



PRINCÍPIOS DE OXIMETRIA

ANTONY GABRIEL DE LIMA RODRIGUES

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

FACULDADE DE TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Elétrica

Princípios de Oxímetria

Antony Gabriel de Lima Rodrigues

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE ENGENHEIRO(A) ELETRICISTA.

APROVADA POR:

Marcelo Lopes Pereira Junior, Professor Magisterio Superior (UnB)
(Orientador)

Adson Ferreira da Rocha, Professor Magisterio Superior (UnB)
(Coorientador)

João Luiz Azevedo de Carvalho, Professor Magisterio Superior (UnB)
(Examinador Interno)

Flavia Maria Guerra de Sousa Aranha Oliveira, Professor Magisterio Superior (UnB)
(Examinador Interno)

Brasília/DF, setembro de 2024.

FICHA CATALOGRÁFICA

RODRIGUES, ANTONY

Princípios de oxímetria. [Brasília/DF] 2024.

(ENE/FT/UnB, Engenheiro(a) Eletricista, Trabalho de Conclusão de Curso, 2024).

Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica.

Departamento de Engenharia Elétrica

- | | |
|---------------------|-----------------------|
| 1. Eletrônica | 2. VLSI |
| 3. Biomedicina | 4. Espectrofotometria |
| 5. CMOS | 6. Oximetria |
| 7. Eletromagnetismo | 8. Controlador |

I. ENE/FT/UnB

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

RODRIGUES, ANTONY (2024). Princípios de Oxímetria. Trabalho de Conclusão de Curso, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Antony Rodrigues

TÍTULO: Princípios de Oxímetria.

GRAU: Engenheiro(a) Eletricista ANO: 2024

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Conclusão de Curso e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte deste trabalho de conclusão de curso pode ser reproduzido sem autorização por escrito do autor.

Antony Rodrigues

Universidade de Brasília (UnB)

Campus Darcy Ribeiro

Faculdade de Tecnologia - FT

Departamento de Engenharia Elétrica (ENE)

Brasília - DF CEP 70919-970

*Para aqueles que compreendem que o esforço vence
o dom natural.*

AGRADECIMENTOS

Em primeiro, agradeço a Deus por me conceder força, sabedoria e perseverança para concluir esta etapa da minha vida.

Aos meus pais, Gilmar e Maria, que me proporcionaram os meios, apoio e amor que me permitiram chegar até aqui. Amo vocês e sou extremamente grato por todo o orgulho que sempre demonstraram ter.

Aos meus irmãos pelo companheirismo ao longo de toda essa jornada que, com suas grandes diferenças, me permitiram ter uma experiência completa das mais diversas formas de companheirismo possíveis.

À minha namorada, Maria Luiza, por sua amizade, carinho e apoio, além de todos os momentos únicos e divertidos, durante esse processo.

Aos professores Marcelo Junior e Adson Rocha que me prestaram enorme apoio para este trabalho e meu ingresso no PPGEE. Ao professor Fernando Melo com quem pude ter diversas discussões sobre eletrônica de potência que me despertaram enorme interesse por esta área da engenharia. À professora Flavia Oliveira, que acompanhei na monitoria de SSTC ao longo de 3 semestres e descobri minha vocação em lecionar. Por fim, ao professor João Luiz que me apoiou como amigo e conselheiro em fases verdadeiramente desafiadoras do meu desenvolvimento pessoal.

Aos meus amigos, que por mais que eu não possa citar todos, sabem que com vocês eu pude debater ideias, passar horas em jogos online e de alguma forma aliviar o estresse desse caminho.

RESUMO

O presente trabalho aborda os princípios de um dispositivo de oximetria, com o objetivo de medir a saturação de oxigênio no sangue de maneira não invasiva, fundamental para o monitoramento de condições respiratórias e cardiovasculares. A oximetria é uma técnica amplamente utilizada em ambientes médicos para avaliar a função respiratória e cardiovascular por meio da análise de luz transmitida ou refletida pelo tecido. O estudo investiga os princípios técnicos por trás desse processo, integrando conhecimentos de anatomia, fisiologia, eletromagnetismo e eletrônica. Para análise do dispositivo, idealiza-se um circuito de transmissão, baseados em LEDs que emitem luz em comprimentos de onda específicos, sendo o vermelho (660 nm) e o infravermelho (930 nm), que interagem de maneira diferente com a hemoglobina oxigenada e desoxigenada. A tecnologia de espectrofotometria é empregada para mensurar a absorção de luz pelo sangue. A metodologia inclui uma revisão bibliográfica detalhada de toda a literatura relacionada ao problema. Para captar a onda pletismográfica foram definidos circuitos analógicos de recepção e proteção, que operam em conjunto com um microcontrolador com a função de: coordenar o acionamento dos LEDs, converter o sinal analógico em digital e processar suas informações. A interface entre a parte analógica e controlador é dada pelo circuito de proteção (um circuito ceifador ativo) para garantir que a tensão de saída não exceda os limites suportados pelo conversor analógico-digital (ADC), o que poderia danificar o microcontrolador. Na discussão, o trabalho sugere a forma adequada de dimensionar os circuitos e os requisitos para a escolha de um microcontrolador adequado, destacando a possibilidade de usar a família arduino e o MSP430F5529 (Texas Instruments).

Palavras-chave: Saturação de oxigênio. Função respiratória e cardiovascular. Anatomia. Eletromagnetismo. Eletrônica. Arduino. MSP430F5529.

SUMÁRIO

Sumário	i
Lista de figuras	iii
Lista de tabelas	iv
Lista de símbolos	v
Glossário	vi
Capítulo 1 – Introdução	1
Capítulo 2 – Métodos	2
Capítulo 3 – Desenvolvimento	3
3.1 Oxímetro de pulso	3
3.2 Regulamentação	4
3.2.1 Equipamentos médicos e hospitalares	4
3.2.2 Classificação de risco	5
3.3 Transporte de oxigênio e dióxido de carbono	6
3.4 Ondas eletromagnéticas	8
3.4.1 Incidência da onda plana uniforme	8
3.4.1.1 Incidência normal da onda plana uniforme	9
3.4.1.2 Incidência oblíqua da onda plana uniforme	10
3.5 Espectrofotometria	11
3.6 Onda pletismográfica	13
3.7 Modelo elétrico do sensor	14
3.7.1 Circuito de transmissão	14
3.7.2 Fotodetector	15
3.7.3 Circuito de proteção	16
3.8 Microcontrolador	17

3.8.1	Controle dos LEDs	17
3.8.2	Conversor analógico-digital	18
3.8.3	Processamento de sinais	20
3.8.4	Interface gráfica	20
3.8.5	Protocolo I ² C	21
Capítulo 4 – Discussão		23
4.1	Dimensionamento dos circuitos	23
4.2	Escolha o microcontrolador	23
4.3	Limitações	24
Capítulo 5 – Considerações finais		25
Referências		26

LISTA DE FIGURAS

3.1	Diagrama de blocos genérico.	3
3.2	Rede venosa (TORTORA, 2023).	7
3.3	Configurações para o sensor de oximetria.	9
3.4	Incidência normal da onda plana em uma interface.	10
3.5	Incidência oblíqua da onda plana em uma interface.	11
3.6	Ponto isobésico.	12
3.7	Relação I_{ac} e I_{dc}	13
3.8	Sinal PWM genérico.	14
3.9	Circuito de transmissão.	14
3.10	Circuito para fotometria.	15
3.11	Circuito ceifador passivo.	16
3.12	Sinal PWM genérico.	18
3.13	Topologia conversor A/D.	19
3.14	Display Oled 128x64.	20

LISTA DE TABELAS

3.1	Parâmetros do circuito de fotometria	16
3.2	Saída Ceifador Ativo	17

LISTA DE SÍMBOLOS

ε	Permissividade elétrica
μ	Permeabilidade magnética
η	Impedância relativa do meio
R	Coeficiente de reflexão
T	Coeficiente de transmissão

GLOSSÁRIO

Inmetro	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
Anvisa	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
LED	Light-Emitting Diode
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
AOP	Amplificador Operacional
MOSFET	<i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor</i>
ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i>
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
SDA	<i>Serial Data Line</i>
SCL	<i>Serial Clock Line</i>
I2C	<i>Inter-IC Bus</i>
UTI	Unidade de Terapia Intensiva

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A oximetria é um procedimento capaz de medir a saturação de oxigênio no sangue (SpO_2), ou seja, a porcentagem de oxigênio que está sendo transportada pelos glóbulos vermelhos. Sua importância reside na capacidade de fornecer um sinal rico em informações de forma dinâmica e não invasiva.

