14:

$$T = \frac{I_1}{I_0} \quad (14)$$

Ainda segundo Motta (2009, p. 16), a medida da absorção da intensidade de luz pela solução, denominada absorvância (A), é obtida a partir do valor da transmitância, por meio de uma função logarítmica, conforme Equação 15:

$$A = -\log(T) \quad (15)$$

2.4.2.1 Lei de Beer-Lambert

A Lei de Beer-Lambert descreve a atenuação exponencial da luz que atravessa um meio uniforme contendo uma substância absorvente, em função da distância percorrida, baseando-se no princípio de que a soma da luz transmitida e absorvida é igual à luz incidente, ou seja, desconsiderando a reflexão da luz na superfície ou sua dispersão no meio (WIEBEN, 1997, p. 40).

Segundo a Lei de Beer-Lambert, a concentração de uma substância é diretamente proporcional à quantidade de luz absorvida ou inversamente proporcional ao logaritmo da luz transmitida (MOTTA, 2009, p. 17). Pode ser expressa matematicamente pela relação entre: o coeficiente de extinção (a); a concentração da substância de interesse (c); e o comprimento do caminho óptico percorrido pela luz (l), conforme Equação 16:

$$A = a c l \quad (16)$$

Substituindo a Equação 15 na Equação 16 e fazendo a mudança de base para o logaritmo natural, temos:

$$[-\log(T)] = a c l \quad (17)$$

$$-\left(\frac{\ln(T)}{\ln(10)}\right) = a c l \quad (18)$$

$$-\ln(T) = [a \ln(10)] c l \quad (19)$$

Substituindo a expressão $[a \ln(10)]$ da Equação 19 por $\varepsilon(\lambda)$, que representa o coeficiente de absorvidade molar⁵ em um comprimento de onda específico, desde que a concentração seja expressa em mol por litro e o comprimento do caminho óptico em centímetros, temos:

$$-\ln(T) = \varepsilon(\lambda) c l \quad (20)$$

Substituindo a Equação 14 na Equação 20, temos:

$$-\ln\left(\frac{I_1}{I_0}\right) = \varepsilon(\lambda) c l \quad (21)$$

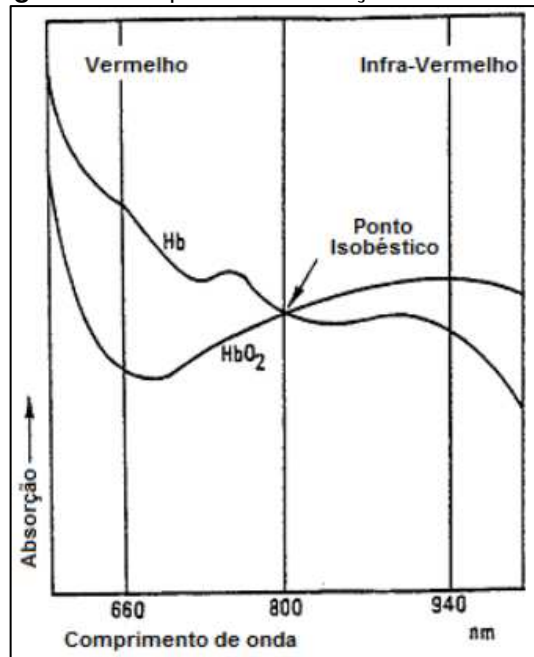
Reescrevendo a Equação 21 na forma exponencial, obtemos a Equação 22, que representa a atenuação exponencial descrita pela Lei de Beer-Lambert:

$$I_1 = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda) c l} \quad (22)$$

A partir da Lei de Beer-Lambert, é possível determinar as concentrações desconhecidas de diferentes substâncias absorventes em um meio homogêneo, desde que a absorbância de luz seja medida em diferentes comprimentos de onda e a absorvidade molar da substância seja conhecida (WIEBEN, 1997, p. 42).

A Figura 21 ilustra a absorvidade molar da oxihemoglobina e da desoxihemoglobina na faixa de comprimentos de onda do espectro eletromagnético de 500 a 1000 nm.

⁵ Fração de um comprimento de onda específico de luz absorvida por um dado tipo de molécula sob condições específicas de pH e temperatura (MOTTA, 2009, p. 17).

Figura 21 – Espectro de absorção da *Hb* e *HbO₂*

Fonte: (DAMIANI, 2010, p. 3)

Os comprimentos de onda correspondentes às regiões do vermelho (660 nm) e do infravermelho (940 nm), nas quais a *HbO₂* e a *Hb* apresentam absorções diferentes, são de interesse para a oximetria de pulso. O ponto em que a absorção da *HbO₂* e da *Hb* é idêntica é chamado de ponto isobéstico (OSHIRO, 2011, p. 27). A absorção da luz na região vermelha do espectro eletromagnético é muito maior para a *Hb* do que para a *HbO₂*. Na região do infravermelho, ocorre o oposto (WIEBEN, 1997, p. 44).

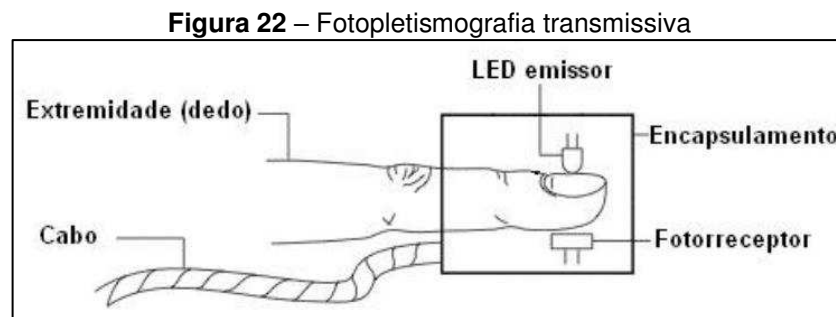
Existem diferentes razões para a escolha dos comprimentos de onda utilizados na oximetria de pulso. A pigmentação da pele, por exemplo, absorve uma grande quantidade de luz em comprimentos de onda menores que 600 nm e, portanto, não é desejável medir a absorção de luz nessa faixa. As regiões em que há grandes diferenças de absorção da *HbO₂* e da *Hb* são uma boa escolha, visto que essas diferenças alteram significativamente a absorbância da luz, mesmo quando a saturação de oxigênio muda ligeiramente (WIEBEN, 1997, p. 45).

2.4.3 Estimativa do nível de saturação de oxigênio no sangue arterial

A estimativa no nível de saturação de oxigênio no sangue arterial pelos oxímetros de pulso é obtida por meio da relação entre dois sinais de PPG adquiridos a partir de dois comprimentos de onda diferentes (MARTINS, 2010, p. 18).

Os oxímetros de pulso que operam por fotopleletismografia transmissiva medem a quantidade de luz transmitida nos comprimentos de onda do espectro eletromagnético correspondentes às regiões do vermelho e do infravermelho, convertendo a intensidade de luz em valores de tensão elétrica, por meio de um fotorreceptor colocado no lado oposto a um diodo emissor de luz (LED - do inglês, *Light Emitting Diode*) (MARTINS, 2010, p. 20). Os oxímetros desse tipo são geralmente utilizados em regiões periféricas do corpo, com acentuada circulação sanguínea e poucas camadas de tecido, como, por exemplo o lóbulo da orelha e a ponta dos dedos (MARTINS, 2010, p. 14).

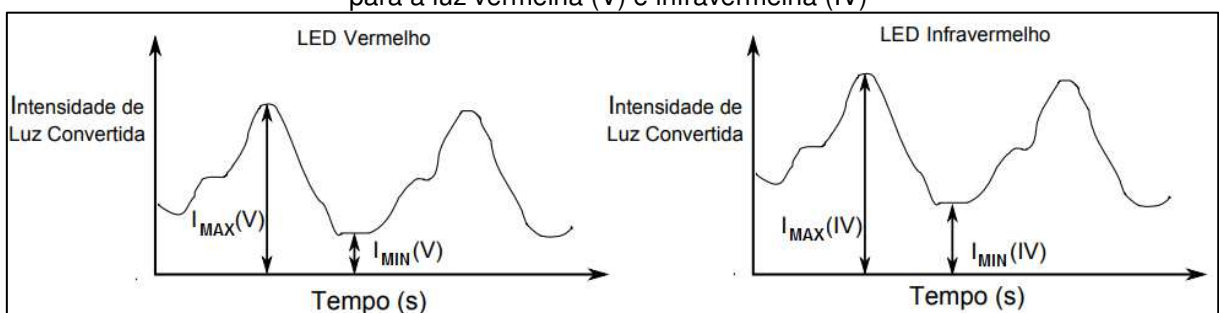
Na Figura 22, é possível observar o encapsulamento de um oxímetro de pulso que opera por fotopleletismografia transmissiva, envolvendo o dedo de uma das mãos, com o LED e o fotorreceptor posicionados em lados opostos.



Fonte: (PAIM, 2005, p. 3)

Da saída do fotorreceptor emergem dois sinais de PPG diferentes, conforme ilustrado na Figura 23, na qual é possível observar o máximo de luz convertida pelo fotorreceptor (I_{MAX}), que corresponde ao mínimo de fluxo sanguíneo arterial e, o mínimo de luz convertida pelo fotorreceptor (I_{MIN}), que corresponde ao máximo de fluxo sanguíneo arterial (MARTINS, 2010, p.20).

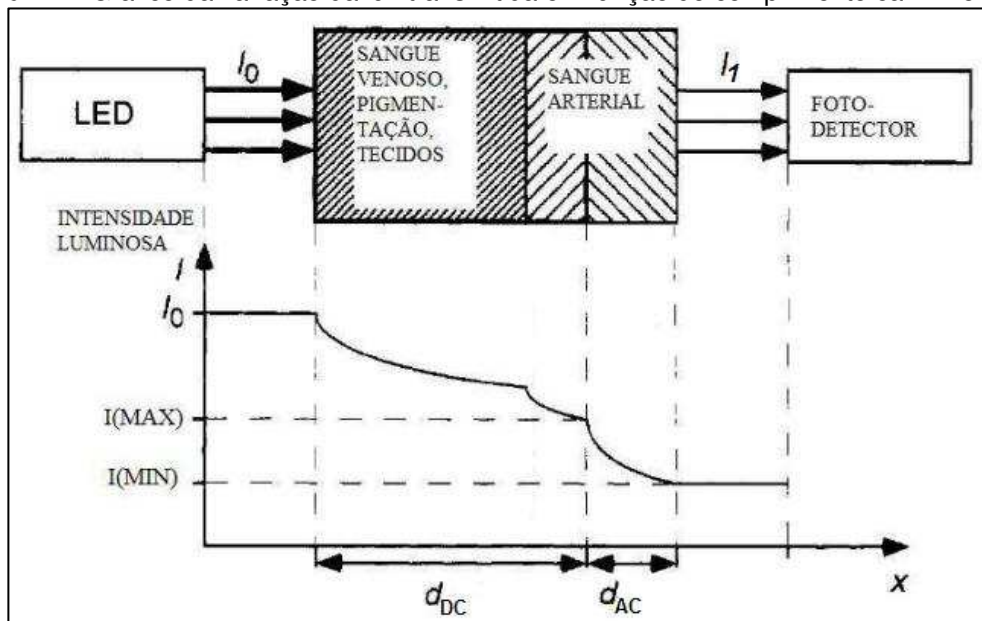
Figura 23 – Representação gráfica da intensidade de luz transmitida que é convertida pelo sensor, para a luz vermelha (V) e infravermelha (IV)



Fonte: Adaptado de (MARTINS, 2010, p. 21)

Na Figura 24, é possível observar a variação da intensidade de luz transmitida em função da distância óptica percorrida. Os tecidos, a pigmentação da pele, o sangue venoso e a parte não pulsátil do sangue arterial absorvem uma quantidade constante da luz incidente, a qual percorre um caminho óptico mínimo de comprimento d_{DC} e, com isso, a intensidade de luz no fotodetector é máxima. Durante a sístole, acrescenta-se ao comprimento do caminho óptico o valor d_{AC} e a absorção é máxima, fazendo com que a intensidade de luz no fotodetector diminua para um nível mínimo (WIEBEN, 1997, p. 48).

Figura 24 – Gráfico da variação da luz transmitida em função do comprimento caminho óptico



Fonte: Adaptado de (LIMA, 2009, p. 23)

Além da intensidade da luz emitida, o comprimento do caminho óptico também é uma grandeza que pode variar, especialmente com as alterações na quantidade de sangue arterial provocadas pelo pulso cardíaco. Portanto, a lei de Beer-Lambert precisa ser modificada para eliminar os efeitos dessas variações (PALREDDY, 1997, p. 126).

