

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Gama – FGA
Curso de Engenharia Eletrônica

**DESENVOLVIMENTO DE UM OXÍMETRO DE
PULSO**

Autor: Irani Elias Pereira Júnior
Orientador: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha



Brasília, DF

2014

IRANI ELIAS PEREIRA JÚNIOR

PROJETO E IMPLEMENTAÇÃO DE UM OXÍMETRO DE PULSO

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenheiro Eletrônico.

Orientador: Dr. Adson Ferreira da Rocha

Brasília, DF

2014

CIP – Catalogação Internacional da Publicação*

Elias Pereira Júnior, Irani.

Desenvolvimento de um Oxímetro de Pulso: Projeto e Implementação de um Oxímetro de Pulso / Irani Elias Pereira Júnior. Brasília: UnB, 2014. 103 p. : il. ; 29,5 cm.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília
Faculdade do Gama, Brasília, 2014. Orientação: Adson Ferreira da Rocha.

1. Oxímetro de Pulso. 2. Saturação de oxigênio. 3. Espectrometria 4. *Single computers* 5. BeagleBone Black I. Sobrenome do orientador, Nome do orientador. II. Desenvolvimento de um Oxímetro de Pulso.

CDU Classificação



DESENVOLVIMENTO DE UM OXÍMETRO DE PULSO

Irani Elias Pereira Júnior

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 15/10/2014 apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

Prof. Dr.: Adson Ferreira da Rocha, UnB/ FGA

Orientador

Prof. Dra.: Luciana Roberta Tenório Peixoto, UnB/ FGA

Membro Convidado

Prof. Dr.: Fabiano Araújo Soares, UnB/ FGA

Membro Convidado

Brasília, DF

2014

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por dar-me forças para chegar até aqui. Agradeço também aos meus docentes por me transferir os conhecimentos necessários para a formação de bom engenheiro e conselhos para a manutenção de meu caráter enquanto cidadão. Agradeço aos meus pais por me apoiar financeira e emocionalmente durante toda a minha formação acadêmica. Ao Professor Adson Ferreira, meu orientador, por acreditar em meu potencial na realização deste trabalho e outros durante a minha graduação. Aos meus colegas Jeferson Andris, Ronei Fonseca e Heitor Couto por me auxiliar na montagem do dispositivo e voluntariar-se para os testes e a todos os meus colegas e amigos que me ajudaram em diversas oportunidades durante a graduação.

RESUMO

A taxa de saturação de oxigênio no sangue é o quinto sinal vital mais utilizado em procedimentos médicos. A obtenção de resultados acerca da saturação de oxigênio por métodos químicos invasivos, nos quais o oxigênio dissolvido no sangue é retirado da solução por meio de reações químicas para, então, serem mensuradas as pressões parciais dos diversos gases retirados permitindo a determinação do nível de oxigenação, pode levar até 20 minutos (WEBSTER, 1997), tornando tais técnicas inviáveis para o diagnóstico e acompanhamento de pacientes em condições críticas. A oximetria de pulso é um método espectrométrico não invasivo para determinação da saturação de oxigênio no sangue. Os resultados são obtidos a partir da taxa de absorção da radiação de um sinal luminoso na faixa visível do espectro por moléculas de hemoglobina ligadas a moléculas de oxigênio. Essa técnica torna possível a análise contínua e em tempo real do valor percentual de oxigênio no sangue. Tem-se por objetivo a caracterização, o projeto e a implementação de um dispositivo médico com base na metodologia supracitada. O dispositivo proposto é composto por um single computer denominado BeagleBone Black e confere ao sistema capacidade de processamento em tempo real devido às suas características de hardware e software. Utiliza-se um sensor DS-100N para aquisição dos dados de oxigenação sanguínea e circuitos externos de adequação de sinais ao kit de desenvolvimento para garantir o seu correto envio ao módulo de processamento.

Palavras-chave: Oxímetro de pulso, Saturação de oxigênio, BeagleBone Black.

ABSTRACT

The rate of saturation of oxygen in blood is the fifth vital signal utilized in several medical procedures. The obtainment of results about of the rate blood saturation by chemical invasive methods, in which the dissolved oxygen is removed from the solution by chemical reactions to be measured partial pressures of the several gases removed, allowing determination of the level of oxygenation, can last up 20 minutes (WEBSTER, 1997), making such techniques infeasible for diagnosis and monitoring of patients in critical condition. The pulse oximetry is a non-invasive spectrophotometric method for determination of saturation of oxygen in blood. The results are obtained from the rate of absorption of radiation of a light signal in the visible range of the spectrum for hemoglobin bound to oxygen molecules in the blood. This technique makes possible continuous analysis and real-time of the percentage of oxygen in blood. The objective of the present work is to characterize, to design and to implement of a medical device grounded on the above methodology. The proposed device consists of a single computer denominated BeagleBone Black and gives to the system the capability of real-time processing due to its characteristics of hardware and software. The sensor DS 100N is utilized for data acquisition of blood oxygenation and external circuits to adequacy of signals for the development kit to ensure correct dispatch to the processing module.

Keywords: Pulse oximeter, Saturation of oxygen, BeagleBone Black.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Diagrama do sistema cardiovascular.....	3
Figura 2. Troca gasosa nos alvéolos pulmonares.	4
Figura 3. Absorção de um feixe luminoso vermelho e de um infravermelho pela HbO ₂ e pela Hb.....	5
Figura 4. Método de transmissão e reflexão.....	6
Figura 5. Transição de um elétron entre níveis de energia.	9
Figura 6. Espectro de absorção típico da hemoglobina quando associada e não associada ao oxigênio.	10
Figura 7. Incidência de um feixe luminoso e a transmissão de luz em uma amostra....	11
Figura 8. Comparação entre os caminhos percorridos por um feixe luminoso quando incide em uma dada amostra.	12
Figura 9. Diagrama de representação de uma situação hipotética para derivação de lei de Beer-Lambert considerando uma amostra de comprimento b que incidida por um feixe monocromático.	13
Figura 10. Componentes de atenuação de feixes luminosos incidentes em tecidos.....	18
Figura 11. Arranjo e orientação de eritrócitos durante um pulso cardíaco.....	19
Figura 12. Testes de possíveis movimentos durante o diagnóstico.	22
Figura 13. Diagrama de blocos de operação do sistema de oximetria.	24
Figura 14. Diagrama ilustrativo dos módulos que compõem o sistema de oximetria....	25
Figura 15. Kit de desenvolvimento BeagleBone Black.....	26
Figura 16. Sensor de oximetria DS 100A.....	27
Figura 17. Diagrama de blocos de um filtro ativo passa faixa.	28
Figura 18. Largura de banda de um filtro passa faixa.	28
Figura 19. Circuito para filtra passa faixa ativo.	29
Figura 20. Filtra passa faixa ativo.	30
Figura 21. Esquemático de um amplificador de transimpedância típico.....	32
Figura 22. Interface de GPIO do kit de desenvolvimento BeagleBone Black.	32
Figura 23. Sinal de saída de grampeador positivo.....	33
Figura 24. Sinal de saída de grampeador negativo.....	33
Figura 25. Circuito grampeador diodo positivo.....	34
Figura 26. Circuito grampeador ativo positivo.....	34

Figura 27. Forma de onda resultante do processamento por um circuito grampeador ativo positivo.	35
Figura 28. Circuito grampeador ativo positivo projetado para as especificações de proteção de portas do kit de desenvolvimento.	36
Figura 29. Simulação do circuito grampeador projetado.	37
Figura 30. Teste laboratorial do circuito grampeador positivo projetado.	37
Figura 31. Circuito ceifador positivo em série e a forma de onda resultante do processamento.	38
Figura 32. Circuito ceifador em série polarizado e forma de onda de saída do circuito.	39
Figura 33. Circuito ceifador ativo.	40
Figura 34. Circuito ceifador ativo positivo projetado para as especificações de proteção de portas do kit de desenvolvimento.	42
Figura 35. Simulação do circuito ceifador projetado.	42
Figura 36. Valor de referência para o circuito ceifador projetado.	43
Figura 37. Resultado da simulação após o cascadeamento do circuito ceifador e o grampeador.	43
Figura 38. Fluxograma do módulo de software do sistema de oximetria.	44
Figura 39. Fluxo de dados entre os módulos de software para processamento do sinal pletismográfico.	46
Figura 40. Diagrama de blocos de um filtro digital do tipo FIR.	47
Figura 41. Diagrama de blocos típico de um filtro digital do tipo IIR.	48
Figura 42. Resposta em amplitude para os filtros Butterworth, Chebyshev tipo I e II, Elíptico e Bessel.	50
Figura 43. Resposta em frequência de um filtro passa faixas IIR do tipo Chebyshev tipo I de ordem 4.	51
Figura 44. (a) Sinal de entrada. (b) Sinal processado a partir da equação das diferenças. (c) Sinal processado a partir da função filter() do MATLAB.	52
Figura 45. Resposta em frequência para um filtro média móvel de ordem M.	53
Figura 46. (a) Sinal afetado por ruído gaussiano. (b) Sinal de saída de um filtro passa faixas. (c) Sinal de saída de um filtro média móvel.	54
Figura 47. Sinal pletismográfico resultante do teste da rotina de acionamento do sensor de oximetria.	56
Figura 48. Sinal pletismográfico resultante do teste da rotina de acionamento do sensor de oximetria após adição do módulo de filtragem.	57

Figura 49. Sinal pletismográfico após a correção do software.....	58
Figura 50. Montagem final do sistema de oximetria.	58
Figura 51. Resultados de testes realizados com o sistema de oximetria implementado.	59
Figura 52. Resultados de testes realizados com o sistema de oximetria implementado.	59
Figura 53. Ilustração do uso da aplicação Heart Rate para aferição da frequência cardíaca.....	60

1 Sumário

1.	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	OBJETIVOS DO TRABALHO.....	2
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	3
2.1	OXIGENAÇÃO SANGUÍNEA	3
2.2	OXIMETRIA DE PULSO	4
2.3	METODOLOGIA DE ANÁLISE	5
2.4	FUNDAMENTOS DE ESPECTROFOTOMETRIA E PROPRIEDADES ÓPTICAS DA HEMOGLOBINA	7
2.4.1	Introdução a Espectrofotometria	7
2.4.2	Transmitância, Absorbância e a Lei de Beer-Lambert	8
2.4.3	A Lei de Beer-Lambert Aplicada a Oximetria de Pulso.....	15
2.5	FONTES DE ERROS DE MEDIÇÃO NA OXIMETRIA DE PULSO.....	21
3	DESCRIÇÃO DO SISTEMA.....	24
3.1	INTRODUÇÃO	24
3.2	KIT DE DESENVOLVIMENTO	25
3.3	MÓDULOS DE HARDWARE	27
3.3.1	Sensor de oximetria	27
3.3.2	Filtro analógico ativo passa faixa	27
3.3.3	Amplificador de transimpedância.....	31
3.3.4	Circuito grameador e portas para sinais analógicos	32
3.3.5	Circuito Ceifador	38
3.4	MÓDULOS DE SOFTWARE.....	43
3.4.1	Introdução.....	43
3.4.2	Acionamento dos LEDs e leitura dos valores do conversor A/D.....	45
3.4.3	Filtro Digital Passa Faixa e Filtro Média Móvel	46
3.4.4	Plotagem do sinal pletismográfico	54
3.4.5	Virtual Network Computing.....	55
4	RESULTADOS	56
5	PROBLEMAS DE PROJETO E IMPLEMENTAÇÃO.....	62

6	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	63
7	REFERÊNCIAS	64

1. INTRODUÇÃO

Se um dado paciente não se encontra em condições satisfatórias de oxigenação, uma equipe médica deverá responder em menos de três minutos no intuito de evitar danos cerebrais, falhas cardíacas e o óbito. Em condições saudáveis, um paciente sempre apresenta uma taxa de oxigenação sanguínea superior a 95%. A possibilidade de verificação contínua dos valores de saturação sanguínea traz grandes benefícios aos pacientes, podendo-se obter diagnósticos mais precisos, monitoramento no tratamento de enfermidades severas e em ambientes de oxigenação instável. Tal verificação é imprescindível durante procedimentos cirúrgicos nos quais há a necessidade de verificação constante das condições hemodinâmicas do paciente devido a medicamentos anestésicos. Antes da invenção dos oxímetros de pulsos, casos de hipóxia, baixa saturação de oxigênio, somente eram detectados quando os pacientes apresentavam sinais de cianose, sintoma marcado pela coloração azul-arroxeadada da pele. As informações acerca da oxigenação sanguínea são também utilizadas em exames de esforço físico, diagnóstico de doenças cardiovasculares, em Unidades de Terapia Intensiva (UTI), em diagnósticos de distúrbios do sono tais como apneia e hipopneia e também para estudos de desempenho em atividades físicas.

A oximetria de pulso é uma técnica não invasiva para verificação da porcentagem de hemoglobina arterial (saturação de oxigênio no sangue) na configuração oxiemoglobina. A mediação da saturação de oxigênio SaO_2 no sangue geralmente é realizada por meios ópticos em regiões que apresentam uma camada de tecido menos espessa, como dedos e lóbulos da orelha. A determinação dos valores de SaO_2 , baseia-se nas propriedades de transmissão e absorção de comprimentos de onda pelo sangue e por tecidos. Uma das principais vantagens dos oxímetros de pulso é a possibilidade de verificação contínua das taxas de SaO_2 quando comparada aos métodos invasivos convencionais. Outra vantagem diz respeito a segurança e a fiabilidade desta técnica, pois com o uso de sensores ópticos, não há contato elétrico entre o paciente e o aparelho, sendo assim, menos propenso a interferências eletromagnéticas.

A possibilidade de desenvolvimento de instrumentos biomédicos de baixo custo e portáteis viabiliza a utilização destes em outros ambientes médicos, tais como ambulatórios e postos de saúde, e em ambientes domésticos, eliminando a necessidade de deslocamento a locais com serviço médico especializado.

Oxímetros de pulso portáteis são utilizados em condições adversas de oxigenação ou em atividades que exijam o uso de oxigênio complementar como atividades relacionadas ao alpinismo, práticas de mergulho e também para verificação das condições cardiopulmonares de pilotos em aeronaves não pressurizadas.

1.1 OBJETIVOS DO TRABALHO

O monitoramento contínuo da saturação de oxigênio no sangue de um paciente é vital no tratamento de pacientes em estado grave, que apresentam distúrbios cardiopulmonares e em procedimentos médicos em que são utilizadas medicações anestésicas. Os valores de saturação de oxigênio no sangue devem ser obtidos rapidamente e apresentando elevado nível de confiabilidade, assegurando-se assim, o bem estar dos pacientes.

O desenvolvimento de um dispositivo de oximetria de pulso possibilita a aplicação de vários conceitos de eletrônica, transmitidos durante a graduação tais como: instrumentação eletrônica, projeto de circuitos, processamento de sinais e programação.

A oximetria de pulso é um tema relevante para profissionais da saúde, engenheiros e para outros grupos profissionais e sociais. Assim, o desenvolvimento de um oxímetro de pulso apresenta níveis de complexidade e relevância para um projeto final de graduação em engenharia eletrônica.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 OXIGENAÇÃO SANGUÍNEA

A circulação sanguínea é responsável pelo transporte de oxigênio a todos tecidos do corpo humano. O sangue rico em oxigênio é transportado a todas as células do corpo que utilizam esta molécula gasosa para executarem o processo de respiração aeróbica. A respiração é um dos meios utilizados pelas células para a produção de energia. Esta energia é utilizada para sintetizar adenosina trifosfato (ATP) para ser armazenada. A energia estocada em ATP conduz processos que necessitam de energia como biossíntese, deslocamento e transporte de moléculas através das membranas celulares.

O sistema cardiovascular permite a circulação do sangue através de vasos, capilares pulmonares e sistêmicos, veias e artérias, com o propósito de permitir a troca de oxigênio, nutrientes e água em todos os sistemas do corpo. Ele é composto pelo coração e dois subsistemas vasculares: as circulações sistêmica e pulmonar. A Figura 1 apresenta um esquema de funcionamento do sistema cardiovascular.

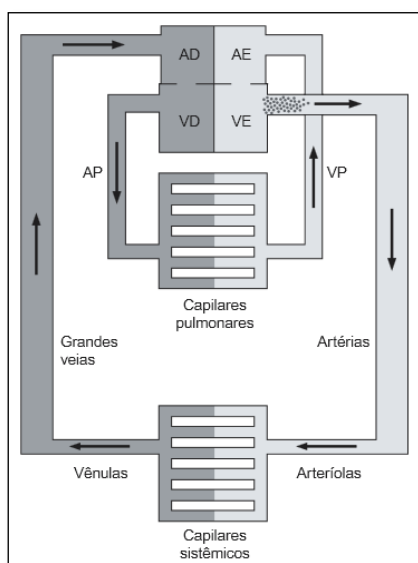


Figura 1. Diagrama do sistema cardiovascular.

O sangue desoxigenado entra no coração onde é bombeado aos pulmões para ser oxigenado. As trocas gasosas ocorrem concomitantemente à inspiração e à expiração nos alvéolos pulmonares. As hemácias, células sanguíneas responsáveis pelo transporte de oxigênio e gás carbônico (CO_2), possuem uma substância chamada hemoglobina. Essa molécula se liga fracamente ao oxigênio formando a oxiemoglobina e pode se ligar também ao gás carbônico carboxiemoglobina. O sangue recebe o oxigênio decorrente da inspiração e posteriormente é bombeado através da artéria aorta para as demais

ramificações do corpo. O dióxido de carbono (CO_2) resultante da respiração aeróbica e presente no sangue é liberado ao ambiente por meio da expiração.

O processo de condução de ar atmosférico aos alvéolos pulmonares é denominado ventilação pulmonar. Este processo depende de movimentos que proporcionam a insuflação e a desinsuflação dos alvéolos pulmonares. Os movimentos da caixa torácica provocam no interior dos alvéolos, uma pressão ligeiramente, ora mais negativa, ora mais positiva que a pressão atmosférica. Durante a inspiração, devido a pressão interna dos alvéolos de aproximadamente 3 mmHg. mais negativa do que a atmosférica, uma quantidade de ar atmosférico é inalado pelo aparelho respiratório; durante a expiração, devido a pressão interna dos alvéolos de aproximadamente 3 mmHg. mais positiva do que a atmosférica, a mesma quantidade de ar é devolvida para a atmosfera. A Figura 2 mostra a troca gasosa que ocorre nos alvéolos pulmonares.

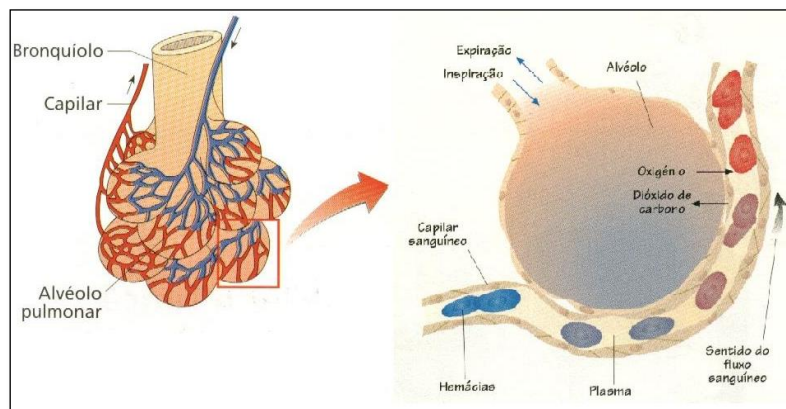


Figura 2. Troca gasosa nos alvéolos pulmonares.

2.2 OXIMETRIA DE PULSO

Oximetria de pulso é uma das diversas técnicas que foram desenvolvidas, implementadas e aperfeiçoadas para o monitoramento da saturação de oxigênio no sangue.

O oxímetro de pulso é um aparelho de monitoramento médico capaz de mensurar a porcentagem de hemoglobina arterial na configuração de oxiemoglobina, conhecida como saturação de oxigênio arterial. Apesar de ser um equipamento não invasivo de testes, apresenta boa precisão e alta aplicabilidade na medicina. Um oxímetro básico apresenta a partir de um *display* os valores de saturação de oxigênio. Em geral, os aparelhos apresentam além da taxa de saturação, a frequência cardíaca e também a curva de pulsação do sangue, conhecida como curva pletismográfica.

2.3 METODOLOGIA DE ANÁLISE

O método geralmente utilizado para a determinação da saturação de oxigênio do sangue é a espectrofotometria. Este é um método óptico utilizado em análises biológicas e físico-químicas e baseia-se na interação da matéria com a energia radiante.

A hemoglobina é uma proteína presente na hemácia, célula responsável pelo transporte de oxigênio no sangue. Pesquisas realizadas no século XX mostraram que a absorção da luz visível pela hemoglobina variava de acordo com a oxigenação. Isso ocorre porque as duas formas mais comuns da molécula, a oxiemoglobina (HbO_2) e a desoxiemoglobina (RHb ou Hb) apresentam diferenças significantes no espectro da luz visível, na faixa dos comprimentos de onda de 600 a 1000 nm. Devido ao fato de a determinação da saturação de oxigênio basear-se na diferença de absorção de comprimento de onda pela hemoglobina do sangue, os oxímetros de pulso usualmente utilizam dois comprimentos de onda distintos para determinar as absorções da hemoglobina.

Oxímetros de pulso geralmente possuem dois LEDs que emitem luz vermelha com comprimento de 660 nm e infravermelho de 940 nm. Na região vermelha do espectro, a oxiemoglobina absorve menos luz que a desoxiemoglobina, enquanto que o reverso ocorre na região do infravermelho. A Figura 3 apresenta um gráfico de absorção das configurações mais comuns da oxiemoglobina para os dois comprimentos de onda supracitados.

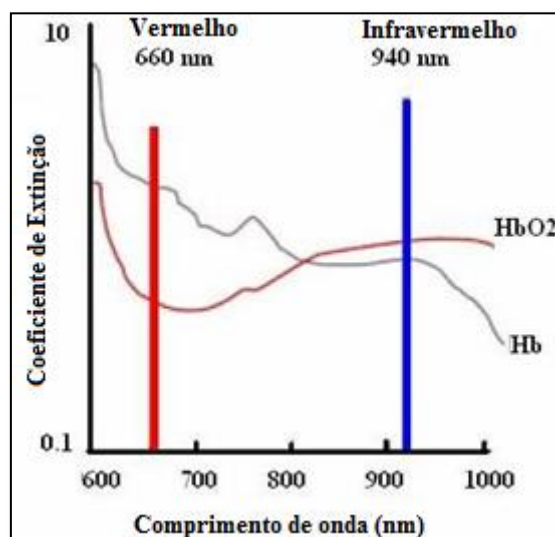


Figura 3. Absorção de um feixe luminoso vermelho e de um infravermelho pela HbO_2 e pela Hb.

Nota-se que a absorção de radiação na faixa de comprimentos que varia de 660 a 940 nm é menor, permitindo assim, obter maior qualidade do sinal recebido em virtude de seus maiores níveis de tensão quando da recepção. Como dito anteriormente, observa-se uma menor absorção da luz vermelha para a configuração oxiemoglobina na região vermelha do espectro. Analisando-se o espectro infravermelho, verifica-se a baixa absorção da desoxiemoglobina. Em relação ao posicionamento dos sensores, existem dois métodos de aquisição de sinais: método de reflexão e o método de transmissão. No primeiro, LEDs e fotodiodos detectores são colocados ao mesmo lado na região corporal onde é realizada a medição, e no segundo, LEDs e fotodiodos detectores se encontram em lados opostos. A Figura 4 apresenta os respectivos métodos de aquisição.