Atualmente, destaca-se o uso desse tipo de tecnologia integrada à uma gama de dispositivos inteligentes para melhorar a qualidade de vida e bem-estar. Para isso, atletas podem utilizar o oxímetro para avaliar a resposta do seu corpo a certos níveis de estresse, pessoas com condições de saúde – como doenças cardíacas e respiratórias – têm maior autonomia para tomar medidas preventivas e avaliar casos de queda dos níveis de oxigênio durante o sono. O uso hospitalar envolve o monitoramento contínuo – em unidades de terapia intensiva (UTI), na avaliação do quadro de pacientes com doenças respiratório (tornando mais eficiente o processo para administrar oxigenação suplementar) e procedimentos médicos como, por exemplo, relacionados a anestesia e cirurgia.

Com o sinal medido por meio da oximetria é possível, ainda, avaliar as variações do volume do membro com base no fluxo sanguíneo, o descreve as duas fases do ciclo cardíaco, sendo elas a sístole e a diástole, a técnica empregada neste processo é conhecida como pletismografia.

Devido as possibilidades oferecidas por esse dispositivo, este trabalho de conclusão de curso aborda, por meio de revisão bibliográfica, os aspectos principais para desenvolver um oxímetro.

CAPÍTULO 2

MÉTODOS

Este trabalho consiste em uma revisão bibliográfica dos principais tópicos relacionados a oximetria, pois o intuito é estabelecer uma estrutura básica para captar e processar o sinal biológico relativo à saturação de oxigênio. Ainda, tratar brevemente as questões regulamentais no Brasil e a possibilidade de extrair informações além do nível de oxigênio com o mesmo sensor.

O texto aborda os fundamentos para a implementação do dispositivo, apresentando alternativas de circuitos analógicos para os sensores discutidos e os princípios a serem seguidos para a configuração em qualquer microcontrolador. A escolha da linguagem de programação e a codificação das estruturas apresentadas ficam a critério do projetista.

Por fim, como o trabalho trata-se de uma revisão bibliográfica, não foi realizada qualquer montagem ou testes em seres vivos. Portanto, não houve necessidade de submetê-lo ao comitê de ética em pesquisa.

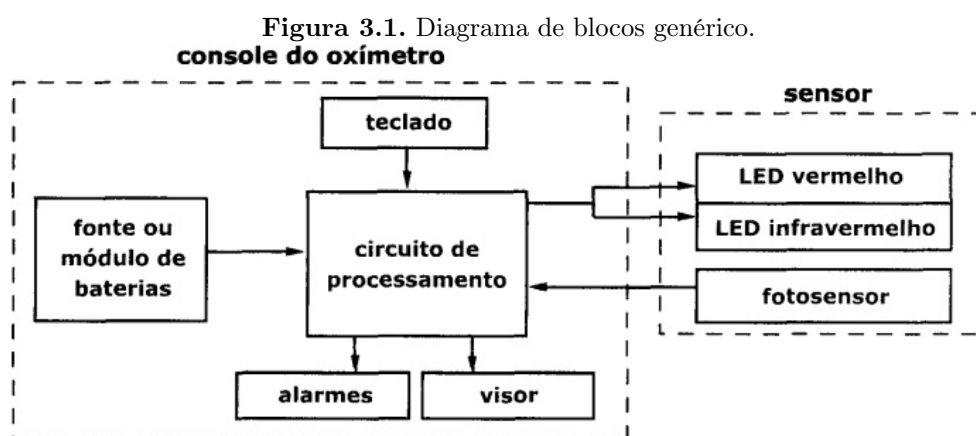
DESENVOLVIMENTO

3.1 OXÍMETRO DE PULSO

O oxímetro de pulso pode ser descrito genericamente por uma diagrama de blocos como na figura 3.1 , o dispositivo pode ser compreendido através do console do oxímetro e do sensor.

O console é responsável pela interface homem-máquina, processamento do sinal obtido e controle do sensor. Desta forma, é importante que o projeto da interface gráfica (visor) seja objetivo e claro na exibição das informações, pois deve garantir a isonomia e intuitividade no uso do dispositivo.

O sensor é composto por LEDs (*light emitting diode*, do inglês diodo emissor de luz) que são acionados de forma complementar, a fim de evitar que as ondas transmitidas causem interferência entre si, e por um fotodiodo responsável por captar a onda propagada, que será processada pelo console.



Fonte: (CALIL *et al.*, 2002).

Em síntese, para definir quais são os circuitos e as ferramentas de controle adequadas nas duas estruturas principais propostas (o console e o sensor), serão abordados os aspectos fisio-

lógicos e físicos envolvidos na oximetria.

3.2 REGULAMENTAÇÃO

Para dispositivos destinados a medir a saturação de oxigênio no sangue, aplica-se a Portaria Inmetro nº 384, de 18 de dezembro de 2020, alterada pela Portaria Inmetro (Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial) nº 254, de 9 de junho de 2021, para a certificação de equipamentos sob regime de vigilância sanitária. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa), regulamentadora de equipamentos sob regime de vigilância sanitária, no Brasil, determina a compulsoriedade da certificação de oxímetros e outros produtos para a saúde por meio da Resolução de Diretoria Colegiada – RDC ANVISA nº 549, de 30 de agosto de 2021. A Instrução Normativa Anvisa nº 116, de 21 de dezembro de 2021, apresenta a lista de normas técnicas para certificação dos equipamentos sob regime de vigilância sanitária, entre elas a norma técnica ABNT NBR ISO 80601-2-61:2015 - Equipamento eletromédicos - Parte 2-61: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial de equipamentos para oximetria de pulso. É recomendável, consultar a Anvisa sobre o processo de registro e anuência do produto (ANVISA, 2024).

3.2.1 Equipamentos médicos e hospitalares

Para direcionar a solução de maneira mais apropriada, é imprescindível levar em conta os aspectos regulatórios nas decisões de modelagem do problema, pois esses aspectos exercem influência direta na utilização do equipamento médico. Nesse sentido, as diretrizes adotadas no Brasil seguirão as estabelecidas pela ANVISA.

Segundo a Anvisa, os equipamentos médicos sob regime de vigilância sanitária compreendem todos os equipamentos de uso em saúde com finalidade médica, odontológica, laboratorial ou fisioterápica, utilizados direta ou indiretamente para diagnóstico, terapia, reabilitação ou monitorização de seres humanos e, ainda, os com finalidade de embelezamento e estética. Os equipamentos médicos estão inseridos na categoria de dispositivos médicos, outrora denominados de produtos para saúde (correlatos), em conjunto com os materiais de uso em saúde e os

dispositivos de diagnóstico de uso in vitro Anvisa (2024).

Os equipamentos médicos são compostos, na sua grande maioria, pelos dispositivos médicos ativos, implantáveis ou não implantáveis. No entanto, também podem existir equipamentos médicos não ativos, como por exemplo, as cadeiras de rodas, macas, camas hospitalares, mesas cirúrgicas, cadeiras para exame, dentre outros Anvisa (2024).

