

## DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO OXÍMETRO DE PULSO COM SENSOR REFLEXIVO COM INTEGRAÇÃO SEM FIO A UM SMARTPHONE <sup>1</sup>

**Matheus Hideki NOGI**<sup>2</sup>

Graduado em Engenharia de Controle e Automação  
IFSP/Câmpus São Paulo

**Renato Matos MIGUEL**<sup>3</sup>

Graduado em Engenharia de Controle e Automação  
IFSP/Câmpus São Paulo

**Sérgio Siqueira RAMALHO**<sup>4</sup>

Graduado em Engenharia de Controle e Automação  
IFSP/Câmpus São Paulo

**Tarcísio Fernandes LEÃO**<sup>5</sup>

Doutor em Tecnologia (Medicina) e Intervenção em Cardiologia/USP  
Coordenador e Docente de Engenharia de Controle e Automação IFSP/Câmpus São Paulo

### RESUMO

Com o número de *smartphones* aumentando, o envelhecimento da população mundial e a maior necessidade da realização de atividades, o acompanhamento dos sinais vitais integrado à tecnologia é de fundamental importância para manutenção de uma boa qualidade de vida. Este trabalho tem como proposta desenvolver um sistema de oximetria de pulso com sensor reflexivo, livre de calibração empírica, eletrônica reduzida e integração *wireless* a *smartphones*, proporcionando maior conforto e flexibilidade durante monitoramento. A comunicação com o *smartphone* visa proporcionar um monitoramento constante, para facilitar acompanhamento especializado por um médico ou *personal trainer*. O sistema utiliza sensor reflexivo, um módulo de condicionamento de sinal analógico, a plataforma de prototipagem ARDUINO UNO para aquisição do sinal e processamento e um módulo de comunicação sem fio Bluetooth para comunicação com *smartphone*. Os sinais de fotopletismografia (PPG) correspondentes aos comprimentos de onda vermelho e infravermelho são usados no cálculo da frequência cardíaca (FC) e na Saturação Periférica Arterial (SpO<sub>2</sub>). Para cálculo da SpO<sub>2</sub> foram usados o Modelo para atenuação da luz em um PPG e duas modelagens da lei de Beer Lambert. Comparam-se a curva de saturação de trabalhos anteriores com a do equipamento desenvolvido e o teste realizado pelos autores entre o novo equipamento e um oxímetro comercial, para o qual o erro foi de 5,9%.

**Palavras-chave:** Frequência cardíaca; Oxímetro; Sensor reflexivo; Comunicação; *Smartphone*.

---

<sup>1</sup> Trabalho de Conclusão de Curso. Orientador Prof. Dr. Tarcísio Fernandes Leão. Agradecimentos ao Laboratório de Automação para a Vida (LAV) do IFSP Câmpus São Paulo, por fornecer espaço e equipamentos para o estudo.

<sup>2</sup> Endereço eletrônico: matheus\_nogi@hotmail.com

<sup>3</sup> Endereço eletrônico: renatommiguel@gmail.com

<sup>4</sup> Endereço eletrônico: sergio.ssr1@gmail.com

<sup>5</sup> Endereço eletrônico: leao@ifsp.edu.br

## Introdução

Oximetria de pulso é uma técnica ótica, baseada nas diferentes absorções de dois ou mais comprimentos de ondas pelo sangue no pulso arterial. Os primeiros passos para o oxímetro moderno foram dados por Karl von Vierordt (Tubingen, 1876), que mediu a taxa de variação espectral da luz penetrando um tecido quando a circulação se encontra interrompida (SEVERINGHAUS, 2007). Durante a Segunda Guerra Mundial, foi estimulado o desenvolvimento de algum tipo de “oxímetro”. Glen Milikan (1906-1947) em 1942 criou um leve oxímetro utilizando luz vermelha e infravermelha e o batizou de oxímetro. Earl Wood modificou o aparelho de Milikan incorporando uma amarra pneumática e plotando a razão da razão da densidade ótica do vermelho ao infravermelho da orelha sem fluxo e com fluxo sanguíneo. Takuo Aoyagi (1936-), pesquisador da Nihon Kohden Corporation, em 1971, notou um ruído causado pela pulsação arterial no aparelho de Wood, então Aoyagi inventou um modo de eliminar esse ruído, que levou a sua descoberta. Investigando o problema com a Lei de Beer-Lambert, ele percebeu que essa variação pulsátil poderia ser usada para calcular a saturação a partir da razão das razões do vermelho e do infravermelho. Suas ideias e aparelhos foram comercializados pela Minolta em 1978. Seu uso intensamente realizado nas UTIs e pós anestésias resultou na diminuição de 90% de fatalidades relacionadas a anestésias. (SEVERINGHAUS, 2007)

