



Oxímetro de pulso com monitoramento remoto via bluetooth

Pulse oximetry with Bluetooth remote monitoring

Victor Inácio de Oliveira (pro14724@cefsa.edu.br)

Doutor em Engenharia de Automação e Controle pela Universidade de São Paulo e professor da Faculdade de Tecnologia Termomecânica (FTT).

Hugo Magalhães Martins (hugo.magalhães@ifsp.edu.br)

Mestre em Automação e Controle pelo Instituto Federal de São Paulo (IFSP) e professor do IFSP.

Amanda da Silva Pereira (amandasilvap94@gmail.com)

Bacharel em Engenharia Eletrônica pela Universidade Paulista (Unip)

David Martins Rodrigues Neto (davidfavoritos@hotmail.com)

Bacharel em Engenharia Eletrônica pela Universidade Paulista (Unip)

Kayque Caramelo Félix (kayque_cf@hotmail.com)

Bacharel em Engenharia Eletrônica pela Universidade Paulista (Unip)

Thais Vieira Rodrigues (thaisvieira_@hotmail.com)

Bacharel em Engenharia Eletrônica pela Universidade Paulista (Unip)

Vitor Gomes Mendonça (vitor.gomes92@yahoo.com.br)

Bacharel em Engenharia Eletrônica pela Universidade Paulista (Unip)

FTT Journal of Engineering and Business. •
SÃO BERNARDO DO CAMPO, SP

NOV. 2018 • ISSN 2525-8729

Submissão: 28 mar. 2018. Aceitação: 21 set. 2018

Sistema de avaliação: às cegas dupla (*double blind review*).

FACULDADE TECNOLOGIA
TERMOMECANICA, p.67-80

Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um oxímetro de pulso não invasivo para medição do percentual de saturação de oxigênio na corrente sanguínea. O projeto envolve a etapa de aquisição de sinais ópticos provenientes de diferentes diodos emissores de luz, com diferentes absorções de radiações (vermelha e infravermelha) que, após atravessarem o sangue, são captados por fotodiodos. O condicionamento do sinal é feito por amplificadores e filtros passa-baixas. Sequencialmente, inicia-se a fase de processamento do sinal através do uso de microcontrolador, que é responsável tanto por converter o sinal de analógico para digital via ADC quanto por realizar o algoritmo de taxa de saturação de oxigênio no sangue em função dos valores ópticos adquiridos. O resultado do processamento de sinal é apresentado de forma percentual através de um visor gráfico. O sistema possui ainda interface de comunicação *Bluetooth* permitindo, opcionalmente, um monitoramento remoto.

Palavras-chave: oximetria; saturação de oxigênio; telemetria; Bluetooth.

Abstract

This paper presents the development of a noninvasive pulse oximeter to measure the percentage of oxygen saturation in the bloodstream. The project involves the acquisition of optical signals from different light emitting diodes, with different absorptions of radiation (red and infrared) which are captured by photodiodes after crossing the blood. The signal conditioning is done by amplifiers and low pass filters. Signal processing is initiated using a microcontroller, which is responsible for converting the signal from analog to digital through its internal ADC followed by an algorithm that determines the rate of oxygen saturation in the blood. The result of the signal processing is displayed in percentage by means of a graphic display. The system also has Bluetooth communication interface, optionally allowing remote monitoring.

Keywords: Oximetry. Saturation of oxygen. Telemetry. Bluetooth.

Introdução

A oximetria de pulso é um método utilizado para analisar o nível de saturação na corrente sanguínea (SpO₂), além de ser importante para determinar deficiências no sistema respiratório, bem como auxiliar no diagnóstico de várias doenças como a hipóxia (doença causada pela insuficiência de oxigênio). A oxigenação no sangue é vital para cada célula do corpo humano e sua ausência prolongada pode ocasionar morte celular. Sua medição é realizada por meios ópticos em regiões que apresentam camadas compactas de tecido, como por exemplo o dedo, através da alteração das propriedades ópticas (comprimento de onda) ao se transmitir e capturar um sinal óptico através do sangue e demais tecidos (BRONZINO, 1999). Assim, há crescente interesse em realizar seu monitoramento e análise de forma rápida, prática e segura.