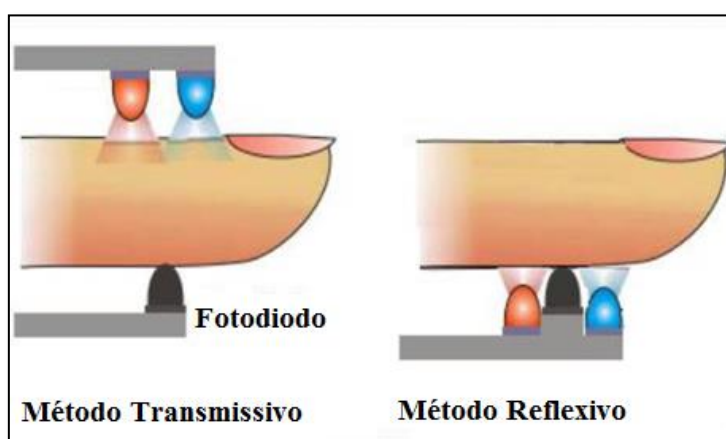


Figura 4. Método de transmissão e reflexão.

No método de transmissão, utiliza-se a luz transmitida para se medir a saturação de oxigênio no sangue. Os LEDs são acionados alternadamente. A luz de cada comprimento de onda atravessa a região corporal onde estão posicionados os sensores, geralmente o dedo indicador, é atenuada pela quantidade de sangue presente no tecido e é recebida pelo fotodetector. A variação da quantidade de sangue decorrente da pulsação arterial permite obter informações a respeito da taxa de batimentos cardíacos do paciente. Neste método, as fontes luminosas e o fotodetector são colocados frente a frente em lados opostos e muito próximos a pele para que a máxima quantidade de luz seja detectada.

No método de reflexão, os LEDs e o fotodetector são colocados ao mesmo lado sobre uma superfície aproximadamente plana. Os LEDs também são acionados alternadamente. A luz emitida pelos LEDs transpassa a pele e é dispersa pelo movimento das hemácias e pelos tecidos. Parte da luz retorna e então detectada pelo

fotodetector. Em dispositivos que utilizam métodos reflexivos, boa parte da luz que incide sobre a pele é refletida, o que não acontece para dispositivos transmissivos quando se considera a incidência de luz em uma área particular. Além disso, o método de reflexão apresenta um alto valor de *offset* e uma baixa relação ruído quando comparado ao método de transmissão. No entanto, para obter-se boa precisão, o método de transmissão é utilizado em apenas em extremidades do corpo como dedos e lóbulos da orelha. Virtualmente, dispositivos baseados em métodos reflexivos podem ser utilizados em qualquer parte do corpo, mas os resultados dependerão da intensidade luminosa dos LEDs utilizados, da espessura do tecido e da estrutura óssea onde se encontra os sensores e da perfusão sanguínea.

2.4 FUNDAMENTOS DE ESPECTROFOTOMETRIA E PROPRIEDADES ÓPTICAS DA HEMOGLOBINA

2.4.1 Introdução a Espectrofotometria

A oximetria de pulso depende de uma análise espectral para determinação da taxa de saturação de oxigênio no sangue, isto é, a detecção e quantificação de componentes em uma solução baseando-se em suas características únicas de absorção da luz. O oxímetro de pulso combina duas tecnologias de espectrofotometria e pletismografia óptica, que mede as mudanças pulsáteis de volume de sangue arterial no local do sensor.

A espectrofotometria é uma técnica que utiliza a transmitância e a absorbância da luz para mesurar a concentração de algumas substâncias. Trata-se de uma metodologia generalista que pode ser adaptada de muitas maneiras para se obter dados desejados. Entre as principais vantagens da espectrofotometria pode-se listar:

- Geralmente é uma técnica não destrutiva, preservando o objeto de estudo;
- É técnica seletiva. Muitas vezes um composto particular pode ser medido sem técnicas de separação;
- O tempo de medição é pequeno na ordem de 10^{-14} segundos.

A absorção do espectro visível da luz e de regiões ultravioleta de uma substância em uma solução é uma característica que depende da sua estrutura química. Toda substância absorve ou transmite comprimentos de onda de energia irradiante específicos. A luz absorvida ou transmitida deve corresponder exatamente à energia necessária para causar uma transição eletrônica, o movimento de um elétron de um nível

quântico para outro. Somente alguns comprimentos de onda fotônicos satisfazem esta condição de energia. Assim, a absorção ou transmissão de um comprimento de onda é característico para uma substância, tornando-se um objeto de identificação único para a substância foco de um dado estudo.

2.4.2 Transmitância, Absorbância e a Lei de Beer-Lambert

A luz pode ser descrita como uma onda. Esta onda possui uma componente elétrica outra magnética que são perpendiculares entre si. A radiação eletromagnética apresenta uma direção de propagação e propriedades ondulatórias. A energia da radiação eletromagnética é definida como:

$$E = \frac{hc}{\lambda} = h\nu \quad (1)$$

Onde:

E: energia;

H: constante de Planck;

c: a velocidade da luz;

λ : comprimento de onda;

ν : a frequência.

Embora seja conveniente descrever a radiação eletromagnética em termos de ondas, faz-se necessária a definição de outro modelo a fim de demonstrar claramente as interações que levam a uma absorção seletiva de um átomo ou molécula. O nível de energia é um fator determinante, portanto a consideração da radiação como pacotes discretos de energia torna-se extremamente útil. Um pacote de energia radiante é nomeado *quantum* e um *quantum* de luz é denominado fóton.

O processo de absorção da energia radiante depende da estrutura atômica, onde cada elétron do átomo em questão tem um nível de energia associado à sua posição neste átomo. Quando uma onda de luz encontra uma partícula ou molécula, a luz pode ser espelhada, mudar de direção, ou absorvida. Moléculas somente podem absorver pacotes discretos de energia. Os níveis de energia permitidos são finitos e bem definidos, mas um elétron pode saltar para um novo nível se excitado por uma quantidade de energia igual à diferença energética entre dois níveis. O nível original é chamado de estado fundamental e o nível induzido é conhecido como estado de excitação. Os estados excitados geralmente são instáveis e o elétron retornará

rapidamente ao seu estado fundamental, perdendo a energia adquirida no processo. A Figura 5 ilustra o processo de transição entre níveis de energia em um elétron.

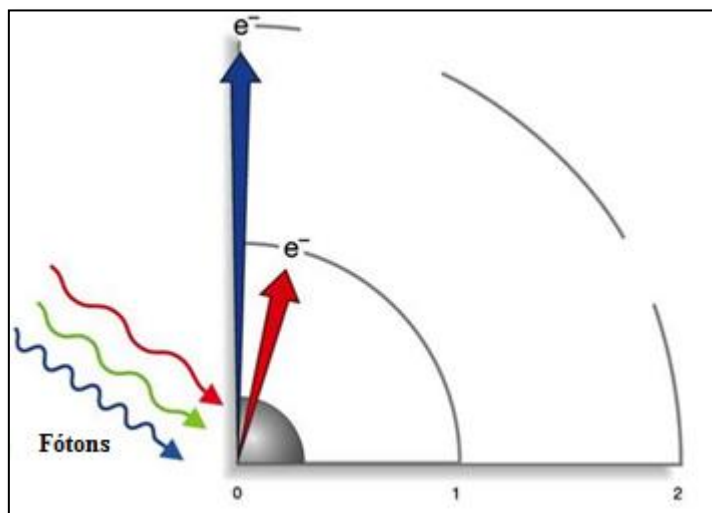


Figura 5. Transição de um elétron entre níveis de energia.

Cada elétron em uma molécula possui um único estado fundamental de energia e os níveis discretos para os quais este pode saltar também são únicos. Desde modo, haverá um conjunto finito e previsível de transições para os elétrons em uma dada molécula. Cada uma destas transições ou saltos requer a absorção de um *quantum* de energia, e se esta energia é derivada de radiações eletromagnéticas, haverá uma relação direta e permanente entre o comprimento de onda e o tipo de transição que este estimula. Essa relação é conhecida como absorção específica. Pode-se ainda construir um gráfico dos picos de absorção de energia em função do comprimento de onda da radiação eletromagnética associada. Esta representação gráfica é denominada espectro de absorção. A Figura 6 apresenta o espectro de absorção típico das moléculas oxiemoglobina e da desoxiemoglobina quando submetidas a incidência de fontes de luz vermelha e infravermelha.

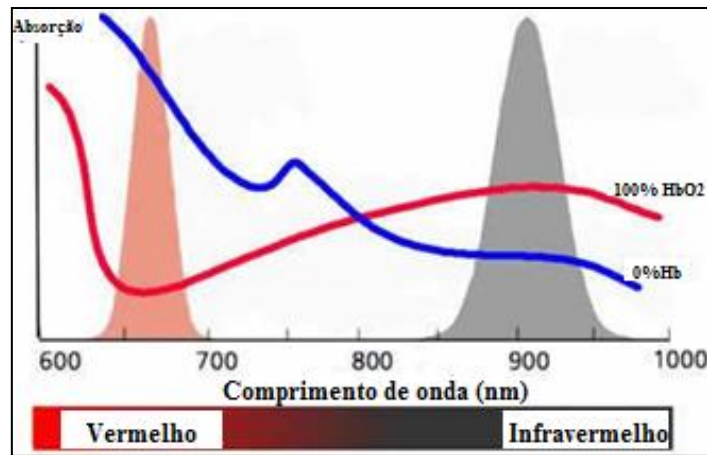


Figura 6. Espectro de absorção típico da hemoglobina quando associada e não associada ao oxigênio.

A quantidade de energia luminosa absorvida por uma amostra é determinada comparando-se a intensidade do feixe de luz incidente e a intensidade luminosa transmitida. A razão entre a intensidade luminosa transmitida e a intensidade luminosa incidente é denominada transmitância e é definida por:

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (2)$$

Onde:

T: a transmitância resultante da razão entre a luz incidente e a transmitida;

I: a intensidade de luz transmitida;

I_0 : a intensidade de luz incidente.

A intensidade luminosa transmitida é sempre menor que a intensidade luminosa incidente. Na prática, os valores de transmitância serão menores que 1. Usualmente, os valores de transmitância são multiplicados por 100 para se obter a percentagem de transmitância, como descrito na equação abaixo:

$$\%T = T * 100 \quad (3)$$

Onde:

%T: é a percentagem de transmitância;

T: a transmitância associada ao processo de análise de uma dada amostra.

Se a transmitância, por exemplo, apresentar um valor de 0,40, então a percentagem de transmitância será de 40 %. Isso significa que 40% dos fótons do feixe luminoso incidente emergem com luz transmitida. A Figura 7 ilustra a incidência de um feixe luminoso em uma amostra.

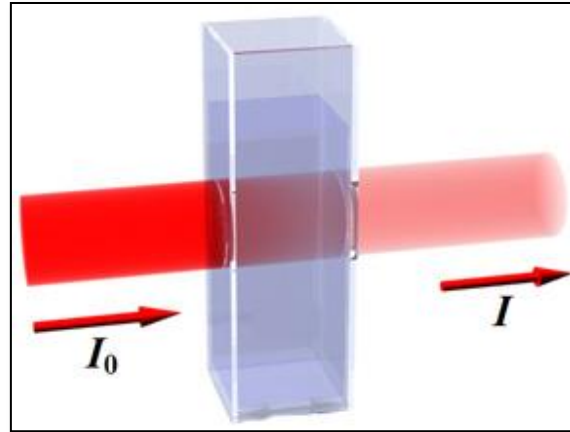


Figura 7. Incidência de um feixe luminoso e a transmissão de luz em uma amostra.

A partir da transmitância ou de sua porcentagem, pode-se calcular uma quantidade conhecida como absorvância. A absorvância é definida como a quantidade de luz absorvida por uma amostra. Esta é obtida a partir dos valores de transmitância ou porcentagem de transmitância como se segue abaixo:

$$A = -\log_{10} T \text{ ou} \tag{4}$$

$$A = \log_{10} \frac{1}{T}$$

Onde:

A: absorvância para a dada amostra;

T: transmitância calculada para a amostra.

A absorvância é essencialmente oposta à transmitância: a energia luminosa não absorvida é transmitida. A porcentagem de transmitância está relacionada matematicamente como:

$$A = 2 - \log_{10} \%T \tag{5}$$

Onde:

A: é a absorvância para o comprimento de luz dado;

%T: é a porcentagem de transmitância.

A proporção de luz absorvida dependerá de quantas moléculas irão interagir com o feixe luminoso. O nível de absorvância cresce com o aumento da concentração das moléculas que absorvem os raios da luz. Se o comprimento de onda do feixe incidente estiver nos limites do espectro visível, a amostra aparecerá colorida. Outro fator que influencia diretamente na absorção de luz é o comprimento do caminho percorrido pelos raios luminosos. A Figura 8 ilustra a discussão em questão.

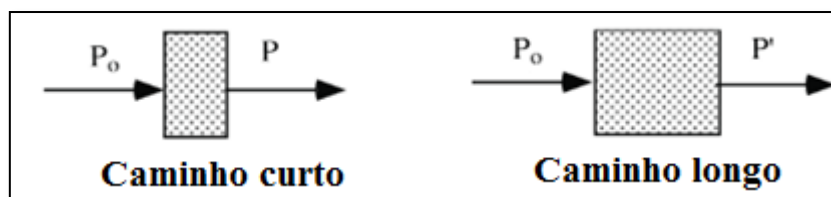


Figura 8. Comparação entre os caminhos percorridos por um feixe luminoso quando incide em uma dada amostra.

As duas amostras ilustradas na figura 8 são constituídas pelo mesmo material e são incididas por um mesmo feixe luminoso. No primeiro caso, a luz percorre um menor caminho até ser transmitida, enquanto que no segundo, a luz viaja uma maior distância até ser transmitida. Pode-se inferir a partir da análise do segundo caso que a luz será mais absorvida ou atenuada, uma vez que o caminho percorrido pelo feixe luminoso incidente é mais longo. A concentração da amostra em estudo e o caminho percorrido influem diretamente na quantidade de energia absorvida e constituem a lei de Beer-Lambert.

A lei de Beer-Lambert descreve a atenuação de um feixe luminoso através de um meio uniforme contendo uma substância que absorve este feixe (WIEBEN,1997). Esta lei pode ser derivada a partir de uma aproximação para o coeficiente de absorção de uma molécula modelando-a como um disco opaco cuja área de seção transversal, σ , representa a área efetiva atingida pelos fótons de frequência ω . Se a frequência do feixe luminoso se aproxima da frequência de ressonância, a área efetiva atinge seu máximo. Por outro lado, se há uma grande discrepância entre a frequência de ressonância e a do feixe luminoso, a área efetiva tende a zero. A Figura 9 apresenta um diagrama que ilustra a incidência de um feixe luminoso de frequência ω sob uma dada amostra.

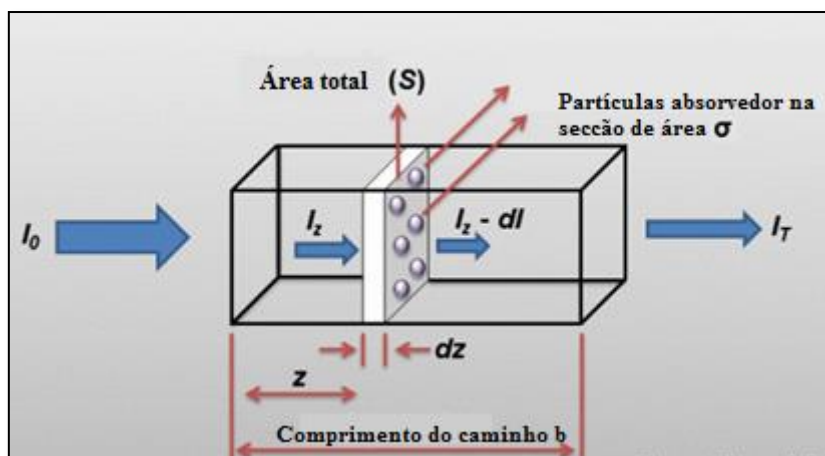


Figura 9. Diagrama de representação de uma situação hipotética para derivação de lei de Beer-Lambert considerando uma amostra de comprimento b que incidida por um feixe monocromático.

Na Figura 9 I_0 refere-se à intensidade de do feixe luminoso que é incidido sobre a amostra, I_z é a intensidade luminosa do feixe que atinge uma fatia infinitesimal da amostra em z , dI_z é intensidade absorvida pela fatia e I é a intensidade da luz transmitida pela amostra. Assim, a área opaca total consequente das moléculas absorvedoras será $\sigma NAdz$, onde N é o número/cm³.

A lei de Beer-Lambert estabelece que a variação da intensidade de radiação em uma dada amostra depende da concentração do material absorvente (mol/dm³), da intensidade radiação monocromática e da espessura da camada de absorção infinitesimal, isto é:

$$\frac{dI_z}{I_z} = -\sigma Ndz$$

Integrando o lado direito da equação acima nos limites de $z = 0$ a $z = b$ e o lado esquerdo nos limites $I_z = I_0$ a $I_z = I$, obtém-se:

$$\int_{I_0}^I \frac{dI_z}{I_z} = - \int_0^b \sigma Ndz$$

$$\ln I - \ln I_0 = -\sigma Nb$$

Assim, tem-se:

$$-\ln \frac{I}{I_0} = \sigma Nb \text{ ou}$$

$$I = I_0 e^{-\sigma Nb} \tag{6}$$

Onde:

I : é a intensidade do feixe luminoso transmitido;

I_0 : é a intensidade do feixe incidente sobre a amostra;

N : é o número de moléculas/cm³;

σ : é a área da secção transversal;

b : é espessura (comprimento percorrido pelo feixe luminoso).

Pode-se substituir N , números de moléculas/cm³, pela constante de concentração do material absorvente c em mol/l:

$$c = N(\text{moléculas/cm}^3) * 1000 / (6.023 * 10^{23})$$

Onde:

c : é a concentração em mol/l;

N : números de moléculas/cm³;

A constante $6.023 * 10^{23}$ refere-se ao número de Avogrado.

Substituindo N por c na equação apresentada acima:

$$-\ln \frac{I}{I_0} = \sigma * 6.023 * 10^{23} * c * b$$

Para simplificar a equação mostrada anteriormente, pode-se substituir $\ln(x)$ por $\log(x)$ utilizando-se a seguinte conversão:

$$2.303 * \log x = \ln x$$

Substituindo na equação acima:

$$\log \frac{I_0}{I} = \sigma * \frac{6.023 * 10^{23}}{2.303} * c * b$$

Na equação acima, pode-se identificar a absorbância inerente ao processo em estudo:

$$A = \log \frac{I_0}{I}$$

Substitui-se ainda a constante $\sigma * (6.023 * 10^{23} / 2.303)$ por ϵ . Esta constante é denominada coeficiente de absorção molar ou absortividade molar. Por definição, a absortividade molar (ϵ) para um comprimento de onda específico de uma substancia em solução é a absorbância para um comprimento de onda de uma solução concentrada a 1 mol/l em uma amostra que tem um comprimento de 1 centímetro.

Assim, a equação resultante da derivação de Beer-Lambert pode ser escrita como apresentado abaixo:

$$A = \epsilon * b * c \tag{7}$$

Onde:

A: é a absorvância da amostra;

b: é o comprimento do caminho percorrido pelas partículas da luz;

c: é a concentração em mol/l.

2.4.3 A Lei de Beer-Lambert Aplicada a Oximetria de Pulso

Na oximetria de pulso, a saturação de oxigênio sanguínea (SpO_2) é a razão entre a concentração da hemoglobina oxigenada e toda as moléculas de hemoglobinas presente no sangue pode ser definida pela seguinte equação:

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \quad (8)$$

Onde:

HbO_2 : é a concentração de hemoglobina oxigenada;

Hb : é a concentração da hemoglobina em sua forma desoxigenada.

Os oxímetros de pulso determinam a saturação pulsátil de oxigênio (SpO_2) do sangue arterial pela medição da transmissão/absorção da luz pelo tecido vivo em dois comprimentos de ondas distintos e utilizando-se a pulsação arterial, esta que deu origem a nomenclatura “oximetria de pulso”, pode-se diferenciar a absorção/transmissão do sangue arterial da absorção/transmissão de outros componentes que podem interferir na medição (WIEBEN, 1997).

A Lei de Beer-Lambert descreve a atenuação da luz que passa por uma mostra que contenha uma substância absorvedora. A intensidade da luz decai exponencialmente a media que o feixe luminoso viaja através da amostra. Para utilizar os princípios inerentes da lei de Beer-Lambert no intuito de mensurar a taxa de saturação de oxigênio no sangue, torna-se necessário a consideração de dois fatores:

- Devido a reflexão e a dispersão dos raios luminosos incidentes, torna-se difícil determinar precisamente a intensidade da luz aplicada;
- Como o volume de sangue na região onde se encontra o sensor varia com a pulsação arterial, devido aos movimentos de sístole e diástole, a espessura do local varia ligeiramente a cada pulso, porque o diâmetro das artérias aumenta e diminui periodicamente devido a pressão. Portanto, haverá flutuações na distancia percorrida pelo feixe luminoso incidente.

Considerando um feixe luminoso incidente em uma dada região corporal, a intensidade da luz transmitida em uma solução não dispersa será:

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cb} \quad (9)$$

Onde:

I: é a intensidade da luz transmitida;

I_0 : é a intensidade do feixe luminoso incidente;

$\varepsilon(\lambda)$: coeficiente de absorção molar, que depende da solução e do comprimento de onda utilizado;

c: concentração de soluto em mol/l;

b: distância do percurso óptico.

O corpo humano apresenta vários componentes com uma concentração c a um coeficiente de absorção molar ε específico. A luz transmitida é uma função dos coeficientes de absorbância para elementos não pulsáteis como ossos, tecidos, pele e cabelos e também de um elemento pulsátil, a variação do volume sanguíneo. Uma terminologia física utilizada é o coeficiente de absorção da substância que determina o alcance máximo de penetração de um dado comprimento de onda antes que o mesmo seja absorvido. Este coeficiente é resultado do produto da absortividade molar $\varepsilon(\lambda)$ e da concentração molar da substância (c):

$$\alpha(\lambda) = \varepsilon(\lambda) * c$$

O coeficiente de absorção é baseado em na função de logaritmo natural, (ln), enquanto que a absortividade molar é baseada em uma função logarítmica. Para fazer a conversão entre os termos, é necessário que se multiplique a absortividade molar por 2.303, valor aproximado de ln(10). O valor típico de concentração da hemoglobina no sangue é de 150 gramas por litro (g/l). O valor do coeficiente de absorção para um comprimento de onda específico será expresso por:

$$\alpha(\lambda) = \frac{2.303 * \varepsilon(\lambda) \left[\frac{cm^{-1}}{mol/L} \right] * 150 \left[\frac{g}{L} \right]}{64500 \left[\frac{g}{mol} \right]} = 0.0054 * \varepsilon(\lambda) \left[\frac{cm^{-1}}{mol/L} \right]$$

Se há em uma solução diversas moléculas com diferentes espectros de absorção e não há reação entre elas, a absorção óptica total será dada pela soma das contribuições individuais das moléculas presentes na solução. Para caso do sangue, considera-se a soma das concentrações da hemoglobina que liga e não ligada a uma molécula de oxigênio. Assim, tem-se:

$$\begin{aligned} A(\lambda_1) &= \varepsilon_{Hb\lambda_1} * [Hb] * L + \varepsilon_{HbO_2\lambda_1} * [HbO_2] * L \\ A(\lambda_2) &= \varepsilon_{Hb\lambda_2} * [Hb] * L + \varepsilon_{HbO_2\lambda_2} * [HbO_2] * L \end{aligned} \quad (10)$$

Onde:

L: é o comprimento do caminho óptico, referido anteriormente como b ;

ϵ : é coeficiente de absorção molar;

Hb: é a concentração da hemoglobina desoxigenada;

HbO₂: é a concentração da hemoglobina oxigenada.

