



ESTUDOS APLICADOS AO MONITORAMENTO NÃO INVASIVO DA SATURAÇÃO PERIFÉRICA DO OXIGÊNIO POR MEIO DE ANÁLISE DE VARIAÇÕES TEMPORAIS EM IMAGENS

Luiz, Joaquim R.*¹, Alves, Guilberth de M.¹, Vinhal, Gustavo S.¹, Medeiros, Antônio.M.M.¹ e Oliveira, Letícia S.²

¹PUC-GO – Pontifícia Universidade Católica de Goiás

²ORBIS – Engenharia Clínica

Resumo - O presente artigo foi baseado na técnica de detecção de regiões de interesse (ROI – do inglês, Region Of Interest), que poderá ser utilizada com o intuito de modernizar as aferições do percentual de hemoglobina oxigenada (SpO₂). Apresenta-se um método de oximetria por imagens fotoplestismográficas. Tal método permite que o paciente não tenha contato com o dispositivo de medição, além de possibilitar o desenvolvimento de algoritmos com baixo custo computacional. A diferença estará no modelo de aferição da SpO₂, que será realizado por meio de análise temporal em imagens, e no método de captura e comparação das imagens que serão utilizadas neste estudo. O artigo explicará os principais fundamentos teóricos, com a ajuda de vários estudos recentes que estão sendo realizados nessa área.

Palavras-Chave: Medidas Biomédicas, Processamento Digital de Imagens, Reconhecimento Facial, ROI, Sinais Fotoplestismográficos.

STUDIES APPLIED TO NON-INVASIVE MONITORING OF PERIPHERAL OXYGEN SATURATION THROUGH ANALYSIS OF TEMPORAL VARIATIONS IN IMAGES

Abstract - The present paper was based on the Region Of Interest (ROI) facial recognition technique, which be used to modernize the oxygenated hemoglobin (SpO₂) percentage measurements. We present a method of oximetry by photoplestisographic images. Such method allows the patient not to have contact with the measuring device, besides allowing the development of algorithms with low computational cost. The difference will be in the SpO₂ measurement model, which will be performed by temporal image analysis, and in the method of capturing and comparing the images that will be used in this study. The article will explain the main theoretical foundations,

*jluiznunesr@gmail.com

with the help of several recent studies being carried out in this area.

Keywords: Biomedical Measurements, Digital Image Processing, Facial Recognition, ROI, Photoplestisographic Signals.

I. INTRODUÇÃO

Tendo em vista a evolução das tecnologias, percebe-se também uma real necessidade de evolução na área da engenharia biomédica. Essa evolução está associada a toda modernização que é utilizada nos ambientes médico-hospitalares, principalmente na medição de sinais vitais, procurando, ao máximo, aferir esses sinais de forma que seja a menos invasiva possível. Assim, facilita todo um processo que muitas vezes fica inviável, levando em consideração os diferentes casos e diferentes aplicações do dia-a-dia [1].

Para que intervenções nos pacientes sejam mais seguras e precisas, há a necessidade do desenvolvimento de tecnologias associadas a criação de sensores e sistemas de aquisição de imagens e sinais que consigam manter a qualidade de ambos os parâmetros boa o suficiente para a extração da informação necessária à monitoração, causando o mínimo de desconforto aos pacientes.

Existe o método convencional que mensura a saturação de oxigênio no sangue, porém esse método, mesmo sendo eficiente, tem perdido espaço e dado abertura a novos estudos [1, 2]. Em verificações prolongadas ele pode causar dores e irritações, além de não ser possível sua aplicação em algumas situações, como no caso de pessoas vítimas de queimaduras na região de medição, recém-nascidos, prematuros e idosos com a pele mais frágil [19]. Por isso, este trabalho descreve um método de oximetria, sem contato, baseado em técnicas de processamento de imagens.