Utilizando-se a relação existente entre o coeficiente de extinção relativo α e a absorvidade molar $\varepsilon(\lambda)$, dada por $\alpha = \varepsilon(\lambda) c$, onde c é a concentração da substância absorvente, pode-se reescrever a Equação 22 como segue (PALREDDY, 1997, p. 125):

$$I_1 = I_0 e^{-\alpha(\lambda) l} \quad (23)$$

Da mesma forma que a intensidade de luz emergente do componente não pulsátil I_{MAX} é função da intensidade de luz incidente I_0 , a intensidade de luz emergente do componente pulsátil I_{MIN} , é função de sua intensidade de luz incidente I_{MAX} (PALREDDY, 1997, p. 127). Adotando d para designar o comprimento do caminho óptico e reescrevendo a Equação 23 em termos das intensidades de luz convertidas, temos:

$$I_{MAX} = I_0 e^{-\alpha_{DC}(\lambda) d_{DC}} \quad (24)$$

$$I_{MIN} = I_{MAX} e^{-\alpha_{AC}(\lambda) d_{AC}} \quad (25)$$

Substituindo a Equação 24 na Equação 25, obtém-se a expressão da intensidade de luz emergente do tecido, em função da intensidade de luz incidente:

$$I_{MIN} = [I_0 e^{-\alpha_{DC}(\lambda) d_{DC}}] e^{-\alpha_{AC}(\lambda) d_{AC}} \quad (26)$$

$$I_{MIN} = I_0 e^{-[\alpha_{DC}(\lambda) d_{DC} + \alpha_{AC}(\lambda) d_{AC}]} \quad (27)$$

Reescrevendo a Equação 14, temos a transmitância do componente arterial pulsátil, dada por:

$$T_{AC} = \frac{I_{MIN}}{I_{MAX}} \quad (28)$$

Substituindo as Equações 24 e 27 na Equação 28, obtemos a transmitância da componente arterial pulsátil, independente da intensidade de luz incidente:

$$T_{AC} = \frac{\{I_0 e^{-[\alpha_{DC}(\lambda) d_{DC} + \alpha_{AC}(\lambda) d_{AC}]}\}}{[I_0 e^{-\alpha_{DC}(\lambda) d_{DC}}]} \quad (29)$$

$$T_{AC} = e^{-\alpha_{AC}(\lambda) d_{AC}} \quad (30)$$

Utilizando o logaritmo natural para simplificar ainda mais a Equação 30, temos:

$$\ln(T_{AC}) = -\alpha_{AC}(\lambda) d_{AC} \quad (31)$$

A intensidade de luz convertida pelo fotorreceptor nos comprimentos de onda correspondente às regiões do vermelho e infravermelho varia a cada pulso, apresentando valor máximo I_{MAX} quando o volume de sangue arterial é menor e valor mínimo I_{MIN} quando o volume do sangue arterial é maior (PALREDDY, 1997, p. 129). Substituindo a Equação 28 na Equação 31, temos:

$$\ln\left(\frac{I_{MIN}}{I_{MAX}}\right) = -\alpha_{AC}(\lambda) d_{AC} \quad (32)$$

Se as duas fontes de luz estiverem posicionadas aproximadamente na mesma localização, o caminho óptico será aproximadamente o mesmo. Assim, a razão entre as transmitâncias do componente arterial pulsátil nos comprimentos de onda vermelho e infravermelho eliminará as alterações no comprimento do caminho óptico devidas ao fluxo sanguíneo arterial (PALREDDY, 1997, p. 128):

$$\frac{\ln\left[\frac{I_{MIN(R)}}{I_{MAX(R)}}\right]}{\ln\left[\frac{I_{MIN(IR)}}{I_{MAX(IR)}}\right]} = \frac{[-\alpha_{AC}(\lambda_R) d_{AC}]}{[-\alpha_{AC}(\lambda_{IR}) d_{AC}]} \quad (33)$$

$$\frac{\ln\left[\frac{I_{MIN(R)}}{I_{MAX(R)}}\right]}{\ln\left[\frac{I_{MIN(IR)}}{I_{MAX(IR)}}\right]} = \frac{\alpha_{AC}(\lambda_R)}{\alpha_{AC}(\lambda_{IR})} = R \quad (34)$$

A Equação 34 é independente da intensidade da luz incidente e das alterações do comprimento do caminho óptico. Essa equação define a razão R, conhecida como a razão das razões, que é utilizada no cálculo do nível de saturação do oxigênio (PALREDDY, 1997, p. 128).

Reescrevendo a Equação 34 em termos da absorvidade molar $\varepsilon(\lambda)$ e da concentração c da solução de hemoglobina, composta pela c_{HbO_2} e pela c_{Hb} , temos:

$$R = \frac{\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_R) c_{Hb}}{\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) c_{Hb}} \quad (35)$$

A partir da Equação 13, pode-se escrever as concentrações de hemoglobina em função da saturação de oxigênio:

$$\begin{cases} c_{HbO_2} = SO_2 (c_{HbO_2} + c_{Hb}) \\ c_{Hb} = 1 - SO_2 (c_{HbO_2} + c_{Hb}) \end{cases} \quad (36)$$

Substituindo as concentrações da hemoglobina da Equação 36 na Equação 35, temos:

$$R = \frac{\{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) + SO_2[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_R)]\} (c_{HbO_2} + c_{Hb})}{\{\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) + SO_2[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]\} (c_{HbO_2} + c_{Hb})} \quad (37)$$

$$R = \frac{\{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) + SO_2[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_R)]\}}{\{\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) + SO_2[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]\}} \quad (38)$$

Resolvendo a Equação 38 para o nível de saturação de oxigênio no sangue (SO_2), obtemos:

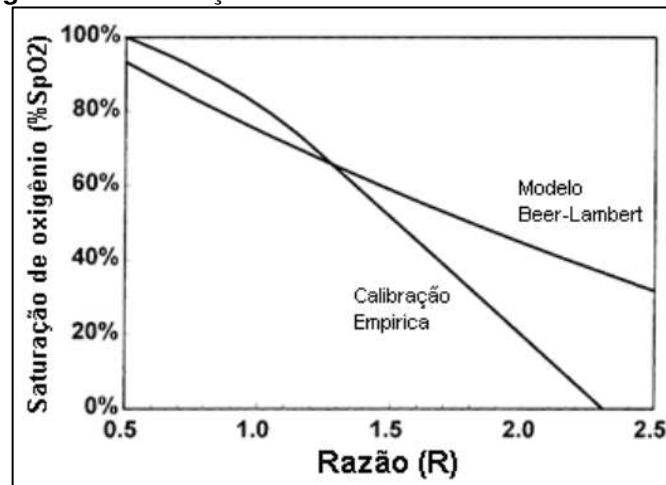
$$SO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) R}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})] R} \quad (39)$$

A Equação 39 permite determinar o valor da SO_2 , por meio do valor da razão R e dos valores conhecidos da absorvidade molar da HbO_2 e da Hb , nos comprimentos de onda relativos à região do vermelho e do infravermelho (LIMA, 2009, p. 25).

Na prática, a saturação de oxigênio arterial estimada por um oxímetro de pulso (SpO_2) difere dos valores teóricos obtidos com a Equação 39, pois essa relação se aplica a fontes de luz monocromáticas e os LEDs comumente disponíveis, utilizados como fontes de luz nos oxímetros, normalmente têm larguras espectrais de 20 nm a 50 nm, portanto, a absorvidade molar da hemoglobina não pode ser utilizada diretamente (YAO; WARREN, 2005).

Assim, muitos fabricantes de oxímetros de pulso fazem a calibração do aparelho por meio de uma curva empírica, obtida a partir da medição de oxigenação por métodos invasivos, em um grande número de pessoas, (OSHIRO, 2011, p. 30). Na Figura 25, pode-se observar as curvas que representam a SpO_2 em função da razão R para o modelo teórico baseado na Lei de Beer-Lambert e para o modelo empírico.

Figura 25 – Calibração do oxímetro e o modelo Beer-Lambert



Fonte: (THIESEN; STEMMER, 2010⁶ *apud* OSHIRO, 2011, p. 30)

A curva de calibração empírica para determinar a SpO_2 é dada pela Equação 40, onde k_1 e k_2 correspondem aos coeficientes que determinam a calibração do sistema de medição, os quais podem assumir, respectivamente, os valores de -25 e 110 ou -25,6 e 118,8, por exemplo (YAO; WARREN, 2005).

$$SpO_2 = k_1 R + k_2 \quad (40)$$

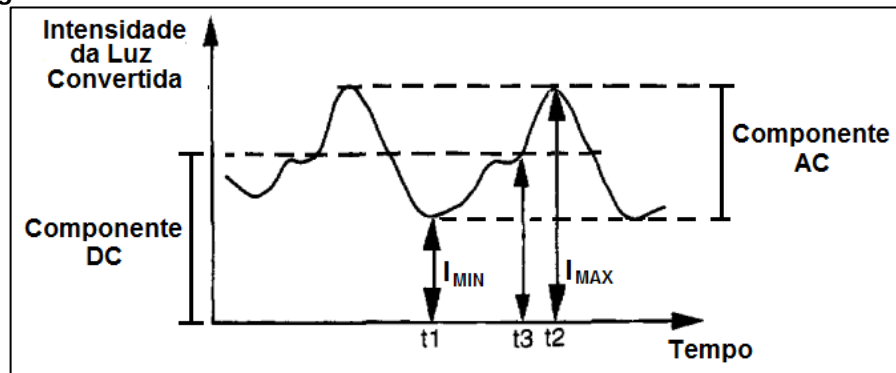
2.4.3.1 Cálculo da SpO_2 pelo método de picos e vales

O método de picos e vales utiliza as medidas da intensidade de luz convertidas pelo fotorreceptor I_{MIN} e I_{MAX} em ambos os comprimentos de onda vermelho e infravermelho para obter o valor da razão R e estimar o nível de saturação do oxigênio arterial por meio da Equação 28 (PALREDDY, 1997, p. 129). A razão R é obtida a partir da relação entre os logaritmos naturais dos valores dessas medidas, que correspondem graficamente aos picos e vales da forma de onda do sinal convertido, conforme ilustrado na Figura 26, sendo expressa matematicamente pela Equação 41:

$$R = \frac{\ln \left[\frac{I_{MIN(R)}}{I_{MAX(R)}} \right]}{\ln \left[\frac{I_{MIN(IR)}}{I_{MAX(IR)}} \right]} \quad (41)$$

⁶ THIESEN, Henrique José; STEMMER, Marcos Augusto. **Módulo de Oximetria para uso em Monitor Multiparâmetro**. 2010. 20 f. Faculdade de Engenharia Elétrica PUCRS.

Figura 26 – Forma de onda da intensidade da luz transmitida através de um dedo



Fonte: Adaptado de (PALREDDY, 1997, p. 131)

2.4.3.2 Cálculo da SpO_2 pelo método da derivada

O método da derivada, mencionado por Palreddy (1997, p. 130), calcula a razão R usando os componentes AC e DC do sinal convertido, por meio da derivação da equação de Beer-Lambert. Derivando-se a Equação 23 em relação ao tempo, temos:

$$\frac{d}{dt}(I_1) = \frac{d}{dt}(I_0 e^{-\alpha(\lambda)l}) \quad (42)$$

$$\frac{dI_1}{dt} = [I_0 e^{-\alpha(\lambda)l}] \frac{d}{dt}[-\alpha(\lambda)l] \quad (43)$$

$$\frac{dI_1}{dt} = [I_1] \left[-\alpha(\lambda) \frac{dl}{dt}\right] \quad (44)$$

$$\frac{\frac{dI_1}{dt}}{I_1} = -\alpha(\lambda) \frac{dl}{dt} \quad (45)$$

No tempo discreto:

$$\frac{dI_1}{dt} \approx I_1(t_2) - I_1(t_1) \quad (46)$$

Conforme ilustrado na Figura 27, se escolhermos t_2 e t_1 como sendo os valores máximo e mínimo da forma de onda do sinal convertido, pode-se considerar essa diferença como o valor AC. Assim, o numerador da Equação 45 corresponde ao valor AC do sinal convertido e o denominador, avaliado em algum ponto no tempo t_3 , entre t_2 e t_1 , corresponde ao valor DC do sinal convertido, conforme Equação 47 (PALREDDY, 1997, p. 131).

$$\frac{\frac{dI_1}{dt}}{I_1} = \frac{I_1(t_2) - I_1(t_1)}{I_1(t_3)} = \frac{AC}{DC} \quad (47)$$

Usando os comprimentos de onda do vermelho e infravermelho na Equação 47, obtemos:

$$\frac{\frac{dI_{1(R)}}{dt}}{I_{1(R)}} = \frac{-\alpha(\lambda_R) \frac{dl}{dt}}{-\alpha(\lambda_{iR}) \frac{dl}{dt}} \quad (48)$$

$$\frac{\frac{dI_{1(R)}}{dt}}{I_{1(R)}} = \frac{-\alpha(\lambda_R)}{-\alpha(\lambda_{iR})} = R \quad (49)$$

Substituindo a Equação 47 na Equação 49, temos:

$$\frac{\frac{I_{1(R)}(t_2) - I_{1(R)}(t_1)}{I_{1(R)}(t_3)}}{\frac{I_{1(IR)}(t_2) - I_{1(IR)}(t_1)}{I_{1(IR)}(t_3)}} = \frac{\frac{AC_{(R)}}{DC_{(R)}}}{\frac{AC_{(IR)}}{DC_{(IR)}}} = \frac{-\alpha(\lambda_R)}{-\alpha(\lambda_{iR})} = R \quad (50)$$

Considerando que a diferença entre os valores máximo e mínimo da forma de onda do sinal convertido correspondem ao valor AC, temos que a razão R neste método pode ser dada por:

$$R = \frac{\frac{AC_{(R)}}{DC_{(R)}}}{\frac{AC_{(IR)}}{DC_{(IR)}}} = \frac{\frac{I_{MAX(R)} - I_{MIN(R)}}{DC_{(R)}}}{\frac{I_{MAX(IR)} - I_{MIN(IR)}}{DC_{(IR)}}} \quad (51)$$

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo estão descritos a metodologia e os materiais empregados na aquisição, condicionamento e processamento do sinal de PPG, para obtenção dos parâmetros necessários ao cálculo da estimativa no nível de oxigênio arterial pelos dois métodos em estudo.

Inicialmente, realizou-se a aquisição do sinal por meio de um sensor de oximetria alimentado por uma placa microcontroladora baseada no MEGA328P (microcontrolador fabricado pela *Atmel Corporation*), semelhante à placa *Arduino UNO*. Em seguida, foi desenvolvido um circuito eletrônico para condicionamento do sinal adquirido e, por fim, foi desenvolvido um código-fonte na linguagem de programação utilizada no *Arduino* para processamento do sinal condicionado e obtenção da estimativa do nível de SpO_2 por dois métodos diferentes.

3.1 AQUISIÇÃO DO SINAL

A captação do sinal de PPG foi realizada por meio de um sensor de oximetria adquirido comercialmente. O critério de escolha foi o menor preço. Optou-se pelo sensor utilizado em equipamentos da marca *General Meditech*, fabricados pela empresa chinesa *Shenzhen General Meditech*, especializada em monitores de paciente multiparâmetros.