O sistema de equações apresentado anteriormente, leva em consideração a incidência de dois feixes luminosos distintos. No caso do sistema de oximetria em questão, o feixe vermelho e o infravermelho. As concentrações de oxiemoglobina e de desoxiemoglobina podem ser isoladas no sistema de equações acima e então substituídas na equação apresentada anteriormente. Tem-se assim, o seguinte resultado:

$$SpO_2 = \frac{\frac{A(\lambda_1)}{A(\lambda_2)} * \epsilon_{Hb\lambda_2} - \epsilon_{Hb\lambda_1}}{\frac{A(\lambda_1)}{A(\lambda_2)} * \{ \epsilon_{Hb\lambda_2} - \epsilon_{HbO_2\lambda_2} \} + \{ \epsilon_{HbO_2\lambda_1} - \epsilon_{Hb\lambda_1} \}} \quad (11)$$

A medição da saturação de oxigênio no sangue de um paciente é realizada a partir da luz transmitida e que é recebida por um fotodetector. Na região onde se localiza o sensor de oximetria, há uma mistura de sangue venoso e arterial. A oximetria de pulso é aplicada a fim de analisar a componente pulsátil do sangue.

O sinal óptico captado pelo fotodetector é composto por uma componente pulsátil e outra não pulsátil. Se a luz vermelha ou infravermelha é transmitida através de uma camada de tecido o fotodetector que recebe o sinal luminoso irá captar uma variação lenta de atenuação devido a reflexão da luz na pele, dispersão devido aos músculos, ossos e gordura, e também devido a absorção dos elementos anteriormente citados e do sangue venoso e arterial. O fotodetector capturará também uma componente de atenuação pulsátil mais rápida devido a pulsação do sangue arterial. A Figura 10 descreve as componentes de atenuação da luz em tecidos e indica a contribuição relativa de cada uma.

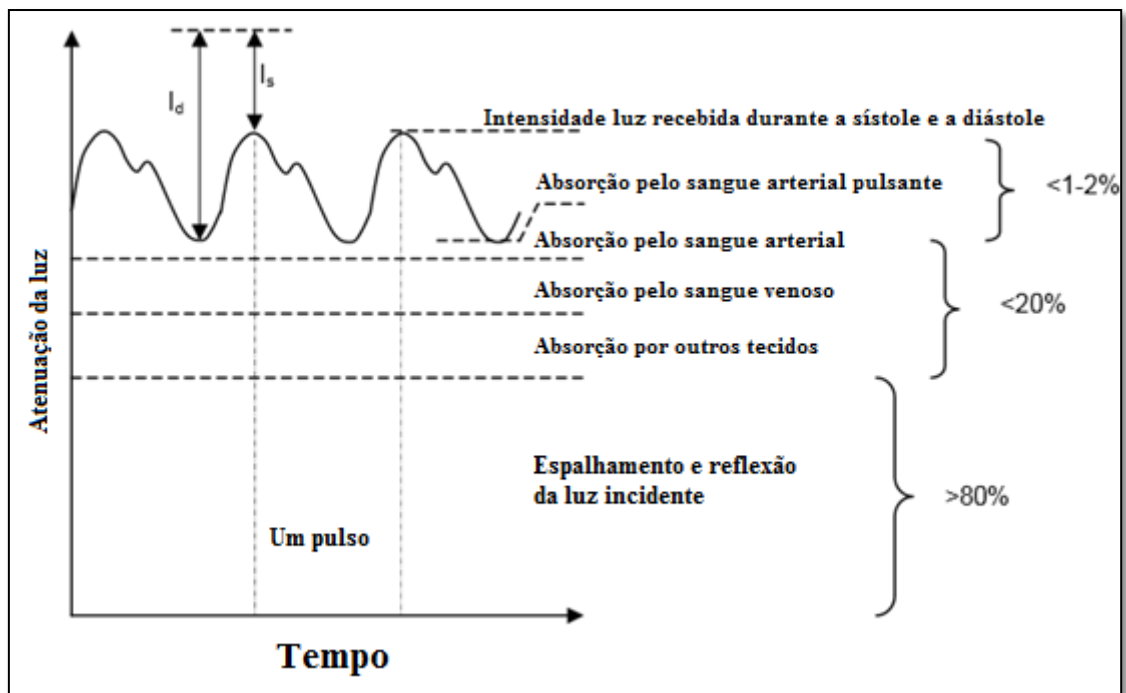


Figura 10. Componentes de atenuação de feixes luminosos incidentes em tecidos.

A componente pulsátil de absorção da luz é especificamente causada pela forma de onda da pressão arterial periférica. O gráfico da referida componente pulsátil é conhecido pletismograma ou fotopletismograma se mensurado por meios ópticos. A Figura 11 descreve o arranjo dos eritrócitos em uma artéria durante os vários estágios de um pulso cardíaco. Na sístole, pressão de pico, as células se aglutinam de forma acentuada e são orientadas de tal modo que seus eixos longos são perpendiculares a direção do fluxo. Estes efeitos combinam-se e corroboram para um estado de máxima absorbância e mínima transmitância durante a sístole e mínima absorbância e máxima transmitância durante a diástole.

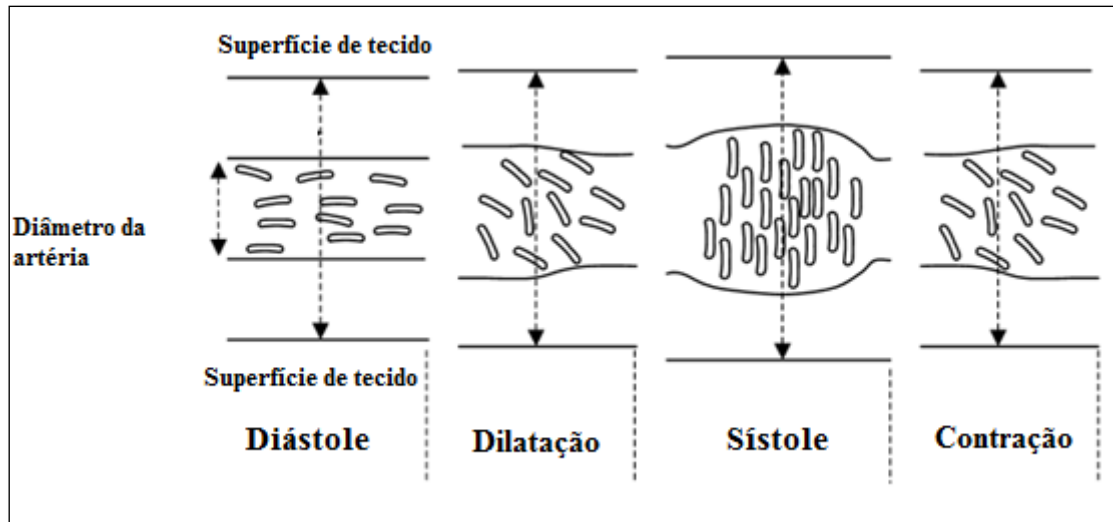


Figura 11. Arranjo e orientação de eritrócitos durante um pulso cardíaco.

A absorvância do sangue arterial é composta por uma componente constante, DC, e uma pulsátil, AC. A primeira delas é definida pela soma dos diâmetros arteriais no momento da ocorrência da diástole. A componente AC é definida pela dilatação das artérias durante o processo de sístole. A componente AC é dependente do tempo e em oxímetros de pulsos esta é separada do sinal total transmitido.

O comprimento do caminho óptico para o sinal pulsátil é a variável dependente do tempo, aqui denominada de l_{art} , em referencia à mudança do diâmetro arterial. Pode-se obter assim a absorção diferencial variante no tempo por:

$$dA_{\lambda} = \frac{dA_{\lambda}}{dt} * \Delta t = \frac{dl_{art}}{dt} * \sum \varepsilon_{\lambda_{1art}} * c_{art} * \Delta t \quad (12)$$

Onde:

dA_{λ} : é a absorção diferencial;

Δt : é o intervalo de tempo para um pulso cardíaco;

$\varepsilon_{\lambda_{1art}}$: é a absorvidade molar para o sangue arterial;

c_{art} : é a concentração das moléculas absorventes para o sangue arterial.

Por outro lado, a absorção diferencial pode ser obtida a partir da intensidade da luz transmitida através da componente do sangue arterial como mostrado a equação abaixo:

$$dA_{\lambda} = \frac{d\left(-\ln\left(\frac{I(t)}{I_0}\right)\right)}{dt} * \Delta t = \frac{I'(t)}{I(t)} * \Delta t \cong \frac{AC_{\lambda}}{DC_{\lambda}} = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max}} \quad (13)$$

Onde:

I_{min} : é a transmissão mínima após a sístole;

I_{\max} : é transmissão máxima após a diástole.

Durante um pulso cardíaco, a absorção diferencial pode ser aproximada com as intensidades das componentes DC e AC, como mostrado na equação apresentada acima. Convencionalmente, os valores de comprimentos de feixes luminosos utilizados em oxímetros simples são 660 nm e 940 nm, luz vermelha e infravermelha respectivamente. O sinal pletismográfico é captado em uma extremidade corporal, de maneira geral o dedo indicador ou lóbulo da orelha. Uma quantia denominada razão das absorções diferenciais para comprimentos de onda distintos R , é utilizada para calcular a saturação de oxigênio sanguínea. Baseando-se na teoria apresentada, pode-se expressar R por:

$$R = \frac{dA_{red}}{dA_{ired}} = \frac{(\varepsilon_{HbO_2,red} * c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb,red} * c_{Hb}) * \Delta l}{(\varepsilon_{HbO_2,ired} * c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb,ired} * c_{Hb}) * \Delta l} \quad (14)$$

Onde:

R : a razão das absorções para os feixes luminosos incidentes;

$\varepsilon_{HbO_2,red}$: é o coeficiente de absorção molar de moléculas de hemoglobinas ligadas ao oxigênio para incididas por um feixe vermelho;

$\varepsilon_{HbO_2,ired}$: é o coeficiente de absorção molar de moléculas de hemoglobinas ligadas ao oxigênio para incididas por um feixe infravermelho;

$\varepsilon_{Hb,red}$: é o coeficiente de absorção molar de moléculas de hemoglobinas ligadas não ao oxigênio para incididas por um feixe vermelho;

$\varepsilon_{Hb,ired}$: é o coeficiente de absorção molar de moléculas de hemoglobinas ligadas não ao oxigênio para incididas por um feixe infravermelho;

Δl : é a variação do caminho óptico.

Quando a espessura da camada arterial é incrementada devido ao pulso cardíaco, estima-se que Δl tenha o mesmo valor para os dois comprimentos de onda. Pressupondo-se que:

$$tHb * SpO_2 \approx c_{HbO_2}$$

Onde:

tHb : é a concentração total de moléculas de hemoglobinas presentes no sangue;

SpO_2 : é a saturação de oxigênio no sangue;

c_{HbO_2} : é a concentração de hemoglobinas oxigenadas.

Supondo-se também que:

$$c_{Hb} + c_{HbO_2} = tHb$$

Onde:

c_{HbO_2} : é a concentração de hemoglobinas oxigenadas;

c_{HbO_2} : é a concentração de hemoglobinas oxigenadas;

t_{Hb} : é a concentração total de moléculas de hemoglobinas presentes no sangue.

Com base nas equações apresentadas, a equação de cálculo de R pode ser escrita como:

$$R = \frac{\varepsilon_{HbO_2,red} * SpO_2 + \varepsilon_{Hb,red} * (1 - SpO_2)}{\varepsilon_{HbO_2,ired} * SpO_2 + \varepsilon_{Hb,ired} * (1 - SpO_2)}$$

A taxa de saturação de oxigênio no sangue pode ser isolada na equação apresentada acima e então:

$$SpO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb,red} - R * \varepsilon_{Hb,ired}}{(\varepsilon_{HbO_2,red} - \varepsilon_{Hb,red}) + R * (\varepsilon_{HbO_2,ired} - \varepsilon_{Hb,ired})} \quad (15)$$

Outras substâncias estão presentes no sangue e estas também contribuem para a dispersão, refração e reflexão parciais da luz incidente. A intensidade de luz detectada pelo sensor óptico consiste de fótons que viajam por diferentes rotas. Alguns dos fótons viajam através de camadas de tecidos sem se desviar do alinhamento sensor-detector. Outros são desviados consideravelmente do alinhamento sensor-detector e assim sim são detectadas. Quando a absorção aumenta, as contribuições de maior peso decorrem dos caminhos mais curtos, estes últimos variam de acordo com o comprimento de onda do feixe luminoso incidente. O método de operação utilizado na oximetria de pulso exclui a variação do caminho óptico e intensidade da luz incidente como variáveis na formulação para obtenção dos valores de saturação de oxigênio no sangue. Devido a estas desconsiderações os oxímetros de pulso são empiricamente calibrados para uma estimativa dos valores de saturação.

2.5 FONTES DE ERROS DE MEDIÇÃO NA OXIMETRIA DE PULSO

Alguns eventos externos ao sistema de oximetria de pulso podem induzir a erros durante o procedimento de diagnóstico. Estes estão associados a erros humanos e instrumentais e podem alterar de maneira significativa os resultados obtidos a partir deste método não invasivo. Os artefatos de movimento são um grande problema devido aos movimentos musculares do paciente próximos ao sensor de oximetria incidindo pulsos espúrios, provocando resultados errados quando estes pulsos também são processados (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). É um problema significativo em pacientes adultos e infantes ativos. A quantidade de movimento requerida para perturbar o sinal é muito pequena. Tremores e leves contrações dos dedos podem tornar o sinal errôneo,

além de qualquer movimento transiente do sensor relativo à pele pode causar um artefato significativo no caminho óptico. Além disso, estes artefatos podem imitar um batimento cardíaco, assim o instrumento pode não diferenciar pulsações arteriais dos pulsos provenientes dos artefatos de movimento (ANDRADE, 2009).

A Figura 14 mostra diversos testes de movimentos do dedo com os quais pode-se aplicar uma interferência na medição. Esses artefatos podem ser expressos como uma combinação de movimentos complexos e imprevisíveis, sendo a forma das componentes destes movimentos também dependente do tipo de sensor utilizado e do local de fixação do sensor (HAYES e SMITH, 2001). O teste 1 mostra a interferência pela pressão do dedo ao sensor, o teste 2 pela flexão do dedo, o teste 3 por movimentos ondulatórios da mão e o teste 4 pela combinação dos testes 1, 2 e 3.

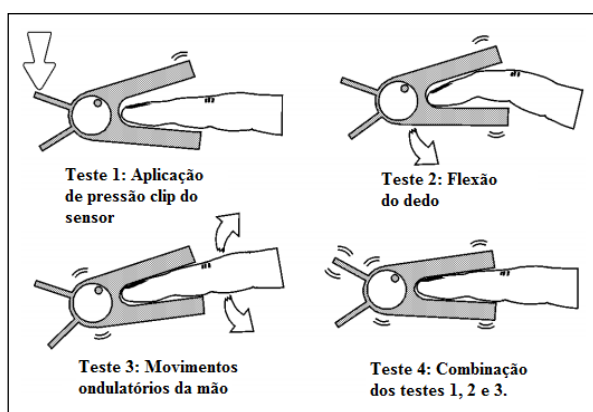


Figura 12. Testes de possíveis movimentos durante o diagnóstico.

A perfusão sanguínea influencia diretamente na eficácia da metodologia proposta para avaliação dos valores de saturação de oxigênio no sangue. Uma considerável redução da pulsação vascular periférica tais como em hipotermia, vasoconstrição, hipotensão, desvio cardiopulmonar, pode resultar em um sinal pletismográfico insuficiente para ser confiavelmente processado pelo oxímetro de pulso (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). Em tais condições há dificuldades em se remover do sinal pulsátil os pulsos de artefatos presentes devido a uma baixa relação sinal-ruído. Como o oxímetro baseia-se na detecção de um sinal pulsátil para o cálculo da oximetria, se um sinal variável, decorrente do pulso, for tão pequeno, da ordem de 1000 vezes em relação ao sinal de contínua absorção, tais como o produzido pelo sangue venoso, pigmentação e demais tecidos, certamente este sinal acarretará em cálculos errôneos da oximetria (RUSH, SANKAR e SCHARF, 1996).

Baixos valores de saturação podem ser determinantes na obtenção de resultados.

Observa-se alta propensão a erros para saturações menores que 80 %, principalmente porque de forma ética, os fabricantes não induzem voluntários a níveis de hipóxia severos para fins de calibração do equipamento (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). O erro, causado pelas baixas saturações, pode ser explicado também por uma redução na relação sinal-ruído na oximetria de pulso. Como a saturação diminui, uma menor quantidade de luz vermelha passa pelos tecidos devido a uma alta absorção do feixe pela hemoglobina reduzida, então o sinal pulsante adquirido torna-se fraco. Aumentando-se o ganho dos amplificadores para uma aquisição coerente deste sinal fraco, um ruído elétrico e fisiológico também é amplificado, resultando em uma diminuição da exatidão. (ANDRADE, 2009).

Fontes ambientes também interferem diretamente no processo de análise. Sinais luminosos externos ao sistema podem excitar o módulo de fotodeteção induzindo o sistema a aquisição dados errôneos.

3 DESCRIÇÃO DO SISTEMA

3.1 INTRODUÇÃO

O oxímetro de pulso projetado e implementado é composto por diferentes módulos de hardware e de software. Os módulos de hardware adequam os sinais adquiridos do sensor de oximetria permitindo o processamento e a geração de informações acerca da taxa de saturação de oxigênio e frequência cardíaca. A Figura 13 apresenta o digrama de blocos operacional do sistema.

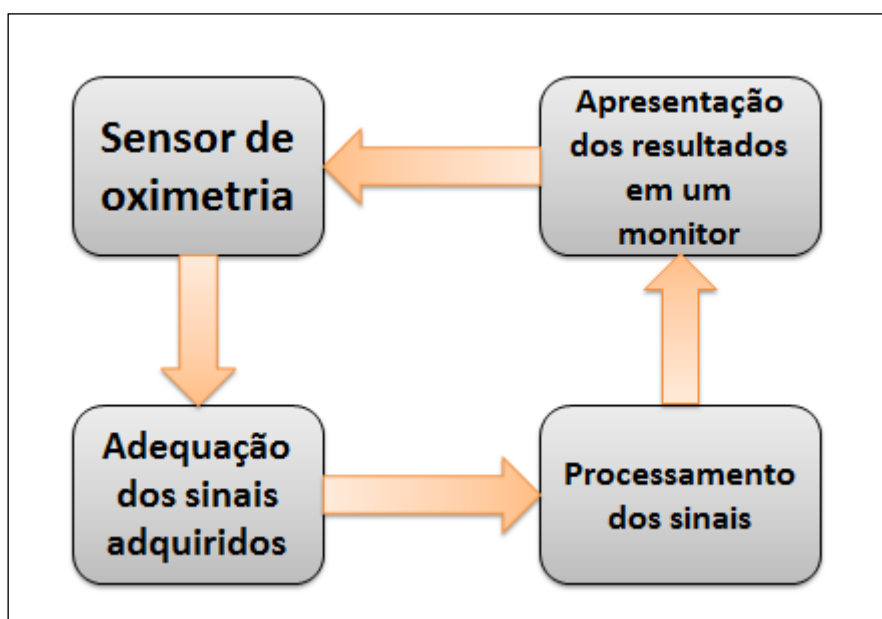


Figura 13. Diagrama de blocos de operação do sistema de oximetria.

O módulo de hardware é composto pelo sistema de alimentação e o sistema de acondicionamento de sinais. Estes possibilitam o processamento digital para obtenção da taxa de saturação sanguínea. O módulo de hardware é composto pelo sistema de alimentação, constituído principalmente pela fonte de alimentação do circuito, por um circuito *clumper* ou grampeador, responsável por adicionar um offset DC ao sinal, por um circuito *clipper* ou ceifador e por um amplificador de transimpedância. O módulo de software é embarcado no kit de desenvolvimento *Beagle Bone Black* e escrito em linguagem C. O módulo de software é composto por um filtro digital IIR, *Infinite Impulse Response*, pela função de leitura das amostras advindas do conversor ADC e pela função de cálculo da taxa de saturação de oxigênio no sangue e da frequência cardíaca. A Figura 14 apresenta um diagrama de todos os subsistemas que compõem o sistema de oximetria proposto

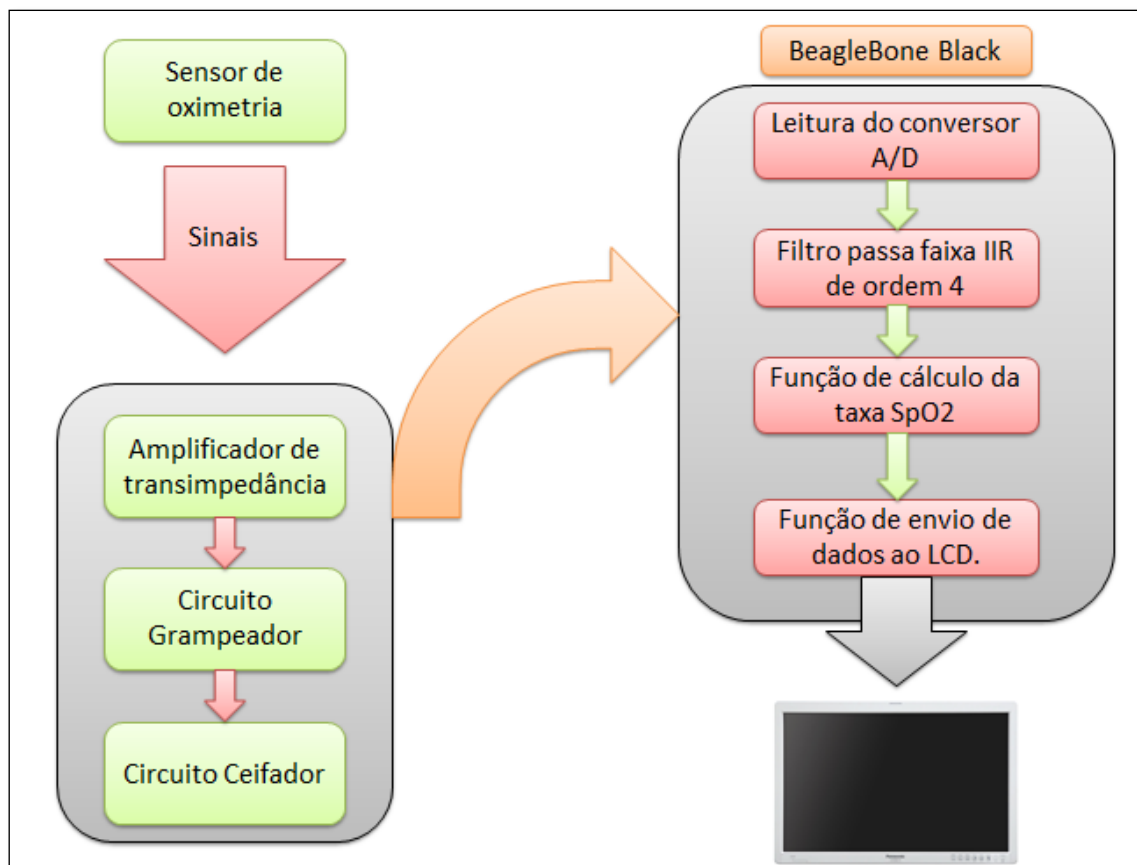


Figura 14. Diagrama ilustrativo dos módulos que compõem o sistema de oximetria.