3.2.2 Classificação de risco

A ANVISA define quatro categorias de risco, as quais são determinadas pelo perigo associado à utilização do equipamento, são elas:

- Classe I - baixo risco
- Classe II - médio risco
- Classe III - alto risco
- Classe IV - máximo risco

Complementarmente à classificação de risco, existe o enquadramento por regras, as quais totalizam 22. O enquadramento da regra obedece à indicação e à finalidade de uso do produto Anvisa (2024). Para isso, todas as regras de classificação são devidamente definidas na RDC nº 751/2022. Para os fins deste trabalho, pode-se considerar - de forma resumida - os seguintes critérios:

- Produtos não invasivos: Regras 1, 2, 3 e 4
- Produtos invasivos: Regras 5, 6, 7 e 8
- Produtos ativos: Regras 9, 10, 11, 12 e 13
- Regras Especiais: Regras 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21 e 22

Para classificar o equipamento médico, deve-se, ainda, considerar a finalidade indicada pelo fabricante que determina a regra e classe de risco do produto e não a classe de risco atribuída a outros produtos similares. É o uso indicado e não o uso acidental do produto que determina

seu enquadramento sanitário. Caso um dispositivo médico realize funções que possam ser enquadradas em classes de risco diferentes, então se deve adotar a classe de risco mais crítica.

Os acessórios dos produtos, quando registradas ou notificadas separadamente, enquadram-se de forma independente considerando as suas características e as suas finalidades de uso. Exceto no caso de serem acessórios de equipamentos médicos ativos implantáveis e se o produto não tiver indicação para ser utilizado em uma parte específica do corpo, deve ser considerado e enquadrado com base no uso mais crítico. Para isso, o enquadramento do produto terá que ser determinado com base nas indicações contidas nas instruções de uso fornecidos com o produto.

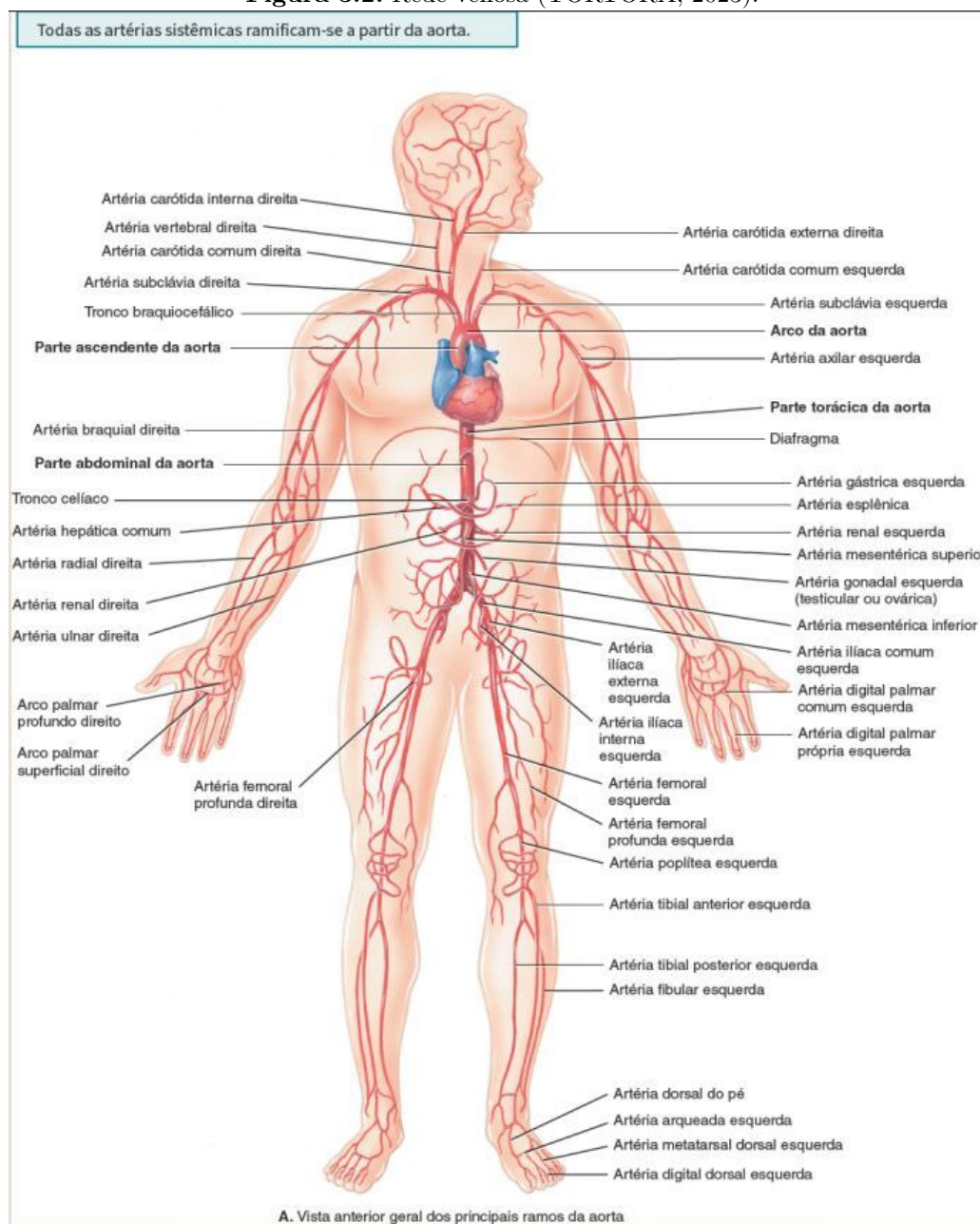
Para que um produto seja indicado, especificamente, para a finalidade referenciada em uma regra particular de classificação, o fabricante deve informar claramente nas instruções de uso que o produto é indicado para um propósito específico.

Para determinar a classificação de risco adequada para a aplicação da solução, é preciso levar em conta aspectos fundamentais. Entre eles, a simplicidade e a intuitividade do equipamento (o que garante isonomia e independência em seu uso) e a capacidade de efetuar registros de monitoramento contínuo. Assim, é essencial buscar a classificação de risco mais baixa possível, dentro das possibilidades oferecidas pela engenharia.

3.3 TRANSPORTE DE OXIGÊNIO E DIÓXIDO DE CARBONO

A fim de discutir acerca do transporte de oxigênio, é necessário compreender o sistema circulatório. O sistema circulatório consiste em três componentes inter-relacionados: o sangue, o coração e os vasos sanguíneos. Este sistema contribui para a homeostasia de outros sistemas corporais por meio do transporte e da distribuição do sangue por todo o corpo. O coração funciona como uma bomba mecânica e elétrica para o sangue, enquanto os vasos sanguíneos caracterizam-se como sistema fechado de tubos que são responsáveis por levar o sangue do coração para o corpo, que é transportado para os tecidos e retorna ao coração (TORTORA, 2023).

As principais funções do sangue são: transporte, regulação e proteção. A função de interesse para captação do sinal de oximetria é o **transporte**, visto que o sensor deve captá-lo por meio dos vasos sanguíneos, o sistema é ilustrado na figura 3.2.

Figura 3.2. Rede venosa (TORTORA, 2023).

Fonte: (TORTORA, 2023).

O sangue transporta o O_2 inspirado dos pulmões para as células do corpo e o CO_2 das células do corpo para os pulmões para que seja exalado (TORTORA, 2023). As células sanguíneas responsáveis por carregar as moléculas de O_2 e CO_2 são as hemácias. Nestas células, há uma proteína denominada **hemoglobina**, por causa de sua afinidade química pelo oxigênio, é a principal responsável pela distribuição exata da concentração de oxigênio nos tecidos. É certo que o oxigênio é necessário para diversas reações químicas que ocorrem na célula, para distribuição de tal substância de forma efetiva, a medida que o sangue passa pelos pulmões a

hemoglobina combina-se com o oxigênio e a conforme o sangue rico em oxigênio passa pelos capilares dos tecidos, a hemoglobina libera o oxigênio apenas no líquido tecidual que não houver uma elevada concentração de oxigênio, garantindo uma concentração adequada para o tecido (HALL, 2021). Portanto, para determinar a saturação de oxigênio, deve-se estabelecer uma relação de proporção entre a hemoglobina e a hemoglobina oxigenada. Assim, os níveis de cada tipo de hemoglobina são as informações de interesse a serem captadas nos vasos sanguíneos.