3.1.1 Sensor de Oximetria

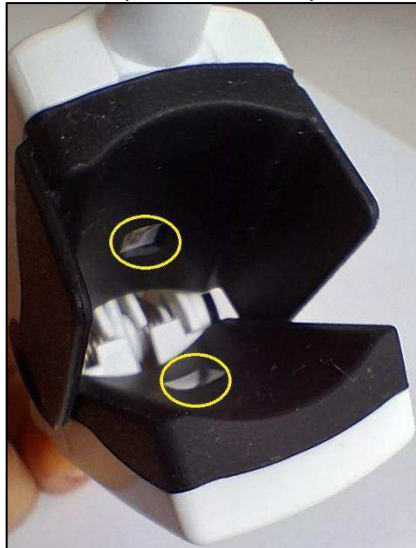
Os sensores de oximetria utilizados em monitores de pacientes adultos possuem um clipe em formato ergonômico para fixação no dedo. Os fotoemissores e o fotorreceptor estão dispostos em lados opostos do clipe, que é ligado a um conector por meio de um cabo com blindagem interna, para reduzir interferências eletromagnéticas externas. O sensor de oximetria utilizado neste trabalho pode ser observado na Figura 27. A posição dos fotoemissores e do fotorreceptor pode ser observada na Figura 28, destacada em amarelo.

Figura 27 – Sensor de oximetria reutilizável de dedo



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

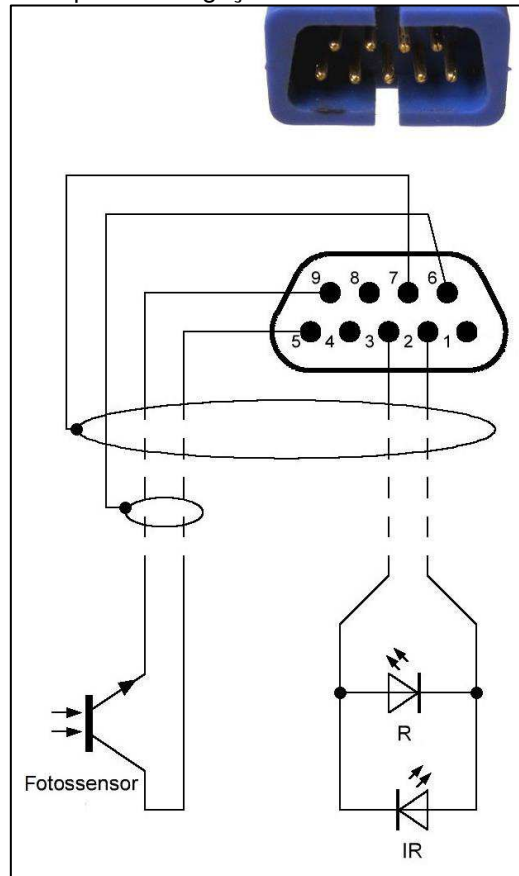
Figura 28 – Fotoemissores e fotorreceptor em lados opostos no clipe do sensor de oximetria



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

O sensor de oximetria utilizado possui dois LEDs, sendo um vermelho e outro infravermelho, interligados entre si, de forma que o acionamento só é possível alternadamente. Assim, como o acionamento dos LEDs é realizado em instantes de tempo diferentes, apenas um fotodetector é necessário. O fotodetector utilizado nesse sensor de oximetria é um fototransistor, que funciona de forma semelhante ao fotodiodo, diferenciando-se pela maior sensibilidade à luz e pelo menor preço. Na Figura 29, pode-se observar o esquema de ligação do sensor de oximetria utilizado.

Figura 29 – Esquema de ligação do sensor de oximetria utilizado



Fonte: Adaptado de (WEITHÖNER, s.d.)

3.1.1.1 Sistema de Emissão

O acionamento dos LEDs foi realizado com o auxílio de dois dos pinos digitais da placa microcontrolador utilizada, os quais foram configurados como saídas digitais, alternando os níveis lógicos a cada 2 segundos. A implementação pode ser realizada pelo código-fonte constante na Figura 30.

Figura 30 – Código-fonte utilizado para acionamento dos LEDs

```

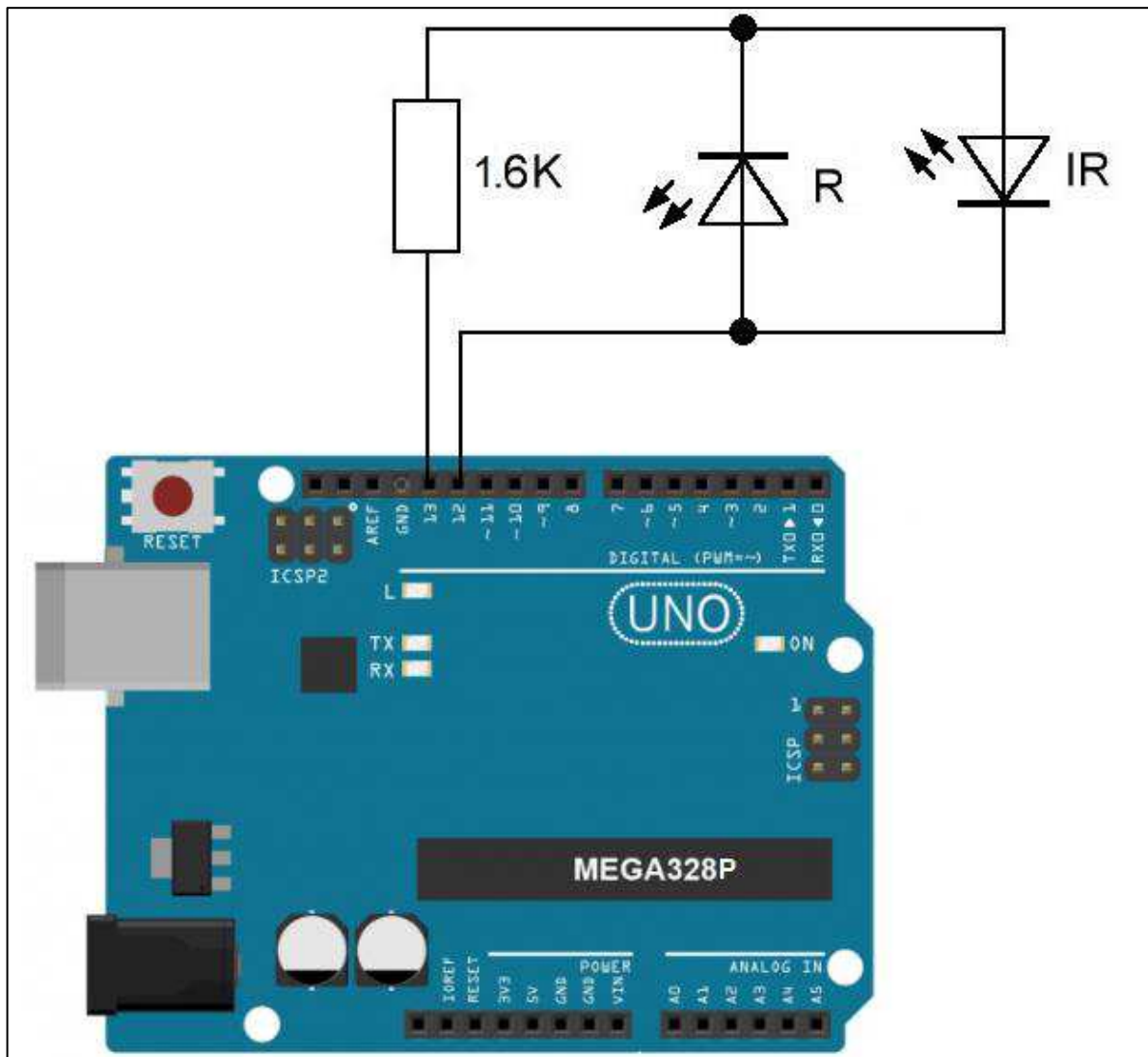
1 void setup() {
2   pinMode(12, OUTPUT); //Configura o pino 12 como saída digital.
3   pinMode(13, OUTPUT); //Configura o pino 13 como saída digital.
4 }
5
6 void loop() {
7   digitalWrite(12,1); //Coloca nível lógico alto (5 V) no pino 12.
8   digitalWrite(13,0); //Coloca nível lógico baixo (0 V) no pino 13.
9   delay(2000); //Pausa o programa por 2000 ms = 2s.
10  digitalWrite(12,0); //Coloca nível lógico baixo (0 V) no pino 12.
11  digitalWrite(13,1); //Coloca nível lógico alto (5 V) no pino 13.
12  delay(2000); //Pausa o programa por 2000 ms = 2s.
13 }

```

Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Na Figura 31, é possível observar o esquema de ligação dos LEDs vermelho e infravermelho do sensor de oximetria à placa microcontroladora. Um resistor de 1,6 k Ω foi adicionado para limitar a passagem de corrente elétrica pelos LEDs.

Figura 31 – Esquema de ligação para acionamento alternado dos LEDs

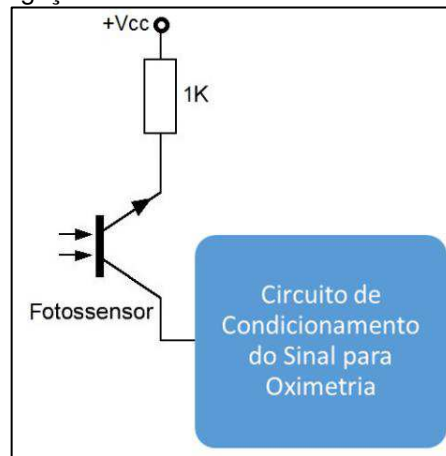


Fonte: Adaptado de (ARDUINO E CIA,2014)

3.1.1.2 Sistema de Recepção

O fototransistor do sensor de oximetria, responsável pela captação da luz emitida pelos LEDs, foi conectado ao circuito eletrônico desenvolvido para o condicionamento do sinal detectado, conforme ilustrado na Figura 32. Um resistor de 1 k Ω foi adicionado ao emissor do fototransistor para limitar a passagem de corrente elétrica.

Figura 32 – Esquema de ligação do fototransistor ao circuito de condicionamento do sinal



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

3.2 CONDICIONAMENTO DO SINAL

Conforme Equações 41 e 51, para o cálculo da razão R nos dois métodos em estudo, são necessários os valores de amplitude da intensidade luminosa convertida pelo fotossensor. Essa amplitude é resultado da combinação dos valores AC e DC do sinal detectado pelo sensor de oximetria. A amplitude da componente AC, que varia conforme as alterações do volume sanguíneo arterial, representa de 1% a 10% da amplitude desse sinal. O cálculo da SpO_2 pelo método da derivada requer o valor DC do sinal convertido, que está entre as amplitudes máxima e mínima da componente AC.

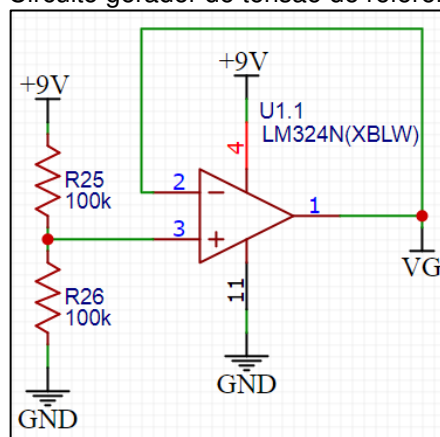
Assim, para que o sinal representativo da intensidade de luz convertida pelo fototransistor seja lido e processado adequadamente pela placa microcontroladora, com vistas à obtenção da estimativa do nível de SpO_2 pelos dois métodos em estudo, faz-se necessário separar as componentes AC e DC do sinal adquirido. Um circuito eletrônico foi desenvolvido para obtenção do sinal PPG, com suas componentes AC e DC combinadas, bem como com sua componente DC isolada.

O circuito eletrônico foi projetado em diversas etapas. Antes de separar das componentes AC e DC do sinal adquirido, foi realizada a filtragem para redução de ruídos e amplificação inicial do sinal. Após esta etapa inicial, as componentes foram separadas com a utilização de filtros ativos. A componente AC isolada foi amplificada, filtrada para redução do ruído de 60 Hz e combinada novamente com a componente DC. As componentes AC e DC somadas e a componente DC isolada foram direcionadas para entradas analógicas da placa microcontroladora.

3.2.1 Circuito para Condicionamento do Sinal

Considerando que a leitura de tensão pela placa microcontroladora utilizada é realizada em uma faixa de tensão positiva, o circuito eletrônico foi projetado para ser alimentado com bateria de 9 V. Porém, como a componente CA do sinal que representa a intensidade de luz detectada pelo fotossensor possui tensões negativas que precisam ser consideradas, foi utilizado um circuito gerador de tensão de referência, constituído de um amplificador alimentado por fonte simples e de um divisor de tensão, conforme ilustrado na Figura 33.

Figura 33 – Circuito gerador de tensão de referência projetado



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

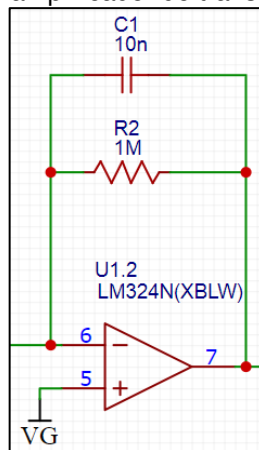
Optou-se pelo uso do CI LM324N, da fabricante *Texas Instruments*, pela possibilidade de ser alimentado com fonte simples, a partir de 3 V. Foram escolhidos dois resistores de mesmo valor de resistência (100 k Ω) para que a tensão no ponto de referência (VG) fosse a metade da tensão de alimentação. Assim, a tensão entre o polo positivo da bateria e o ponto VG é de +4,5 V e a tensão entre o polo negativo da bateria e o ponto VG é de -4,5 V.

Para a filtragem e amplificação da componente AC do sinal adquirido, optou-se pela utilização do circuito integrado (CI) com alimentação simétrica TL084CN, da *Texas Instruments*, principalmente devido à disponibilidade comercial e ao baixo consumo de energia.

3.2.1.1 Filtragem e amplificação inicial do sinal

Inicialmente, a corrente elétrica provocada pelo fototransistor a partir da intensidade de luz detectada é convertida em tensão por meio de um amplificador de transimpedância. Como é utilizado um amplificador inversor, o sinal obtido após a conversão é invertido. A Figura 34 ilustra o circuito de transimpedância utilizado, contendo um capacitor de 10 nF e um resistor de 1 MΩ.