3.2 KIT DE DESENVOLVIMENTO

O kit de desenvolvimento *BeagleBone Black* é um *single computer* de tamanho aproximado a um cartão de crédito. Trata-se de um dispositivo *open source* tanto em hardware como em software o que permite a sua utilização em projetos de engenharia sem custos de licenciamento. O custo de aquisição desta placa de desenvolvimento é maior do que outros kits encontrados no mercado que poderiam ser utilizados neste projeto como o kit *LaunchPad MSP430* e kits *Arduino*. Por ser um kit de desenvolvimento mais robusto que os citados anteriormente e custo baixo quando comparada a placas semelhantes encontradas no mercado, a *BeagleBone Black* é uma opção viável para o desenvolvimento de produtos biomédicos de monitoramento mais sofisticados.

O processador que equipa o kit de desenvolvimento é ARM Cortex-A8 de fabricação da Texas Instruments denominado Sitara AM3359. Trata-se de um SoC, *system on chip*, dotado de acelerador gráfico, unidade de gerenciamento de memória, conversor analógico/digital e subsistemas de gerenciamento de protocolos de comunicação. São suportadas distribuições de Linux e de Android customizadas para o

hardware do kit de desenvolvimento. Utiliza-se uma distribuição Debian para a implementação do oxímetro de pulso.

A *BeagleBone Black* possui 65 pinos de I/O possibilitando a utilização de vários sensores, dispositivos de entrada e saída de dados. Este kit conta ainda com 512 MB de memória RAM para gerenciamento de aplicações, 2 GB de memória *flash onboard* com possibilidade de expansão a partir de um cartão microSD e uma interface de rede *Ethernet*. A interface robusta para operações de I/O permite que vários dispositivos periféricos sejam conectados ao kit de desenvolvimento. A possibilidade de acoplar diversos dispositivos aliada com a capacidade de processamento do kit, permite que diferentes aplicações de monitoramento sejam implementadas em uma mesma plataforma. Uma possibilidade que pode ser explorada é a implementação de soluções de monitoramento de sinais vitais em uma mesma plataforma, integrando por exemplo, um esfigmomanômetro digital, de um dispositivo de eletrocardiograma e de um oxímetro de pulso em um mesmo produto. A Figura 15 apresenta uma visão superior do kit de desenvolvimento.

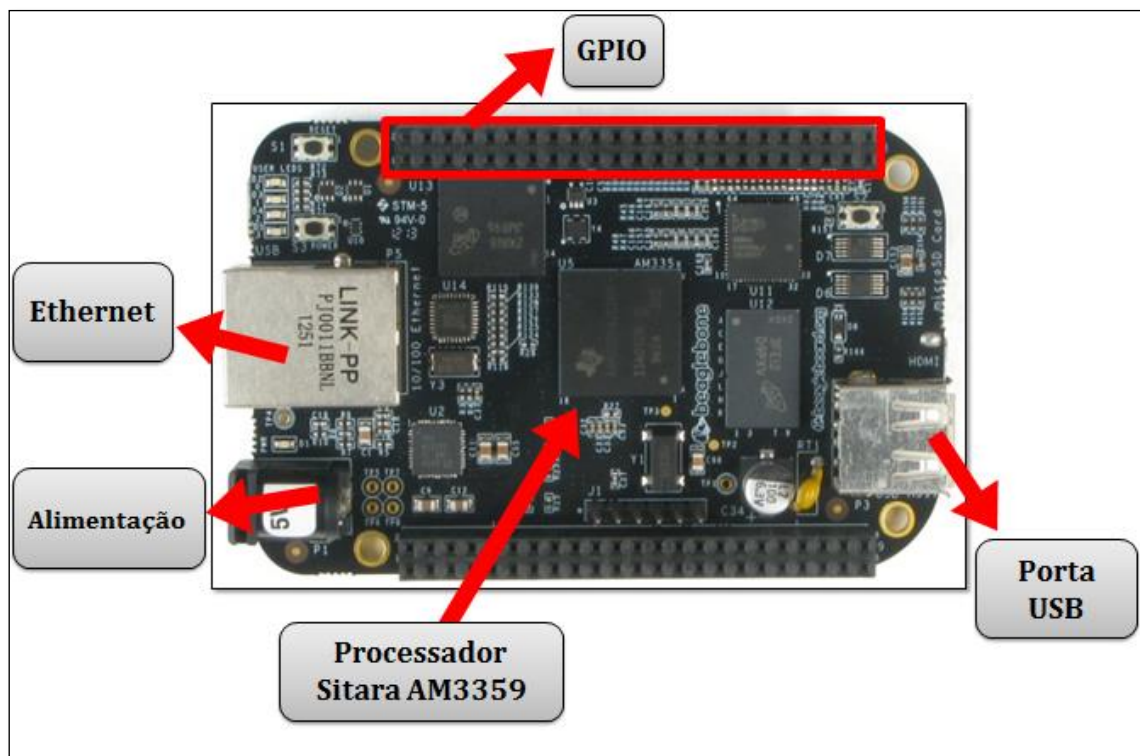


Figura 15. Kit de desenvolvimento BeagleBone Black.

3.3 MÓDULOS DE HARDWARE

3.3.1 Sensor de oximetria

O sensor selecionado para este projeto é um sensor comercial transmissivo do tipo *clip* anatômico, que possui um encapsulamento que isola o canal óptico da interferência luminosa advinda do ambiente. Trata-se de um sensor reutilizável de modelo DS 100A da linha Nellcor (*Reusable Sensors Nellcor*) pertence à fabricante de equipamentos médicos Covidien. A Figura 16 ilustra o sensor em questão.



Figura 16. Sensor de oximetria DS 100A.

3.3.2 Filtro analógico ativo passa faixa

Para um filtro passa baixa cuja banda passante inicia-se a partir do 0 Hz ou DC e continua até a frequência de corte especificada, ponto onde a uma queda de 3 dB do ganho máximo da banda passante. Para um filtro passa alta, a banda passante inicia-se na frequência de corte especificada e se estende ao infinito ou até o ganho máximo em malha aberta para um filtro ativo.

Um filtro ativo passa faixa é um circuito seletivo usado em sistemas eletrônicos para separar um ou mais sinais em uma banda específica de frequência dos demais sinais de frequências menores ou maiores que os limites estabelecidos. Um filtro passa faixa ativo pode ser facilmente implementado cascadeando-se um filtro passa baixa e um filtro passa alta como mostrado na Figura 17.



Figura 17. Diagrama de blocos de um filtro ativo passa faixa.

A frequência de corte do filtro passa baixa será maior que a frequência de corte do filtro passa alta. A diferença entre os pontos onde há a queda de 3 dB em relação ao ganho máximo de cada filtro determinará a largura de banda do filtro passa faixa. qualquer sinal fora deste intervalo será atenuado. A Figura 18 ilustra a delimitação da largura de banda para um filtro passa faixa.

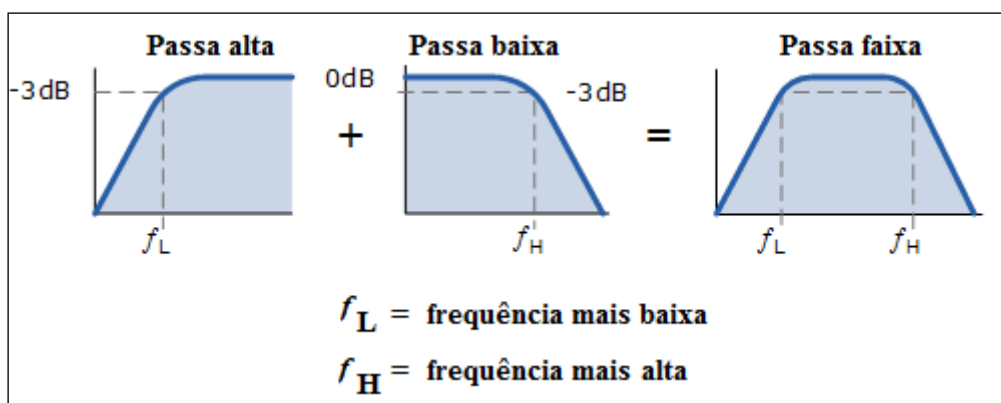


Figura 18. Largura de banda de um filtro passa faixa.

Uma maneira simples de construir um filtro passa faixa é conectar um filtro passa alta e um filtro passa baixa a um amplificador operacional como mostrado na Figura 19.

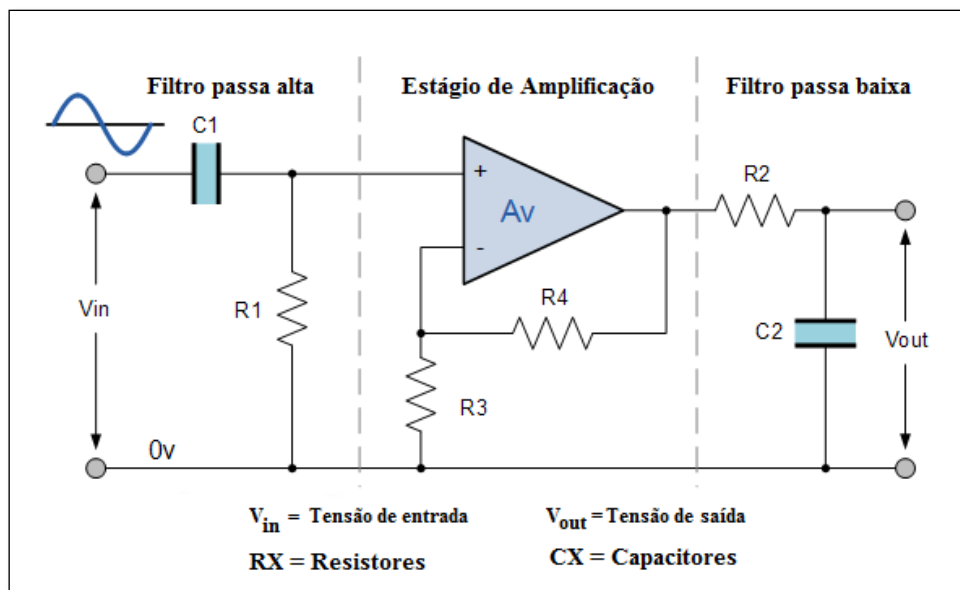


Figura 19. Circuito para filtra passa faixa ativo.

O primeiro estágio do filtro passa faixa mostrado na Figura 19 é um filtro passa alta. O capacitor $C1$ que compõe este filtro bloqueia os níveis DC associados ao sinal de entrada ou a uma fonte de tensão. Circuito apresenta uma resposta em frequência relativamente plana, composta pela junção dos filtros individuais como mostrado anteriormente na Figura 18. As frequências de corte de cada filtro que determinam os limites da banda passante são calculadas individualmente, utilizando-se as fórmulas de filtros de primeira ordem. O amplificador operacional isola os dois estágios de processamento dos sinais e define o ganho de tensão geral do circuito.

A frequência do sinal cardíaco é baixa. Os batimentos de um adulto variam de 30 bpm a 180 bpm, ou 0,5 Hz a 3 Hz. O filtro passa faixa projetado para o oxímetro de pulso possui uma largura de banda de 30 Hz. A Figura 20 apresenta o filtro passa faixa ativo utilizado no oxímetro de pulso.

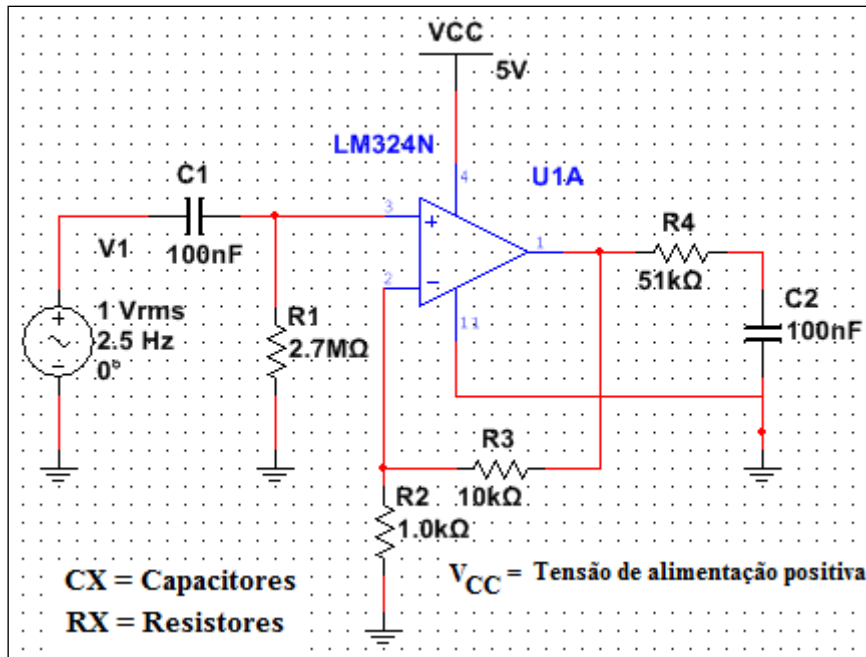


Figura 20. Filtro passa faixa ativo.

A frequência do filtro passa alta que compõe o circuito apresentado na Figura 20 é dada por:

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (16)$$

Para os componentes selecionados para o estágio passa alta tem-se:

$$f = \frac{1}{2\pi * 2,7M\Omega * 100nF} = 0,589 \text{ Hz}$$

A frequência de corte obtida para os componentes selecionados é próxima da estabelecida em projeto e atende os requisitos levantados. Para obtenção da frequência de corte do filtro passa baixa, utiliza-se a equação 16 apresentada acima. Para os componentes definidos em projeto tem-se:

$$f = \frac{1}{2\pi * 51K\Omega * 100nF} = 31,21 \text{ Hz}$$

Para os componentes selecionados, a frequência de corte do filtro passa baixa aproxima-se dos valores estabelecidos em projeto. Tendo conhecimento dos valores de frequência de corte dois filtros, calcula-se a largura de banda do filtro passa faixa projetado que será dada pela diferença das frequências de corte de cada filtro. Portanto:

$$\text{Largura de banda} = 31,21 - 0,589 = 30,621 \text{ Hz.}$$

A largura de banda estabelecida em projeto é de 29,5 Hz. O valor encontrado para o circuito montado é próximo dos valores calculados analiticamente.

3.3.3 Amplificador de transimpedância

Fotodiodos são dispositivos semicondutores sensíveis a partículas de alta energia e a fótons. Fotodiodos operam por absorção de fótons ou partículas carregadas e geram um fluxo de corrente em um circuito externo proporcional a intensidade do feixe incidente. Fotodiodos são similares a diodos semicondutores comuns exceto pelo fato que podem ser expostos ou encapsulados com uma janela ou uma conexão de fibra óptica para permitir que o feixe luminoso excite a parte sensível do dispositivo.

O modo mais comum de operação destes dispositivos é o fotocondutivo. Neste modo, uma tensão de polarização inversa é aplicada ao fotodiodo. A corrente que flui sobre o dispositivo indica a quantidade de luz incidente. A corrente de saída é linearmente proporcional à potência óptica de entrada. A aplicação de uma tensão de polarização reversa aumenta a largura do canal de depleção produzindo um aumento da sensibilidade com um decréscimo da capacitância da junção o que produz uma resposta linear. O tempo de resposta é reduzido drasticamente, mas a um aumento expressivo do ruído eletrônico no circuito.

Um fotodiodo é composto por uma junção P-N. quando um fóton suficientemente energizado atinge o diodo, se a quantidade de energia for suficientemente grande para superar o *gap* da junção, o elétron salta para a banda de condução, criando-se um par elétron-lacuna livre. Este processo também é conhecido como efeito fotoelétrico. Se a absorção ocorrer na região de depleção da junção, as partículas portadoras são aceleradas pelo campo interno da região. Deste modo, há a movimentação das lacunas em direção ao anodo localizado na região P, e os elétrons movem-se para o catodo criando-se uma corrente.

Para leitura e processamento dos dados, a corrente resultante da excitação do fotodiodo deve ser convertida para tensão. Os amplificadores de transimpedância são utilizados para converter baixos níveis de corrente a sinais de tensão utilizáveis. A Figura 21 apresenta um esquemático típico de um amplificador de transimpedância.

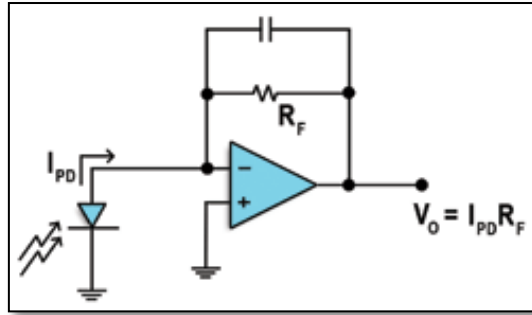


Figura 21. Esquemático de um amplificador de transimpedância típico.

O amplificador operacional deste circuito deve ser do tipo FET devido à alta impedância da junção PN. Utiliza-se o amplificador LM324N para a implementação do circuito mostrado acima. A entrada inversora do amplificador opera como um terra virtual, portanto, a tensão de saída do circuito será dada por:

$$V_O = I_{PD}R_F \quad (16)$$

3.3.4 Circuito grampeador e portas para sinais analógicos

O kit de desenvolvimento *BeagleBone Black* dispõe de sete entrada analógicas para conversão e posterior processamento dos sinais amostrados. A Figura 22 apresenta a disposição das portas digitais e analógicas presentes no referido kit.

P9				P8			
DGND	1	2	DGND	DGND	1	2	DGND
VDD_3V3	3	4	VDD_3V3	GPIO_38	3	4	GPIO_39
VDD_5V	5	6	VDD_5V	GPIO_34	5	6	GPIO_35
SYS_5V	7	8	SYS_5V	GPIO_66	7	8	GPIO_67
PWR_BTN	9	10	SYS_RESETN	GPIO_69	9	10	GPIO_68
GPIO_30	11	12	GPIO_60	GPIO_45	11	12	GPIO_44
GPIO_31	13	14	GPIO_50	GPIO_23	13	14	GPIO_26
GPIO_48	15	16	GPIO_51	GPIO_47	15	16	GPIO_46
GPIO_5	17	18	GPIO_4	GPIO_27	17	18	GPIO_65
GPIO_301	19	20	GPIO_304	GPIO_22	19	20	GPIO_63
GPIO_3	21	22	GPIO_2	GPIO_62	21	22	GPIO_37
GPIO_49	23	24	GPIO_15	GPIO_36	23	24	GPIO_33
GPIO_117	25	26	GPIO_14	GPIO_32	25	26	GPIO_61
GPIO_115	27	28	GPIO_123	GPIO_86	27	28	GPIO_88
GPIO_121	29	30	GPIO_122	GPIO_87	29	30	GPIO_89
GPIO_120	31	32	VDD_ADC	GPIO_10	31	32	GPIO_11
AIN4	33	34	GNDA_ADC	GPIO_9	33	34	GPIO_81
AIN6	35	36	AIN5	GPIO_8	35	36	GPIO_80
AIN2	37	38	AIN3	GPIO_78	37	38	GPIO_79
AIN0	39	40	AIN1	GPIO_76	39	40	GPIO_77
GPIO_20	41	42	GPIO_7	GPIO_74	41	42	GPIO_75
DGND	43	44	DGND	GPIO_72	43	44	GPIO_73
DGND	45	46	DGND	GPIO_70	45	46	GPIO_71

Figura 22. Interface de GPIO do kit de desenvolvimento BeagleBone Black.

As entradas analógicas são denominadas de AINX, *analog input*, onde X corresponde ao pino do processador. O range de tensão suportado pelas portas analógicas varia de 0 a 1,8 Volts. Sinais com amplitudes acima do limiar de 1,8 Volts ou menores que 0 Volts podem ocasionar danos a porta utilizada e até mesmo ao processador. Para garantir que o sinal amostrado seja sempre positivo, utiliza-se um circuito *clamper* ou grampeador.

O circuito grampeador ou *clamper* desloca positiva ou negativamente um sinal acrescentando a ele uma tensão DC. Este circuito não restringe a excursão pia a pico do sinal, move-se a onda inteiramente na direção do eixo positivo ou do negativo, de modo a posicionar os picos em um dado valor de referência. Os circuitos grampeados são classificados em positivos ou negativos de acordo com a direção de deslocamento de uma onda. Se o sinal é deslocado em direção a parte positiva do eixo y, disse-se que o circuito é um grampeador positivo. Se deslocada no sentido negativo de y, o circuito é denominado grampeador negativo. As Figuras 23 e 24 apresentam o resultado de um sinal processado por um circuito grampeador positivo e um negativo respectivamente.

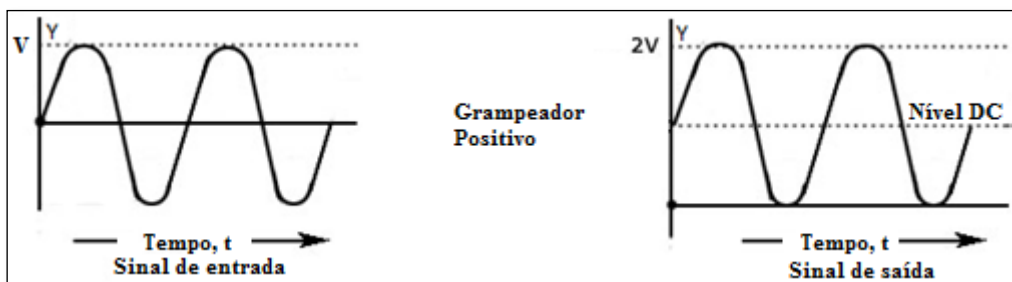


Figura 23. Sinal de saída de grampeador positivo.

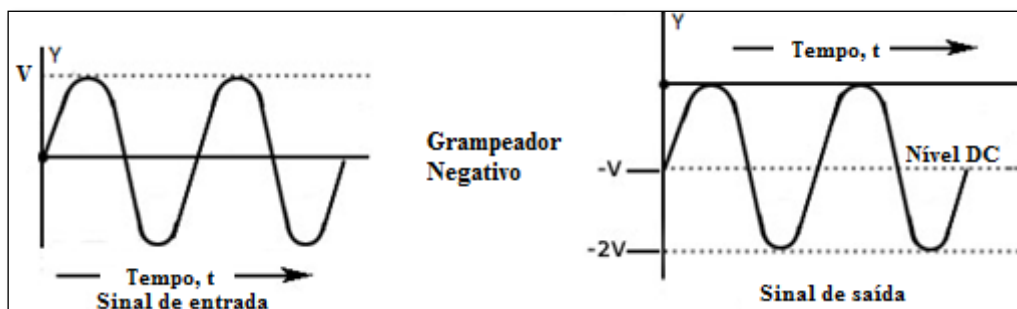


Figura 24. Sinal de saída de grampeador negativo.

O diodo grampeador é um dos circuitos mais para deslocamentos de sinais. Este é composto por um diodo, que conduz a corrente elétrica em somente uma direção e evita que o sinal exceda o valor referência, e por um capacitor que fornece um offset

DC a partir da carga armazenada. A Figura 25 apresenta um simples grampeador positivo.