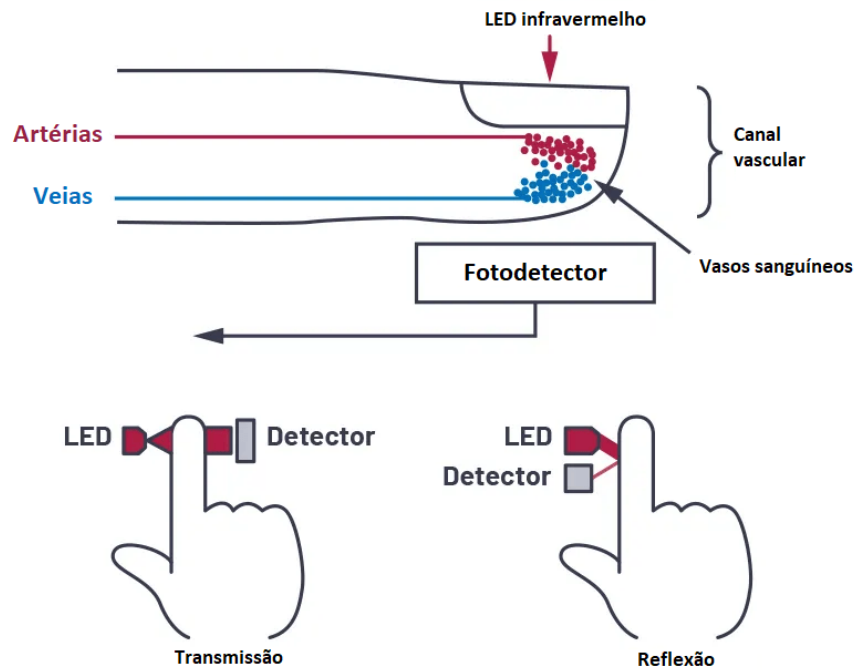
3.4 ONDAS ELETROMAGNÉTICAS

Para mensurar as informações relativas à oxigenação do sangue, é necessária uma ferramenta que interaja de forma diferente com o meio para cada condição. Desta forma, uma alternativa interessante é caracterizar as informações pelo espectro eletromagnético. Uma caracterização pelo espectro eletromagnético permite, pelo menos, duas maneiras de quantificar os dados: transmissão da onda e reflexão da onda.

As soluções que focam no coeficiente de transmissão da onda geralmente é utilizado na implementação de oxímetros de pulso portáteis que realizam as medições no dedo. Soluções que comumente incorporam foco no coeficiente de reflexão estão associadas a dispositivos inteligentes (como smartwatches, smart rings e similares) que integram esses dispositivos de maneira sutil em acessórios vestíveis.

3.4.1 Incidência da onda plana uniforme

O sensor do oxímetro pode funcionar por meio da transmissão ou reflexão da onda propagada, conforme a figura 3.3. Assim, são necessárias duas abordagens distintas: incidência normal da onda e incidência oblíqua da onda, respectivamente.

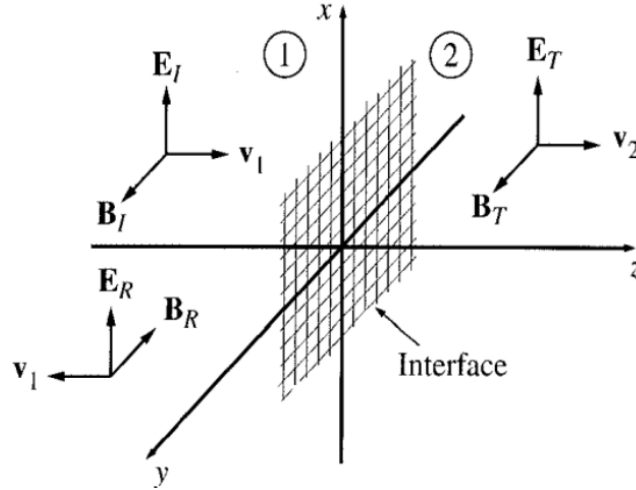
Figura 3.3. Configurações para o sensor de oximetria.

Adaptado de: (HERO, 2024).

Uma onda plana uniforme, ao se deparar com diferentes meios, pode ser parcialmente refletida ou parcialmente transmitida, dependendo dos parâmetros constitutivos do meio (permeabilidade e permissividade, μ e ϵ , respectivamente) (GRIFFITHS, 2010) – esta característica é relevante, pois a onda vai ser transmitida em diferentes níveis, a depender da quantidade de oxigênio no sangue.

3.4.1.1 Incidência normal da onda plana uniforme

A incidência normal da onda ocorre quando a onda atinge a interface entre os meios de forma perpendicular, ilustrado na figura 3.4.

Figura 3.4. Incidência normal da onda plana em uma interface.

Fonte: (GRIFFITHS, 2010).

A relação entre a intensidade refletida da onda e a intensidade incidente da onda é dado pela equação 3.1. Onde R é o coeficiente de reflexão e η_i representa a impedância do meio.

$$R = \left(\frac{\eta_1 - \eta_2}{\eta_1 + \eta_2} \right)^2 \quad (3.1)$$

De forma semelhante, pode-se definir T como coeficiente de transmissão (relação entre a intensidade transmitida da onda e a intensidade incidente da onda) na equação 3.2.

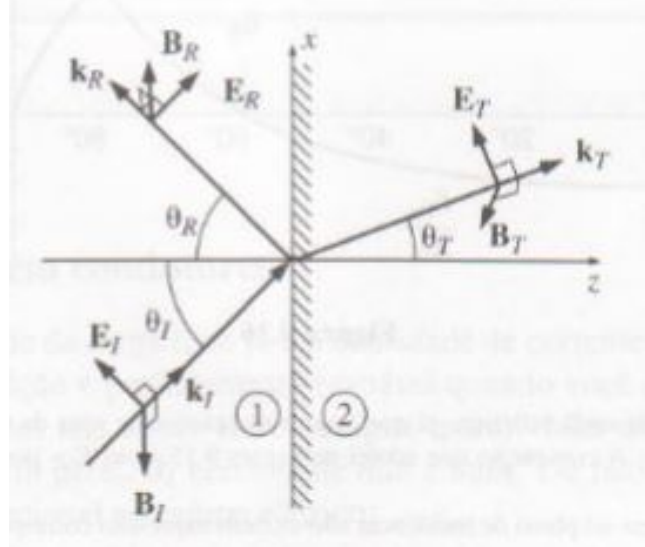
$$R = \frac{4\eta_1\eta_2}{(\eta_1 + \eta_2)^2} \quad (3.2)$$

Por meio das equações 3.1 e 3.2, pode-se definir a eficiência do oxímetro que utiliza a estratégia de transmissão, pois a parte da onda propagada que é refletida representa uma perda para o sistema, ambos os coeficientes se relacionam pela equação 3.3.

$$R + T = 1 \quad (3.3)$$

3.4.1.2 Incidência oblíqua da onda plana uniforme

A incidência oblíqua da onda plana ocorre quando a onda propagada incide com a fronteira em um ângulo arbitrário θ_I , é refletida em um ângulo θ_R e transmitida em um ângulo θ_T (GRIFFITHS, 2010), ilustrado na figura 3.5.