Figura 34 – Circuito amplificador de transimpedância projetado



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Para reduzir o ruído e isolar o sinal de interesse, considerando que toda a informação do sinal está concentrada em frequências abaixo de 10 Hz, conforme mencionado na Seção 2.4.1 (Figura 19), foi projetado um filtro passa-baixa de segunda ordem de componentes iguais e ganho de tensão não inversor com frequência de polo um pouco superior a 10 Hz. Utilizando resistores de 24,9 kΩ e capacitores de 0,47 μF obtém-se a frequência de polo de:

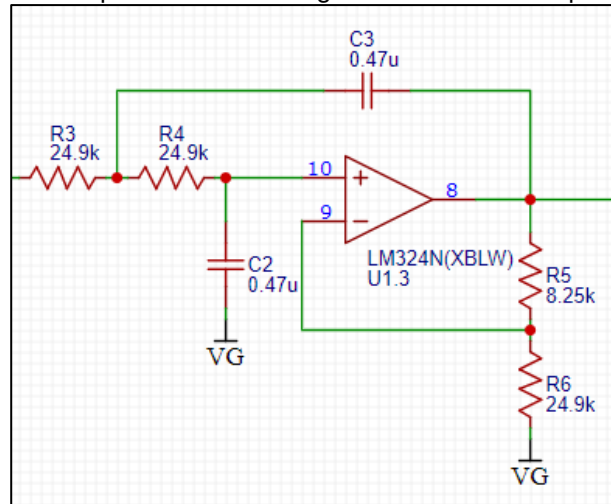
$$f_p = \frac{1}{2\pi(24900)(0,47 \cdot 10^{-6})} \approx 13,6 \text{ Hz} \quad (52)$$

Para garantir a estabilidade desse tipo de filtro, o ganho de tensão deve estar entre 1 e 3. Utilizando resistores de 8,25 kΩ e 24,9 kΩ para a realimentação negativa por divisor de tensão, obtém-se um ganho de:

$$A_v = \frac{(8250)}{(24900)} + 1 \approx 1,33 \quad (53)$$

Na Figura 35, pode-se observar o filtro passa-baixa de segunda ordem projetado.

Figura 35 – Circuito do filtro passa-baixa de segunda ordem de componentes iguais projetado



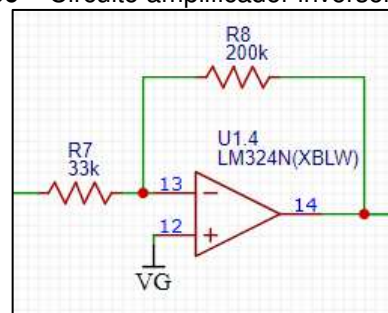
Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Após a filtragem e amplificação inicial, o sinal adquirido foi novamente invertido e amplificado, por meio de um amplificador inversor. Como a componente DC é muito maior que a componente AC do sinal adquirido, uma amplificação excessiva nessa etapa resultaria na saturação do amplificador operacional. Assim, foi projetado um ganho de apenas 6 vezes, utilizando resistores de 200 kΩ e 33 kΩ:

$$A_v = \frac{(200000)}{(33000)} \approx 6 \quad (54)$$

A Figura 36 ilustra o circuito amplificador inversor utilizado.

Figura 36 – Circuito amplificador inversor projetado



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Após a inversão e amplificação, as componentes do sinal adquirido foram separadas com a utilização de filtros.

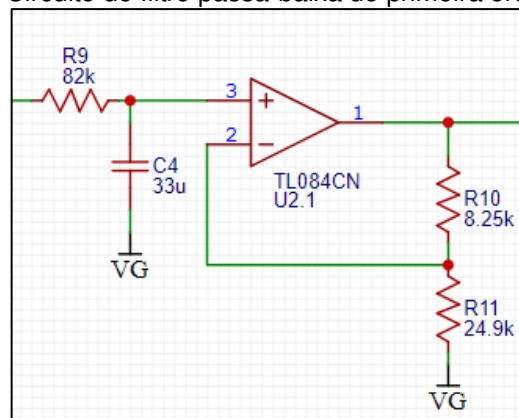
3.2.1.2 Separação do componente DC do Sinal

A componente DC do sinal adquirido pode ser separada por meio de um filtro passa-baixa de primeira ordem projetado para uma pequena frequência de corte. Utilizando um resistor de 82 kΩ e um capacitor de 33 μF, obtém-se uma frequência de corte de:

$$f_c = \frac{1}{2\pi(82000)(33 \cdot 10^{-6})} \approx 0,06 \text{ Hz} \quad (55)$$

Optou-se por projetar o mesmo ganho do filtro passa-baixa de segunda ordem utilizado na etapa inicial. A Figura 37 ilustra o filtro passa-baixa de primeira ordem projetado.

Figura 37 – Circuito do filtro passa-baixa de primeira ordem projetado



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Após a passagem do sinal pelo filtro passa-baixa de primeira ordem projetado, obteve-se a componente DC isolada, amplificada em 1,33 vezes, a qual foi direcionada para uma das portas analógicas da placa microcontroladora.

3.2.1.3 Separação do componente AC do Sinal

A componente AC do sinal adquirido pode ser separada por meio de um filtro passa-alta de primeira ordem também projetado para uma pequena frequência de corte. Utilizando um resistor de 5,6 kΩ e um capacitor de 47 μF, obtém-se uma frequência de corte de:

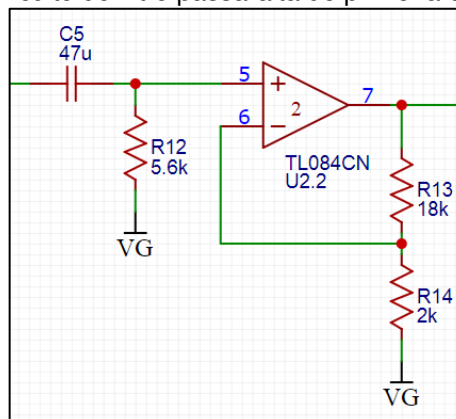
$$f_c = \frac{1}{2\pi(5600)(47 \cdot 10^{-6})} \approx 0,6 \text{ Hz} \quad (56)$$

Importante notar que ao utilizar a frequência de corte de 0,6 Hz, uma parte do sinal PPG, correspondente ao pico espectral respiratório (Figura 19), é rejeitada, porém sem prejuízo para a aplicação em estudo, que depende do pulso cardíaco, cujo pulso espectral é superior a essa frequência de corte.

Considerando que a componente AC representa de 1% a 10% da amplitude do sinal adquirido, optou-se por amplificá-la em 10 vezes, utilizando resistores de 18 kΩ e 2 kΩ, conforme Equação 57. A Figura 38 ilustra o filtro passa-alta de primeira ordem projetado.

$$A_v = \frac{(18000)}{(2000)} + 1 = 10 \quad (57)$$

Figura 38 – Circuito do filtro passa-alta de primeira ordem projetado



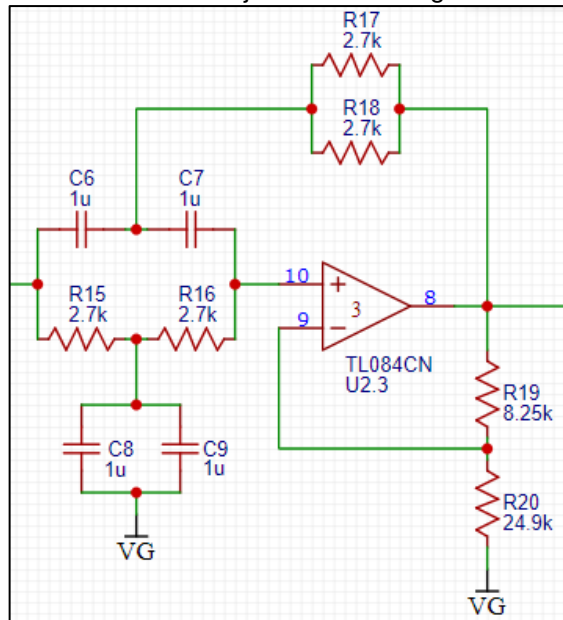
Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Após a amplificação, a componente AC foi filtrada para redução do ruído de 60 Hz, por meio de um circuito rejeita-faixa de segunda ordem, com mesmo ganho de

tensão da componente DC, conforme ilustrado na Figura 39. A frequência de polo obtida com utilização de resistores de 2,7 kΩ e capacitores de 1 μF foi de:

$$f_p = \frac{1}{2\pi(2700)(1 \cdot 10^{-6})} \approx 58,9 \text{ Hz} \quad (58)$$

Figura 39 – Circuito do filtro rejeita-faixa de segunda ordem projetado



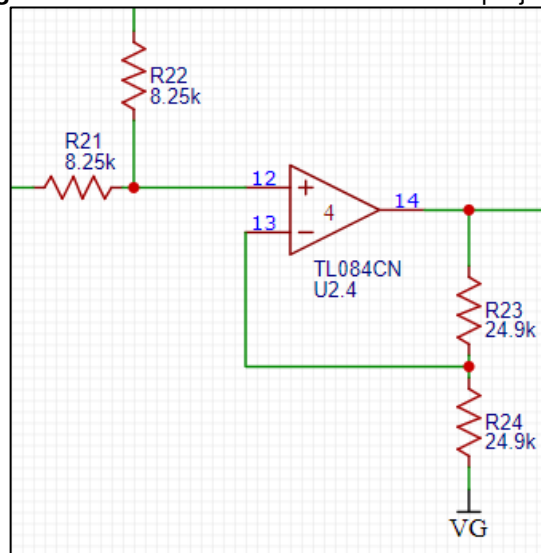
Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Após a passagem do sinal pelo filtro passa-alta de primeira ordem e pelo filtro rejeita-faixa de segunda ordem projetados, obteve-se a componente AC isolada, filtrada e amplificada em 13,3 vezes.

3.2.1.4 Soma das componentes AC e DC

Após a separação e amplificação, as componentes AC e DC do sinal adquirido foram somadas por meio de um circuito somador não inversor, com resistências de entrada iguais a 8,25 kΩ e realimentação negativa com divisor de tensão de resistências iguais a 24,9 kΩ. Conforme mencionado na Seção 2.2.3.2, ao utilizar resistores iguais na entrada do circuito somador não inversor e resistores também iguais na realimentação negativa, obtém-se a soma dos sinais de entrada, neste caso, das componentes AC e DC do sinal adquirido. A Figura 40 ilustra o circuito somador não inversor projetado.

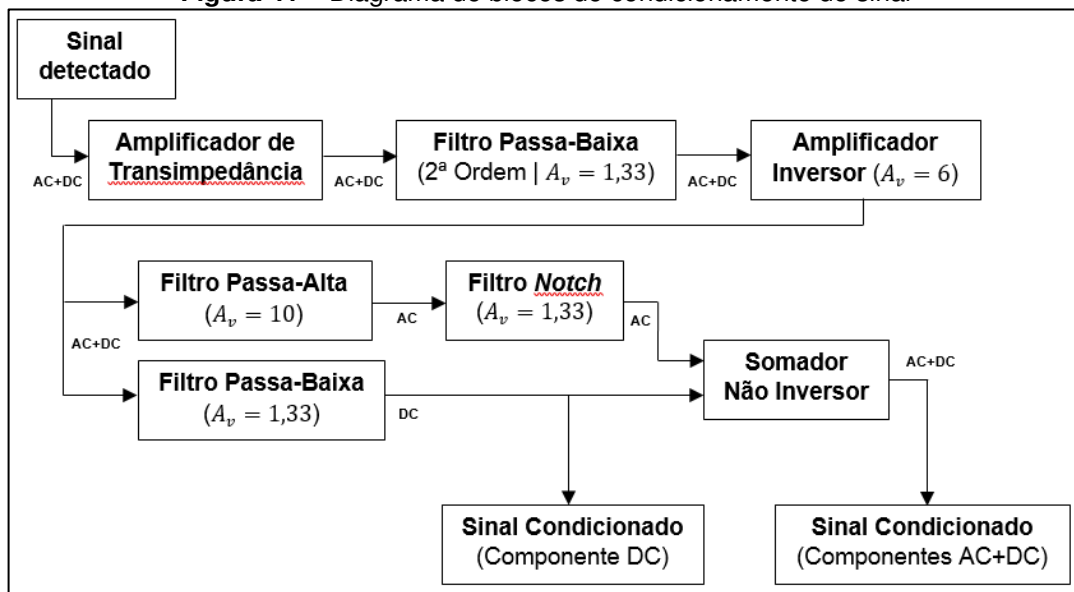
Figura 40 – Circuito somador não inversor projetado



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

O diagrama da Figura 41 representa o caminho percorrido pelo sinal adquirido, a partir da saída do sensor de oximetria até as entradas da placa microcontroladora utilizada. Ressalta-se que o ganho de tensão da componente DC no filtro passa-baixa é o mesmo da componente AC no filtro *notch*. Assim, a amplificação da componente AC difere da amplificação da componente DC pelo ganho de tensão de 10 vezes realizado no filtro passa-alta.