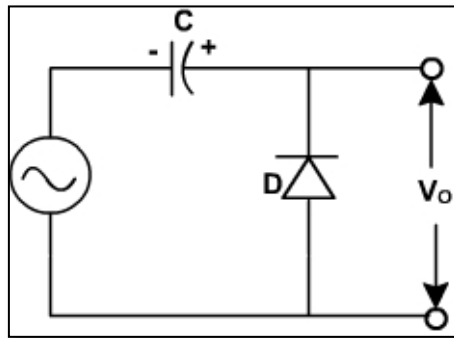


Figura 25. Circuito grampeador diodo positivo.

Para aplicações que requerem circuitos com um alto nível de precisão, o circuito apresentado acima não é a melhor opção. Para a perfeita manutenção da excursão pico a pico do sinal processado, a tensão no capacitor C deve ser igual a tensão do pico mais positivo. Como há uma queda no diodo em condução de aproximadamente 0,7 V, os picos do sinal apresentarão uma diferença de $\pm 0,7$ V. Para evitar a diminuição da amplitude do sinal de maneira fiável, adiciona-se um amplificador operacional ao circuito de grampeamento positivo. Classificam-se circuitos grampeadores com amplificadores operacionais como grampeadores ativos. A Figura 26 apresenta um circuito grampeador ativo positivo.

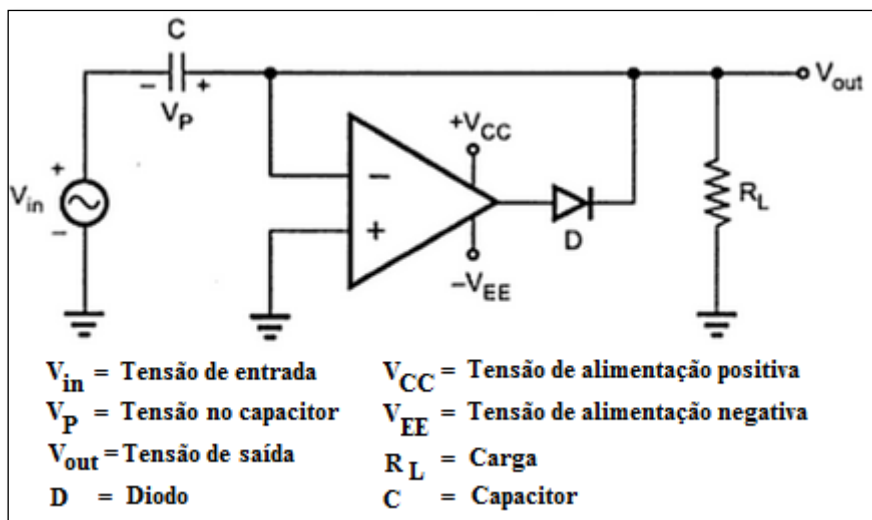


Figura 26. Circuito grampeador ativo positivo.

Quando o sinal de entrada é negativo, a saída do amplificador operacional será positiva devido a entrada inversora na qual aplica-se a onda a ser processada. Desta

maneira, o diodo ligado à saída do amplificador estará diretamente polarizado. Assim, o capacitor C carrega-se ao valor tensão de pico do ciclo negativo do sinal. Para valores de tensão um pouco além do pico negativo, o diodo polariza-se em modo reverso e interrompe a condução. Portanto, a tensão de saída será dada pela soma da tensão de entrada V_{IN} e o valor da tensão do capacitor carregado V_P :

$$V_{OUT} = V_{IN} + V_P \quad (17)$$

Assim, o nível DC é adicionado ao sinal resultante AC. A forma de onda final é senoidal, mas deslocada positivamente de V_P . Como durante o ciclo positivo do sinal de entrada o diodo não conduz, o capacitor retém a carga e apresenta um valor de tensão V_P todo o tempo após o ciclo negativo do sinal. A Figura 27 apresenta a forma de onda resultante após passar por um grampeador positivo.

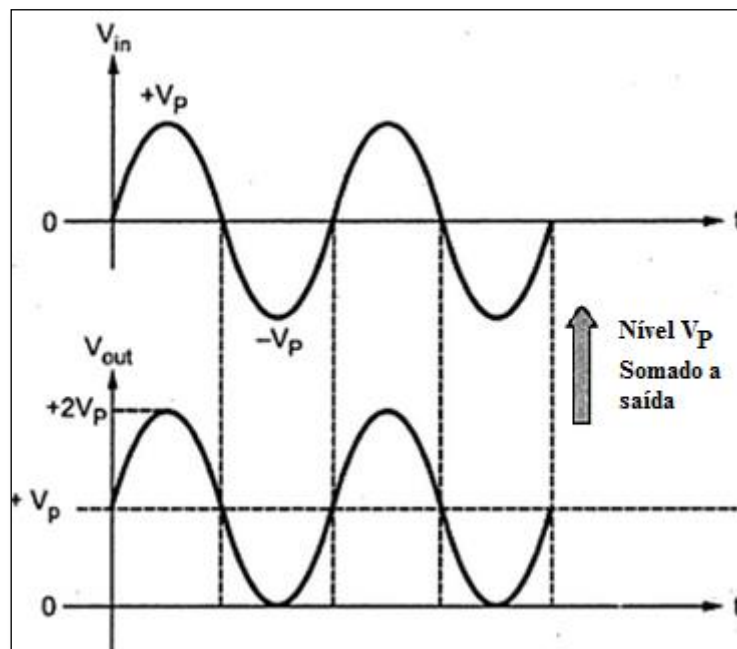


Figura 27. Forma de onda resultante do processamento por um circuito grampeador ativo positivo.

Observa-se que a tensão de pico a pico do sinal resultante varia de 0 a $2 \cdot V_P$, conservando a amplitude do sinal original. O valor de referência para elevação do sinal é determinado pela tensão aplicada à entrada não inversora do amplificador operacional. Para o caso em estudo, deseja-se manter a tensão do sinal a ser amostrado entre 0 e 1,8 Volts.

Para atender os requisitos estabelecidos para a proteção das portas do processador, projetou-se um circuito grampeador ativo positivo que eleva o sinal a uma referência de 0 Volts. A Figura 28 apresenta do circuito projetado.

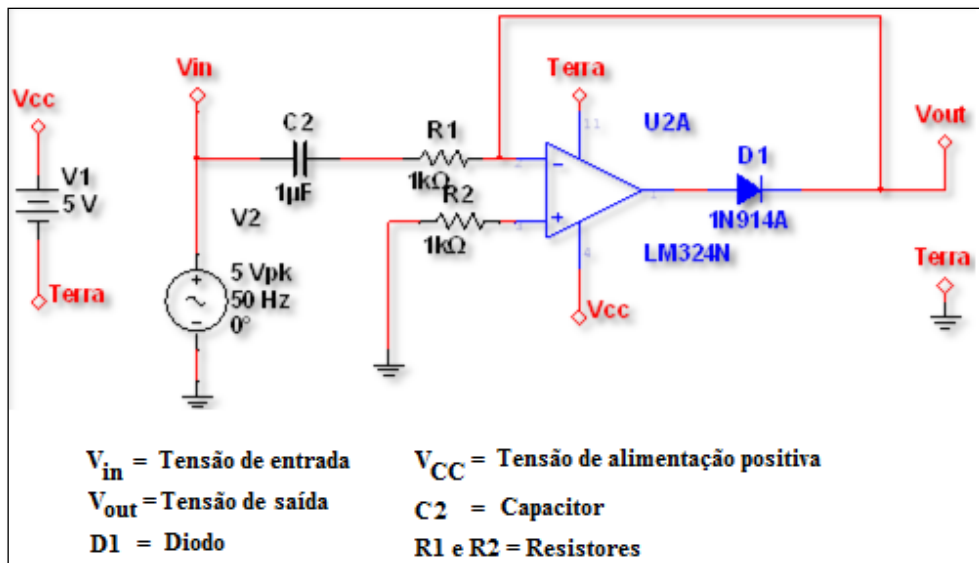


Figura 28. Circuito grameador ativo positivo projetado para as especificações de proteção de portas do kit de desenvolvimento.

O valor de referência é determinado pelo nível DC aplicado à entrada não inversora do amplificador operacional. Em casos ideais, a presença do resistor R2 não se faz necessária, mas na prática o fluxo de corrente nesta porta é não nulo. Adiciona-se um resistor de 1 K Ω no intuito de igualar o potencial das entradas do amplificador. A impedância de entrada varia com a frequência de entrada e com o estado circuito. Se a frequência aumenta, a reatância do capacitor C1 decresce e diminui a impedância de entrada. Adicionalmente, durante o período de condução do diodo D1, a entrada inversora do amplificador operacional é essencialmente um ponto de aterramento AC. Entretanto, durante o ciclo positivo do sinal este mesmo ponto apresenta um nível elevado de impedância. Para este circuito, considera-se o resistor R1 como a impedância absoluta de entrada. O amplificador operacional escolhido é o LM324N. Este amplificador possui uma largura de banda a um ganho unitário de 1 MHz, baixo valor de corrente de offset, baixo valor de offset de entrada e pode ser alimentado por uma única fonte. A Figura 29 apresenta os resultados da simulação do circuito projetado.

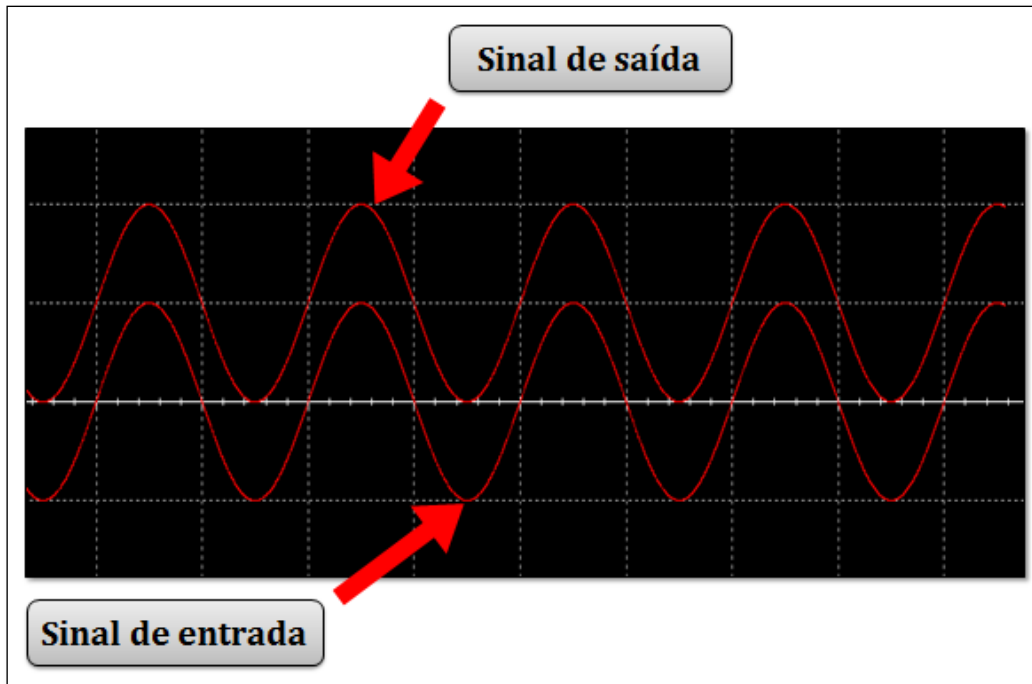


Figura 29. Simulação do circuito grameador projetado.

Após o projeto e a simulação, o circuito grameador foi montado em laboratório. A Figura 30 ilustra os resultados obtidos em laboratório.

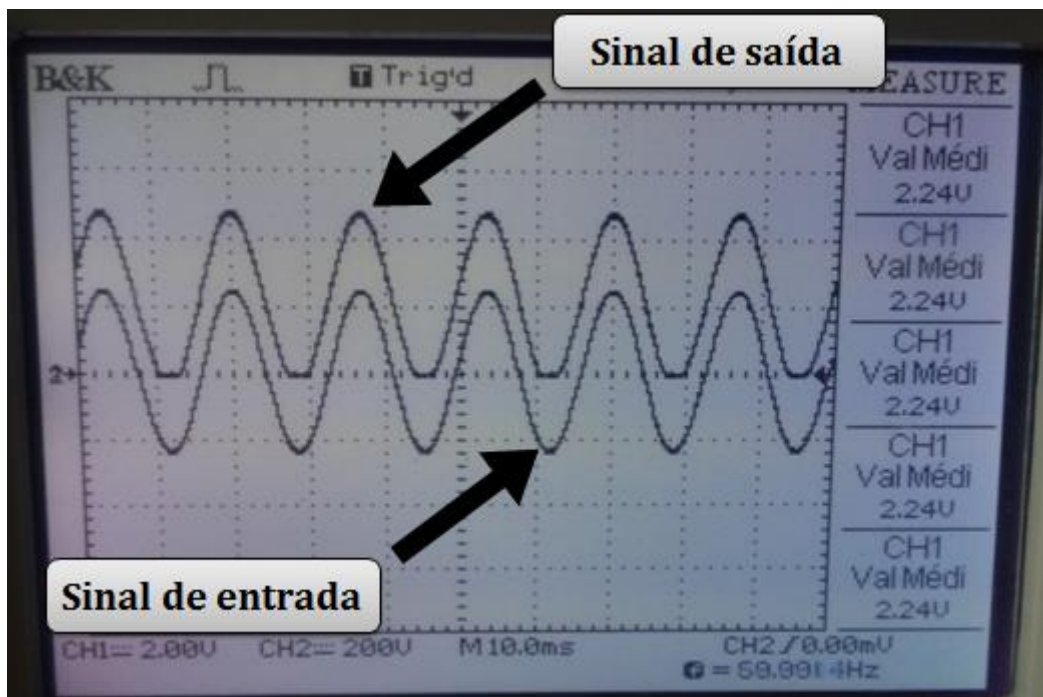


Figura 30. Teste laboratorial do circuito grameador positivo projetado.

Durante o teste, o circuito foi excitado com sinais AC de valor de amplitude de pico a pico variando de 0 a 4,5 V. A tensão de referência observada é de 0 Volts. O

aumento ou decréscimo dos valores de tensão de pico a pico não alteram o valor de referência do sinal de saída, atendendo assim, aos requisitos estabelecidos em projeto.

O circuito de grampeamento do sinal é o primeiro circuito de controle dos valores de tensão para ajuste dois níveis de tensão. Nos testes de aquisição dos sinais de pulsáteis, os valores de amplitude não ultrapassaram 800 mV, o que possibilitaria o uso de somente um circuito grampeador como proteção. Mas com o intuito de garantir que os valores de amplitude dos sinais analisados nunca ultrapassem o limiar de 1,8 Volts, projetou-se um circuito limitador de tensão, conhecido também como circuito ceifador ou *clipper*.

3.3.5 Circuito Ceifador

Um grampeador ou *clipper* é um circuito ou dispositivo que limita, remove ou evita que uma dada porção de uma forma de onda esteja abaixo ou acima de um limiar previamente estabelecido. Um circuito ceifador simples é composto de elementos lineares como resistores e não lineares como diodos e/ou transistores. Seu funcionamento não está atrelado a um componente de armazenamento de energia. Estes circuitos são geralmente classificados como ceifadores positivos, ceifadores negativos e ceifadores positivos e negativos.

Um circuito ceifador positivo limita o ciclo positivo de um sinal a um valor de referência estabelecido. A Figura 31 apresenta um circuito ceifador positivo em série típico, constituído de um resistor e um diodo e a forma de onda de saída do circuito.

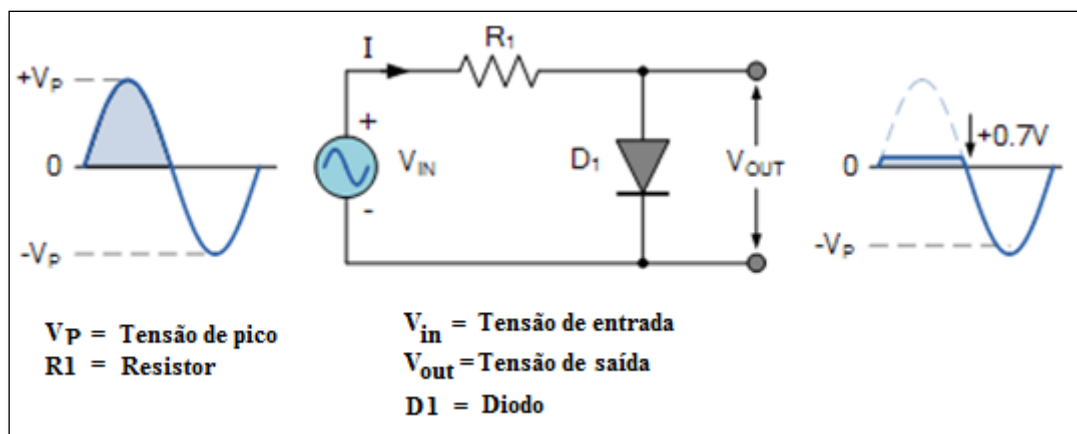


Figura 31. Circuito ceifador positivo em série e a forma de onda resultante do processamento.

No circuito apresentado na Figura 32, o diodo é polarizado diretamente durante o semiciclo positivo do sinal de entrada. Durante a polarização, o diodo mantém a

tensão constante a 0,7 V até a amplitude do sinal desça a valores menores que 0,7 V. Durante o semiciclo negativo, o diodo é reversamente polarizado bloqueando o fluxo de corrente e como resultado não há mudanças na porção negativa do sinal. Para casos onde deseja-se atingir um valor diferente da tensão de polarização do diodo, adiciona-se a este componente uma tensão de polarização. Um exemplo de circuito ceifador polarizado e forma de onda resultante são apresentados na Figura 26.

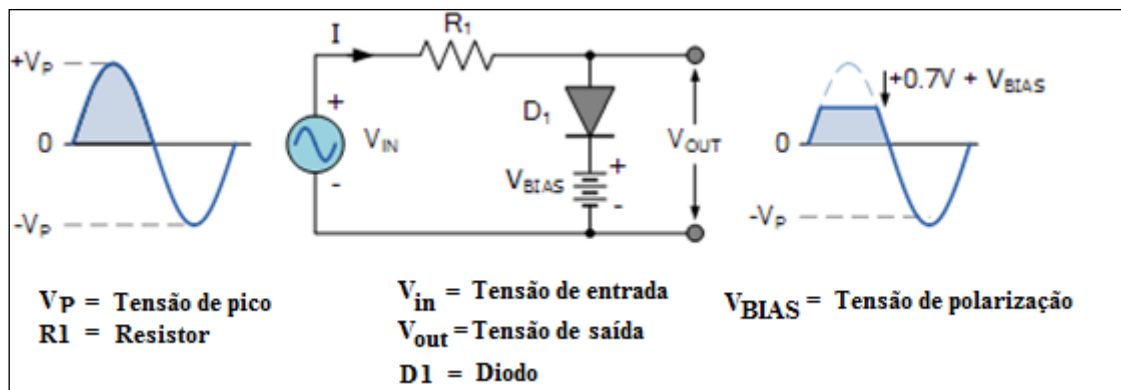


Figura 32. Circuito ceifador em série polarizado e forma de onda de saída do circuito.

Para o ceifador apresentado acima, o valor de pico positivo será dado pela soma da tensão de polarização do diodo e a fonte de tensão adicional utilizada definir o nível da tensão de referência. Para sinais de baixa amplitude, o diodo pode não ser polarizado corretamente, resultante em uma forma de onda diferente da esperada. Circuitos ceifadores precisos podem ser obtidos com a adição de um amplificador operacional. A Figura 33 apresenta um esquemático típico para um ceifador ativo positivo.

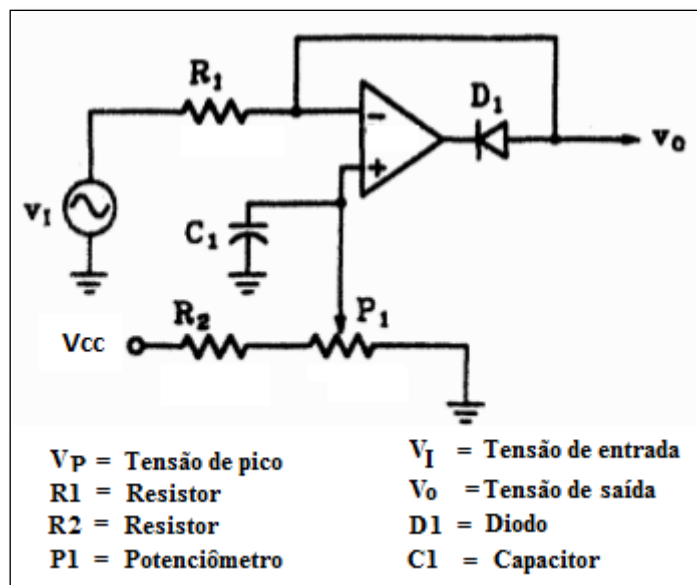


Figura 33. Circuito ceifador ativo.

Com a eliminação da tensão de polarização do diodo, o circuito apresentado na Figura 33 opera próximo da idealidade para um ceifador positivo. O nível de referência para o ceifador apresentado é definido a partir dos valores de tensão aplicados a entrada não inversora do amplificador. O potenciômetro P_1 é utilizado para estabilizar a tensão de referência. O capacitor C_1 evita possíveis flutuações do limite de amplitude estabelecido.

Quando a amplitude do sinal é maior que a tensão de referência, a entrada inversora sempre será menos positiva que a entrada não inversora do amplificador. Portanto, a saída do amplificador permanecerá em um nível positivo. O sinal positivo na saída do amplificador operacional polarizará reversamente o diodo D_1 e essencialmente abrirá a malha de realimentação. Isto permite que a saída do amplificador atinja o valor de saturação e permaneça nesse nível. Quando o diodo D_1 está reversamente polarizado, o circuito não tem efeito sobre o sinal. Para valores que excedem a tensão de referência, a saída do amplificador começa a assumir valores negativos. Deste modo, o diodo d_1 será diretamente polarizado fechando a malha de realimentação. Com o loop de realimentação fechado, os valores de tensão na entrada inversora e na não inversora serão iguais a V_{REF} . Portanto, enquanto o sinal de entrada for mais positivo que a tensão de referência, o diodo D_1 irá permanecer diretamente polarizado e a tensão na entrada inversora do amplificador e saída permanecerão ao nível de V_{REF} .

O nível de referência deste circuito é dado pelo divisor de tensão acoplado a entrada não inversora do amplificador. No circuito apresentado na Figura 27, o nível de referência será determinado pela tensão no potenciômetro P1. Deste modo, tem-se:

$$+V_{REF} = V_{CC} \frac{P_1}{P_1 + R_2}$$

Para o limite máximo de tensão do conversor analógico-digital utilizado, V_{REF} será igual 1,8 V. Para o circuito prático, substituiu-se o potenciômetro P1 por um resistor R1. O valor de resistência escolhido é de 10 K Ω . Tendo-se conhecimento do nível de referência e o valor de R1, calcula-se R2 para a tensão de saída do circuito esteja limitada a 1,8 V. Deste modo:

$$R_2 \cong 17.78 \text{ K}\Omega$$

O valor comercial mais próximo ao resultado encontrado acima é de 18 K Ω .

A impedância instantânea de entrada dependerá da polarização do diodo D1. Durante a polarização direta a impedância de entrada é determinada pelo valor de R1 porque a entrada inversora é um ponto de aterramento virtual AC. Quando reversamente polarizado, a impedância de entrada será a soma do resistor R1 e a impedância do estágio seguinte. Como o primeiro será mais baixo, assume-se que R1 é a impedância mínima de entrada do circuito. Para o circuito projetado, selecionou-se um resistor de 1 K Ω . . A Figura 34 apresenta o circuito projetado para o limiar máximo d 1,8 V estabelecido.