Figura 3.5. Incidência oblíqua da onda plana em uma interface.**Fonte:** (GRIFFITHS, 2010).

Para simplificar a equação 3.4, que relaciona a intensidade refletida da onda e a intensidade incidente da onda. Definem-se os coeficientes auxiliares α e β , respectivamente.

$$\alpha = \frac{\cos \theta_T}{\cos \theta_I}$$

$$\beta = \frac{\mu_1 \eta_2}{\mu_2 \eta_1}$$

A equação para o coeficiente de reflexão no caso oblíquo será:

$$R = \left(\frac{\alpha - \beta}{\alpha + \beta} \right)^2 \quad (3.4)$$

A equação 3.5 define o coeficiente de transmissão da onda para o caso oblíquo.

$$T = \alpha \beta \left(\frac{2}{\alpha + \beta} \right)^2 \quad (3.5)$$

O funcionamento eficiente do oxímetro depende de condições adequadas dos coeficientes de transmissão e reflexão, além de uma escolha apropriada do tipo de incidência.

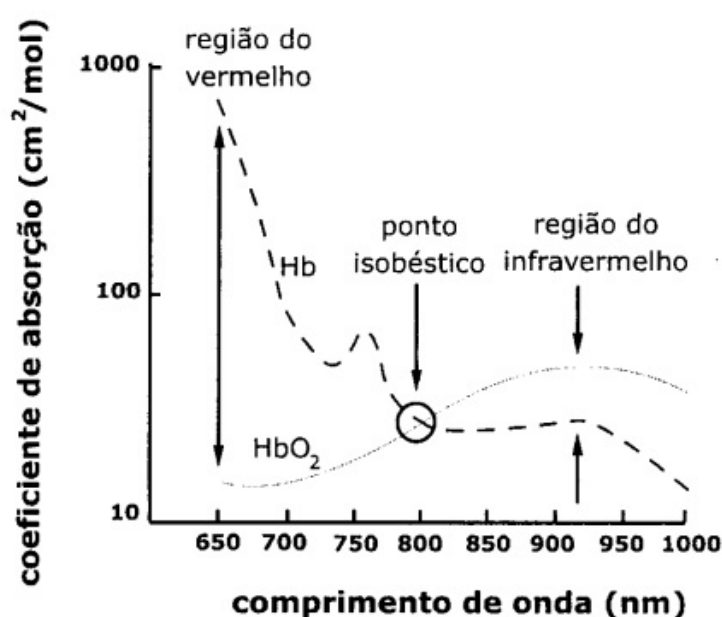
3.5 ESPECTROFOTOMETRIA

A espectrofotometria baseia-se no princípio de que cada meio absorve, transmite ou reflete luz ao longo de um determinado comprimento de onda – pois os parâmetros de impedância

do meio nas equações 3.1-3.5 mudam conforme o meio. Quando um meio absorve energia na forma de fótons, seus elétrons ficam excitados ocorre a transição e um orbital de mais baixa energia para outro de maior energia. Para isso, se o meio forem substâncias químicas – como a hemoglobina oxigenada e a hemoglobina desoxigenada – a espectrofotometria pode ser utilizada para identificar e quantificar essas substâncias químicas a partir da medição de absorção e transmissão de luz que passa através da amostra (WEBSTER, 1997). A hemoglobina oxigenada, ou oxi-hemoglobina, e a hemoglobina desoxigenada, desoxi-hemoglobina, absorvem os espectros de onda em diferentes graus. O sensor do oxímetro detecta a quantidade de luz que é transmitida por esse meio. Assim, pode-se concluir que a quantidade de luz absorvida por cada uma dessas substâncias é proporcional à sua concentração.

Para definir o LED ideal para o sensor do oxímetro, utiliza-se o ponto isobésico, que é um comprimento de onda específico onde a absorção de luz pela oxi-hemoglobina e pela desoxi-hemoglobina é igual, conforme a figura 3.6.

Figura 3.6. Ponto isobésico.



Fonte: (CALIL *et al.*, 2002).

O comprimento de onda ideal para o sensor do oxímetro é de 805 nm. No entanto, esse valor não é comum em LEDs comerciais, o que torna mais viável utilizar dois LEDs: um na faixa de 660 nm (vermelho), onde a oxi-hemoglobina apresenta um maior grau de absorção em comparação com a desoxi-hemoglobina, e o outro na faixa de 930 nm (infravermelho), onde

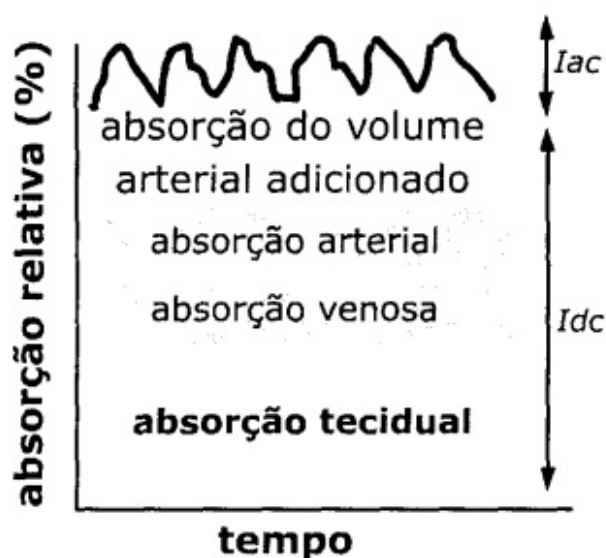
a transmissão de ambas é aproximadamente igual, conforme a figura 3.6 (WEBSTER, 1997). A razão entre as quantidades de luz serão utilizadas para calcular a saturação de oxigênio no sangue.

3.6 ONDA PLETISMOGRÁFICA

A onda captada no sensor do oxímetro é chamada de onda pletismográfica, que possui uma componente pulsátil provocada principalmente pelo sangue arterial (maior responsável pela componente pulsátil) e também pelo sangue venoso. Além disso, devido aos efeitos do transporte de oxigênio e dióxido de carbono, o volume arterial varia a cada batimento cardíaco, causando uma variação na intensidade de luz. Esse efeito permite que o eletrocardiograma do indivíduo seja extraído do mesmo sinal.

A intensidade de luz da onda pletismográfica é, portanto, composta por uma componente pulsátil (I_{ac}) e uma componente contínua (I_{dc}) – deve-se a passagem pela gordura, ossos e demais estruturas do corpo –, conforme a figura 3.7.

Figura 3.7. Relação I_{ac} e I_{dc} .

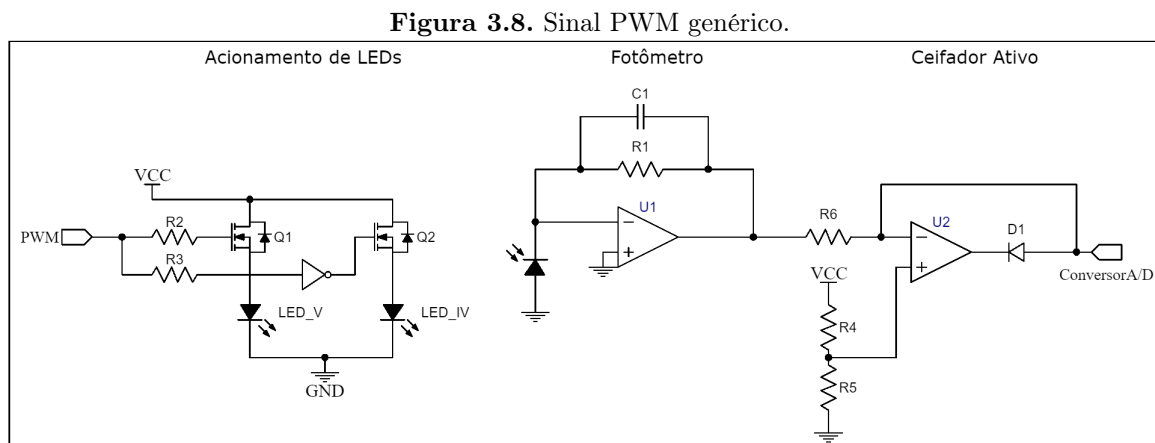


Fonte: (CALIL *et al.*, 2002).