Esta proposta visou ao desenvolvimento de um oxímetro para uso no pulso, focando na portabilidade, precisão e menor custo para tal dispositivo.

Limitações de uso

Alguns fatores podem ocasionar problemas na verificação de SpO₂ por meio da oximetria de pulso, destacando-se (COREN, 2016):

- Movimentação do paciente;
- Baixa perfusão periférica;
- Hipoxemia local;
- Baixa saturação de O₂ (inferior a 70%);
- Alteração nos níveis de bilirrubina;
- Anemia;
- Convulsão;
- Congestão venosa;
- Interferência luminosa: fonte de luz de xênon, fototerapia, incidência direta de luz solar;
- Esmalte de unhas;
- Oclusão arterial próxima ao sensor.

Objetivo

Elaboração de um protótipo de oxímetro de pulso com monitoramento remoto não invasivo, que permite acompanhar a porcentagem de saturação de oxigênio no sangue através de um aparelho móvel de forma fácil, segura e prática, oferecendo comodidade, praticidade e conforto ao usuário, baseado nas técnicas descritas por Webster (1997).

Fundamentação teórica

Introdução à oximetria

O estudo da oximetria iniciou-se em meados de 1860, quando Felix Hoppe Seyler demonstrou que a absorção de luz no sangue se modificava quando esse elemento estava misturado com oxigênio, e que a mistura de sangue e oxigênio formava um novo composto chamado oxi-hemoglobina. Nos glóbulos vermelhos do sangue encontra-se um pigmento, a hemoglobina, que lhes confere a cor característica. Nos pulmões, a hemoglobina combina-se com o gás oxigênio formando tal composto.

Isto ocorre porque as duas formas mais comuns da molécula, oxi-hemoglobina (HbO₂) e a desoxi-hemoglobina (RHb ou Hb) apresentam diferenças no espectro de luz visível, na faixa de comprimento de onda vermelha de 660 nanômetros (nm) e infravermelha de 940 nanômetros (nm). A Figura 1 mostra o espectro de absorção de luz pela HbO₂ e pela Hb. As linhas verticais representam os dois comprimentos de onda de luz (660nm e 940nm) usados pelo oxímetro de pulso⁷.

⁷ Quando a saturação da oxi-hemoglobina arterial é medida por uma gasometria arterial (punção com agulha) é referida como SaO₂. Quando é medida de forma não invasiva pela oximetria de pulso, é referida como SpO₂ (BRONZINO, 1999).

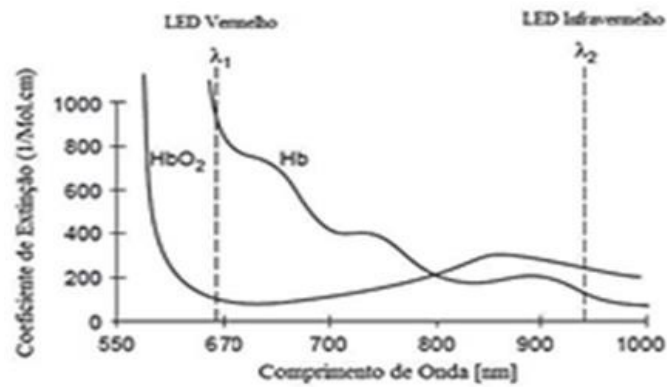


Figura 1: Espectro de absorção de Hb e HbO2
 Fonte: LIMA, 2016.