A oximetria de pulso é com certeza um dos maiores avanços em monitoramento de pacientes em muitos anos, considerando que até metade da década de 1980 a técnica era virtualmente inexistente (TREMPER; BARKER, 1989). A medição da saturação periférica arterial (SpO<sub>2</sub>) até então era realizada pelo oxímetro de orelha HP (Hewlett-Packard, Palo Alto, EUA), equipamento grande e pesado, com lâmpadas de halogênio e a necessidade de arterialização constante (aumento do fluxo de sangue arterial por meio da elevação e manutenção da temperatura a 41°C ou por gasometria, técnica invasiva e não contínua, cujo intervalo entre coleta e diagnóstico pode ser mortal para pessoas com deficiências em suas funções cardiopulmonares) (MENDELSON, 1992). Por sua vez, o oxímetro de pulso é uma técnica fácil de usar, não invasiva, rápida, contínua, com informações valiosas e confiáveis sobre SpO<sub>2</sub> e FC, precisa no seu âmbito de operação

e com um preço razoável comparado a outros equipamentos (CAI et al., 2010; TREMPER; BARKER, 1989; KAMAT, 2002; MENDELSON, 1992). A Federação Mundial das Sociedades de Anestesiologistas recomenda o uso de oxímetros de pulso em todos pacientes anestesiados; a Organização Mundial da Saúde (WHO) inclui o oxímetro de pulso como um componente de sua Lista de Checagem para Cirurgias Seguras (*Surgical Safety Checklist*), pois é fundamental para evitar casos de hipoxemia - como no Boletim da WHO, oximetria de pulso reduziu incidentes de hipoxemia em 67% e a mortalidade relacionada a anestésias em 64% desde 1980 (BURN et al., 2014). A oximetria de pulso é um padrão em unidades de tratamento intensivo, para pessoas com deficiência pulmonar (REDDY et al., 2011) e com síndrome de apnéia obstrutiva do sono (MENDELSON, 1992). Com o avanço da microeletrônica, da radiocomunicação, miniaturização de circuitos e eficiência energética (HAAHR et al., 2012), extrapola-se seu uso aos hospitais, para casas inteligentes, monitoramento dos sinais vitais de soldados em campo (JOHNSTON; MENDELSON, 2006), pilotos, alpinistas, (PANG; MA, 2014) bombeiros (YAO; WARREN, 2005), atletas em geral e a qualquer um que deseje ter seus sinais vitais monitorados discretamente e convenientemente.

Há muitos modelos de oxímetro hoje no mercado; alguns acumulam mais funções que outros e cada tipo tem um ambiente e uso direcionados. Existem os oxímetros *Tabletop Oximetry*, os quais geralmente são localizados em uma UTI e ficam fixos. Esse tipo de oxímetro geralmente abrange um elevado número de funções extrapolando a função de oxímetro, como *display* da curva PPG, ECG, saturação, frequência cardíaca, perfusão, temperatura, entre outras. Ainda há opções de conectividade com sensores de marcas diferentes, cabo e *wireless* e alguns podem se conectar a redes de monitoramento de hospitais (MEDTRONIC, 2016).

Outra categoria é dos oxímetros portáteis, acoplados ao braço, pulso ou sem acoplamento. Apesar de menores, ainda têm funções interessantes a mais, como taxa de respiração, medidor de CO<sub>2</sub> e conectividade *wireless* e USB.

Os mais comuns são os oxímetro de dedo (*Fingertip Oximetry*), que, como os outros, mostram frequência cardíaca e saturação; alguns têm função de disponibilização do PPG e conectividade *wireless*. Um modelo em especial, *MightySat™ Rx Fingertip Pulse Oximeter*, possui conectividade Bluetooth e aplicativo disponível na loja de aplicativos da Apple (MASIMO, 2016).