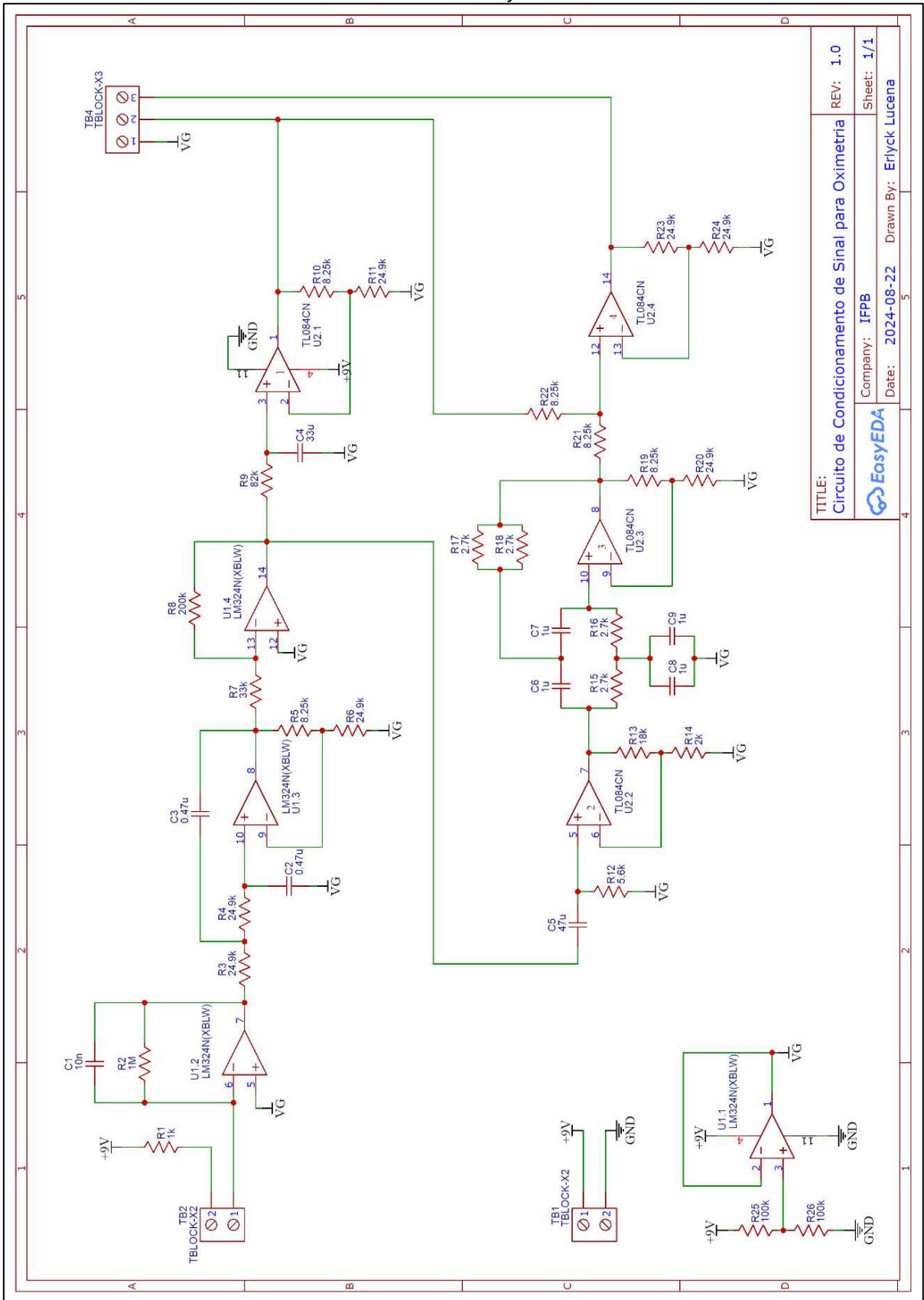
Figura 41 – Diagrama de blocos do condicionamento do sinal



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Na Figura 42, pode-se observar o circuito eletrônico desenvolvido, projetado na plataforma online de automação de projetos eletrônicos *EasyEDA*.

Figura 42 – Esquema do circuito eletrônico projetado na plataforma online de automação de projetos eletrônicos *EasyEDA*



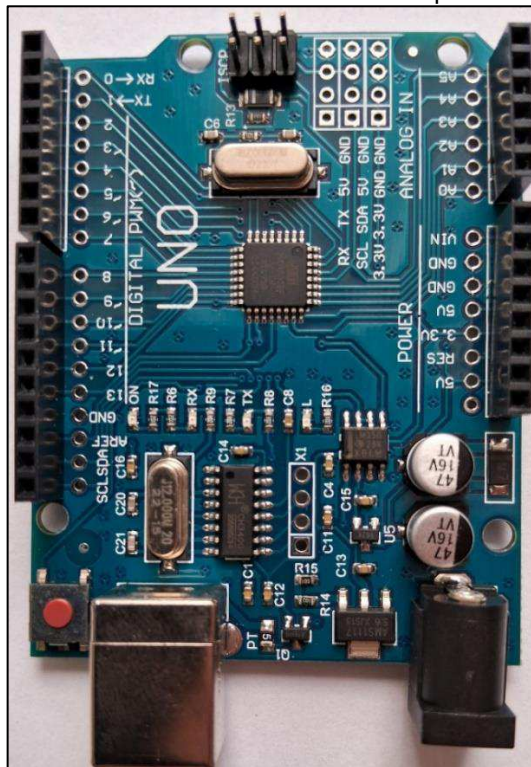
TITLE:	Circuito de Condicionamento de Sinal para Oximetria	REV: 1.0
Company:	IFPB	Sheet: 1/1
Date:	2024-08-22	Drawn By: Erylck Lucena

Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

3.3 PROCESSAMENTO DO SINAL

Após o condicionamento do sinal adquirido, realizado por meio do circuito eletrônico desenvolvido, as componentes AC e DC combinadas e a componente DC isolada foram direcionadas para a placa microcontroladora, que foi utilizada para acionamento dos LEDs e para o processamento do sinal condicionado. A Figura 43 ilustra a placa microcontroladora utilizada, similar à placa *Arduino UNO*, baseada no microprocessador MEGA328P, fabricado pela *Atmel Corporation*.

Figura 43 – Placa microcontroladora similar à placa *Arduino UNO*



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Assim como a placa *Arduino Uno*, a placa microcontroladora utilizada pode ser alimentada pela conexão USB – também utilizada para comunicação com um computador – e possui tensão de funcionamento de 5 V. Na placa estão presentes pinos de entrada e saída digitais e pinos de entrada analógica do conversor analógico-digital (A/D), além dos pinos de alimentação destinados ao fornecimento de níveis de tensão e à conexão ao nível de referência (terra). As entradas analógicas possuem resolução de 10 bits e a referência do conversor A/D está conectada internamente à tensão de 5 V, ou seja, se na entrada analógica estiver presente uma tensão de 5 V, o valor da conversão analógico-digital será 1023.

Para processamento do sinal condicionado, as tensões relativas à componente DC e às componentes AC e DC combinadas foram direcionadas ao conversor A/D por meio de duas entradas analógicas da placa microcontroladora utilizada.

Como o circuito eletrônico desenvolvido utiliza um gerador de tensão de referência que divide a tensão de 9 V da bateria pela metade, a tensão máxima do sinal condicionado em relação à tensão de referência não ultrapassa o valor de + 4,5 V e, portanto, pode ser lida diretamente pelo conversor A/D da placa microcontroladora utilizada, desde que a referência do microcontrolador (pino GND) seja conectada à tensão de referência do circuito eletrônico desenvolvido.

Conforme descrito na Seção 3.1.1.1, o acionamento dos LEDs também é realizado pela placa microcontroladora, alternando os níveis lógicos dos pinos 12 e 13 (configurados como pinos de saída) e pausando o programa por 2 segundos a cada acionamento. Entre um acionamento e outro, é realizada a leitura das tensões do sinal condicionado.

A Tabela 1 relaciona os pinos da placa microcontroladora utilizados para acionamento dos LEDs vermelho e infravermelho e para leitura do sinal condicionado.

Tabela 1 – Configuração dos pinos da placa microcontroladora para aquisição e processamento do sinal condicionado

PINO	FUNÇÃO	APLICAÇÃO
12	Entrada/Saída Digital	Acionamento do LED Vermelho
13	Entrada/Saída Digital	Acionamento do LED Infravermelho
A0	Entrada Analógica do Conversor A/D	Leitura do Componente DC do Sinal
A1	Entrada Analógica do Conversor A/D	Leitura dos Componentes AC e DC do Sinal

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Conforme descrito na Seção 2.4.3, o nível de SpO_2 é obtido a partir de uma curva de calibração empírica, dada pela Equação 40, que depende do valor da razão R e de coeficientes com alguns valores conhecidos. Reescrevendo a Equação 40 com dois conjuntos de coeficientes conhecidos, obtém-se as Equações 59 e 60, que permitem a estimativa do nível de SpO_2 a partir da razão R. Os valores de tensão obtidos a partir da leitura do sinal condicionado foram utilizados para calcular a razão R e estimar o nível de SpO_2 pelos dois métodos em estudo, por meio das Equações 59 e 60.

$$SpO_2 = -25 R + 110 \quad (59)$$

$$SpO_2 = -25,6 R + 118,8 \quad (60)$$

3.3.1 Implementação do Cálculo da SpO_2 pelo método de picos e vales

Conforme descrito na Seção 2.4.3.1, no método de picos e vales, a razão R é obtida a partir da relação entre os logaritmos naturais dos valores mínimo e máximo da forma de onda do sinal convertido pelo fotorreceptor. Os valores mínimo e máximo são obtidos pela leitura da componente AC do sinal condicionado, com suas componentes AC e DC combinadas.

A identificação dos valores mínimo e máximo é realizada por um algoritmo que faz a amostragem do sinal presente na porta analógica A1 da placa microcontroladora utilizada. O número de amostras foi definido em 400 e tempo de amostragem foi definido em 5 ms, totalizando um tempo de leitura dos dados de 2 segundos.

Conforme descrito na Seção 3.1.1.1, após cada acionamento do LED, o programa é pausado por 2 segundos, tempo mais que suficiente para estabilizar o sinal condicionado e iniciar a leitura das tensões desse sinal de maneira adequada. Assim, o tempo para leitura das tensões do sinal condicionado é de 4 segundos para o LED vermelho e 4 segundos para o LED infravermelho, totalizando 8 segundos.

Na Figura 44, pode-se observar trechos do código-fonte na linguagem de programação utilizada no *Arduino*, que pode ser utilizado para a identificação dos valores mínimo e máximo do sinal condicionado, com o LED vermelho acionado e, para o cálculo do logaritmo natural da razão entre esses valores. Para o LED infravermelho, os valores são obtidos de maneira análoga.

Figura 44 – Instruções do código-fonte para identificação dos valores mínimo e máximo do sinal condicionado e cálculo do logaritmo natural da razão entre esses valores

```

1  #define AMOSTRAS 400 //Número de amostras utilizadas para a leitura da tensão (AC+DC)
2
3  void loop() {
4
5      float Leitura_R1 = 0; //Inicialização da variável correspondente à leitura da tensão (AC+DC) com LED Vermelho acionado
6      // - Método 1
7
8      float min_R = 1023.0; //Inicialização da variável correspondente à tensão mínima lida com valor 1023 (5 V)
9      float max_R = 0; //Inicialização da variável correspondente à tensão máxima lida com valor 0 (0 V)
10
11     for (int i1=0; i1<AMOSTRAS; i1++) { //Executa as instruções pela quantidade de vezes correspondente ao nº de AMOSTRAS
12         Leitura_R1 = 1.0 * analogRead(A1); //Leitura da porta analógica A1
13         if (max_R < Leitura_R1){ //Se a leitura da porta analógica for maior que 0 V
14             max_R = Leitura_R1; //armazena o resultado na variável max_R
15         }
16         if (min_R > Leitura_R1){ //Se a leitura da porta analógica for menor que 5 V
17             min_R = Leitura_R1; //armazena o resultado na variável min_R
18         }
19         delay(5); //Pausa o programa por 5 ms
20     }
21
22     Leitura_R1 = log(min_R/max_R); //Calcula o logaritmo natural da razão entre a tensão mínima e máxima e armazena na
23     //variável Leitura_R1
24 }

```

Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

A partir do valor do logaritmo natural da razão entre as tensões mínima e máxima do sinal condicionado, calculado para o LED vermelho acionado e para o LED infravermelho acionado, obtém-se a razão R (Equação 41) e estima-se o nível de SpO_2 (Equações 59 e 60). Na Figura 45, é possível observar as instruções do código-fonte utilizadas para calcular a SpO_2 pelo método de picos e vales, com utilização dos valores mínimo e máximo do sinal condicionado.

Figura 45 - Instruções do código-fonte para cálculo da SpO_2 pelo método de picos e vales

```

/**ACIONAMENTO DO LED VERMELHO**/
digitalWrite(12,1); //Coloca nível lógico alto (5V) no pino 12, conectado ao LED vermelho.
digitalWrite(13,0); //Coloca nível lógico baixo (0V) no pino 13, conectado ao LED infravermelho.
delay(2000); //Pausa o programa por 2000ms = 2 segundos.

float Leitura_R1 = 0; //Inicialização da variável correspondente à leitura da tensão AC+DC (LED Vermelho - Método 1).

Leitura_R1 = log(min_R/max_R); //Calcula o logaritmo natural da razão entre a tensão mínima e máxima.

/**ACIONAMENTO DO LED INFRAVERMELHO**/
digitalWrite(12,0); //Coloca nível lógico baixo (0V) no pino 12, conectado ao LED vermelho.
digitalWrite(13,1); //Coloca nível lógico alto (5V) no pino 13, conectado ao LED infravermelho.
delay(2000); //Pausa o programa por 2000ms = 2 segundos.

float Leitura_IR1 = 0; //Inicialização da variável referente à leitura da tensão AC+DC (LED Infravermelho - Método 1).

Leitura_IR1 = log(min_IR/max_IR); //Calcula o logaritmo natural da razão entre a tensão mínima e máxima.

r1 = (Leitura_R1/Leitura_IR1); //Calcula a razão R pelo Método 1
spo2_r1_e1 = round(110 - (25*r1)); //Calcula e arredonda o nível de SpO2 pelo Método 1 (Equação 1)
spo2_r1_e2 = round(118.8 - (25.6*r1)); //Calcula e arredonda o nível de SpO2 pelo Método 1 (Equação 2)

```

Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

3.3.2 Implementação do Cálculo da SpO_2 pelo método da derivada

Conforme descrito na Seção 2.4.3.2, no método da derivada, a razão R é obtida a partir dos valores mínimo e máximo da forma de onda do sinal convertido pelo fotorreceptor e do valor DC desse sinal. Os valores mínimo e máximo são obtidos da mesma forma que no método de picos e vales. O valor DC é obtido pela leitura do sinal presente na porta analógica A0 da placa microcontroladora utilizada.