II. SISTEMA DE OXIMETRIA

A. Oximetria convencional

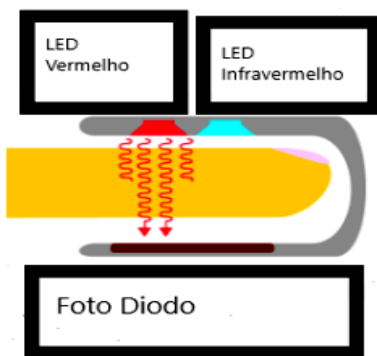
Pode se definir a Saturação Periférica Arterial de Oxigênio (SaO₂% - um valor percentual) através da Equação 1 [2], definida pela razão entre o número de hemoglobinas oxigenadas (HbO₂), e o número de hemoglobinas oxigenadas somado ao número de hemoglobinas desoxigenadas (Hb) [2].

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad (1)$$

O funcionamento da oximetria convencional pode ser dividido em duas etapas: a etapa analógica, e a etapa digitalizada (que tem como eixo a conversão dos sinais analógicos em digitais) [3].

Durante a etapa analógica, ocorre o acionamento alternado dos LEDs vermelho e infravermelho. Tanto o acionamento, como o controle de corrente, são realizados por um microcontrolador. O sinal luminoso atravessa o tecido do dedo e incide em um fotodiodo. Seu objetivo é emitir em sua saída uma certa corrente elétrica de acordo com a intensidade luminosa incidente em sua entrada [3]. A Figura 1 é uma representação do modelo convencional de oximetria:

Figura 1: Modelo geral para sensor de oxímetro de pulso [2].

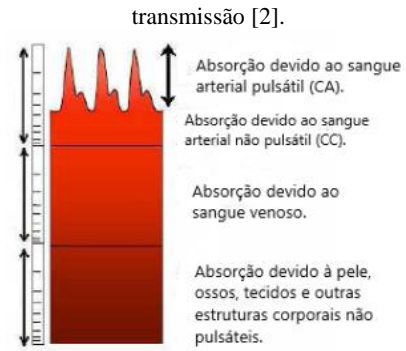


Em seguida, cada uma das correntes correspondentes aos respectivos comprimentos de onda, passam através de um conversor de corrente para tensão analógica. Dessa forma, o microcontrolador capta esses sinais e os converte em tensões digitais.

Durante o fluxo luminoso ocorre uma atenuação luminosa (oscilação) variável em virtude da parte pulsátil do tecido, como vasos e artérias, e uma atenuação contínua (devido aos tecidos não pulsáteis como peles e ossos), como esboçado na Figura 2 [3].

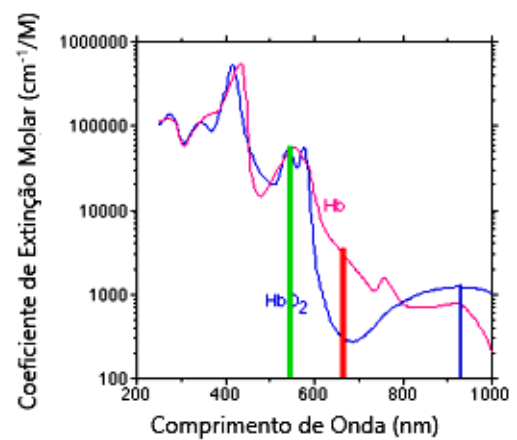
Após a filtragem dos sinais de tensão digital obtidos dos LEDs vermelho e infravermelho, para a remoção dos ruídos e da faixa contínua do sinal, o microcontrolador calcula o valor RMS (do inglês, *Root Mean Square*) desses sinais. Em seguida, é aplicada a razão (Razão das Razões, RR) entre esses mesmos sinais. Conseqüentemente, com o valor da razão, o microcontrolador consulta, através de uma tabela de valores embutida, o valor de SpO₂. Essa tabela é obtida empiricamente [3].

Figura 2: Esboço do comportamento da luz em meio à sua



A Figura 3 indica a absorbância de Hb e HbO₂ em função do comprimento de onda.

Figura 3: Grau de absorção para os tipos de hemoglobina [2].