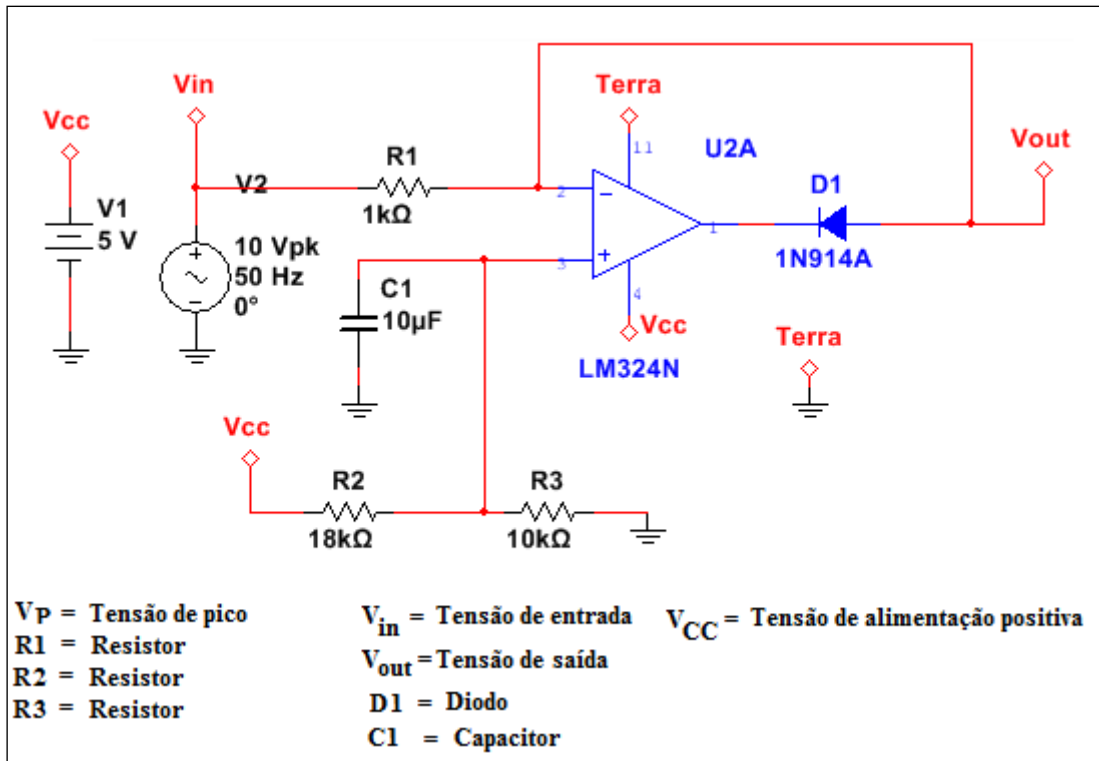


Figura 34. Circuito ceifador ativo positivo projetado para as especificações de proteção de portas do kit de desenvolvimento.

Utiliza-se novamente o amplificador LM324N para a implementação do ceifador. As Figuras 35 e 36 apresentam os resultados de simulação obtidos para o circuito mostrado acima.

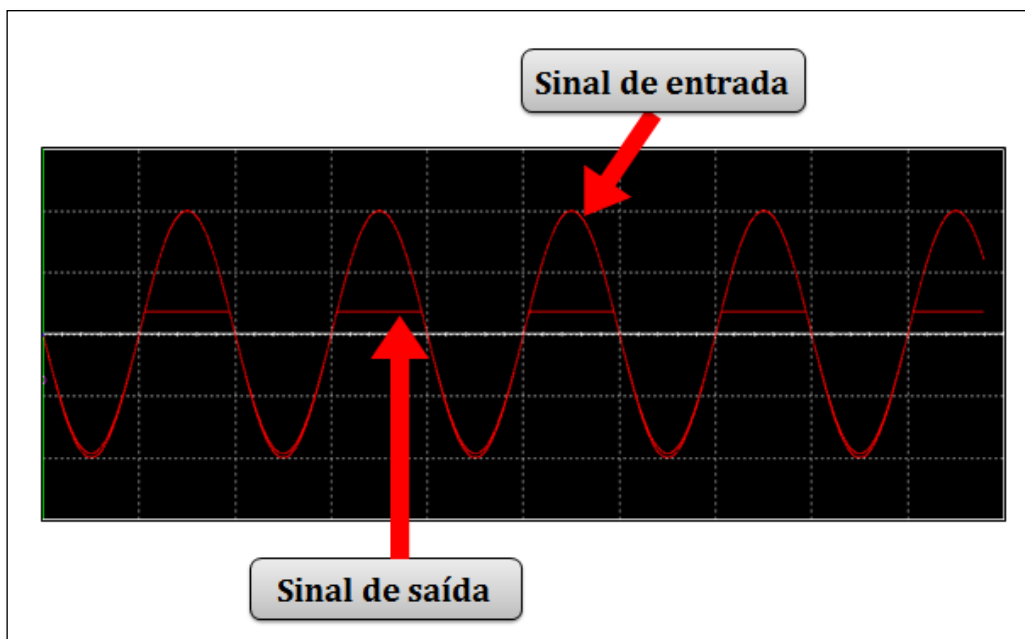


Figura 35. Simulação do circuito ceifador projetado.

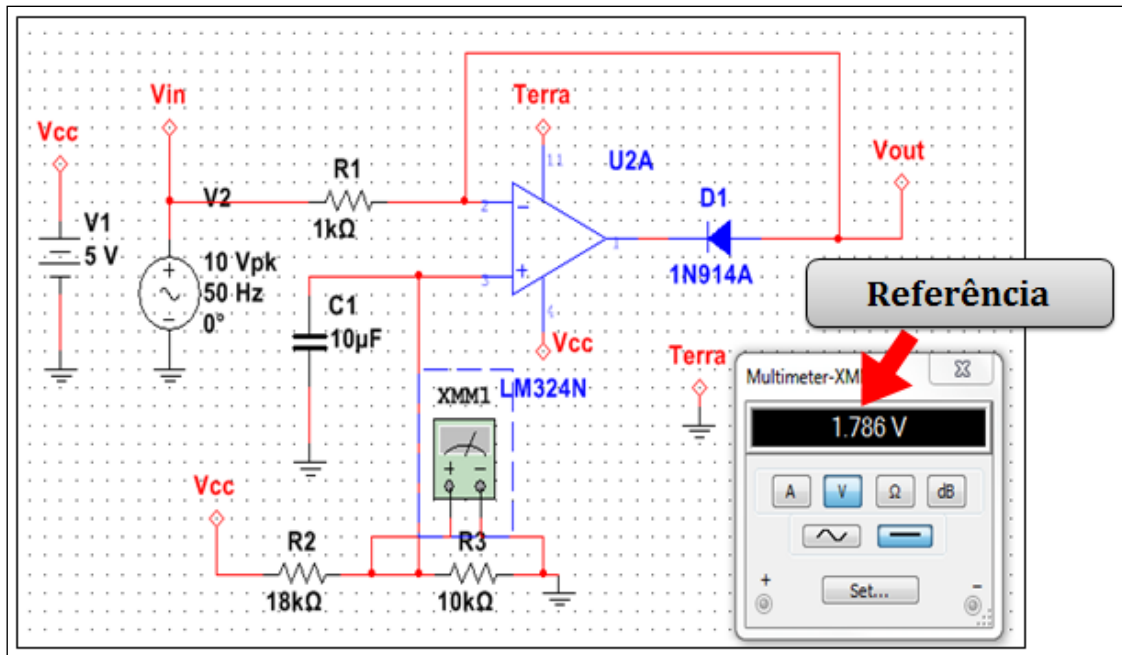


Figura 36. Valor de referência para o circuito ceifador projetado.

O circuito de proteção do conversor A/D é formado pelos circuitos grampeador e ceifador conectados em cascata. A Figura 37 aparenta o resultado da simulação após a junção dos estágios.

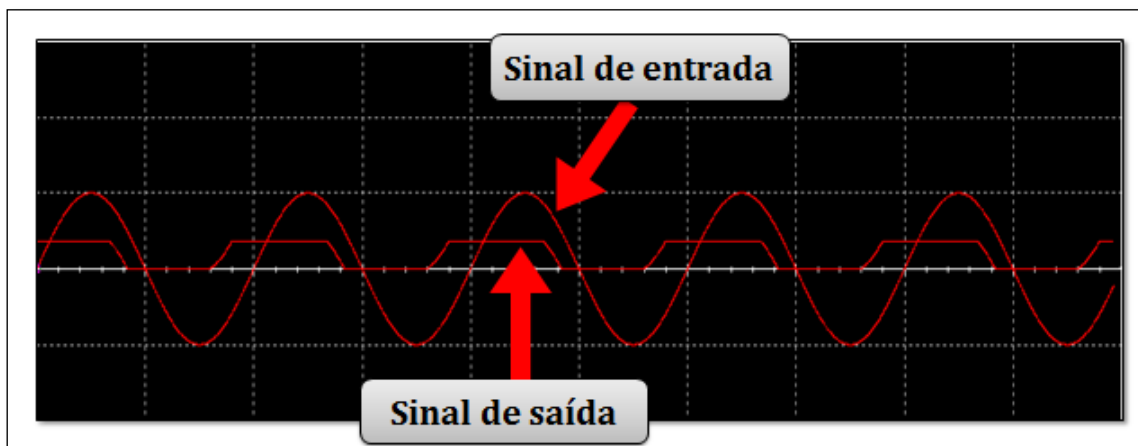


Figura 37. Resultado da simulação após o cascadeamento do circuito ceifador e o grampeador.

3.4 MÓDULOS DE SOFTWARE

3.4.1 Introdução

Após o sinal pletoisomográfico ser processado pelos módulos de hardware, o sinal é direcionado a uma porta de entradas analógicas do kit de desenvolvimento. O sinal será digitalizado e a partir dos dados digitais as informações acerca da taxa de saturação de

oxigênio no sangue e a frequência cardíaca serão obtidas. A Figura 38 apresenta o fluxograma do módulo de software do sistema de oximetria implementado.

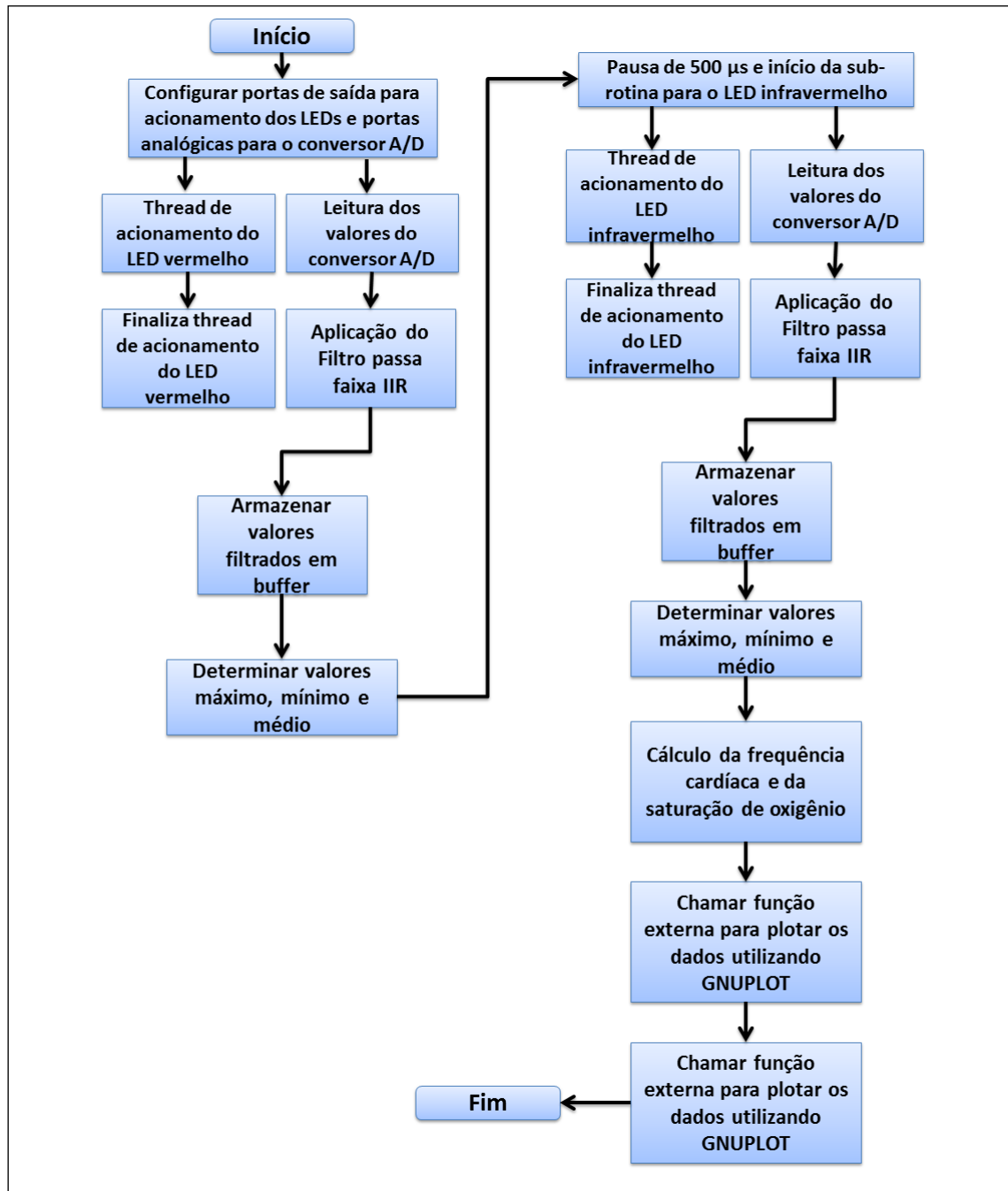


Figura 38. Fluxograma do módulo de software do sistema de oximetria.

Os códigos escritos durante o processo de desenvolvimento foram feitos em um *host* e enviados via SSH para o *target* para serem compilados e executados.

3.4.2 Acionamento dos LEDs e leitura dos valores do conversor A/D

Diferentemente do processo de codificação habitual de microcontroladores, onde a utilização da interface GPIO é acessada ou configurada a partir de registradores específicos da plataforma, em um ambiente de desenvolvimento Linux, o controle do fluxo de dados é feito em um nível mais alto de abstração. Para acesso dos periféricos e dos pinos de entrada e saída de dados, faz-se uso de uma estrutura de dados para descrever o hardware do kit de desenvolvimento.

Device Tree, ou árvore de dispositivos é uma estrutura de dados que descreve hardware, essencialmente desassociando as configurações de hardware da placa e do *device driver* do kernel do Linux. Os periféricos são acessados a partir de arquivos em diretórios específicos. Para a interface de GPIO, os arquivos de cada pino se localizam em `sys/class/gpio/gpioX`, onde X é o número do pino alvo.

O processador AM3359 possui 4 controladores de GPIO, denominados `gpio0`, `gpio1`, `gpio2` e `gpio3`. Cada um destes controladores é responsável por controlar 32 pinos do processador. A atribuição de controle dos pinos se dá de forma sequencial, iniciando-se pelo controlador `gpio0`. Para escrever ou ler dados de um pino específico, devem-se contabilizar os pinos do controlador anterior ao atual onde se localiza o pino alvo. Por exemplo, para acessar o pino 28 do controlador `gpio1`, contabiliza-se os 32 pinos pertencentes ao controlador `gpio0`. Desta forma, o diretório de acesso ao pino 28 de `gpio1` será `/gpio60`, onde estão presentes os arquivos *direction* e *value*. A partir destes arquivos, pode-se determinar o sentido do fluxo de dados e valor lógico do pino. Escrevendo-se *out* no arquivo de direção, o pino é configurado como saída. Com isso, ao escrever 1 no arquivo *value* a porta estará em nível lógico alto, e 0 estará em baixo. Para o oxímetro de pulso são utilizados dos pinos do processador, um para o LED vermelho e outro para o LED infravermelho.

O conversor analógico/digital na BeagleBone Black é um controlador de *display touch screen* e um ADC de propósito geral. Os resultados do processo de conversão são obtidos de um arquivo onde são escritos os valores digitais da amostra e cada entrada analógica possui seu arquivo para escrita. O processo de configuração das entradas analógicas é semelhante ao descrito anteriormente para os pinos I/O digitais. Os valores em um arquivo de uma entrada analógica são sobrescritos a cada nova amostra. no oxímetro de pulso, os dados do conversor A/D são lidos concorrentemente ao acionamento dos LEDs. Os LEDs são acionados com *threads* independentes do

processo principal do software de oximetria. Quando o intervalo de acionamento de um dos LEDs termina, a *thread* responsável pelo acionamento do LED é finalizada.

3.4.3 Filtro Digital Passa Faixa e Filtro Média Móvel

Após os sinais serem processados pelos módulos de hardware, estes são amostrados e convertidos. Para eliminar os ruídos ainda associados ao sinal analisado, implementou-se um módulo digital de filtragem. Este é constituído por um filtro passa faixa e por um filtro média móvel. A Figura 39 apresenta o fluxo de dados após conversão das amostras.

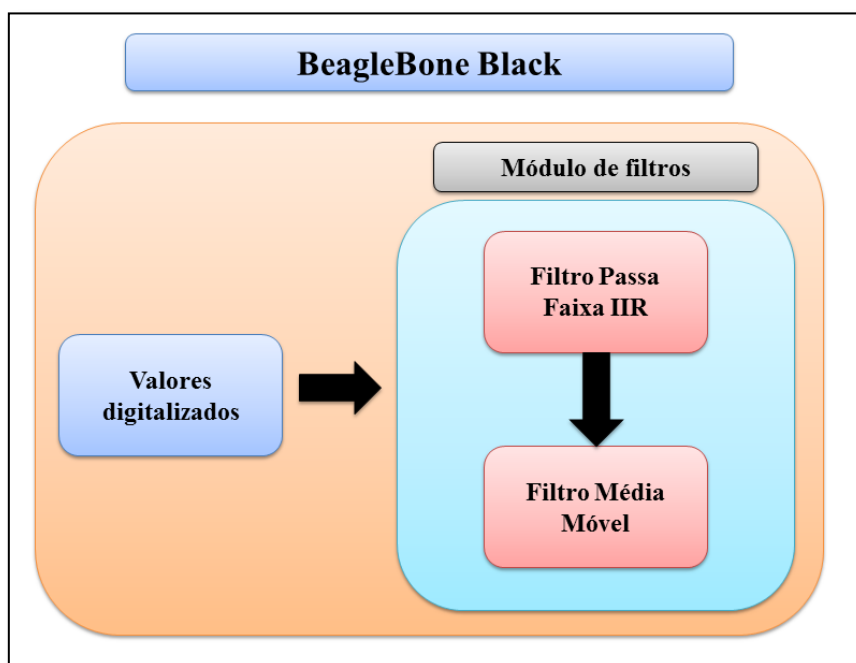


Figura 39. Fluxo de dados entre os módulos de software para processamento do sinal pletoimográfico.

Filtragem digital é uma das ferramentas mais poderosas de processamento digital de sinais. Esta técnica oferece várias vantagens quando comparadas as técnicas analógicas de filtragem. Podem-se atingir melhores especificações com filtros de ordem de dezenas de unidades, tarefa impraticável quando se trabalha somente com filtros analógicos. Além disso, as características de um filtro digital podem ser alteradas modificando o software implementado, sem a necessidade de modificações em módulos de hardware.

Filtros digitais podem ser classificados em vários diferentes grupos dependendo dos critérios utilizados para a classificação. Os dois principais tipos de filtros digitais são FIR, resposta ao impulso finita, e o IIR, resposta ao impulso infinita. Como a

terminologia sugere, estas classificações referem-se à resposta ao impulso do filtro. Em filtros FIR cada amostra de saída é calculada multiplicando-se primeiramente as amostras do sinal de entrada pelos coeficientes do filtro, e em seguida, somar os resultados de cada multiplicação. A resposta ao impulso de filtro do tipo FIR tendem a 0, tendo assim, uma duração finita. . A Figura 40 apresenta um diagrama de blocos típico para um filtro digital do tipo FIR.

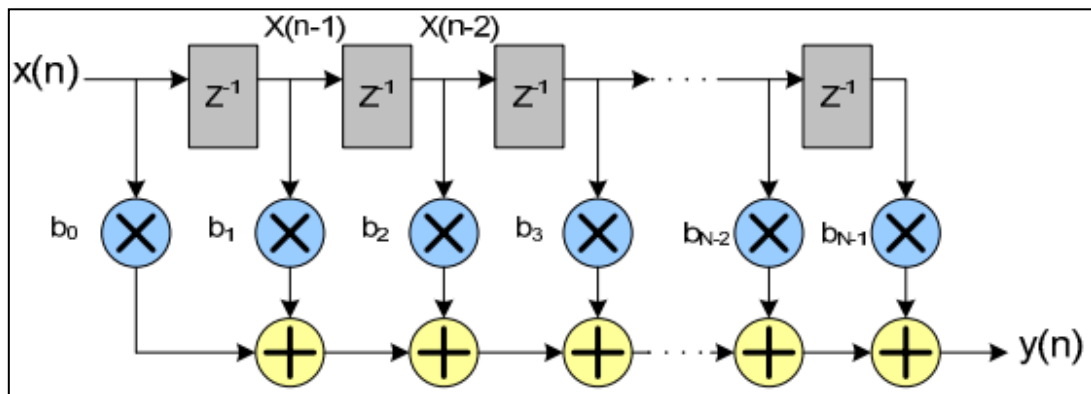


Figura 40. Diagrama de blocos de um filtro digital do tipo FIR.

Lista-se a abaixo as principais características e propriedades de um filtro FIR:

- Filtros FIR não têm equivalente analógico;
- Não requer laços de realimentação. Isto significa que quaisquer erros de aproximação não são agravados pelas iterações de soma;
- Podem ser concebidos para terem fase linear, o que significa que a mudança de fase é proporcional a frequência;
- São inerentemente estáveis, pois a saída é a soma de um número finito de múltiplos finitos dos valores de entrada. Portanto, a saída não pode ser maior que multiplicação do somatório dos coeficientes pelo maior valor de entrada.

A principal desvantagem de um filtro do tipo FIR é que há a necessidade de um poder de processamento consideravelmente maior em um processador de propósito geral, quando comparado a um filtro do tipo IIR, especialmente quando baixas frequências de cortes são requeridas.

Em filtros IIR, os valores de saída anteriormente calculados e os valores anteriores do sinal de entrada são utilizados para determinar a saída atual. Estes filtros são definidos por um conjunto de coeficientes recursivos que não obtidos pela resposta ao impulso, mas por outros meios como uma transformação bilinear da resposta de um

filtro analógico. Diferentemente dos filtros do tipo FIR, a resposta ao impulso de filtros do IIR não tendem a 0, sendo assim caracterizada como infinita. A Figura 41 apresenta um diagrama de blocos típico de um filtro do tipo IIR.