A partir da razão entre o valor da diferença das tensões máxima e mínima do sinal condicionado e o valor DC desse sinal, calculada para o LED vermelho acionado e para o LED infravermelho acionado, obtém-se a razão R (Equação 51) e calcula-se o nível de SpO_2 (Equações 59 e 60). Na Figura 46, é possível observar as instruções do código-fonte utilizadas para calcular a SpO_2 pelo método da derivada, com utilização dos valores mínimo e máximo do sinal condicionado, obtidos pelo método de picos e vales.

Figura 46 – Instruções do código-fonte para cálculo da SpO_2 pelo método da derivada

```

/**ACIONAMENTO DO LED VERMELHO*/
digitalWrite(12,1); //Coloca nível lógico alto (5V) no pino 12, conectado ao LED vermelho.
digitalWrite(13,0); //Coloca nível lógico baixo (0V) no pino 13, conectado ao LED infravermelho.
delay(2000); //Pausa o programa por 2000ms = 2 segundos.

float Leitura_R2 = 0; //Inicialização da variável correspondente à leitura da tensão AC+DC (LED Vermelho - Método 2).
float Leitura_DC_R2 = 0; //Inicialização da variável correspondente à leitura da tensão DC (LED Vermelho - Método 2).

Leitura_DC_R2 = analogRead(A0); //Leitura da tensão na porta analógica A0.
delay(5); //Pausa o programa por 5ms.
Leitura_R2 = (max_R - min_R)/Leitura_DC_R2; //Calcula a razão entre a diferença das tensões máxima e mínima e a leitura DC.

/**ACIONAMENTO DO LED INFRAVERMELHO*/
digitalWrite(12,0); //Coloca nível lógico baixo (0V) no pino 12, conectado ao LED vermelho.
digitalWrite(13,1); //Coloca nível lógico alto (5V) no pino 13, conectado ao LED infravermelho.
delay(2000); //Pausa o programa por 2000ms = 2 segundos.

float Leitura_IR2 = 0; //Inicialização da variável referente à leitura da tensão AC+DC (LED Infravermelho - Método 2).
float Leitura_DC_IR2 = 0; //Inicialização da variável referente à leitura da tensão DC (LED Infravermelho - Método 2).

Leitura_DC_IR2 = analogRead(A0); //Leitura da tensão na porta analógica A0.
delay(5); //Pausa o programa por 5 ms.
Leitura_IR2 = (max_IR - min_IR)/Leitura_DC_IR2; //Calcula a razão entre a diferença das tensões máxima e mínima e a leitura DC.

r2 = (Leitura_R2/Leitura_IR2); //Calcula a razão R pelo Método 2
spo2_r2_e1 = round(110 - (25*r2)); //Calcula e arredonda o nível de SpO2 pelo Método 2 (Equação 1)
spo2_r2_e2 = round(118.8 - (25.6*r2)); //Calcula e arredonda o nível de SpO2 pelo Método 2 (Equação 2)

```

Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

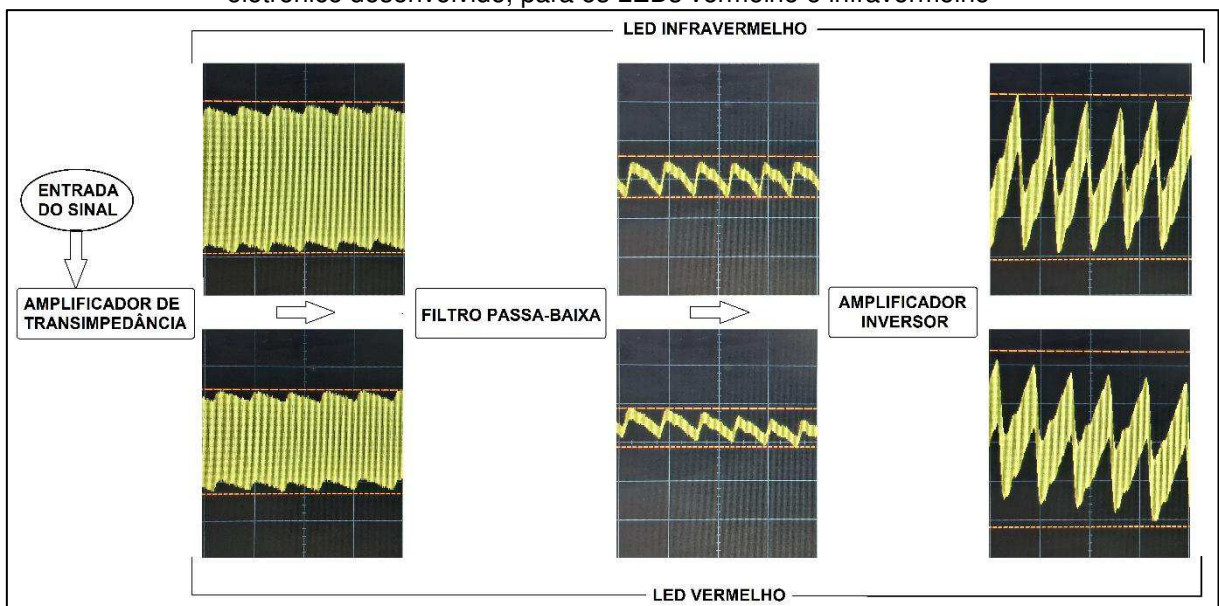
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos com o circuito eletrônico e o código-fonte desenvolvidos.

4.1 FORMAS DE ONDA OBTIDAS NO CONDICIONAMENTO DO SINAL

O circuito eletrônico desenvolvido foi testado com o auxílio de um osciloscópio, por meio do qual foi possível visualizar a forma de onda do sinal detectado pelo sensor de oximetria. A Figura 47 ilustra o sinal obtido nas etapas iniciais do circuito eletrônico, para os LEDs vermelho e infravermelho. Observa-se que a forma de onda do sinal obtido com o LED vermelho é semelhante à obtida com o LED infravermelho. O ruído presente após o amplificador de transimpedância é bastante reduzido após o filtro passa-baixa. Nota-se ainda, que o sinal filtrado é amplificado e invertido após o amplificador inversor.

Figura 47 – Forma de onda do sinal detectado pelo sensor de oximetria nas etapas iniciais do circuito eletrônico desenvolvido, para os LEDs vermelho e infravermelho



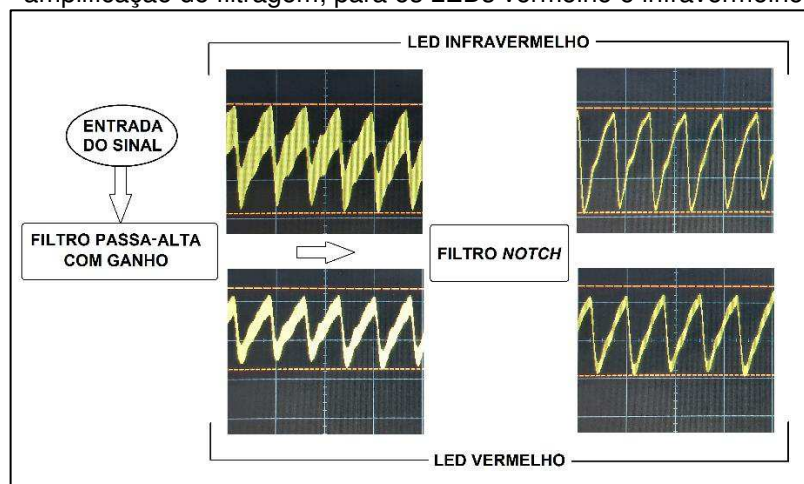
Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Conforme descrito na Seção 3.2.1, o circuito eletrônico desenvolvido foi projetado para fornecer a componente DC separada das componentes AC e DC combinadas.

Após o processamento inicial, as componentes AC e DC do sinal foram separadas. A componente DC foi direcionada para uma das saídas do circuito eletrônico e a componente AC foi amplificada e filtrada, antes de ser somada com a componente DC.

A Figura 48 ilustra a forma de onda da componente AC obtida após a amplificação e filtragem, para os LEDs vermelho e infravermelho. Pode-se observar que grande parte do ruído foi eliminada após o filtro *notch* com frequência de corte de aproximadamente 60 Hz. Nota-se ainda, que a redução de ruído foi maior na forma de onda correspondente ao LED vermelho que na correspondente ao LED infravermelho.

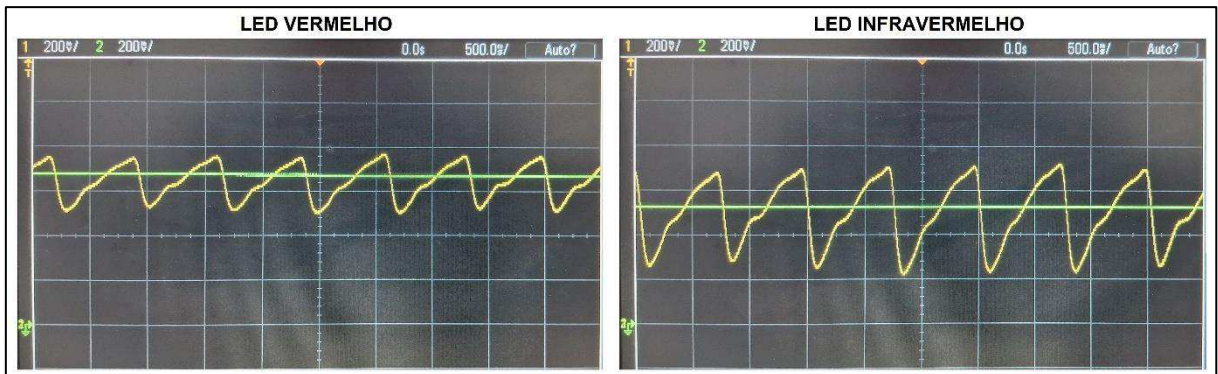
Figura 48 – Forma de onda da componente AC do sinal detectado pelo sensor de oximetria após amplificação e filtragem, para os LEDs vermelho e infravermelho



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Conforme detalhado na Seção 3.2.1.4, as componentes DC e AC do sinal detectado pelo sensor de oximetria foram somadas e o sinal resultante foi direcionado para uma das saídas do circuito eletrônico. A Figura 49 ilustra os dois sinais presentes na saída do circuito eletrônico desenvolvido: a componente DC (em verde) e as componentes AC e DC somadas (em amarelo), para os LEDs vermelho e infravermelho. É possível observar que a amplitude da forma de onda relativa ao LED vermelho é menor que a amplitude da forma de onda referente ao LED infravermelho. Nota-se ainda, que o valor da componente DC (em verde) está entre os picos e vales da forma de onda do sinal condicionado.

Figura 49 – Sinais condicionados fornecidos pelo circuito eletrônico desenvolvido, para os LEDs vermelho e infravermelho



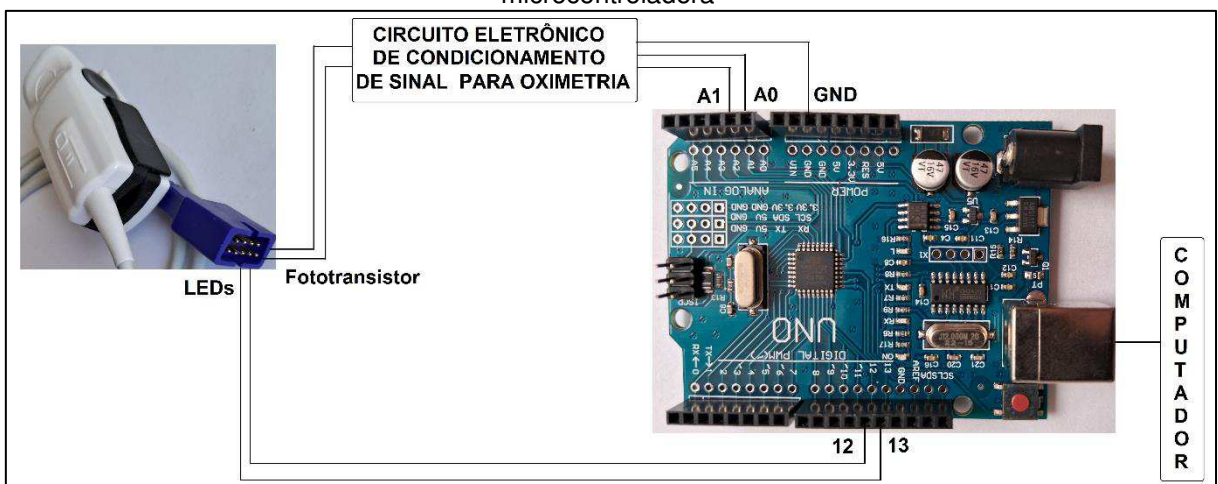
Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

4.2 NÍVEL DE SpO_2 ESTIMADO

Após a obtenção dos valores das tensões máxima e mínima da componente AC e da tensão relativa à componente DC do sinal condicionado, por meio da leitura realizada através da placa microcontroladora utilizada, foi calculada a razão R e estimada a saturação de oxigênio no sangue arterial pelos dois métodos em estudo.

O circuito eletrônico desenvolvido foi conectado ao sensor de oximetria e à placa microcontroladora, a qual também foi conectada ao sensor de oximetria (para acionamento dos LEDs) e a um computador, por meio da interface USB, com vistas à alimentação da placa microcontrolada e exibição dos resultados. A figura 50 ilustra as ligações efetuadas.