B. Definição da saturação periférica do oxigênio (SpO₂)

A Lei de Beer-Lambert faz uma associação entre a concentração de uma certa substância e a capacidade de absorção luminosa da mesma. A equação que a define pode ser escrita da seguinte forma [5]:

$$I_{out} = I_{in} e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (2)$$

Na qual, I_{out} é a intensidade da luz que sai do dedo do paciente e chega ao fotorreceptor; I_{in} é a intensidade de luz absorvida; $\epsilon(\lambda)$ é o coeficiente de extinção molar (absorvidade) em um comprimento de onda específico λ ; c é a concentração da substância que absorve a luz; d é o comprimento do caminho óptico.

Como existe no plasma sanguíneo, a predominância de duas substâncias absorventes (Hemoglobina Oxigenada e Hemoglobina Desoxigenada), pode-se escrever a Lei de Beer-Lambert da seguinte forma:

$$I_{out} = I_{in} e^{-cd(S\epsilon_{HbO_2} + (1-S)\epsilon_{Hb})} \quad (3)$$

Na qual, ϵ_{HbO_2} é o coeficiente de extinção para hemoglobina oxigenada, e ϵ_{Hb} é o coeficiente de extinção para hemoglobina desoxigenada, e S é a saturação periférica de oxigênio (SpO₂).

A RR pode ser calculada de acordo com duas interações diferentes: numa interação há o contato com a parte pulsátil, na outra há o contato com a parte não pulsátil, usando dois comprimentos de onda distintos. A Lei de Beer-Lambert pode ser escrita independente de ambas as concentrações das moléculas absorventes (indicadas pela variável c), e de ambos os comprimentos do caminho óptico percorrido (indicados pela variável d) [6].

As intensidades luminosas (I_{in}) são simplificadas quando aplicadas na RR. Em seguida aplica-se o logaritmo na base e , de forma a obter [19]:

$$RR = \frac{\ln \left(\frac{I_{out}(t1)verm}{I_{out}(t2)verm} \right)}{\ln \left(\frac{I_{out}(t1)infraverm}{I_{out}(t2)infraverm} \right)} \quad (4)$$

Se tem, então, uma taxa de variabilidade Δ expressa da seguinte forma [5]:

$$RR = \frac{-\Delta cd [S\varepsilon_{HbO_2} \lambda v + (1-s)\varepsilon_{Hb} \lambda v]}{-\Delta cd [S\varepsilon_{HbO_2} \lambda i v + (1-s)\varepsilon_{Hb} \lambda i v]} \quad (5)$$

As variáveis c e d são simplificadas, visto que o cálculo da Lei de Beer-Lambert pode ser feito independente delas. Portanto [5]:

$$RR = \frac{S\varepsilon_{HbO_2} \lambda v + (1-s)\varepsilon_{Hb} \lambda v}{S\varepsilon_{HbO_2} \lambda i v + (1-s)\varepsilon_{Hb} \lambda i v} \quad (6)$$

S é a variável SpO_2 . Portanto, isolando-a, a Equação 6 ficará da seguinte forma [19]:

$$SpO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb} \lambda v - (\varepsilon_{Hb} \lambda i v \times RR)}{\varepsilon_{Hb} \lambda v - \varepsilon_{HbO_2} \lambda v + (\varepsilon_{HbO_2} \lambda i v - \varepsilon_{Hb} \lambda i v) \times RR} \quad (7)$$

Quanto às definições de valores de coeficiente de extinção molar, é importante frisar que cada tabela elaborada pode seguir seu próprio padrão de valores para a concentração molar (variável c da Equação 3) das hemoglobinas oxigenadas e desoxigenadas, e para a extensão do caminho óptico a ser percorrido (variável d da Equação 3).

III. PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS

Processamento Digital de Imagens (PDI) é a manipulação de uma imagem por computador de modo que a entrada e a saída do processo sejam imagens. Essa manipulação é comumente realizada via *softwares* que facilitam o processo. O objetivo de se usar processamento digital de imagens é melhorar o aspecto visual de certas feições estruturais para o analista humano e fornecer outros subsídios para a sua interpretação, inclusive gerando produtos que possam ser posteriormente submetidos a outros processamentos [7].