Princípios aplicados à oximetria

A circulação sanguínea é responsável pelo fornecimento de oxigênio para todos os tecidos do corpo humano. No pulmão, o oxigênio se difunde nos alvéolos para chegar ao sangue nos vasos capilares. Este depois é bombeado do coração para os tecidos. O sangue circulante no corpo humano está sob duas formas: o venoso (sangue das veias, pobre em oxigênio e rico em gás carbônico) e o arterial (sangue das artérias, pobre em gás carbônico e rico em oxigênio). O primeiro tem uma cor mais escura e é o que corre pelas veias até o pulmão.

No pulmão, a hemoglobina do sangue perde gás carbônico e recebe oxigênio. Com essa troca, ele se transforma de sangue venoso em sangue arterial, que tem a função de levar oxigênio dos pulmões para todo o corpo.

A hemoglobina não transporta somente o oxigênio, mas também nutrientes às células de todo o corpo, e recolhe as substâncias que as células descartam, conduzindo-as mais tarde para fora do organismo. Quando a hemoglobina se une ao oxigênio, surge a oxihemoglobina.

Essa ligação é instável, pois quando o sangue atinge os tecidos, ela se desfaz e o oxigênio é cedido para as células, sendo usado na respiração. A hemoglobina possui diversos tipos de pigmentação, variando com o nível de oxigenação. Caso a molécula esteja

oxigenada, a sua coloração é vermelha brilhante; já se estiver sem oxigênio, ela se torna vermelho-escura.

O nível de oxigênio no corpo humano é medido em termos de saturação do oxigênio no sangue. Os níveis normais de oxigênio no sangue são de 95% até 100%, pois é a quantidade necessária para o bom funcionamento do organismo. Quando esses níveis estiverem abaixo de oitenta e nove por cento (hipoxemia: insuficiência de oxigênio no sangue), é necessário que o paciente tenha atendimento médico. A medição de saturação do oxigênio na hemoglobina é feita através da hemoglobina arteriolar, encontrada em algumas regiões do corpo com mais facilidade de acesso como pés, mãos, lóbulo da orelha, extremidades digitais dos pés e principalmente das mãos, que são mais comuns para a aplicação.

Desse processo obtém-se o nível de saturação do oxigênio na hemoglobina (SpO_2) em percentual, obtido da relação entre a concentração de hemoglobina oxigenada (HbO_2) e a concentração total de hemoglobinas no sangue, que é formada pela soma das hemoglobinas oxigenadas e desoxigenadas (Hb). A saturação do oxigênio SpO_2 é definida como a razão da quantidade de oxigênio saturado pela capacidade total de oxigenação, sendo que HbO_2 é a concentração de oxi-hemoglobina e RHb é a concentração de desoxi-hemoglobina. Pode-se assim determinar a curva de dissociação da hemoglobina, que é a relação entre a saturação percentual de oxigênio (SpO_2) e a sua pressão parcial PO_2 . Esta relação é conhecida como curva de dissociação da oxi-hemoglobina, como mostra a Figura 2 (BRONZINO, 1999).

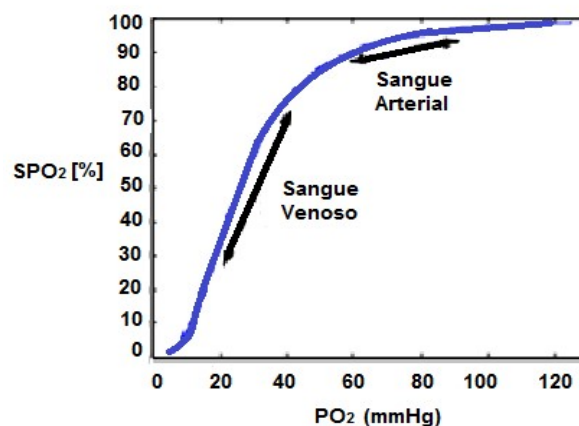


Figura 2: Curva de dissociação da oxi-hemoglobina.
Adaptado de ELECTRIC, 2016

Lei de Beer-Lambert

O oxímetro de pulso possui princípio de funcionamento baseado na Espectrofotometria (método de análise óptico) e na Lei de Beer-Lambert, que relacionam a absorção de luz com as propriedades do material. Um feixe de luz incide sobre o corpo a ser medido e retorna à fonte. Através da quantidade de luz absorvida pelas moléculas de hemoglobina é possível fazer a medição de oxigenação corrente do sangue. (KUSHIMA, 2014).