Os sensores encontrados nos fabricantes mais relevantes são majoritariamente transmissivos, devido à preferência do uso do sensor posicionado no dedo, o que é uma prática estabelecida no mercado (sensores de refletância são usados na testa), sendo outras localizações como peito e pulso não usadas com o mesmo volume.

O projeto aqui exposto desenvolve um equipamento oxímetro de pulso com conectividade *wireless* com um *smartphone Android* (Google Inc Mountain View, EUA). O sensor usado é DCM03, sensor reflexivo pois permite seu uso mais dinâmico. Propõe-se o uso de um canal analógico para processamento dos sinais vermelho e infravermelho, com intuito de reduzir o circuito. O módulo Arduino (Arduino.cc) converte o sinal analógico em digital, processa os dados e transmite via módulo Bluetooth para o *smartphone Android*, o qual serve como um *display* para os dados através do *app* Bluetooth Electronics (Keuwlsoft). Para cálculo da saturação, será usada a equação definida por Chugh e Kaur (2015), com comparação gráfica com equações de calibração empírica encontradas nas referências e análise do erro de 5,9% em comparação com um oxímetro comercial (SOLMEDICA).

Estudos anteriores como Pang e Ma (2014) sugerem um sensor oxímetro de pulso no pulso com conectividade *wireless* a um *smartphone*. Também Cai, Sun et al. (2010) apresentam um sensor reflexivo ao pulso com conectividade *wireless*, porém nenhum dos dois apresentou o produto final em seus trabalhos. entretanto o estudo de (MENDELSON; DUCKWORTH; COMTOIS, 2006) apresenta um oxímetro de pulso com sensor reflexivo posicionado na testa e conectado sem fio a um computador de mão com sistema operacional Windows CE (Microsoft Redmond, EUA).

## **Desenvolvimento**

As moléculas de hemoglobina das hemácias, responsáveis pelo transporte de oxigênio, são encontradas em quatro diferentes formas no sangue: oxihemoglobina (HbO), desoxihemoglobina (Hb), meta-hemoglobina (MetHb) e carboxihemoglobina (COHb) - as duas últimas, porém, estão sempre em pequenas quantidades exceto para casos patológicos (KAMAT, 2002). A SpO2 funcional pode ser estimada como porcentagem de HbO em relação ao total de hemoglobina funcional no sangue (Hb +

HbO) (REDDY et al., 2011), e se a concentração de Hb é NHb e a concentração de HbO é NHbO, o SpO<sub>2</sub> pode ser expressado de acordo com as equações 1 e 2:

$$SpO_2\text{Funcional} = \frac{NHbO}{NHb+NHbO} 100 \quad (1)$$

$$\text{Onde } Q = \frac{NHbO}{NHb}$$

$$SpO_2\text{Funcional} = \frac{Q}{Q+1} 100 \quad (2)$$

Na relação acima, não se incluem as hemoglobinas não-funcionais (MetHb e COHb), porém os coeficientes de extinção da MetHb e da COHb não são nulos nos comprimentos de onda R e IR, e quando estão presentes em quantidade razoáveis podem causar leituras errôneas. A SpO<sub>2</sub> calculada com todas as formas de hemoglobina é chamada de SpO<sub>2</sub> Fracional e é expressa pela equação 3:

$$SpO_2\text{Fracional} = \frac{NHbO}{NHbO+NHb+NCOHb+NMetHb} \quad (3)$$

Esse cálculo é realizado por CO-Oxímetros laboratoriais com no mínimo quatro comprimentos de onda e a partir de amostras de sangue extraídas (KAMAT, 2002).