De acordo com a Figura 4, o processo se inicia com o domínio do problema a ser resolvido, o qual, normalmente, corresponde à iluminação que é refletida na superfície dos objetos, realizada através de um sistema de aquisição. Após a captura por um processo de digitalização, uma imagem precisa ser representada de forma apropriada para tratamento computacional. Imagens podem ser representadas em duas ou

mais dimensões. O primeiro passo efetivo de processamento é comumente conhecido como pré-processamento [8, 9, 10], o qual envolve passos como a filtragem de ruídos introduzidos pelos sensores e a correção de distorções geométricas causadas.

Figura 4: Uma hierarquia de tarefas de processamento de imagens [8, 9, 10].

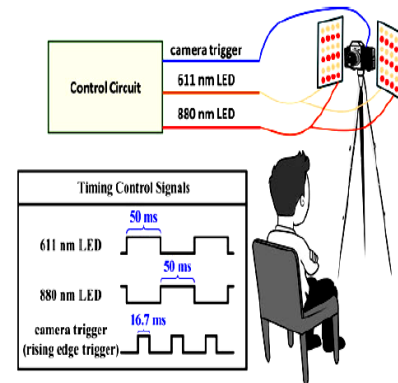


IV. MATERIAIS E MÉTODOS

A. Matriz de led's – MLS

A Fonte Luminosa Multiplexada (MLS, do inglês, *Multiplexed Light Source*) é composta de um grupo de 12 LEDs com um comprimento de onda $\lambda = 611$ nm (cor laranja) e o segundo grupo de 12 LEDs de $\lambda = 880$ nm, (comprimento da onda infravermelho próximo, NIR, do inglês, *Near Infrared*). Cada uma das duas matrizes luminosas serão montadas no formato de quatro linhas compostas pelos LEDs, em que cada linha possui 3 deles. De uma linha para outra há alternância do laranja para o infravermelho próximo (NIR) [5]. A Figura 5 [6] faz uma esquematização dessas matrizes luminosas, além da periodização dos disparos dos LEDs e da câmera utilizada:

Figura 5: Configuração experimental e sinais de controle [4].



Na Figura 5, a opção pelo período de acionamento dos LEDs e da câmera é definida em função de dois critérios: o primeiro diz respeito à capacidade de captação de quadros pela

câmera, e o segundo refere-se à demanda mínima de captação de quadros para realizar uma análise de imagens com boa qualidade [4].

O ângulo de iluminação das matrizes de LEDs é de aproximadamente 20°, para que não haja danos devido a incidência luminosa no tecido dos olhos. Os LEDs NIR (Infravermelho próximo) emitem uma radiação de aproximadamente 100 mW/ sr (sr: esferorradiano). Cada um desses LEDs funciona sob uma tensão de 3,2 V, uma corrente de 20 mA, e possuem 5 mm de diâmetro. Já os LEDs laranja emitem uma radiação de aproximadamente 81,25 mW/sr. Cada um dos LEDs laranja é alimentado sob uma tensão de 2,0 V, uma corrente de 20 mA e possuem também 5 mm de diâmetro. As matrizes luminosas devem obedecer a uma distância mínima de 0,5m, com um tamanho de 0,3 x 0,3 mm², para uma exposição de tempo $t > 1000s$ [5].

Para que danos ao tecido da pele e dos olhos não ocorram, a MLS foi designada respeitando as padronizações da norma internacional IEC-62471 [5,22].

B. Configuração da câmera

Foi realizada uma pesquisa de custo-benefício, e três modelos de câmera foram encontrados conforme indica a Tabela 1

Tabela 1: Indicação de Modelos, Preços, e Fabricante de Câmeras apropriadas para captação imagens para processamento [11, 12, 13].

Nº do modelo	Modelo	Fabric.
1	See3CAM_12CUNIR 1.3 MP (Mega Pixel) (Plug USB)	E-con Systems
2	IMX291 StarLight 2 MP (Disponível para Android) (Plug USB) Modelo (Número):LM-418	OEM
3	ZWO Camera ASI 224 MC Color	ZWO

A faixa de comprimento de onda que o modelo número 1 consegue captar encontra-se entre 390 nm e 1090 nm, com um quantitativo de eficiência de 20% para o comprimento de 880 nm. Já no caso do modelo número 2, essa faixa se encontra entre os comprimentos de 400 nm e 1000 nm, mas com um quantitativo de eficiência 25% para o comprimento de onda de 880 nm. E o modelo número 3 detém legibilidade para uma faixa também entre 400 nm e 1000 nm, com uma eficiência quantitativa de 35%.