Como cada LED apresenta sua própria onda pletismográfica, pode-se definir as intensidades I_{ac_v} e I_{dc_v} para o LED vermelho. Analogamente, para o LED infravermelho, as intensidades são $I_{ac_{iv}}$ e $I_{dc_{iv}}$.

3.7 MODELO ELÉTRICO DO SENSOR

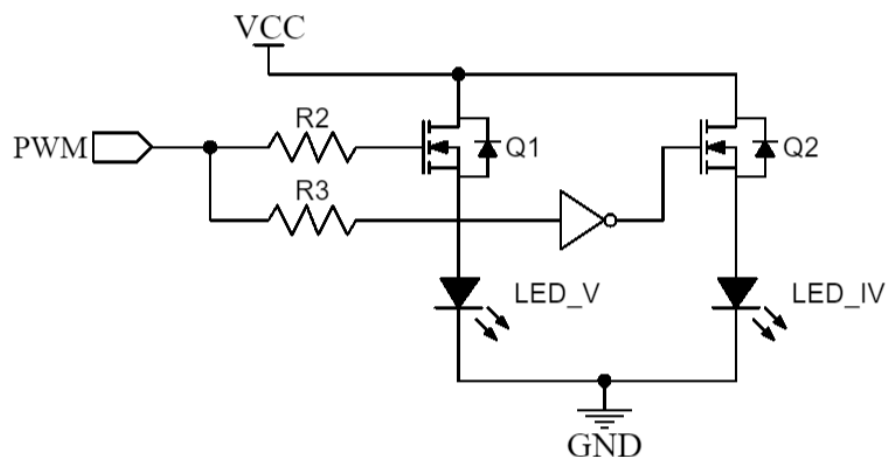
Para a composição da parte analógica, há três circuitos que são essenciais: o circuito de transmissão, o fotodetector e o circuito de proteção conectado ao conversor A/D. Serão discutidas neste capítulo possíveis topologias para exercer essas funções. Uma visão geral do sistema é representada na figura 3.8.



3.7.1 Circuito de transmissão

O circuito de transmissão, ilustrado na figura 3.9, é responsável por gerar a incidência de luz ao longo dos meios. Conforme foi fundamentado, deve ser composto por um sistema que aciona 2 LEDs (vermelho e infravermelho) de forma alternada.

Figura 3.9. Circuito de transmissão.

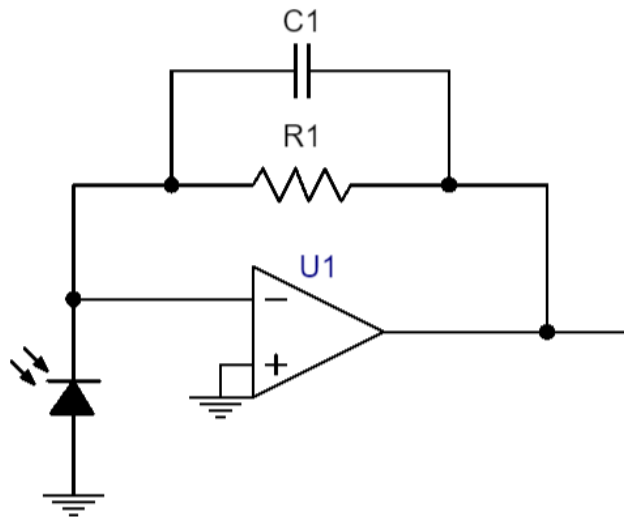


As chaves para o acionamento dos LEDs (LED_IV e LED_V) são MOSFETs (*metal oxide semiconductor field effect transistor*, em português transistor de efeito de campo semicondutor de óxido metálico), $Q1$ e $Q2$, controlados por um sinal PWM (modulação por largura de pulso, do inglês *pulse width modulation*) que conecta-se ao *gate* de cada transistor por meio de resistores, $R2$ e $R3$, que servem para limitar a corrente.

3.7.2 Fotodetector

O circuito da figura 3.10 é responsável pela recepção do sinal – considerando um AOP (amplificador operacional) $U1$ do tipo MOSFET.

Figura 3.10. Circuito para fotometria.



Esse circuito apresenta alguns aspectos mais complexos em termos de função de transferência em relação ao de transmissão que necessitam ser bem estabelecidos. Para definir os parâmetros de projeto do circuito – considerando o valor máximo da corrente no fotodiodo –, temos para a resistência $R1$:

$$R_1 = \frac{V_o}{I_{\text{fotodiodo}}} \quad (3.6)$$

De forma semelhante, para o capacitor $C1$:

$$C_1 = \frac{1}{2\pi f R} \quad (3.7)$$

A tensão V_o é definida pelo microcontrolador, mais especificamente pelo ADC (conversor analógico-digital) do microcontrolador. O capacitor serve para aumentar a estabilidade do circuito e funciona como um filtro passa-baixas. A posição do fotodiodo afeta a polaridade da saída e o resistor R_1 limita a tensão de saída. Os parâmetros podem ser conferidos todos na tabela 3.1.

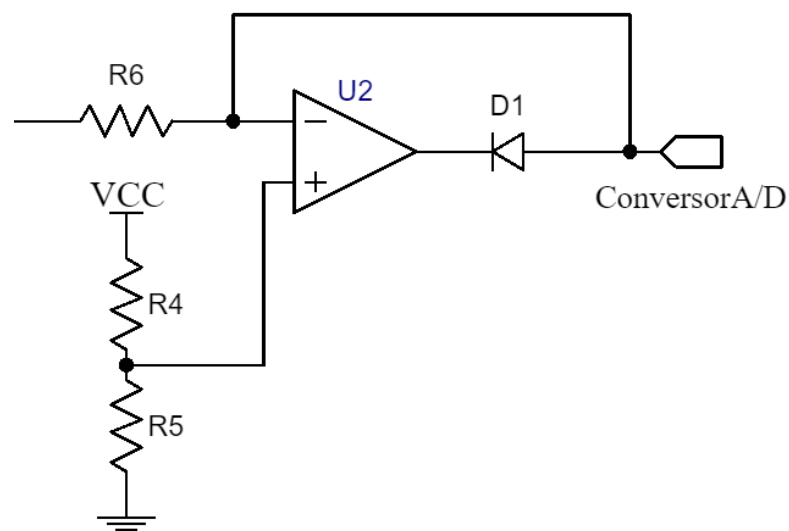
Tabela 3.1. Parâmetros do circuito de fotometria

V_o	limite ADC
$I_{\text{fotodiodo}}$	datasheet
R_1	V_o/I_{D1}
C_1	$1/2\pi f R_1$
$+V_{cc}$	12V
$-V_{cc}$	-12V

3.7.3 Circuito de proteção

O propósito deste circuito ceifador ativo – que utiliza o AOP U_2 e está ilustrado na figura 3.11 – é restringir o nível de tensão na entrada do conversor A/D, pois um nível elevado de tensão pode danificar o pino do microcontrolador.

Figura 3.11. Circuito ceifador passivo.



O sinal de entrada é conectado a $R6$ e a tensão de corte é definida pelo divisor resistivo composto por VCC , $R4$ e $R5$:

$$V_{corte} = VCC \frac{R5}{R4 + R5}$$

O diodo $D1$ atua como uma chave que conduz sempre que a tensão de entrada for superior a tensão de corte, assim a saída é igual a tensão de corte. Quando o diodo não está conduzindo, a saída do AOP fica em alta impedância e, portanto, pode-se medir no ânodo do diodo a tensão de entrada. Portanto, podemos conferir as saídas conforme a tabela 3.2.