A Lei de Beer-Lambert diz que “a intensidade da luz transmitida decresce exponencialmente quanto maior for a concentração da substância absorvente do meio, e que a intensidade de um feixe de luz monocromático decresce exponencialmente quanto maior for a concentração da substância absorvente do meio”. É uma análise que se baseia em medir a absorção de radiação eletromagnética, sendo representada na Figura 3 (LIMA, 2016).

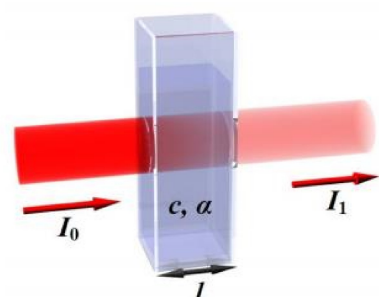


Figura 3. Representação da Lei de Beer-Lambert.
Fonte: LIMA, 2016

A absorção (A) se dá pela relação entre o coeficiente de absorvidade molar de uma substância, sendo influenciada pelo caminho óptico do raio incidente no meio (L), pela concentração (c) e pelo coeficiente de extinção molar (ϵ), como indica a equação 1.

$$A = \epsilon \cdot L \cdot c \quad (1)$$

Portanto, a absorbância é proporcional a todos os outros parâmetros envolvidos e será igual à intensidade da luz incidente subtraída da intensidade da luz transmitida. A

intensidade da luz transmitida em um meio possui uma relação logarítmica expressa pela equação 2.

$$I = I_0 \cdot e^{-\epsilon \cdot L \cdot c} = I_0 \cdot e^{-A} \quad (2)$$

Onde:

I_0 : intensidade da luz incidente (W/m^2);

I : intensidade da luz transmitida emergindo do meio (W/m^2);

L : distância que a luz percorre o corpo (espessura da solução);

c : concentração de substância absorvente no meio ($mmol/l$);

ϵ : coeficiente de extinção molar da substância em determinado comprimento de onda.

Cálculo de SpO2

O índice SpO2 é definido como a taxa de saturação pulsátil de oxigenação, correspondente ao SpO₂, e sua sigla é diferente devido ao método pelo qual este índice é obtido. O método para o cálculo do SpO₂ é baseado na pulsação cardíaca, que acaba alterando o fluxo sanguíneo responsável pela oxigenação do indivíduo. Um ciclo cardíaco é composto pela sístole e pela diástole. As artérias contêm mais sangue na sístole do que na diástole. Dessa forma, a concentração e o comprimento óptico das hemoglobinas aumentam; conseqüentemente, a intensidade luminosa dos feixes que as atravessam, diminui. O processo inverso pode ser inferido durante a diástole. O cálculo da concentração de oxigênio é feito através do método de “pico” e “vale” (ou máximo e mínimo) dos sinais de absorção do vermelho e do infravermelho. Com os valores de pico e de vale, pela equação 3, encontra-se a razão R (BRONZINO, 1999).

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{vb}}{I_{va}}\right)}{\ln\left(\frac{I_{ivb}}{I_{iva}}\right)} \quad (3)$$

Onde I_{vb} e I_{va} são, respectivamente, as correntes de pico e de vale no vermelho e I_{ivb} e I_{iva} , são, respectivamente, as correntes de pico e de vale no infravermelho. As constantes de absorção variam para cada indivíduo.

O cálculo da razão R é importante, pois é ela que permite que o oxímetro funcione para qualquer pessoa e qualquer tipo de dedo, sendo utilizado para a obtenção de saturação de oxigênio, de acordo com a equação 4.