O princípio básico da oximetria de pulso é o PPG, uma técnica ótica usada para medir variações no volume sanguíneo em algum tecido animal vascularizado, por isso o nome de oximetria de “pulso”, em que o pulso é causado pelo ciclo cardíaco (MÄÄTTÄLÄ et al., 2007). Um tecido vascularizado é iluminado por pelo menos dois comprimentos de onda, na região do vermelho (R) e do infravermelho (IR) do espectro luminoso (no vermelho a absorção da Hb é dez vezes maior que a de HbO e no infravermelho a absorção de luz pelo HbO é maior que a da Hb), e um ou mais sensores detectam a luz transmitida ou absorvida, dependendo do arranjo dos sensores (MENDELSON, 1992). Os LEDs (Diodo Emissor de Luz, do inglês *Light Emitting Diode*) são usados pois variam pouco seu espectro eletromagnético em operação (TREMPEL; BARKER, 1989), são pequenos, baratos e eficientes, entretanto alguns autores utilizam diodo laser para maior precisão no comprimento de onda escolhido

(LÓPEZ-SILVA et al., 2004). Fotodiodos ou fototransistores detectam os sinais (um sinal para cada comprimento de onda) atenuados de luz transmitida ou refletida (MÄÄTTÄLÄ et al., 2007); apenas uma pequena parte da luz é detectada enquanto a maior parte é espalhada e refletida pela pele e ossos presentes no percurso da luz (CHUGH; KAUR, 2015). A distribuição de uma PPG típica possui três componentes principais: um componente DC grande (aproximadamente 90%) gerado pelo percurso pele-tecido-ossos de baixa densidade-tecido-pele, um componente de baixa frequência (próximo de 10% da luz) pela luz passando por veias e um componente ainda menor (perto de 0.1%) pulsátil em uma frequência ditada pelo pulso arterial - assume-se que somente o sangue arterial causa essa componente pulsátil (REDDY et al., 2011). Para o cálculo do SpO<sub>2</sub> é necessário extrair duas informações do PPG de cada comprimento de onda, os sinais DC do R (DC<sub>r</sub>) e do IR (DC<sub>ir</sub>) e os valores de pico a pico, aqui chamados AC, portanto AC do R (AC<sub>r</sub>) e AC do IR (AC<sub>ir</sub>). Há algumas controvérsias na literatura quanto a essas informações como Määttälä et al. (2007) definem DC como a média simples do PPG em seu pico, Nitzan e Taitelbaum (2008) como o valor máximo no instante do PPG e Yadav e Ayub (2014) como o valor mínimo da medição do valor pico a pico.

A intensidade da luz detectada depende da sensibilidade do detector e da intensidade individual de cada LED, por isso, após a determinação da componente AC e DC de cada comprimento de onda, faz-se a razão de AC sobre DC, para cada comprimento de onda. Esse é um processo de normalização, que torna o sinal independente da intensidade luminosa incidente (MENDELSON, 1992). Após esse processo, o sinal é dependente de três fatores: incremento máximo do volume do sangue arterial, coeficiente de extinção no volume incrementado e caminho ótico da onda no tecido. Para criar um parâmetro que seja principalmente dependente do coeficiente de extinção e apenas insignificamente da variação incremental de volume e do caminho ótico, calcula-se a Razão das Razões (R) (NITZAN; TAITELBAUM, 2008):

$$R = \frac{\frac{AC_r}{DC_r}}{\frac{AC_{ir}}{DC_{ir}}} \quad (4)$$

Relaciona-se o R calculado com a SpO<sub>2</sub> a partir da relação:

$$SpO_2 = A - B * R \quad (5),$$

em que os coeficientes A e B são obtidos por calibração empírica (padrão comercial), a partir de um grupo de voluntários saudáveis que passa por episódios de hipóxia induzida e são colhidas amostras de SpO<sub>2</sub> obtidas por um CO-Oxímetro, (padrão para medidas de saturação) e comparadas com os Rs obtidos do equipamento a ser calibrado (CHUGH; KAUR, 2015). Alguns autores sugerem relações quadráticas e cúbicas para a relação R SpO<sub>2</sub> (PANG; MA, 2014) (YADAV; AYUB, 2014). Esse método de calibração é bastante dependente do grupo de voluntários escolhidos, devido à idade, ao sexo e à etnia. Reddy et al. (2011) relatam que oxímetros assim calibrados resultam em leituras erradas para pacientes de outros grupos étnicos. Outros métodos de calibração teórica, apenas baseada no coeficiente de extinção de Hb e HbO e em modelagem do caminho ótico, são sugeridos por Chugh e Kaur (2015) e Reddy et al. (2011) e serão empregados nesse trabalho.