Tabela 3.2. Saída Ceifador Ativo

$V_{entrada} > V_{corte}$	V_{corte}
$V_{entrada} < V_{corte}$	$V_{entrada}$

A principal vantagem de utilizar um circuito ceifador ativo, em vez de um circuito ceifador passivo, é que o segundo resulta em uma queda de tensão indesejada, exigindo um ajuste paramétrico mais detalhado e, por consequência, reduzindo a precisão do circuito e aumentando a complexidade.

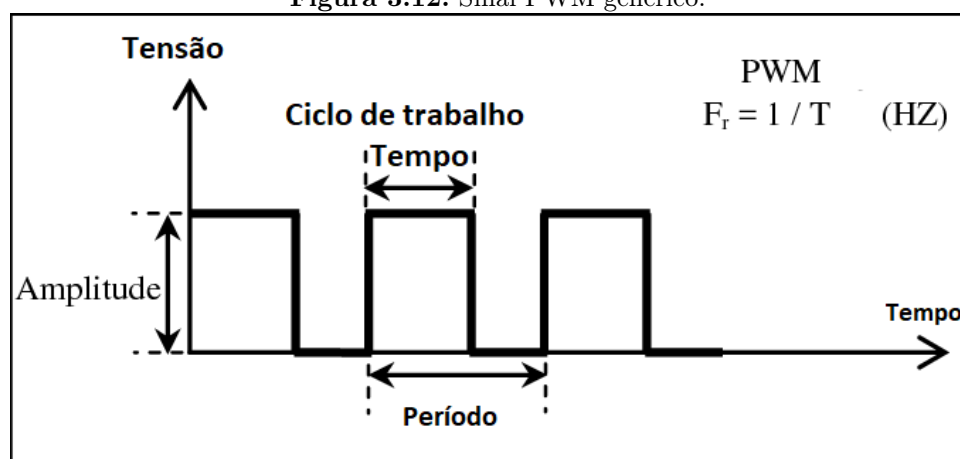
3.8 MICROCONTROLADOR

A finalidade de um microcontrolador é, principalmente, o controle digital, com uma gama de possibilidades de entrada e saída, temporizadores, porém com uma capacidade mais limitada que um processador para operar sobre os dados (ZELENOVSKY, 2019).

3.8.1 Controle dos LEDs

O controle dos LEDs é feito por meio de um sinal PWM – ilustrado na figura 3.12. Este sinal controla o acionamento dos LEDs, que pode ser feito de duas formas: sinais PWM distintos para cada LED e sinal PWM único, utilizando o inverso lógico em um dos LEDs. As características principais do sinal são seu ciclo de trabalho – define o tempo em nível alto –, amplitude – tensão em nível alto – e período – define a frequência do sinal.

Figura 3.12. Sinal PWM genérico.

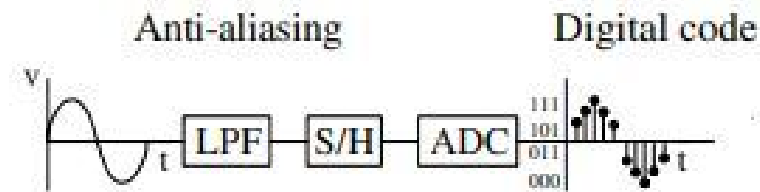
Adaptado de: (MOHAMED *et al.*, 2013).

Caso os LEDs sejam acionados simultaneamente, tem-se a interação das duas ondas pleismográficas na recepção, comportamento que descaracteriza a informação necessária para determinar o nível de oxigênio no sangue. Assim, os LEDs devem receber sinais de PWM complementares.

3.8.2 Conversor analógico-digital

Na saída do circuito elétrico, responsável pela recepção do sinal, há um sinal elétrico analógico relacionado com a grandeza de interesse - a saturação de oxigênio no sangue. Para isso, é necessário converter tais sinais analógicos em digitais com o intuito de processá-los utilizando o microcontrolador. “Esta é a tarefa que está a cargo do Conversor Analógico-Digital, também chamado conversor A/D”(ZELENOVSKY, 2019).

O processo de conversão de um sinal analógico em digital é constituído por amostragem e quantização. Assim, é perceptível que quanto maior a quantidade de amostras e os níveis de quantização, mais próximo o sinal está da sua forma analógica, porém a demanda por recursos de processamento, memória e afins também aumenta (LATHI, 2006). O procedimento é ilustrado pela figura 3.13, Onde os blocos LPF, S/H e ADC correspondem a filtro passa-baixas, amostragem e retenção, e conversor A/D.

Figura 3.13. Topologia conversor A/D.

Fonte: (BAKER, 2019).

Uma maneira de tornar eficiente o uso dos recursos disponíveis é diminuir a quantidade de amostras e níveis de quantização de maneira que não comprometam severamente as informações medidas. Para isso, a abordagem mais adequada é pelo **Teorema de Nyquist**. Este teorema estabelece uma relação entre a taxa de amostragem e a frequência do sinal analógico, isto é, a taxa de amostragem deve ser superior ao dobro da componente de maior frequência do sinal analógico (LATHI, 2006).

O emprego do conversor A/D tem as etapas listadas (ZELENOVSKY, 2019):

1. Habilitação do conversor A/D
2. Tensão de referência
3. Canal de entrada
4. Relógio do conversor A/D
5. Disparo da conversão
6. Fim da conversão
7. Interrupção
8. Resultado da conversão

Concluído o processo de conversão analógica-digital, temos dados que podem ser processados pelo microcontrolador de forma a mensurar o nível de oxigênio no sangue.

3.8.3 Processamento de sinais

Podemos aplicar a equação 3.8 no sinal amostrado para calcular a saturação de oxigênio, onde A e B são constantes de calibração.

$$SpO_2 = A + B \frac{\log \frac{I_{acv}}{I_{dcv}}}{\log \frac{I_{aciv}}{I_{dciv}}} \quad (3.8)$$

O oxímetro apresenta as medidas realizadas de forma contínua pela equação 3.8. O processo de calibração para determinar as constantes A e B deve ser realizado por meio da comparação de amostras do dispositivo projetado com um modelo comercial.

3.8.4 Interface gráfica

Para exibir os dados de forma clara, objetiva e de fácil compreensão, é ideal integrar um display ao microcontrolador. Uma das opções mais comuns é o Display Oled 128x64 Gráfico I2C Serial 0.96 (WEBSTER, 1997). Este componente possui 4 pinos, conforme a figura 3.14, GND, VCC, SCL e SDA.

Figura 3.14. Display Oled 128x64.



Os pinos se relacionam com suas respectivas funções da seguinte forma:

- GND – ground do microcontrolador
- VCC – tensão de trabalho (3 - 5V)

- SCL – clock do barramento
- SDA – dados seriais

O display OLED é integrado com o microcontrolador por meio do protocolo I²C (Inter-IC Bus).

3.8.5 Protocolo I²C

Trata-se de uma técnica de comunicação entre um dispositivo mestre e múltiplos dispositivos escravos. Assim, sua principal vantagem é comandar uma variedade de dispositivos com apenas duas linhas de comando: SDA (linha de dados serial, do inglês *serial data line*) e SCL (linha de relógio serial, do inglês *serial clock line*) (ZELENOVSKY, 2019).

Neste protocolo, cada dispositivo possui um endereço próprio de identificação para permitir a comunicação eficiente. Para isso, pode-se estabelecer o funcionamento básico para o mestre como:

1. **Inicialização do mestre:** O mestre deve ser configurado para iniciar a comunicação I2C.
2. **Início da transmissão:** O mestre inicia a transmissão de dados para um escravo específico - por meio do endereço do escravo.
3. **Envio de dados:** O mestre envia os dados desejados - textos, comandos etc - para o escravo.
4. **Fim da transmissão:** Após enviar os dados, o mestre finaliza a transmissão.