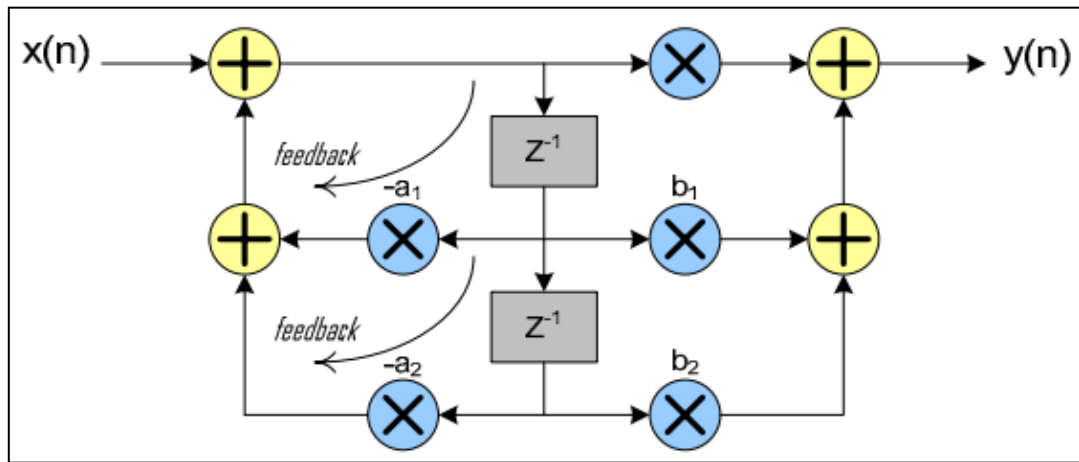


Figura 41. Diagrama de blocos típico de um filtro digital do tipo IIR.

Lista-se abaixo, as principais características e propriedades de um filtro do tipo IIR:

- Filtros do tipo IIR são tipicamente implementados como o equivalente digital de filtros analógicos clássicos como Butterworth, Chebyshev, Bessel ou Elíptico;
- A localização dos pólos determina a estabilidade de um filtro do tipo IIR. Os pólos devem estar localizados no semiplano esquerdo do plano Z para que o sistema seja estável;
- Geralmente têm as piores respostas de fase não lineares nos limites das bandas;
- Apresentam alta velocidade de processamento devido ao baixo número de operações de multiplicação e soma que são necessárias para atingir o resultado;
- O projeto para ordens superiores a 8 torna-se complicado devido a questões de estabilidade;
- Filtros do tipo IIR são muito sensíveis aos efeitos consequentes das aproximações introduzidas por operações matemáticas de precisão finita.

Um filtro IIR consegue atingir requisitos especificados durante o projeto com um menor número de coeficientes quando comparado a um filtro FIR. Para minimização dos recursos computacionais e agilização do processo de implementação, projetou-se um filtro digital do tipo IIR para satisfazer os requisitos de filtragem para o oxímetro de pulso.

O método mais comum de design para filtros IIR é a utilização de filtros analógicos clássicos de forma análoga para o projeto. Este se torna o melhor método quando se projeta filtros padrões tais como passa baixa, passa alta, passa faixa e rejeita faixa. O primeiro passo para o projeto do filtro é definir as especificações e requisitos do filtro desejado. O filtro projetado para o oxímetro de pulso é um passa faixa. A faixa de passagem estabelecida vai de 0.5 Hz a 50 Hz. Estes valores são definidos no intuito de eliminar possíveis componentes DC associadas ao sinal a ser analisado e o ruído de 60 Hz inerente à rede elétrica.

Os tipos mais comuns de filtros analógicos utilizados para se obter o equivalente digital são: Butterworth, Chebyshev tipo I e tipo II, elípticos e Bessel.

O filtro Butterworth é conhecido por ter uma resposta em magnitude plana em toda banda passante. Para atingir especificações pré-estabelecidas, são necessárias ordens mais altas quando comparado aos demais tipos de filtro.

O filtro Chebyshev permite alcançar uma alta taxa de *roll-off* permitindo a ocorrência de *ripple* na resposta em frequência. Se o *ripple* aumenta, a transição se torna mais acentuada. Filtros Chebyshev que permitem *ripple* somente na banda passante são chamados de tipo I. Filtros Chebyshev que apresentam *ripple* somente na faixa de rejeição são chamados de tipo 2. Comparado ao Butterworth, o filtro Chebyshev pode atingir uma transição mais acentuada entre a banda passante e a de rejeição com uma ordem de filtro menor. A transição mais brusca entre a banda passante e a banda de rejeição de um filtro Chebyshev produz erros absolutos menores e uma execução mais rápida que o filtro Butterworth. Para um mesmo conjunto de especificações, a ordem de um filtro Chebyshev do tipo II é menor que a do tipo I.

Para um filtro elíptico, a inclinação de corte é mais acentuada quando comparado a um filtro Butterworth, Chebyshev ou Bessel, mas resposta em amplitude apresenta *ripples* na banda passante e também na banda de rejeição e a resposta em fase não é linear. Comparado com os demais filtros, o elíptico apresenta a transição mais nítida entre a banda passante e a de rejeição.

O filtro Bessel maximiza a planicidade da resposta em fase e em magnitude. Este filtro é o que mais se aproxima da linearidade de fase na banda passante. Pode-se utilizar filtros Bessel para reduzir a distorção não linear de fase inerente a filtros do tipo IIR. A Figura 42 apresenta a resposta em magnitude dos filtros analisados anteriormente.

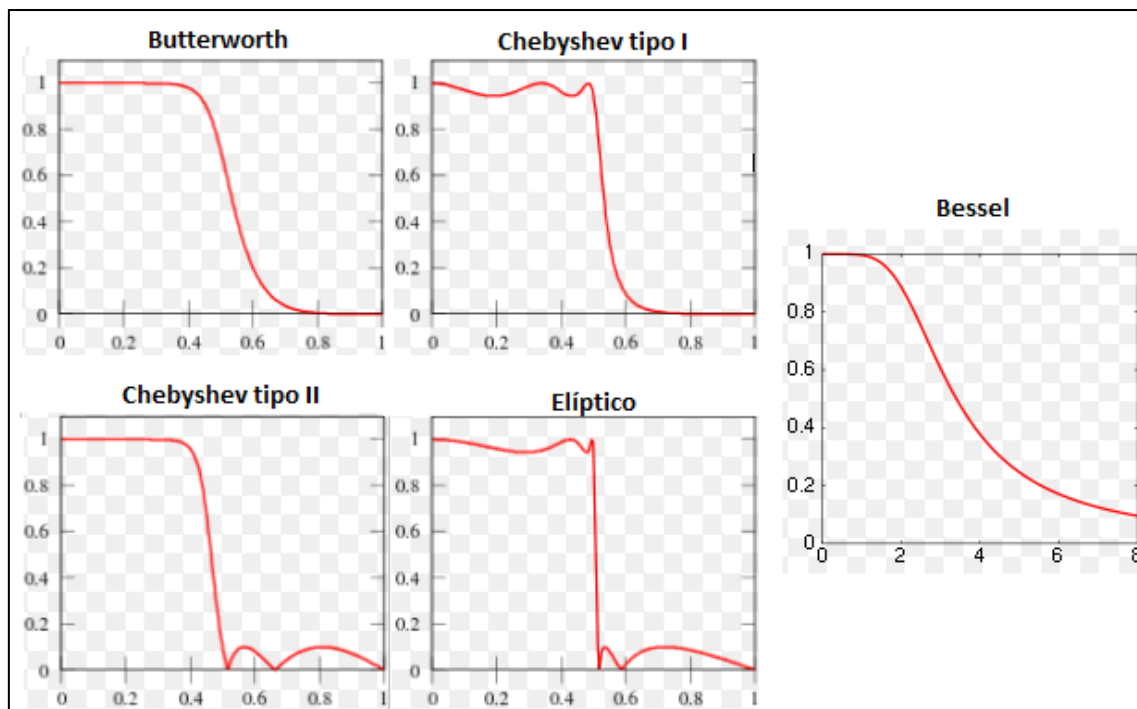


Figura 42. Resposta em amplitude para os filtros Butterworth, Chebyshev tipo I e II, Elíptico e Bessel.

O tipo de filtro escolhido para atender as especificações de projeto foi o Chebyshev tipo I. Para design e teste do filtro, a ferramenta escolhida foi o software MATLAB. O software MATLAB possui um conjunto de ferramentas com milhares de funções dedicadas ao estudo e prototipagem em processamento digital de sinais. Para projetar o filtro a partir das especificações definidas, fez-se uso de funções para projeto de filtros do tipo Chebyshev tipo I: `cheb1ord()` e `cheby1()`.

A função `cheb1ord()` é utilizada para encontrar a ordem mínima de um filtro do tipo Chebyshev 1 para especificações pré-estabelecidas. Os parâmetros de entrada da função `cheb1ord()` são: a frequência de início da banda passante W_P , o valor de frequência onde se inicia a banda de rejeição W_S , a amplitude dos *ripples* na banda passante R_P que deve ser especificado em decibéis e a atenuação da banda de rejeição R_S que também é dado em decibéis. Desta maneira, o protótipo apresenta-se na seguinte forma: `cheb1ord(W_P, W_S, R_P, R_S)`.

Após a determinação da ordem do filtro, utiliza-se a função `cheby1()` para encontrar os coeficientes que compõem o filtro. Esta função tem como argumentos de entrada a ordem do filtro, a amplitude dos *ripples* na banda passante e frequência de início da banda passante. Os argumentos de entrada que se referem a valores de

frequência devem ser normalizados por metade do valor da frequência de amostragem utilizada, de forma que os valores não sejam maiores do que 1.

O sinal pletismográfico varia com a frequência cardíaca. Espera-se que a frequência cardíaca de um adulto varie entre 0.5 Hz e 3 Hz, ou ainda, de 30 bpm a 180 bpm. Estes valores são extrapolados e considera-se para o sistema de oximetria uma banda passante de 49.5 Hz que varia entre 0.5 Hz e 50 Hz. Para as dadas especificações, projetou-se um filtro de ordem 4. A figura 43 e 44 apresentam a resposta em frequência e um sinal processado pelo filtro projetado respectivamente.

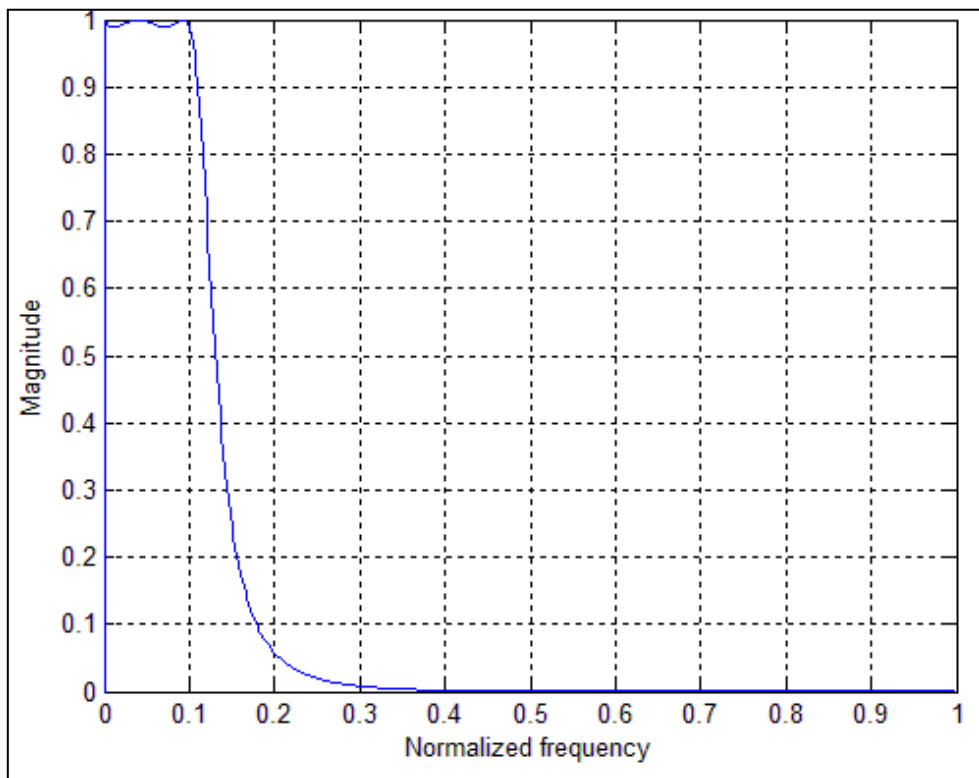


Figura 43. Resposta em frequência de um filtro passa faixas IIR do tipo Chebyshev tipo I de ordem 4.

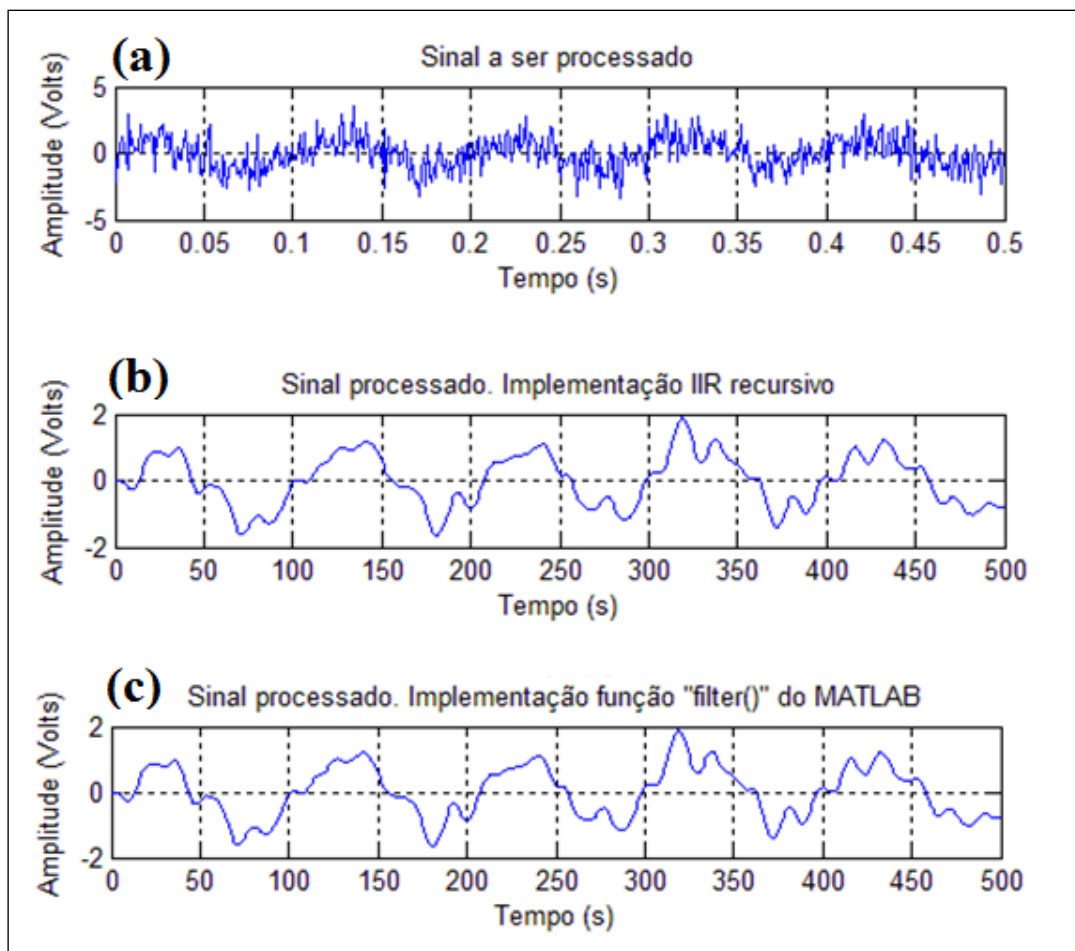


Figura 44. (a) Sinal de entrada. (b) Sinal processado a partir da equação das diferenças. (c) Sinal processado a partir da função filter() do MATLAB.

A Figura 44 apresenta três gráficos. O gráfico (a) é um sinal senoidal com ruídos gaussianos e que durante a rotina é processado pelo filtro passa faixas. Os gráficos (b) e (c) são idênticos e correspondem ao sinal processado pelo filtro, mas são obtidos de duas maneiras distintas. O gráfico (b), é resultado da implementação direta da equação diferencial obtida para o filtro passa faixa. Esta mesma técnica é implementada no kit de desenvolvimento BeagleBone Black. O gráfico (c) é o resultado do processamento do sinal ruidoso utilizando a função filter() do MATLAB. Esta função implementa um filtro projetado a partir dos coeficientes da equação diferencial do filtro. O gráfico (c) ratifica a correta implementação do filtro que é embarcado no processador utilizado no sistema de oximetria. Após ser processado pelo filtro passa faixa, o sinal é processado por um filtro média móvel.

O filtro média móvel é o mais comumente usado em processamento digital de sinais devido à simplicidade de implementação. Trata-se de um filtro passa baixa ótimo para a atenuação de ruídos aleatórios, mantendo a resposta ao degrau do sinal. Como o

nome indica, o filtro média móvel opera calculando a média de conjunto de pontos do sinal de entrada para produzir cada ponto do sinal de saída. A Figura 45 apresenta a resposta em frequência de um filtro média móvel para diferentes comprimentos do conjunto de pontos.

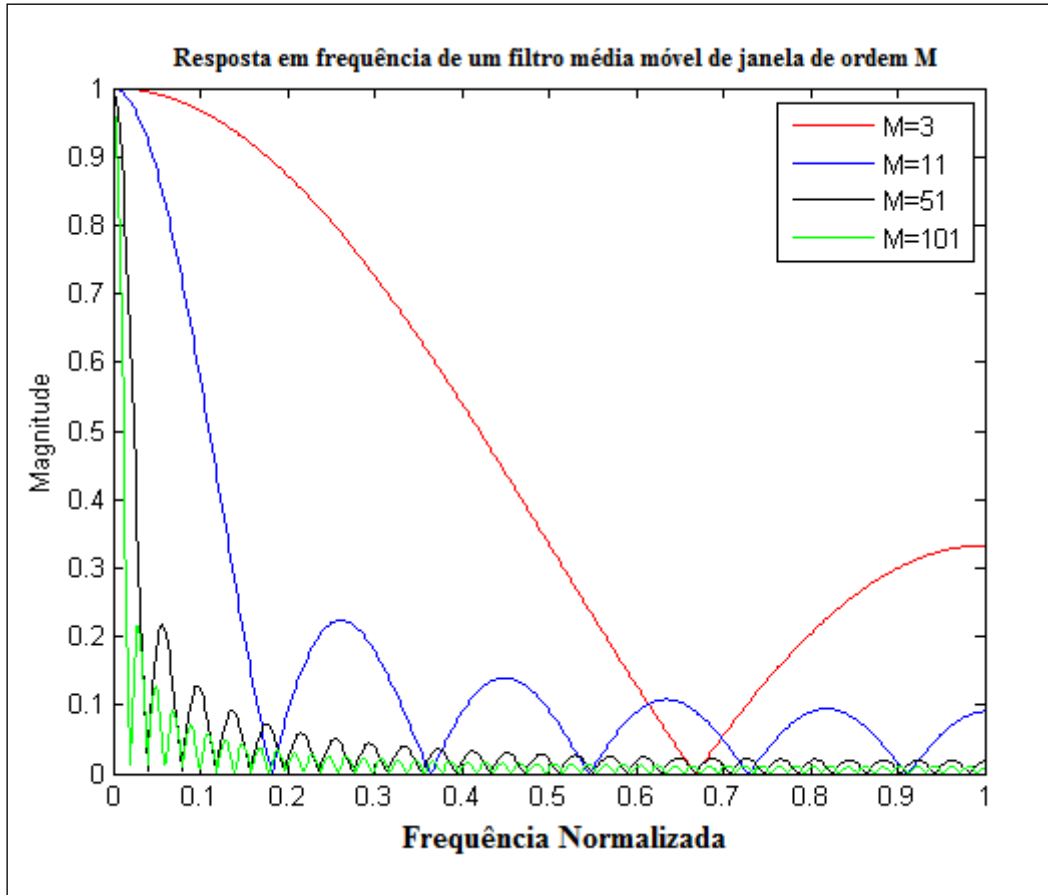


Figura 45. Resposta em frequência para um filtro média móvel de ordem M.

A principal desvantagem do filtro média móvel é que para filtrar significativamente ruídos de alta frequência, o tamanho da janela, conjunto de dados, para o cálculo da média precisa ser grande. Para aplicações em tempo real, uma grande janela pode induzir latência ao sistema. Para o caso do oxímetro de pulso, utiliza-se uma janela de 10 amostras. A Figura 46 apresenta o resultado do cascadeamento dos filtros digitais passa faixa e média móvel.

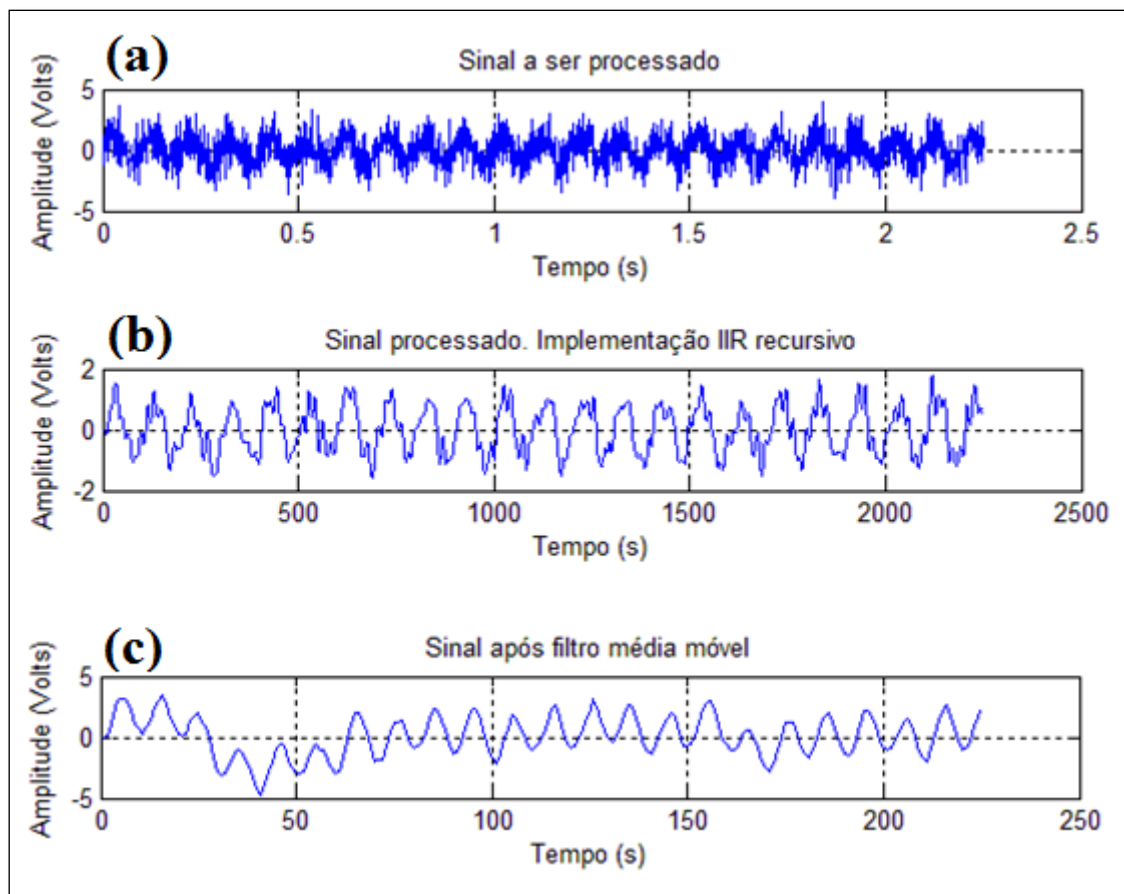


Figura 46. (a) Sinal afetado por ruído gaussiano. (b) Sinal de saída de um filtro passa faixas. (c) Sinal de saída de um filtro média móvel.