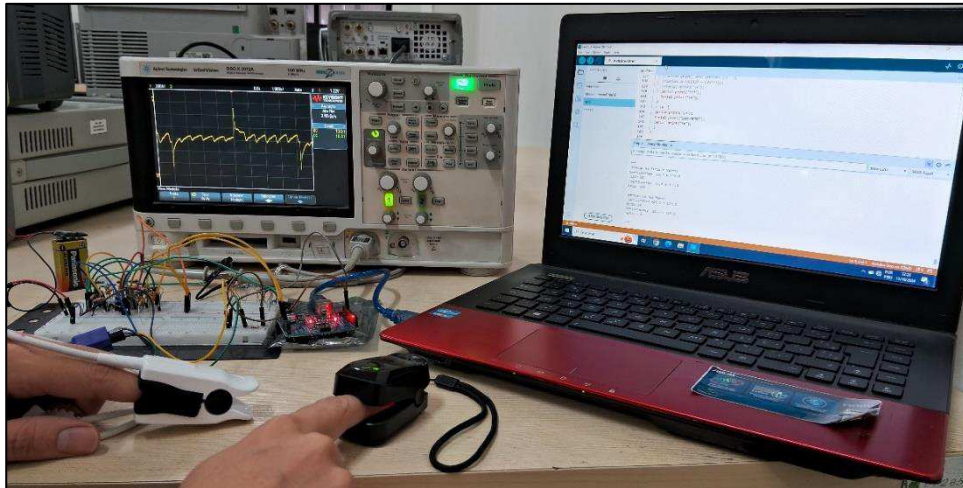
Figura 50 – Conexões entre o circuito eletrônico desenvolvido, o sensor de oximetria e a placa microcontroladora



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

Após as conexões, foi realizada a medição do nível de SpO_2 , pelos dois métodos em estudo. No experimento, também foi utilizado um oxímetro de pulso comercial, para comparação com os resultados obtidos. Na Figura 51, é possível observar o momento da realização do experimento.

Figura 51 – Realização das medições de SpO_2 e comparação com os resultados de um oxímetro comercial



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

A Figura 52 ilustra a forma de onda do sinal condicionado, com suas componentes AC e DC somadas, presente na entrada analógica A1 da placa microcontroladora, durante o tempo de 10 (dez) segundos. Pode-se observar os picos tensão provocados pelo acionamento alternado dos LEDs, que ocorre a cada 4 (quatro) segundos, aproximadamente, visto que após cada acionamento o programa é pausado por 2 (dois) segundos para então, ser realizada a leitura das tensões por mais 2 (dois) segundos.

Figura 52 – Forma de onda do sinal condicionado na entrada analógica A1 da placa microcontroladora



Fonte: Elaborado pelo autor (2024)

O experimento consistiu na realização de 5 (cinco) medições consecutivas por meio do código-fonte desenvolvido e do oxímetro comercial. Os resultados obtidos podem ser observados na Tabela 2.

Tabela 2 – Níveis de SpO_2 obtidos no experimento realizado

Nº DA MEDIÇÃO	NÍVEL DE SpO_2 OBTIDO				Oxímetro Comercial
	Método de Picos e Vales		Método da Derivada		
	Coeficientes -25 e 110	Coeficientes -25,6 e 118,8	Coeficientes -25 e 110	Coeficientes -25,6 e 118,8	
1	98 %	106 %	98 %	107 %	98 %
2	96 %	104 %	96 %	105 %	99 %
3	98 %	106 %	98 %	106 %	98 %
4	98 %	107 %	99 %	107 %	98 %
5	98 %	106 %	98 %	106 %	98 %

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Um segundo experimento foi realizado com a suspensão voluntária da respiração por 1 minuto. Os efeitos da apneia estática, isto é, da suspensão da respiração sem movimentar o corpo é refletido na oxigenação sanguínea após certo tempo. Os resultados das 5 (cinco) medições realizadas após 1 minuto de apneia voluntária estática podem ser observados na Tabela 3.

Tabela 3 – Níveis de SpO_2 obtidos no experimento realizado, após apneia de 1 minuto

Nº DA MEDIÇÃO	NÍVEL DE SpO_2 OBTIDO				Oxímetro Comercial
	Método de Picos e Vales		Método da Derivada		
	Coeficientes -25 e 110	Coeficientes -25,6 e 118,8	Coeficientes -25 e 110	Coeficientes -25,6 e 118,8	
1	97 %	106 %	98 %	107 %	98 %
2	98 %	107 %	99 %	107 %	97 %
3	97 %	105 %	97 %	106 %	97 %
4	95 %	104 %	96 %	105 %	94 %
5	97 %	106 %	98 %	106 %	99 %

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

4.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Conforme explicitado na Seção 2.4.1, a forma de onda do sinal de PPG representa a absorção variável da luz pelo tecido. O fotorreceptor utilizado nos oxímetros de pulso que operam por fotopletoxiografia transmissiva capta a luz transmitida e a converte em tensão, obtendo, portanto, uma forma de onda que representa a intensidade de luz transmitida.

O fotorreceptor do sensor de oximetria utilizado neste trabalho capta a luz transmitida, convertendo-a em tensão, cuja forma de onda representa a luz transmitida. Após o amplificador de transimpedância, que utiliza um amplificador inversor, a forma de onda é invertida, representando, portanto, a intensidade de luz absorvida (sinal de PPG). Após a filtragem inicial, o sinal é amplificado por um amplificador inversor e a forma de onda é novamente invertida.

Assim, a forma de onda obtida após condicionamento do sinal pelo circuito eletrônico desenvolvido, representa a intensidade de luz transmitida. Pode-se observar a semelhança da forma de onda do sinal obtido (Figura 49) com as formas de onda presentes na Seção 2.4.3 (Figuras 23 e 26).

Conforme pode-se observar nas Tabelas 2 e 3, os resultados obtidos por meio dos dois métodos em estudo são muito próximos. Em metade das medições, houve diferença de 1% entre os níveis de SpO_2 obtidos pelo método da derivada e pelo método de picos e vales. Na outra metade os resultados foram iguais. Ressalta-se que, conforme código-fonte desenvolvido, os níveis de SpO_2 calculados foram arredondados para o número inteiro mais próximo, que é formato utilizado nos oxímetros de pulso em geral.

Os resultados obtidos com os dois conjuntos de coeficientes da curva de calibração empírica mencionados na literatura pesquisada, foram significativamente diferentes, apresentando diferenças de 8% ou 9% em cada medição. Os resultados com utilização dos coeficientes de -25,6 e 118,8 foram superiores a 100%, o que destoava do significado clínico do nível de SpO_2 .

Comparando-se os resultados obtidos pelos dois métodos em estudo com o resultado apresentado pelo oxímetro de pulso comercial utilizado no experimento, para os coeficientes de -25 e 110, nota-se que tanto o método de picos e vales quanto o método da derivada, apresentaram 5 (cinco) resultados idênticos aos do oxímetro.

Observou-se que, em uma das medições, ainda para os coeficientes de -25 e 110, a diferença entre os resultados dos dois métodos em estudo foi de 3% em relação ao exibido no oxímetro de pulso comercial. Para o método de picos e vales, uma medição apresentou diferença de 2% e 3 (três) medições apresentaram diferença de 1%. Para o método da derivada, 2 (duas) medições apresentaram diferença de 2% e 2 (duas) medições apresentaram diferença de 1%.

Verificou-se, ainda, que em 4 (quatro) das 10 (dez) medições realizadas, o nível de SpO_2 apresentado por ambos os métodos foi idêntico ao exibido pelo oxímetro de pulso comercial.

Os resultados obtidos indicam que o condicionamento do sinal pelo circuito eletrônico desenvolvido foi realizado de maneira adequada. A partir dos resultados das medições realizadas, pode-se inferir que os dois métodos estudados estimam adequadamente o nível de saturação de oxigênio arterial, com resultados semelhantes ao exibido por um oxímetro de pulso comercial.

No entanto, convém registrar que as medições foram realizadas em apenas uma pessoa (o autor). Além disso, para evitar que um erro grosseiro de medição fosse considerado como um resultado válido, foram realizadas apenas 5 (cinco) medições em duas situações distintas, totalizando 10 (dez) medições. Assim, a quantidade de pessoas experimentadas e o número de medições são insuficientes para tecer maiores considerações sobre os dois métodos estudados.

O presente trabalho limitou-se à obtenção da estimativa do nível de saturação de oxigênio arterial por meio dos dois diferentes métodos de cálculo estudados, conforme previsto no objetivo.

5 CONCLUSÃO

O presente trabalho teve como objetivo a obtenção da estimativa do nível de saturação de oxigênio arterial por meio de dois métodos de cálculo diferentes. O estudo, de natureza multidisciplinar, envolveu conhecimentos em eletrônica, programação de microcontroladores, fisiologia humana e bioquímica. Diversas dificuldades foram encontradas durante o desenvolvimento do sistema, em função da baixa amplitude do sinal característico e, principalmente, do elevado nível de ruído que pode estar presente.

Foi realizada a aquisição do sinal representativo da intensidade de luz transmitida através de um tecido (dedo da mão) pelo sensor de oximetria adquirido comercialmente, seguida do condicionamento do sinal adquirido pelo circuito eletrônico desenvolvido e do processamento desse sinal pela placa microcontroladora utilizada, semelhante ao *Arduino* UNO.

Por meio de um código-fonte desenvolvido na linguagem de programação utilizada no *Arduino*, foram implementados dois diferentes métodos de cálculo da razão R, a partir da qual foi estimado o nível de SpO_2 por meio da equação da curva de calibração empírica, utilizando dois diferentes conjuntos de coeficientes de calibração encontrados na literatura. Os resultados obtidos foram comparados com os de um oxímetro comercial, tendo sido observados níveis de SpO_2 semelhantes para ambos os métodos.

Como sugestão para trabalhos futuros, pode-se propor o aumento na quantidade de pessoas experimentadas e no número de medições realizadas, além da construção de uma curva de calibração empírica específica para o sistema desenvolvido, com o auxílio de um equipamento simulador de oximetria de precisão. Sugere-se ainda, a plotagem dos resultados e da forma de onda do sinal condicionado em um display gráfico, a partir da placa microcontroladora utilizada.

REFERÊNCIAS

- ANDRADE, L. A. K. **Sistema de Medição para Oximetria de Pulso**. Orientador: Dr. Pedro Miguel Gewehr. 89 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2009. Disponível em: <https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/912/1/CT_CPGEI_M_Andrade%2c%20Luiz%20Augusto%20Kalva%20de_2009.pdf>. Acesso em: 30 set. 2024.
- ARDUINO E CIA. Como montar o Arduino na *protoboard*. **Arduino e Cia**, 2014. Disponível em: <<https://www.arduinoecia.com.br/montando-arduino-na-protoboard>>. Acesso em: 28 set. 2024.
- CLARK, S. A. Normal Oxygen Transport. *In*: WEBSTER, J. G. **Design of Pulse Oximeters**. New York: Taylor & Francis Group, 1997. p. 1-12.
- DAMIANI, F. R. O. **Proposta de Protótipo de um Oxímetro de Pulso Empregando Tecnologia FPAA**. Orientador: Maximilian Luppe. 88 f. TCC (Graduação) – Curso de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos-SP, 2010. Disponível em: <https://bdta.abcd.usp.br/directbitstream/6253e5e6-2d26-4603-ac3e-edae8863c8e1/Damiani_Felipe_Rafael_de_Oliveira.pdf>. Acesso em: 30 set. 2024.
- LEVITAN, R. M. Pulse oximetry as a biomarker for early identification and hospitalization of covid-19 pneumonia. **Academic Emergency Medicine**, Wiley Online Library, v. 27, n. 8, p. 785–786, 2020. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7323007/pdf/ACEM-27-785.pdf>>. Acesso em 29 set. 2024.
- LIMA, D. W. C. **Oxímetro de Pulso com Transmissão de Sinal sem Fios**. Orientador: Dr. Valner João Brusamarello. 80 f. TCC (Graduação) – Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009. Disponível em: <<https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/24302/000736259.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>. Acesso em: 29 set. 2024.
- LOPEZ, S. **Pulse Oximeter Fundamentals and Design**. Freescale Semiconductor: [S.l.], 2012. Nota de aplicação. Disponível em: <<https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN4327.pdf>>. Acesso em 29 set. 2024.
- MALVINO, A.; BATES, D. J. **Eletrônica**. Tradução: Antonio Pertence Jr. 8. ed. Porto Alegre: AMGH, 2016a. v. 1.
- MALVINO, A.; BATES, D. J. **Eletrônica**. Tradução: Antonio Pertence Jr. 8. ed. Porto Alegre: AMGH, 2016b. v. 2.
- MARQUES, R. A.; CÁRIA, J. D. P. Tecnologia da Oximetria de Pulso. *In*: SEMINÁRIO DE ENGENHARIA CLÍNICA E ENGENHARIA BIOMÉDICA, 6., 2017, Santa Rita do Sapucaí - MG. **Anais eletrônicos** [...] Santa Rita do Sapucaí – MG: Instituto Nacional de Telecomunicações, 2017. Disponível em: <<https://www2.inatel.br/biblioteca/todo-docman/pos-seminarios/seceb/2017-5/9697-tecnologia-da-oximetria-de-pulso/file>>. Acesso em: 30 set. 2024.

MARTINS, R. M. S. **Desenvolvimento de um Sensor de Fotopletismografia para Monitorização Cardíaca para aplicação no Pulso**. Orientador: Dr. Marco Reis. 114 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, 2010. Disponível em: <<https://estudogeral.uc.pt/handle/10316/14086>>. Acesso em 29 set. 2024.

MIKAEL, L. R. *et. al.* Envelhecimento Vascular e Rigidez Arterial. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 109, n. 3, p. 253-258, 2017. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/abc/a/X7QnQ6PfvW7vRq6NRmW5NH/?format=pdf&lang=pt>>. Acesso em 30 set. 2024.

MOTTA, V. T. Fotometria. *In*: MOTTA, V. T. **Bioquímica Clínica para o Laboratório: princípios e interpretações**. 5. Ed. Rio de Janeiro: MedBook, 2009. p. 15-18.

OSHIRO, D. M. **Sistema para Estimação do Nível de Saturação Parcial de Oxigênio no Sangue (SpO₂) e Frequência Cardíaca**. Orientador: Ernesto Fernando Ferreyra Ramírez. 76 f. TCC (Graduação) – Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Londrina, Londrina-PR, 2011.

PAIM, F. C. A. **Desenvolvimento de um Sistema de Telemetria para Aquisição de Sinais Fisiológicos com Aplicação em Programas de Reabilitação Cardíaca**. Orientador: Dr. Jefferson Luiz Brum Marques. 154 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005. Disponível em: <<https://repositorio.ufsc.br/xmlui/bitstream/handle/123456789/101679/222483.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>. Acesso em: 05 out. 2024.