Para o escravo:

1. **Inicialização do escravo:** O escravo deve ser configurado para aguardar seu endereço ser acionado no barramento I2C.
2. **Função de recepção:** O escravo deve executar uma função responsável por processar os dados recebidos sempre que for acionado pelo barramento.

3. **Recebimento de dados:** Quando o escravo recebe dados do mestre, a função de recepção é acionada para ler os dados recebidos e executar as ações necessárias.

Logo, esse protocolo de comunicação – graças toda flexibilidade e facilidade de implementação – deve ser utilizado para controlar a interface gráfica.

4.1 DIMENSIONAMENTO DOS CIRCUITOS

Os circuitos analógicos propostos, para o funcionamento adequado do dispositivo, devem ser dimensionados de acordo com o seu uso específico. Assim, pode-se relacionar a escolha dos parâmetros com o critério de dimensionamento em cada circuito da seguinte forma:

- **Circuito de transmissão:** V_{CC} depende da tensão delimitada pelo *datasheet* dos LEDs escolhidos. De forma semelhante, $R1$ e $R2$ devem limitar as correntes nos MOSFETs até o limite estabelecido pela documentação.
- **Fotodetector:** Apesar de o circuito ceifador ativado limitar a tensão máxima, é importante que a tensão V_o seja ajustada para ser igual à tensão máxima do conversor A/D, para que a onda pletismográfica tenha uma escala bem definida entre 0 V e V_o V.
- **Circuito de proteção:** A tensão de corte do circuito de proteção deve ser igual à tensão máxima do conversor A/D, pois escolher uma tensão menor elimina uma parte da escala de resultados, e a escolha de uma tensão maior torna o circuito ineficiente, já que o pino pode queimar se ultrapassar a tensão máxima.

4.2 ESCOLHA O MICROCONTROLADOR

O projetista tem liberdade para escolher o microcontrolador e a linguagem de programação conforme seus próprios critérios. Para isso, a escolha deve atender ao requisito de capacidade de implementar as estruturas definidas. Portanto, o microcontrolador deve possuir os seguintes componentes: GPIO (*general purpose input/output* – entrada/saída de propósito geral, em tradução livre), comunicação serial via SDA e SCL, instâncias de temporizadores e conversor A/D. Algumas recomendações são:

- **Arduino:** Utilizar os dispositivos da família arduino tornam o processo de implementação simples, visto que existem bibliotecas bem definidas – e fáceis de usar – capazes de cumprir com todos os requisitos estabelecidos.
- **MSP430F5529 (Texas Instruments):** Essa alternativa também possui todas as instâncias necessárias para implementar o oxímetro de pulso, com base no que foi estabelecido neste trabalho. Portanto, é uma alternativa mais desafiadora, visto que não tem a mesma gama de bibliotecas disponíveis a pronto uso que o arduino, por exemplo.

4.3 LIMITAÇÕES

Por se tratar de um dispositivo não invasivo, fatores externos influenciam na precisão do dispositivo. Tais fatores são alterações na pulsação periférica, infusão de corantes venosos, uso unhas postiças, uso de esmalte, pele escura e iluminação ambiente.

A iluminação ambiente é uma das limitações tratadas pela característica física do layout do equipamento, isto é, deve ser contruído de forma que o fotodiodo seja fechado de forma a isolar a maior quantidade de luz externa possível. Pela natureza da equação ??, a incidência de luz interna também não aproveita completamente a onda, visto que parte dela é refletida, o que torna o dispositivo menos eficiente.

Os demais problemas podem representar diferentes tipos de problemas – desde redução na intensidade dos LED's e, até mesmo, distorção da luz no sistema. Portanto, para tais condições adversas, soluções como o uso de um conversor CC-CC para regular o PWM de acordo com um nível mínimo no sensor, pode contornar e melhorar o desempenho no equipamento – sem acrescentar uma grande complexidade.

De maneira semelhante, outros aspectos que afetam a circulação sanguínea – temperatura, por exemplo – podem resultar em medidas imprecisas. Ainda, não é capaz de determinar características diretas sobre a entrega de oxigênio aos tecidos.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho destacou a importância de compreender os princípios físicos e anatômicos subjacentes ao funcionamento do oxímetro de pulso, um dispositivo de monitoramento não invasivo, empregado especialmente em ambientes clínicos e de cuidados intensivos.

Fisicamente, o oxímetro de pulso opera com base na absorção diferencial de luz por diferentes formas de hemoglobina. As ondas pletismográficas são obtidas através da espectrofotometria, processo onde são estabelecidos os comprimentos de ondas dos LEDs que compõe um sensor de transmissão ou reflexão. A precisão do sensor depende dos coeficientes de transmissão e reflexão, intensidade de luz emitida pelos LEDs e a exatidão do processo de calibração. Desta forma, existem limitações implícitas à natureza do problema e a solução tomada.

Como o uso doméstico é voltado para monitorar pessoas com condições respiratórias adversas – como durante a pandemia de Covid-19 – e a resposta do corpo ao estresse em atletas, a interface homem-máquina deve ser intuitiva. O projeto desta interface é integrado a um microcontrolador responsável por amostrar o sinal captado no fotoreceptor (respeitando o teorema de Nyquist), processar os sinais e controlar os circuitos analógicos que acionam os LEDs.

Em suma, esta revisão aborda a relação entre os princípios físicos e anatômicos relacionados à oximetria, direcionando a abordagem para a compreensão dos fenômenos e das principais etapas de desenvolvimento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANVISA. *Classificação de equipamentos*. 2024. Disponível em: <<https://www.gov.br/anvisa/pt-br/setorregulado/regularizacao/produtos-para-saude/conceitos-e-definicoes/classificacao-de-equipamentos>>. Citado na página 5.

ANVISA. *Regulamentação aplicável aos oxímetros*. 2024. Disponível em: <<https://www.gov.br/inmetro/pt-br/acesso-a-informacao/perguntas-frequentes/avaliacao-da-conformidade/equipamentos-sob-regime-de-vigilancia-sanitaria/qual-a-regulamentacao-aplicavel-aos-oxímetros>>. Citado na página 4.

BAKER, R. J. *CMOS: Circuit Design, Layout, and Simulation*. [S.l.]: Wiley-IEEE Press, 2019. Citado na página 19.

CALIL, S. J. *et al.* Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção. *Ministério da Saúde. Brasília*, 2002. Citado 3 vezes nas páginas 3, 12, and 13.

GRIFFITHS, D. J. *Eletrodinâmica*. [S.l.]: Pearson, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 9, 10, and 11.

HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. [S.l.]: GEN Guanabara Koogan, 2021. Citado na página 8.

HERO, P. *How to design a better pulse oximeter?* 2024. Disponível em: <<https://www.pcb-hero.com/blogs/lickys-column/how-to-design-a-better-pulse-oximeter>>. Citado na página 9.

LATHI, B. *Sinais e Sistemas Lineares*. [S.l.]: Bookman, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 18 and 19.

MOHAMED, M.; ELMAHALAWY, A.; HARB, H. Developing the pulse width modulation tool (pwmt) for two timer mechanism technique in microcontrollers. In: . [S.l.: s.n.], 2013. p. 148–153. ISBN 978-1-4799-3160-6. Citado na página 18.

TORTORA, G. J. *Princípios de Anatomia e Fisiologia*. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2023. Citado 3 vezes nas páginas iii, 6, and 7.

WEBSTER, J. G. *Design of pulse oximeters*. [S.l.]: Crc Press, 1997. Citado 3 vezes nas páginas 12, 13, and 20.

ZELENOVSKY, R. *Arduino: Guia Avançado Para Projeto*. [S.l.]: Editora Interciência, 2019. Citado 4 vezes nas páginas 17, 18, 19, and 21.