Porém, dentre os modelos 1, 2 e 3 (respectivamente pesquisados nas referências [11, 12, 13]), acima listados, o que mais atende aos requisitos de captação de imagens NIR e coloração laranja, levando-se em conta o fator de custo, é o modelo número 2. Essa câmera possui uma captação de 60 fps, resolução de 1920*1080, sensor CMOS, e um quantitativo de eficiência superior ao do modelo 1.

C. Hardware

As partes fundamentais dos sistemas de monitoramento são a unidade de detecção, a unidade que realiza o processamento e a unidade de comunicação entre os elementos do sistema. Para esse trabalho foram pesquisadas três unidades de *hardwares*, buscando obter o menor custo e com bom potencial computacional para atender os requisitos. Foram avaliadas as plataformas *Arduino Uno R3*, *Raspberry Pi 3 – Model B* e *BeagleBone Black – Rev.C*. Elas foram selecionadas por atenderem os requisitos de fácil aquisição, tamanho reduzido e facilidade de programação externa [14].

O *BeagleBone Black – Rev.C*, é baseado no processador AM3358, com memória de 512 MB DDR3 RAM. Ela é capaz de executar OpenCV, OpenNI e outros *softwares* de coleta e análise de imagens para reconhecer objetos [15].

O *Raspberry Pi 3* é uma placa robusta e versátil para os mais variados projetos. Funciona como um mini-pc e opera em distribuições Linux como Raspbian e Ubuntu. [16, 17].

Por fim, foi analisado o *Arduino Uno R3*. Contém um processador baseado no ATmega328, com memória SRAM de 2KB e EEPROM 1 KB, uma memória flash de 32 KB, com tensão operacional de 5V [18]. Esse *hardware* foi o escolhido para ser utilizado neste trabalho, uma vez que atende as especificações técnicas com baixo custo, quando comparado com os outros *hardwares* listados.

D. ROI

Quando se trata do PDI pode se utilizar ferramentas que definem e filtram a região de interesse a ser analisada. A ferramenta computacional Matlab permite a utilização de uma função do próprio software que possibilita o operador definir a ROI, ou que pode ser definida de forma automática a partir de parâmetros pré-definidos via programação e obtidos da própria imagem que será analisada. O exemplo desta aplicação é a definição de uma região em que se sabe, com antecedência, que a iluminação de fundo é constante ou foi alterada [19].

A utilização do ROI tem como finalidade de evitar buscas em regiões da imagem que não serão objetos de estudo, otimizando assim o processamento da área que será extraída. Após a detecção facial é extraída qualquer informação que não seja relevante para este trabalho, deixando apenas a região da boca (área labial). Sobre ela aplica-se a FFT (Transformada Rápida de Fourier, do inglês Fast Fourier Transform) a fim de extrair dos quadros das imagens um sinal digital para realizar a comparação com o sinal da metodologia convencional.

E. Resultados

a) Análise dos componentes luminosos

O primeiro procedimento baseia-se na justificação da seleção das fontes luminosas (Laranja e NIR) que irão incidir sobre a pele. Para maior eficácia, será necessário que: a) os sinais PPG verificados tenham alta SNR (do inglês, *Signal to Noise Ratio – Relação Sinal Ruído*) para ambos os comprimentos de onda utilizados e; b) a taxa de absorção luminosa associada à HbO₂ seja oposta àquela associada à Hb (ou seja, se para HbO₂, a cor X possui absorção mais elevada que a cor Y, para Hb a cor Y terá que possuir absorção mais

elevada que a cor X) e que as diferenças entre elas não sejam muito similares nos dois comprimentos de onda.