Deste processo obtém-se o nível de saturação do oxigênio na hemoglobina (SpO_2) em percentual, obtido da relação entre a concentração de hemoglobina oxigenada (HbO_2) e a concentração total de hemoglobinas no sangue, que é formado pela soma das hemoglobinas oxigenadas e desoxigenadas (RHb), como mostra a equação 4. (BRONZINO, 1999).

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{RHb + HbO_2} \quad (4)$$

Métodos e aplicações

Visão geral do projeto

Pode-se entender melhor o sistema observando-se o diagrama de blocos apresentado na Figura 4.

O funcionamento do sistema inicia-se com a emissão dos feixes de luz pelos LEDs (vermelho e infravermelho), que irão atravessar o dedo do indivíduo, sendo captados pelo fotodiodo localizado do lado oposto do dedo. A emissão dos feixes deve ser separada, emitindo o feixe vermelho e depois o infravermelho, com um intervalo entre ambos. Posteriormente, a luz detectada pelo fotodiodo é convertida em corrente elétrica, condicionada para tensão elétrica e amplificada pelo AmpOP (amplificador operacional). Para remover ruídos de frequência acima de 13Hz, é necessário que o sinal seja tratado por um filtro passa-baixa. Após esse tratamento, o sinal é convertido de analógico para digital pelo microcontrolador (Atmega 328p), responsável também por fazer o armazenamento dos dados, pelos cálculos do valor de saturação e por enviar

informações necessárias para o *display* e, redundantemente, para um sistema de transmissão de dados via *bluetooth*, para um aplicativo que possa ser acessado em *smartphone*. A fonte de alimentação simétrica, vista na Figura 4, pode ser de +/- 5V, com potência de 200mW.

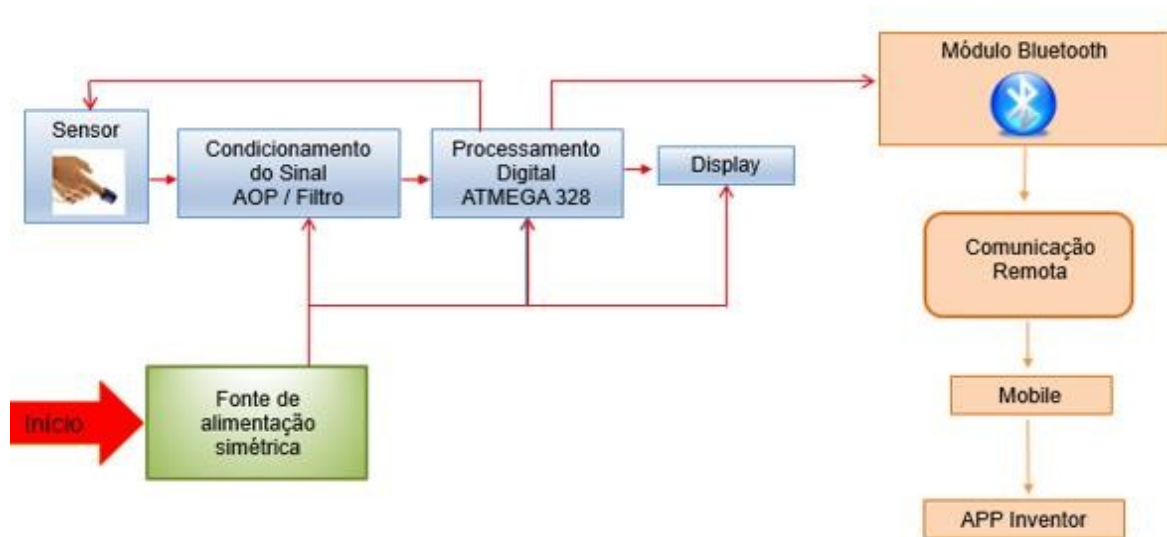


Figura 4: diagrama
Fonte: Elaboração dos autores

Placa de circuito impresso

Para a confecção da placa de circuito impresso foi utilizado o *software* PROTEUS®. Definiu-se um tamanho de placa de fenolite (plástico laminado) de dimensões 10 x 10 cm, que favorece a aderência do cobre à fibra, visando a aumentar a rigidez mecânica da placa de circuito impresso.