3.4.4 Plotagem do sinal pletismográfico

Além do cálculo da taxa de saturação de oxigênio no sangue e da frequência cardíaca, o sistema de oximetria implementado mostra o sinal pletismográfico amostrado em um dado intervalo de tempo. Para a construção de gráficos dos sinais pletismográficos, fez-se uso do GNUPLOT.

O GNUPLOT é um software de linha de comando para plotagem de gráficos de duas e três dimensões e também de conjuntos de dados. Ele pode ser executado em plataformas x86 e em processadores ARM e é suportado para os principais sistemas operacionais utilizados no mercado. As saídas podem ser geradas diretamente na tela ou exportada para diversos formatos de imagem. No sistema de oximetria, o GNUPLOT é utilizado interativamente a partir de *scripts*. Os valores amostrados a partir dos feixes luminosos emitidos são armazenados em um *buffer* e este é utilizado para a plotagem dos dados.

3.4.5 Virtual Network Computing

Para a visualização do ambiente operacional do kit de desenvolvimento, utiliza-se uma tecnologia denominada VNC, *Virtual Network Computing*. Com um software de VNC é possível compartilhar graficamente o ambiente de trabalho de um dispositivo remoto, bem como assumir o controle das operações.

Um sistema VNC trabalha baseando-se no modelo servidor/cliente. Um visualizador VNC, o cliente, é instalado em um computador local e conecta-se ao servidor, que deve ser instalado no *host* remoto. O servidor envia uma duplicata da tela do computador remoto para o cliente. O servidor também interpreta os comandos do cliente e os aplica ao servidor. VNC é uma plataforma independente e é compatível com qualquer sistema operacional. A rede de conexão entre os dispositivos deve ser baseada em protocolos TCP/IP e os dispositivos envolvidos devem ter portas liberadas para a conexão.

Para o caso em estudo, o software do servidor é instalado no kit de desenvolvimento. Desta forma, é possível visualizar e controlar o ambiente operacional da placa a partir de um notebook.

4 RESULTADOS

Todos os módulos de hardware e software foram testados separadamente. Os resultados obtidos dos testes realizados homologam os subsistemas que compõe o oxímetro de pulso.

O primeiro teste foi realizado com o intuito de testar o software de acionamento dos LEDs. Os resultados foram obtidos com um osciloscópio. O sensor de oximetria foi acoplado ao dedo de um voluntário e dados resultantes do acionamento do sensor foram obtidos da saída de um amplificador de impedância. A Figura 47 apresenta os resultados obtidos durante o teste.

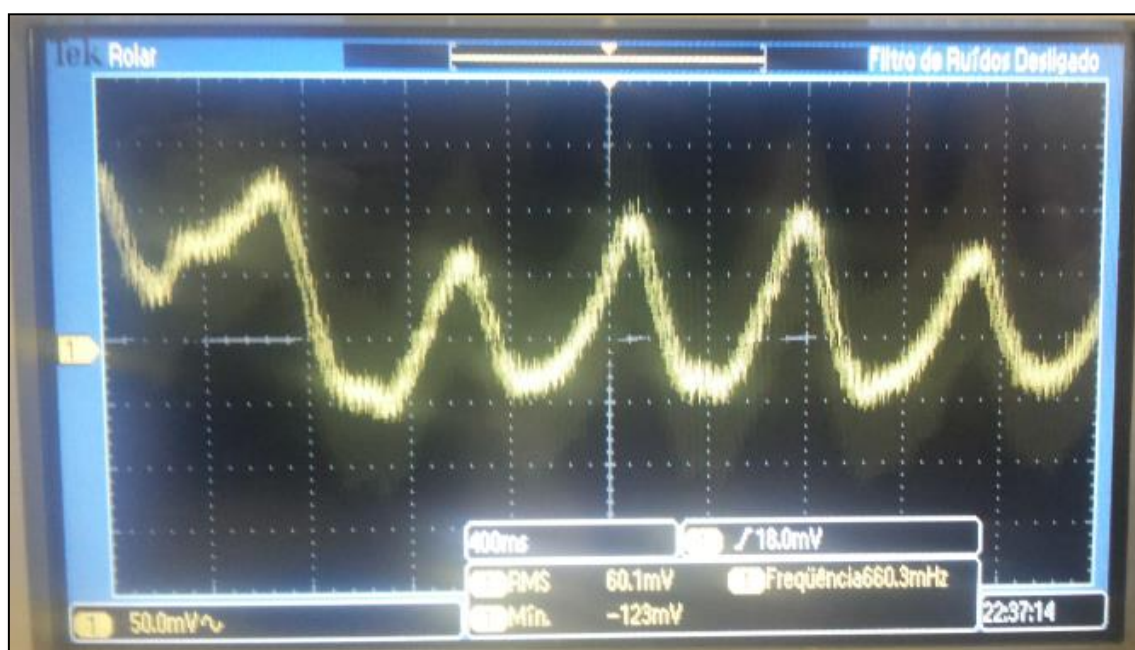


Figura 47. Sinal pletoismográfico resultante do teste da rotina de acionamento do sensor de oximetria.

Nota-se que o sinal de saída do amplificador de transimpedância é bastante ruidoso, com a frequência do sinal variando entre 0,500 MHz e 60 Hz. As principais causas identificadas foram o ruído de 60 Hz oriundo da fonte de alimentação e a luz ambiente. Observa-se também que sinal mostrado na Figura 47 não apresenta as características de uma curva pletoismográfica. As distorções observadas na onda acima são consequentes dos intervalos definidos para o acionamento dos LEDs. Os problemas identificados foram solucionados em dois estágios. Primeiramente, com o intuito de reduzir os ruídos associados ao sinal, somente um LED vermelho do sensor de oximetria foi acionado. Quando incididas por luz vermelha, as moléculas de HbO₂

absorvem menos energia e a potência do sinal transmitido é maior. Nesta condição, a relação sinal/ruído é maior e adequada para testar o módulo de filtragem. Os ruídos observados na Figura 47 foram atenuados com a adição do filtro passa faixa ativo e a fixação das abas de proteção laterais do sensor. A Figura 48 apresenta os resultados obtidos para as modificações de hardware.

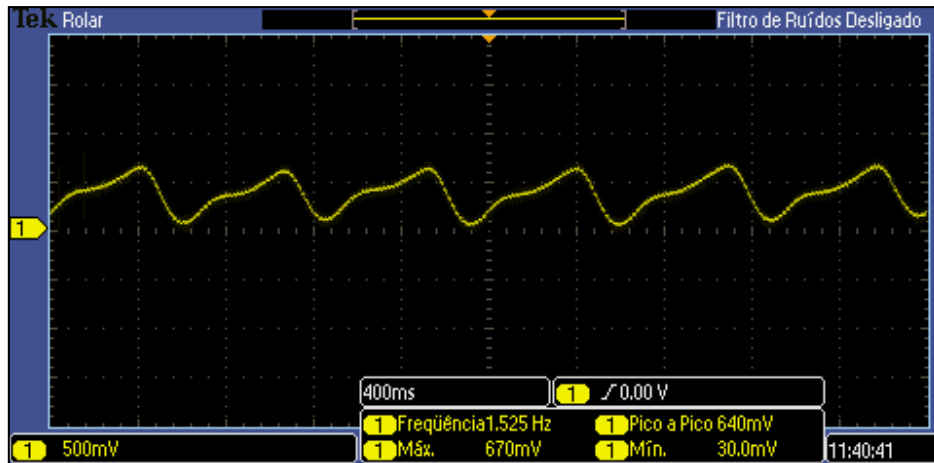


Figura 48. Sinal pletoisomográfico resultante do teste da rotina de acionamento do sensor de oximetria após adição do módulo de filtragem.

Nota-se que o sinal de saída do filtro passa faixa apresenta uma boa relação sinal ruído e as frequências observadas para diferentes voluntários submetidos ao teste não ultrapassaram 2 Hz.

Em um segundo momento, as distorções observadas na Figura 47 ocasionadas pela incorreta excitação do sensor de oximetria, foram corrigidas com a mudança do intervalo de acionamento de cada LED que compõem o sensor. Cada LED permanece ativo por um período de 1000 μ s. A Figura 49 apresenta os resultados obtidos após a modificação do software do acionamento do sensor.

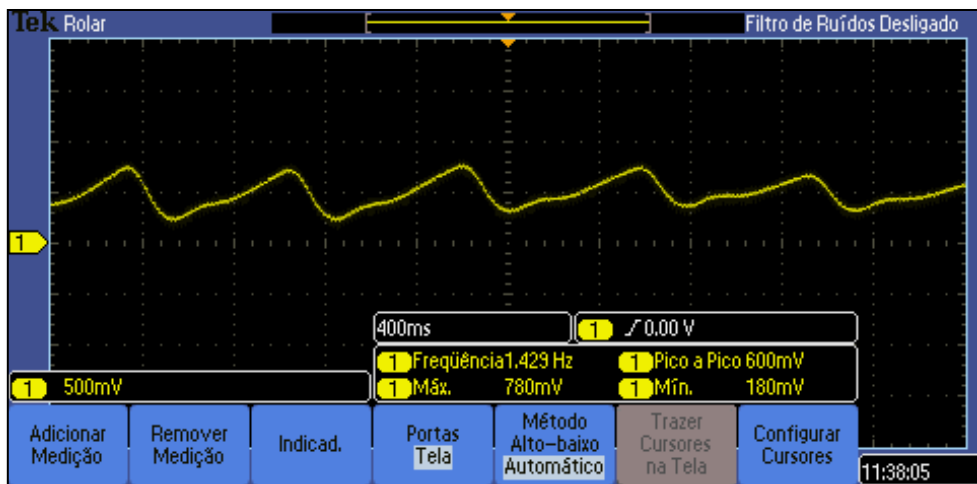


Figura 49. Sinal plethysmográfico após a correção do software.

O sinal plethysmográfico apresentado na Figura 49 é condizente com os resultados encontrados na literatura e possui uma boa reação sinal/ruído. Após a validação do filtro analógico e da rotina de excitação do sensor de oximetria, foram adicionadas ao software do dispositivo as demais rotinas necessárias para o cálculo da taxa de saturação sanguínea. Os módulos de hardware foram montados em uma placa universal perfurada e esta encaixada nos conectores fêmea da interface GPIO do kit de desenvolvimento. A Figura 50 apresenta a montagem final do sistema de oximetria.

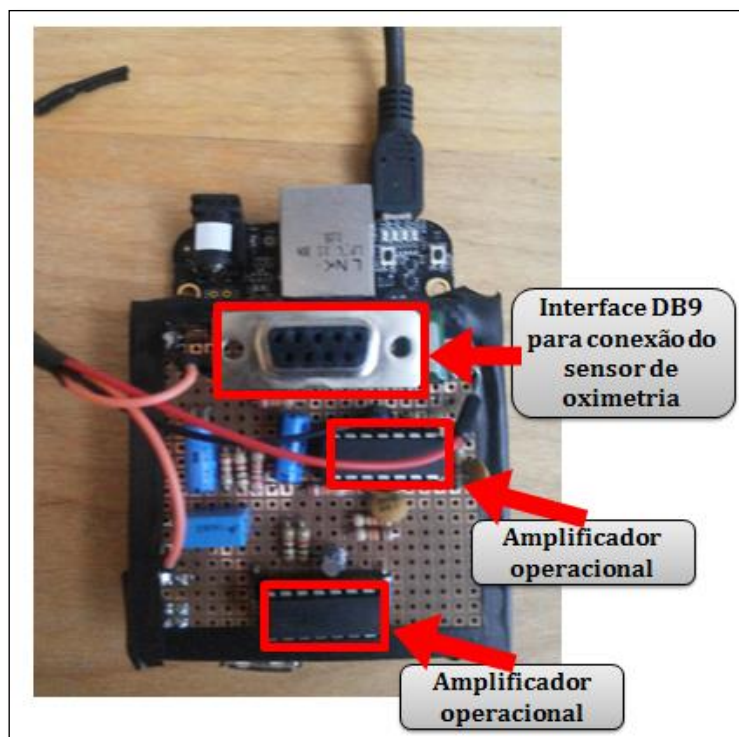


Figura 50. Montagem final do sistema de oximetria.

As Figuras 51 e 52 apresentam os resultados de testes realizados após a montagem final do sistema de oximetria.

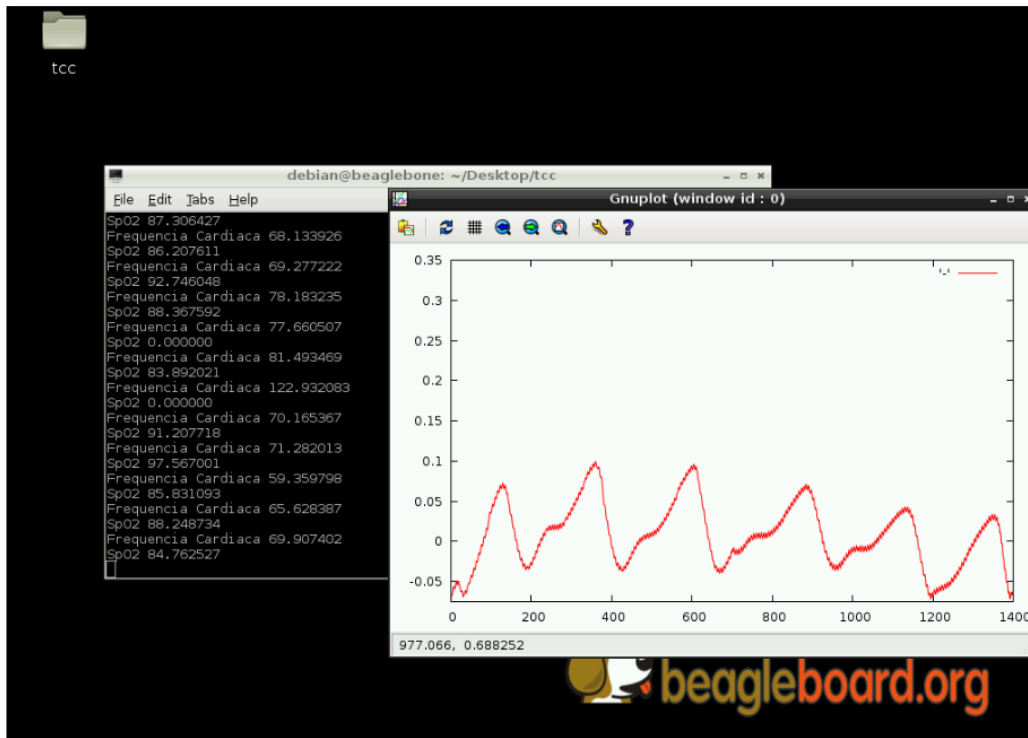


Figura 51. Resultados de testes realizados com o sistema de oximetria implementado.

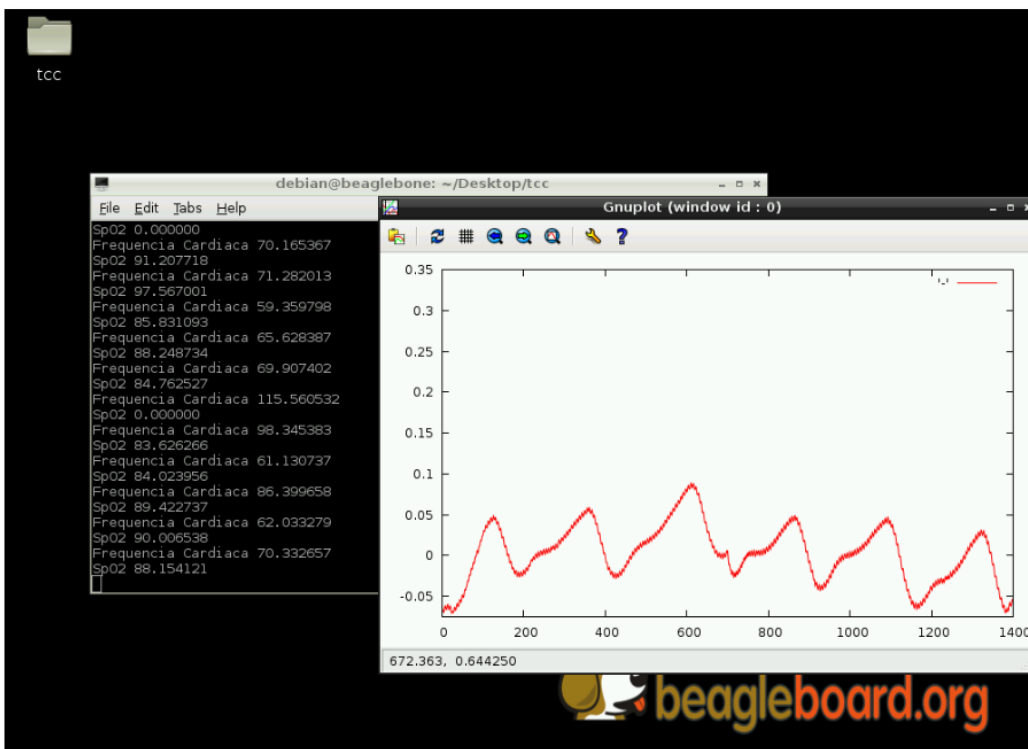


Figura 52. Resultados de testes realizados com o sistema de oximetria implementado.

Os testes foram realizados com três voluntários, mas os valores de saturação de oxigênio no sangue não foram homologados utilizando-se um oxímetro comercial. Os valores de frequência cardíaca foram verificados utilizando-se um osciloscópio e o aplicativo para *smartphones* Heart Rate. Este aplicativo utiliza o LED de *flash* e o sensor óptico da câmera para calcular a frequência cardíaca, caracterizando-se como um oxímetro de pulso reflexivo. Trata-se de um aplicativo pago, mas que pode ser utilizado para se fazer três medições diárias gratuitamente. A Figura 53 exemplifica o uso da aplicação.



Figura 53. Ilustração do uso da aplicação Heart Rate para aferição da frequência cardíaca.

Os valores obtidos para a frequência cardíaca, em alguns momentos durante a execução dos testes, distinguiram-se substancialmente dos valores obtidos com o auxílio do osciloscópio e da aplicação apresentada acima. A principal causa identificada para a discrepância instantânea são os movimentos do dedo em relação ao LEDs e ao fotodiodo. Os movimentos modificam o caminho percorrido pelos feixes luminosos e induzem ao erro, pois geram um sinal semelhante a um pulso cardíaco. Os oxímetros de pulso mais robustos encontrados no mercado, tratam estes erros a partir de uma rotina de detecção de movimentos.

Os testes foram realizados com o auxílio de três voluntários adultos e saudáveis. Esperava-se que todos os valores de saturação de oxigênio do sangue fossem superiores a 95 %. Devido aos tremores e movimentos voluntários ou involuntários, os resultados

de saturação de oxigênio foram alterados. Além disso, para obtenção de resultados fidedignos, é necessária a calibração do sistema de oximetria utilizando um outro oxímetro já homologado.

5 PROBLEMAS DE PROJETO E IMPLEMENTAÇÃO

A amplitude do sinal de oximetria é naturalmente baixa. Para ser processado, um sinal de oximetria passa por vários módulos de filtragem e amplificação. Para o processo de validação dos circuitos analógicos que compõem o sistema de oximetria, utilizou-se uma placa *protoboard*. As conexões feitas na *protoboard* em muitos momentos geraram pontos de mau contato, causando instabilidades nos circuitos montados. Em virtude disto, os módulos analógicos foram remontados várias vezes até que pudessem ser validados. Durante este processo, componentes como transistores e amplificadores operacionais foram danificados. Após a validação dos circuitos analógicos que compõem o sistema e posterior montagem em uma placa universal, os problemas descritos foram extintos.

O sensor de oximetria é sensível às variações de luz ambiente. Em ambientes de alta luminosidade, ao se movimentar o sensor é possível captar pulsos semelhantes a uma pulsação cardíaca. Este problema foi solucionado com fita isolante, utilizando-a para fixar as abas laterais e isolando o fotodiodo.

6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

A capacidade de processamento do kit de desenvolvimento BeagleBone Black permite a implementação de filtro avançados para processar sinais. A aplicação de um filtro IIR de 4 ordem não onerou o sistema em questão. A robusta interface GPIO do kit de desenvolvimento permitiu que todos os dispositivos periféricos que compõe o sistema de oximetria fossem ligados ao kit sem a necessidade de multiplexação de sinais.

A utilização de uma linguagem de alto nível para escritas dos softwares não interfere na capacidade de processamento do kit utilizado. Através do sistema operacional presente no kit, pode-se acessar os recursos periféricos da placa sem grandes dificuldades.

Os problemas relatados como as interferências de artefatos de movimentos, podem ser solucionados em trabalhos futuros. A elaboração de um software para detecção e compensação de movimentos pode ser utilizada como tema para um projeto de pesquisa ou mesmo um trabalho de conclusão de curso. Outra possibilidade é implementação de outros dispositivos biomédicos em uma mesma plataforma, obtendo por exemplo informações de pressão arterial, cardíacas e de oximetria em um mesmo instante de tempo.

7 REFERÊNCIAS

- ANDRADE, L. A. K., **Sistema De Medição Para Oximetria De Pulso**. 2009. 89f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal Do Paraná, Curitiba, 2009.
- CARTER, B.; BROWN, T. R. **Handbook of Operational Amplifier Applications**. Texas Instruments. Outubro, 2001. 94p.
- CHASSAING, R. **DSP Applications Using C and the TMS320C6x DSK: topics in Digital Signal Processing**. John Wiley & Sons, 2002. 335p.
- COLEY, G., **BeagleBone Black Reference Manual**, Revisão A5.2, Abril, 2013.
- HAYES, Matthew J.; SMITH, Peter R. A., **New Method for Pulse Oximetry Possessing Inherent Insensitivity to Artifact**. In: **IEEE Transactions Biomedical Engineering**, v. 48, n. 4, 2001.
- HUMPHREYS, K. G. **An Investigation of Remote Non-contact Photoplethysmography and Pulse Oximetry**. Agosto, 2007. 205f. Tese de Doutorado - Departamento de Engenharia Eletrônica, Universidade Nacional da Irlanda, 2007.
- KEHTARNAVAZ, N; KIM, N. **Digital Signal Processing System-Level Design Using LabVIEW**. Elsevier, 2005. 209p.
- KHALGUI, M.; MOSBAHI, O.; VALENTINI, A. **Embedded Computing Systems: Applications, Optimization, and Advanced Design**. IGI Global, 2013. 532p.
- PUJARY, C. J. **Investigation of Photodetector Optimization in Reducing Power Consumption by a Noninvasive Pulse Oximeter Sensor**. Janeiro, 2004. 133f. Dissertação de Mestrado – Instituto Politécnico de Worcester. 2004.
- RUSH, T. L., SANKAR, R., SCHARF, J. E., **Signal Processing Methods for Pulse Oximetry**. In: **Computers in Biology and Medicine**, v. 26, no. 2, p. 176-198, 1996.
- SHENOI, B. A. **Introduction to Digital Signal Processing and Filter Design**. John Wiley & Sons, 2006. 423p.
- TERRELL, D. L. **OP AMPS: Design, Application and Troubleshooting**. 2ª Edição. Elsevier, 1996. 488p.
- TUNGJITKUSOLMUN, S. Accuracy and Errors. In: WEBSTER, J. G., **Design of Pulse Oximeters**, IOP Publishing Ltd., 176–198, 1997.
- WALTERS, T. P. **Pulse oximetry knowledge and its effects on clinical practice**. British Journal of Nursing, Londres, Volume 16, Nº 21. Out., 2007.

WEBSTER, J. G., **Design of Pulse Oximeters.** Medical Science Series. [s.l.]: IOP Publishing Ltd., 1997.