De acordo com a análise em [20], nota-se que a cor vermelha ($\lambda = 660 \text{ nm}$) não é adequada devido ao fato de resultar em um sinal de PPG ruim. Para encontrar um substituto adequado para o LED de 660 nm, avaliou-se (no Laboratório State Key Lab Analytical Chemistry Life Science, pertencente ao Departamento de Química e Engenharia Química da Universidade de Nanjing) os sinais de PPG sem contato em vários comprimentos de onda, variando de 450 a 940 nm, e observou-se que o melhor sinal de PPG é obtido quando a luz verde é utilizada, o que é consistente com a literatura. No entanto, a diferença de absorção óptica entre HbO_2 e Hb no verde ($\lambda = 500$ a 565 nm) é pequena (ver Figura 3); assim, tornando o verde inadequado para medição de SpO_2 . Descartou-se o azul ($\lambda = 440$ a 485 nm) porque sua absorção óptica é similar ao do Infravermelho com alta absorbância de HbO_2 e baixa absorbância de Hb, apesar de seu uso produzir sinal PPG de boa qualidade [20].

Também, foi examinada a adequação do LED de 940 nm - usado na oximetria de pulso de contato convencional - para o sistema de imagem, e descobriu-se que o sinal de PPG obtido por usá-lo era insatisfatório devido à baixa SNR. A principal razão para isso foi a baixa eficiência quantitativa do imageador (câmera) CMOS em 940 nm. Além disso, 880 e 940 nm têm absorções ópticas semelhantes por HbO_2 e Hb. Essas duas razões motivaram o uso do LED de 880 nm, em vez do LED de 940 nm, em conjunto com o LED laranja de 611 nm para o método apresentado. Determinou-se que a cor laranja ($\lambda = 590$ a 635 nm) é o substituto mais adequado ao vermelho para a aplicação, porque sua propriedade de absorção óptica atende aos critérios especificados - alta absorbância de Hb e baixa de HbO_2 - e devido aos sinais superiores de PPG medido pelo método sem contato, ao usar LED laranja, comparado ao LED vermelho [21].

2) Análise do processamento

Primeiramente, a câmera captura a luz da superfície da pele, e as imagens são processadas. A linguagem de programação MATLAB foi selecionada para processar as imagens. A região dos lábios foi a selecionada para a captura das mesmas, visto que ela é a mais vascularizada [12].

Com essa informação, procede-se para a estimativa da área de análise, que corresponde a uma área média (aproximada) de 1600 pixels (40 X 40 pixels) quando a pessoa se encontra em uma distância estimada de 50 cm da câmera. Sabendo-se que nem todos os pixels no ROI selecionado contém a variabilidade do brilho do sinal PPG, os pixels são combinados num único valor médio de brilho. Os quadros da câmera são sincronizados com cada conjunto (conjunto laranja ou infravermelho próximo) de LEDs. Cada conjunto ilumina diferentes quadros capturados pela câmera (pares ou ímpares). Depois de calcular a média relacionada ao ROI, empilhamentos do tipo FIFO (do inglês, *First In, First Out* - Primeiro a Entrar, Primeiro a Sair) são gerados. O padrão FIFO implica o fato de que durante a formação de uma nova pilha de quadros, o primeiro elemento (nesse caso, o quadro) a ser retirado é o primeiro que tiver sido inserido na pilha

antiga. Portanto, dois sinais pletoométricos são adquiridos através do mesmo canal da câmera do sensor, processo chave na estimativa da oximetria [12].