PALREDDY, S. Signal Processing Algorithms. *In*: WEBSTER, J. G. **Design of Pulse Oximeters**. New York: Taylor & Francis Group, 1997. p. 124-158.

PERTEENCE JR, A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. 8. ed. Porto Alegre: Bookman, 2015.

SANTANA, S. H. C. **Implementação de uma arquitetura microcontrolada para análise do contorno da curva fotopletismográfica**. Orientador: Manoel Eusebio de Lima. 46 f. TCC (Graduação) – Curso de Engenharia da Computação, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2017. Disponível em: <https://www.cin.ufpe.br/~tg/2017-1/shcs_tg.pdf>. Acesso em: 29 set. 2024.

SEBALD, D. J. Motivation of Pulse Oximetry. *In*: WEBSTER, J. G. **Design of Pulse Oximeters**. New York: Taylor & Francis Group, 1997. p. 13-20.

SILVA, L. C. A.; RAMOS, M. C. P. **Desenvolvimento de Hardware de Aquisição e Processamento Digital de Sinais para Estimação da Saturação de Oxigênio por meio de Fotopletismografia**. Orientador: Dr. Marcus Vinícius Chaffim Costa. 78 f. TCC (Graduação) – Curso de Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília, 2023. Disponível em: <https://bdm.unb.br/bitstream/10483/36025/1/2023_LuisaCarolineSilva_ManuellaCristinaRamos_tcc.pdf>. Acesso em 29 set. 2024.

TRANSIMPEDANCE AMPLIFIER. *In: Wikipedia: The Free Encyclopedia*. San Francisco, California: Wikimedia Foundation Inc., 2012. Disponível em: <https://en.wikipedia.org/wiki/Transimpedance_amplifier>. Acesso em 05 out. 2024.

TUSMAN, G.; BOHM, S. H.; SUAREZ-SIPMANN, F. Advanced Uses of Pulse Oximetry for Monitoring Mechanically Ventilated Patients. **Society for Technology in Anesthesia**, v. 124, n. 1, p. 62-71, jan., 2017. Disponível em: <https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/fulltext/2017/01000/advanced_uses_of_pulse_oximetry_for_monitoring.12.aspx>. Acesso em 30 set. 2024.

WEITHÖNER, F. Equipment, Pulse oximeter and capnographs, Nellcor DS-100A Finger Clip Sensor. **Frank's Hospital Workshop**, s.d. Disponível em: <http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/pulse_oximeter/service_manuals/Nellcor%20DS-100A.jpg>. Acesso em: 28 set. 2024.

WIEBEN, O. Light Absorbance in Pulse Oximetry. *In: WEBSTER, J. G. Design of Pulse Oximeters*. New York: Taylor & Francis Group, 1997. p. 40-55.

YAO, J.; WARREN, S. Sti

APÊNDICE A – CÓDIGO-FONTE DESENVOLVIDO NA LINGUAGEM DE PROGRAMAÇÃO UTILIZADA NO *ARDUINO*

```

////** Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba **////
////**                               Campus João Pessoa                               **////
////**      Curso Superior de Bacharelado em Engenharia Elétrica                    **////
////**                                                                                   **////
////**      Código-Fonte Desenvolvido para Processamento de Sinal de PPG          **////
////**      para Estimativa do Nível de Saturação do Oxigênio Arterial              **////
////**      por dois Diferentes Métodos e duas Diferentes Equações                **////
////**                                                                                   **////
////**Método 1: Cálculo da razão R pelo método de picos e vales.                   **////
////**Método 2: Cálculo da razão R pelo método da derivada.                       **////
////**Equação 1:  $Spo2 = -25R + 110$ .                                               **////
////**Equação 2:  $Spo2 = -25,6R + 118,8$ .                                           **////
////**                                                                                   **////
////**Aluno: Erlyck Lucena Duarte Pereira                                         **////
////**Orientador: Dr. Hélder Rolim Florentino                                     **////

////*****DECLARAÇÃO DE VARIÁVEIS GLOBAIS*****////

#define AMOSTRAS 400 //Número de amostras utilizadas para a leitura da
                    //tensão AC+DC.

int spo2_r1_e1; //Declaração da variável correspondente ao nível de SpO2
                //pelo Método 1 e Equação 1.

int spo2_r1_e2; //Declaração da variável correspondente ao nível de SpO2
                //pelo Método 1 e Equação 2.

int spo2_r2_e1; //Declaração da variável correspondente ao nível de SpO2
                //pelo Método 2 e Equação 1.

int spo2_r2_e2; //Declaração da variável correspondente ao nível de SpO2
                //pelo Método 2 e Equação 2.

float r1; //Declaração da variável correspondente à razão R pelo Método 1.
float r2; //Declaração da variável correspondente à razão R pelo Método 2.

////*****CONFIGURAÇÃO DAS PORTAS*****////

void setup() {
    Serial.begin(9600); //Configura a taxa de transferência em bits por
                       //segundo para a transmissão serial.

    pinMode(12, OUTPUT); //Configura o pino 12 como saída digital.
    pinMode(13, OUTPUT); //Configura o pino 13 como saída digital.
}

```

```

////*****INSTRUÇÕES A SEREM EXECUTADAS REPETIDAMENTE*****////
void loop() {
    /*ACIONAMENTO DO LED VERMELHO*/
    digitalWrite(12,1); //Coloca nível lógico alto (5V) no pino 12, conectado
                        //ao LED vermelho.
    digitalWrite(13,0); //Coloca nível lógico baixo (0V) no pino 13, conectado
                        //ao LED infravermelho.
    delay(2000);      //Pausa o programa por 2000ms = 2 segundos.
    /*DECLARAÇÃO DE VARIÁVEIS LOCAIS PARA LEITURA DO SINAL (LED R)*/
    float Leitura_R1 = 0; //Inicialização da variável correspondente à leitura
                        //da tensão AC+DC (LED Vermelho - Método 1).
    float Leitura_R2 = 0; //Inicialização da variável correspondente à leitura
                        //da tensão AC+DC (LED Vermelho - Método 2).
    float Leitura_DC_R2 = 0; //Inicialização da variável correspondente à leitura
                        //da tensão DC (LED Vermelho - Método 2).
    float min_R = 1023.0; //Inicialização da variável correspondente à tensão
                        //mínima lida com 1023(5V) - LED Vermelho.
    float max_R = 0; //Inicialização da variável correspondente à tensão
                        //máxima lida com 0(0V) - LED Vermelho.
    /*LEITURA DA COMPONENTE DC DO SINAL (LED R)*/
    Leitura_DC_R2 = analogRead(A0); //Leitura da tensão na porta analógica A0.
    delay(5); //Pausa o programa por 5ms.
    /*VERIFICAÇÃO DE PRESENÇA DO DEDO NO SENSOR DE OXIMETRIA*/
    if (Leitura_DC_R2 < 615) { //Executa as instruções se a tensão DC com LED
                        //vermelho acionado for inferior a 615(~3V).
        /*LEITURA DAS TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA DO SINAL (LED R)*/
        for (int i1=0; i1<AMOSTRAS; i1++) { //Executa as instruções pelo nº de
                        //vezes correspondente à AMOSTRAS.
            Leitura_R1 = analogRead(A1); //Leitura da tensão na porta analógica A1.
            if (max_R < Leitura_R1){ //Se a leitura da tensão for maior que 0V,
                max_R = Leitura_R1; //armazena a leitura em max_R,
            }
            if (min_R > Leitura_R1){ //Se a leitura da tensão for menor que 5V,
                min_R = Leitura_R1; //armazena a leitura em min_R.
            }
            delay(5); //Pausa o programa por 5ms.
        }
    }
}

```

```

/**CÁLCULO DOS PARÂMETROS DA EQUAÇÃO DA RAZÃO R PELOS MÉTODOS 1 E 2*/
/**(LED R)                                                    */

Leitura_R1 = log(min_R/max_R); //Calcula o logaritmo natural da razão
                               //entre a tensão mínima e máxima e
                               //armazena em Leitura_R1.

Leitura_R2 = (max_IR - min_R)/Leitura_DC_R2; //Calcula a razão entre
                                               //a diferença das tensões
                                               //máxima e mínima e a
                                               //leitura DC e armazena em
                                               //Leitura_R2

/**ACIONAMENTO DO LED INFRAVERMELHO*/

digitalWrite(12,0); //Coloca nível lógico baixo (0V) no pino 12, conectado
                   //ao LED vermelho.

digitalWrite(13,1); //Coloca nível lógico alto (5V) no pino 13, conectado
                   //ao LED infravermelho.

delay(2000); //Pausa o programa por 2000ms = 2 segundos.

/**DECLARAÇÃO DE VARIÁVEIS LOCAIS PARA LEITURA DO SINAL (LED IR)*/

float Leitura_IR1 = 0; //Inicialização da variável referente à leitura
                       //da tensão AC+DC (LED Infravermelho - Método 1).

float Leitura_IR2 = 0; //Inicialização da variável referente à leitura
                       //da tensão AC+DC (LED Infravermelho - Método 2).

float Leitura_DC_IR2 = 0; //Inicialização da variável referente à leitura
                          //da tensão DC (LED Infravermelho - Método 2).

float min_IR = 1023.0; //Inicialização da variável referente à tensão
                      //mínima lida com 1023(5V) - LED Infravermelho.

float max_IR = 0; //Inicialização da variável referente à tensão
                 //máxima lida com 0(0V) - LED Infravermelho.

/**LEITURA DA COMPONENTE DC DO SINAL (LED IR)*/

Leitura_DC_IR2 = analogRead(A0); //Leitura da tensão na porta analógica A0.
delay(5); //Pausa o programa por 5 ms.

/**LEITURA DAS TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA DO SINAL (LED IR)*/

for (int i1=0; i1<AMOSTRAS; i1++) { //Executa as instruções pelo nº de
                                     //vezes correspondente à AMOSTRAS.

    Leitura_IR1 = analogRead(A1); //Leitura da tensão na porta analógica A1.

    if (max_IR < Leitura_IR1){ //Se a leitura da tensão for maior que 0V,
        max_IR = Leitura_IR1; //armazena a leitura em max_IR,
    }
    if (min_IR > Leitura_IR1){ //Se a leitura da tensão for menor que 5V,

```



```

    min_IR = Leitura_IR1;          //armazena a leitura em min_IR.
  }
  delay(5);                       //Pausa o programa por 5ms.
}

/**CÁLCULO DOS PARÂMETROS DA EQUAÇÃO DA RAZÃO R PELOS MÉTODOS 1 E 2*/
/**(LED IR)                                                                */

Leitura_IR1 = log(min_IR/max_IR); //Calcula o logaritmo natural da razão
//entre a tensão mínima e máxima e
//armazena em Leitura_IR1.

Leitura_IR2 = (max_IR - min_IR)/Leitura_DC_IR2; //Calcula a razão entre
//a diferença das tensões
//máxima e mínima e a
//leitura DC e armazena em
//Leitura_IR2

r1 = (Leitura_R1/Leitura_IR1); //Calcula a razão R pelo Método 1
r2 = (Leitura_R2/Leitura_IR2); //Calcula a razão R pelo Método 2

spo2_r1_e1 = round(110 - (25*r1)); //Calcula e arredonda o nível de
//SpO2 pelo Método 1 (Equação 1)

spo2_r1_e2 = round(118.8 - (25.6*r1)); //Calcula e arredonda o nível de
//SpO2 pelo Método 1 (Equação 2)

spo2_r2_e1 = round(110 - (25*r2)); //Calcula e arredonda o nível de
//SpO2 pelo Método 2 (Equação 1)

spo2_r2_e2 = round(118.8 - (25.6*r2)); //Calcula e arredonda o nível de
//SpO2 pelo Método 2 (Equação 2)

/**APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS NA PORTA SERIAL*/

Serial.print("(Método de Picos e Vales)");
Serial.print("\n");
Serial.print("Coeficientes -25,0 e 110,0");
Serial.print("\n");
Serial.print("SpO2: ");
Serial.print(spo2_r1_e1);
Serial.print("\n");
Serial.print("Coeficientes -25,6 e 118,8");
Serial.print("\n");
Serial.print("SpO2: ");
Serial.print(spo2_r1_e2);
Serial.print("\n\n");

Serial.print("(Método da Derivada)");
Serial.print("\n");
Serial.print("Coeficientes -25,0 e 110,0");
Serial.print("\n");
Serial.print("SpO2: ");
Serial.print(spo2_r2_e1);
Serial.print("\n");
Serial.print("Coeficientes -25,6 e 118,8");


```

```
Serial.print("\n");
Serial.print("SpO2: ");
Serial.print(spo2_r2_e2);
Serial.print("\n\n");

Serial.print("****");
Serial.print("\n");
}

else { //Caso a tensão DC com LED vermelho acionado seja superior a
//615(~3V), apresenta a informação "SEM DEDO" na serial.

Serial.print("\n");
Serial.print("SEM DEDO");
Serial.print("\n");
}
}
```

	INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DA PARAÍBA
	Campus João Pessoa - Código INEP: 25096850
	Av. Primeiro de Maio, 720, Jaguaribe, CEP 58015-435, Joao Pessoa (PB)
	CNPJ: 10.783.898/0002-56 - Telefone: (83) 3612.1200

Documento Digitalizado Ostensivo (Público)

Trabalho de Conclusão de Curso

Assunto:	Trabalho de Conclusão de Curso
Assinado por:	Erlyck Lucena
Tipo do Documento:	Projeto
Situação:	Finalizado
Nível de Acesso:	Ostensivo (Público)
Tipo do Conferência:	Cópia Simples

Documento assinado eletronicamente por:

- Erlyck Lucena Duarte Pereira, ALUNO (20171610012) DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA - JOÃO PESSOA, em 26/10/2024 13:37:59.

Este documento foi armazenado no SUAP em 26/10/2024. Para comprovar sua integridade, faça a leitura do QRCode ao lado ou acesse <https://suap.ifpb.edu.br/verificar-documento-externo/> e forneça os dados abaixo:

Código Verificador: 1291926

Código de Autenticação: a357023513