O método escolhido para a gravação na placa foi o processo de fotossensibilidade, no qual a imagem do circuito é preparada e gravada sobre a placa de cobre com tinta fotossensível colocada sob um fotolito, sendo este conjunto (matriz e fotolito) colocado, por sua vez, sobre luz ultravioleta. Após a gravação por exposição à luz ultravioleta, a imagem passa por solução reveladora, que permite que o circuito permaneça gravado com a tinta fotossensível, sendo o excedente removido pelo processo de corrosão.

Com a placa gravada, passa-se à lavagem reveladora, quando a luz endurece toda a superfície exposta. A Figura 5 mostra o circuito montado em placa de circuito Impresso.

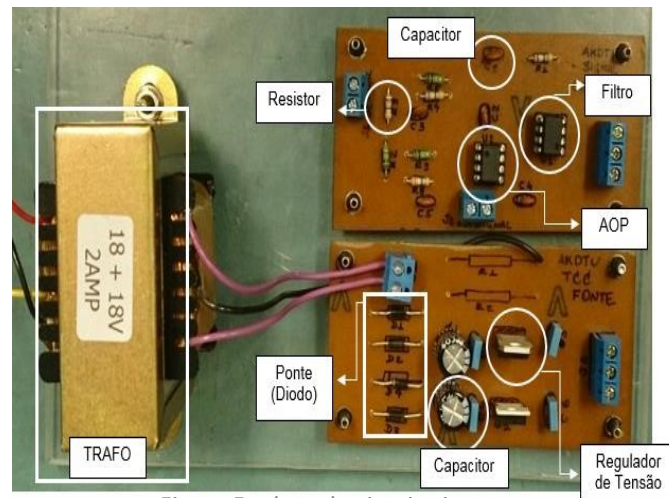


Figura 5: placa de circuito impresso
Fonte: Elaboração dos autores

Depois, procede-se aos retoques de vedação de todos os furos ou falhas existentes. Na sequência, é feita uma análise das trilhas da placa corroída para avaliar possíveis curtos-circuitos a fim de obter maior precisão do leiaute. A fim de manter a confidencialidade do circuito projetado, os esquemas elétricos não foram colocados neste artigo.

Para a revelação, foram utilizados elementos químicos adequados para eliminar a película protetora, exceto nos lugares onde devem permanecer as trilhas de cobre. Após esse processo, a placa foi imersa em uma solução de percloroeto de ferro (FeCl_3) para remover o cobre exposto. Em seguida, as ilhas da placa foram perfuradas com furador específico, sendo que o circuito foi montado de acordo com o projeto.

Teste de isolamento elétrica

É importante destacar que foram executados testes de isolamento elétrica do sensor com o intuito de garantir a segurança dos usuários, em caso de desequilíbrio de tensão ou de corrente, protegendo o indivíduo e atestando a segurança do sensor de SpO_2 contra descargas elétricas.

A Figura 6 mostra o equipamento específico que foi utilizado para testes de isolamento elétrica, o *HiPot* (teste de elevado potencial elétrico, utilizado para se medir resistência).



Figura 6: equipamento *Hipot*
Fonte: Elaboração dos autores

A Tabela 1 mostra os resultados do teste de isolamento com o sensor. O equipamento utilizado para a experiência é foi o equipamento de teste de isolamento e resistência VITREK[®] V73 - AC/DC Nipot da *Safety Testes*.