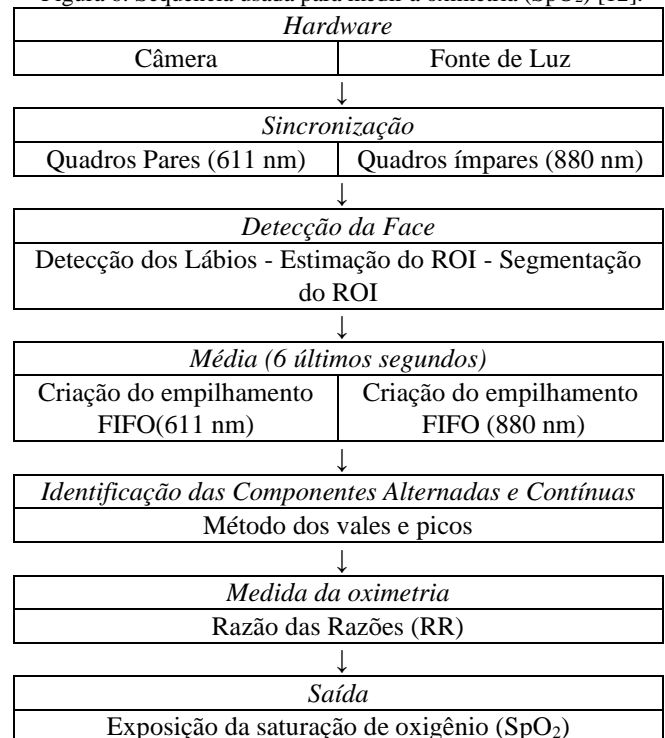
a) Algoritmo de processamento

O esquema geral adotado para o processamento de imagem e a estimativa da saturação de oxigênio (SpO_2) são ilustrados na Figura 12. As medidas são adquiridas online. A câmera e as fontes de luz multiplexadas (MLS) são sincronizadas. Um microcontrolador dispara as matrizes de LEDs e comunica via uma interface serial usando código de MATLAB [12].

Em seguida, as fronteiras faciais são encontradas no primeiro quadro. A pose da cabeça (afastamento, orientação e altura) é estimada pelas fronteiras dos lábios (início e fim). A forma do ROI é selecionada numa posição paralela à linha imaginária que está localizada nos lábios. Uma vez que o ROI é definido, os pixels são combinados num valor médio, separando, para cada comprimento de onda, as componentes alternadas (CA) das componentes contínuas (CC). Com cada média de cada quadro, gera-se duas pilhas FIFO. Os quadros pares geram a primeira pilha (quadros iluminados a 611 nm) e os quadros ímpares geram a segunda (quadros iluminados a 880 nm) [12].

A extensão de cada pilha é de seis segundos. Esse valor é escolhido pois é longo o suficiente para se obter o mínimo de 6 pulsos cardíacos. Depois de preencher as pilhas, as componentes alternadas são separadas das componentes contínuas para o cálculo da razão RR e, em seguida, da SpO_2 [12].

Figura 6: Sequência usada para medir a oximetria (SpO_2) [12].



V. CONCLUSÕES

Por meio do objetivo desse estudo foi possível verificar alguns métodos relativos à medição da saturação de oxigênio sem contato com o paciente. Foram apresentadas as tecnologias testadas anteriormente, e extraídas as informações que possibilitaram mencionar esse método. Em seguida, passos foram deduzidos para validação deste trabalho. Conforme apresentado, os métodos estudados podem ser utilizados para aferição do nível de saturação de oxigênio no sangue. Porém, a grande limitação do método proposto é o custo elevado em comparação aos métodos convencionais. Tal custo se dá pela deficiência de fabricação de tecnologias nacionais. Portanto, para se aplicar a oximetria por imagem, é necessária a diminuição dos valores associados aos equipamentos necessários para implantação do método.

REFERÊNCIAS

- [1] Carlson KA, Jahr JS. “A historical overview and update on pulse oximetry”. *Anesthesiol Rev* 1993;20:173-81.
- [2] MARKANDEY, V (2010). *Pulse Oximeter Implementation on the TMS320C5515 DSP Medical Development Kit (MDK)*. Acedido em 24 de fevereiro de 2019, em: <https://www.itfind.or.kr/COMIN/file29190-Pulse%20Oximeter%20Implementation%20on%20the%20TMS320C5515%20DSP%20Medical%20Development%20Kit%20MDK.pdf>
- [3] NUNES, W.A.; TERZI, R.G.G. “Oximetria de Pulso na Avaliação do Transporte de Oxigênio em Pacientes Críticos”. *Rev.latino-am. enfermagem – Ribeirão Preto*, vol. 7, no. 4, pp. 79-85, Abril/1999.
- [4] Maruf, G.; Al-Jumaily, A.; Al-Jaafreh, M. “Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photoplethysmography Signal”. *2006 International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering*. Dezembro/2006.
- [5] H.H. Asada, A. Shaltis and S. Rhee. “Validation and Benchmarking of a High-Speed Modulation Design for Oxygen Saturation Measurement Using Photo Plethysmographic Ring sensors”. *Proceedings of the IEEE 28th Annual Northeast Bioengineering Conference (IEEE Cat.No.02CH37342)*. Massachusetts Institute of Technology. Abril/2002.
- [6] Gratzer, W. B.; Kollias N. (1998); *Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water*. Acedido em 26 de fevereiro de 2019 em: <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>
- [7] BRYN, L. M.; “Página Dinâmica para Aprendizagem do Sensoriamento Remoto”. *UFRGS – CENTRO ESTADUAL DE PESQUISA EM SENSORIAMENTO REMOTO E METROLOGIA*. PP. 40, 2008.
- [8] ACHARYA, T., RAY, A. K. *Image Processing-Principles and Applications*. John Wiley & Sons, Inc., New Jersey, 2005.
- [9] FORSYTH, D., PONCE, J. *Computer Vision: A modern approach*. Prentice Hall, 2^a Edição, New Jersey, 2001.
- [10] E-con Systems. *SEE3CAM_12CUNIR - 1.3 MP Monochrome USB NIR Camera*. [S. l.], 2019. Acedido em 10 de maio de 2019, em: <https://www.e-consystems.com/1mp-usb3-nir-camera.asp>.
- [11] Alibaba.com. *IMX291 starlight 2M camera module low light NIR 60fps usb camera available for Android system*. [S. l.], 2019. Acedido em 10 de maio de 2019, em: https://www.alibaba.com/product-detail/IMX291-starlight-2M-camera-module-low_62010763339.html?spm=a2700.7724838.2017115.23.16a786aeAPIUeO.
- [12] Astroshop.eu. *ZWO Camera ASI 224 MC Color*. [S. l.], 2019. Acedido em 10 de maio de 2019, em: <https://www.astroshop.eu/astronomical-cameras/zwo-camera-asi-224-mc-color/p,48570>.
- [13] Nagy, T. and Gingl, Z. “Low-cost photoplethysmograph solutions using the raspberry pi”. *14th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics*. PP. 163–167, Novembro/2013.
- [14] Filipeflop. *BEAGLEBONE Black Rev.C.*. Acedido em 8 de maio de 2019, em: <https://www.filipeflop.com/produto/beaglebone-black-rev-c/>.
- [15] Scalise, L. “Non-Contact Heart Monitoring, Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis”. *Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche, Università Politecnica delle Marche, Italy*. Janeiro/2012.
- [16] Filipeflop. *RASPBERRY Pi 3 Model B.*. Acedido em 8 de maio de 2019, em: <https://www.filipeflop.com/produto/raspberry-pi-3-model-b/>.
- [17] Filipeflop. *PLACA Uno R3 + Cabo USB para Arduino*. Acedido em 8 de maio de 2019, em: <https://www.filipeflop.com/produto/placa-uno-r3-cabo-usb-para-arduino/>. Acesso em: 8 maio 2019.
- [18] GONZALEZ, R. C; WOODS, R. E. *Digital Image Processing*. Pearson Prentice Hall, 3.^a Edição, 2007. ISBN 978-0131687288.
- [19] SHAO, D.; LIU, C; TSOU, F.; YANG, Y.; DU, Z; Iriya, R.; Yu, H.; Tao, N; “Noncontact Monitoring of Blood Oxygen Saturation Using Camera and Dual Wave-Length”. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 63, no. 6, Junho/2016.
- [20] C. G. Scully *et al.*, “Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone”. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 2, pp. 303–306. Fevereiro/2012.
- S. Prahl (1999). *Optical Absorption of Hemoglobin*, Acedido em 25 de Março, em: <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/>.
- [21] COTAÇÃO do Dólar. [S. l.], 10 maio 2019. Disponível em: <https://br.investing.com/indices/nq-100>. Acesso em: 10 maio 2019.
- [22] IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (2006). *IEC - 62471*. Acedido em 28 de março, em: http://tbt.testrust.com/image/zt/123/100123_2.pdf.