Corrente de Fuga (μ A)	Tensão Aplicada (V)	Tempo de Exposição
0,00	10 V DC	10s
0,00	50 V DC	10s
0,00	110 V DC	10s
0,00	220 V DC	10s
0,00	250 V DC	10s
0,00	1500 V DC	10s
100	3500 V DC	10s
200	4500 V DC	10s

Tabela 1: isolamento da borracha do fotodiodo.
Fonte: Elaboração dos autores

Verificou-se que o sensor respondeu às especificações após ter submetido os LEDs a uma corrente de 20mA, quando o fotodiodo gerou uma tensão relativa à corrente próxima a 260mV (sem dedo inserido no sensor) e próximo de 180mV (com dedo inserido no sensor). Também foi observado que, sem dedo, o sinal gerado se mantinha contínuo (260mV) e quando inserido o dedo, o sinal gerado permanecia alternado (180mV periódico). Na saída do amplificador, obteve-se um ganho próximo de 14 vezes,

sendo o sinal de saída do amplificador igual a 2,5Vac periódico. Na saída do filtro, obteve-se um sinal com menos ruído, podendo-se notar, com maior clareza, o tipo de sinal gerado.

Considerações finais

Este artigo tem a intenção de descrever o projeto de um protótipo de equipamento que visa a monitorar a saturação de oxigênio na corrente sanguínea, enviando os dados obtidos, via comunicação remota, a um dispositivo móvel (*Bluetooth*).

Até o momento, pôde-se observar a eliminação de ruídos e interferências, que foram problemas encontrados durante os testes de extração de sinais biológicos. Com isso, a aferição obtida foi mais precisa e apurada quanto às frequências trabalhadas.

O sinal obtido ao final das etapas de amplificação e filtragem corresponde ao desejado, com a eliminação das frequências indesejáveis, acima de 13Hz.

Nos testes comparativos com um equipamento comercial, contido em um smartphone Samsung modelo S6, constatou-se erro máximo de leitura e processamento de informação final inferior a 5%. Esse índice mostra-se satisfatório, tornando o equipamento projetado plausível para aplicações práticas.

A simulação do circuito e a confecção da placa de circuito impresso, usando o *software* PROTEUS®, mostraram-se eficientes (demonstraram ser eficientes) para a elaboração do projeto.

Os testes com o módulo *Bluetooth* também foram satisfatórios em termos de transmissão de dados e alcance. Até o momento, o equipamento conseguiu enviar sinais com raio de alcance de 6 metros, para áreas sem obstáculos, e 2,5 metros, nas áreas com obstáculos, como portas, cadeiras de madeira e paredes de *DryWall*.

Futuramente, uma melhoria nos circuitos de aquisição deverá ser feita para que haja um melhor aproveitamento do sinal captado. Além disso, melhorias (aperfeiçoamentos) no software de aquisição podem também ser realizadas (realizados) para a otimização do sistema.

Referências

- BRONZINO, J. D.; **Biomedical Engineering**, 1ª Ed. Vol. 1, Editora CRC Press 1999.
- COREN. **Conselho Regional de Enfermagem do Estado de São Paulo**. Oximetria de Pulso Arterial. Artigos Científicos. São Paulo. 2009. Disponível em <http://www.inter.coren-sp.gov.br>. Acesso em abril de 2016.
- ELETRIC, G.; **Oxímetro de pulso 3800 GE**, Clinical System. Manual de Instruções GE *Medical Systems Information Technologies HealthCare*. São Paulo 2005.
- KUSHIMA, M. A.; **Oxímetro de pulso para medição da oxigenação periférica e pulsação cardíaca com interface via Web**, Trabalho de Conclusão de Curso da Universidade de São Paulo - São Carlos, São Paulo, 2014
- LIMA, D. W.; **Oxímetro de Pulso**, Artigo Científico. Disponível em <<http://www.ufrgs.br>>. Acesso em abril de 2016.
- WAGNER, M. S.; RODRIGUES, J. E.; RODRIGUES, T. V.; - **Guia de Normalização da Universidade Paulista**, Arquivos internos da Universidade Paulista. São Paulo, 2016.
- WEBSTER, J. G.; **Design of Pulse Oximeters**, 1ª Ed. *Medical Science Series*. Editora EMBS Magazine. United States of America. 1997.