De acordo com a Lei de Beer-Lambert, absorção da luz sobre um tecido é diretamente proporcional à concentração da substância e ao comprimento do caminho da luz tecido em um específico comprimento de onda. De acordo com a fórmula:

$$A = \varepsilon * C * L \quad (6)$$

Em que:

$\varepsilon$  é o coeficiente de extinção.

C é a concentração da substância presente no trajeto

L é o caminho percorrido pela luz

A partir desses princípios físicos, Chugh e Kaur (2015) deduzem uma relação entre R (razão das razões), coeficiente de extinção da hemoglobina oxigenada e da reduzida para os comprimentos de onda infravermelho e vermelho.

No trabalho de Pujary, Savage e Mendelson (2003), os autores concluem que o aumento da área do fotodiodo possibilita a redução da corrente dos LEDs sem redução na qualidade do sinal. Diferentes arranjos de LEDs e fotodiodos são encontrados na literatura, como em Mendelson e Pujary (2003), em que o autor posiciona o conjunto



de LEDs no centro de um arranjo de dois círculos de seis fotodiodos concêntricos, ou em Savage, Pujary e Mendelson (2003), em que o mesmo autor sugere um arranjo similar, porém com seis fotodiodos e com os emissores posicionados simetricamente à frente do grupo de fotodiodos para transmissão. Em Pang e Ma (2014), os autores encapsulam os emissores e detectores em um arranjo côncavo.

Entre os tipos de sensores de oximetria de pulso destacam-se na academia e no mercado dois tipos: transmissão e reflexão. Os sensores de transmissão são assim chamados pois o tecido vascularizado fica entre o emissor e detector, e este obtém sinais de qualidade - há, contudo, uma limitação: o local de posicionamento do sensor é limitado devido a sua anatomia, pois, para ser efetivo, o sensor deve ser posicionado em um local do corpo onde a luz transmitida possa ser detectada, como ponta dos dedos, orelha, septo nasal, língua, e alguns desses locais só são viáveis em pacientes anestesiados, sendo, dessa forma, os dedos e a orelha os lugares comuns ao método de transmissão (TAMURA et al., 2014; CAI et al., 2010). Ainda assim, essas posições são sujeitas a influências externas como baixas temperaturas, em que a perfusão sanguínea nas extremidades é menor e impossibilita a detecção de um sinal adequado; além disso, causam desconforto devido à constante pressão na lóbulo auricular, e, quanto ao sensor posicionado no dedo, há a interferência com atividades do cotidiano (TAMURA et al., 2014; CAI et al., 2010). Os sensores reflexivos têm seus emissores posicionados na mesma superfície de seus detectores, portanto eliminam a limitação quanto ao seu posicionamento desde que a posição seja vascularizada o suficiente, locais como peito (MÄÄTTÄLÄ et al., 2007), pulso (RENEVEY et al., 2001; CAI et al., 2010) e testa (PUJARY; SAVAGE; MENDELSON, 2003; JOHNSTON; MENDELSON, 2006), porém são bastante vulneráveis a movimentações e excesso ou falta de pressão aplicada ao sensor. Autores como Mendelson (1992) e Cai et al. (2010) sugerem a distância ideal sendo 8mm para a separação entre emissor e detector nos sensores de reflexão. Em Määttälä et al. (2007), os autores concluem um ponto sobre o peito direito e um na parte anterior lateral do pulso esquerdo como lugares ótimos; em Savage, Pujary e Mendelson (2003), os autores concluem a testa como um lugar ótimo e maior eficiência energética do método reflexivo sobre o de transmissão.



## Metodologia

### Processos

Os processos do equipamento são compostos pela amplificação e conversão do sinal proveniente do fotodiodo, filtragem e amplificação do sinal, aquisição e processamento pelo microcontrolador e transmissão das informações para o *smartphone*.

Em comparação com outros processos, (MARTINS, 2010; AROUL, 2014), o desenvolvido nesse estudo teve como objetivo diminuir o número de componentes, tornando-o mais simples, eficiente e menos sujeito a ruídos. Autores como AROUL (2014) usam um canal para cada LED e um circuito de amostrar e segurar para alternar entre os sinais adquiridos.

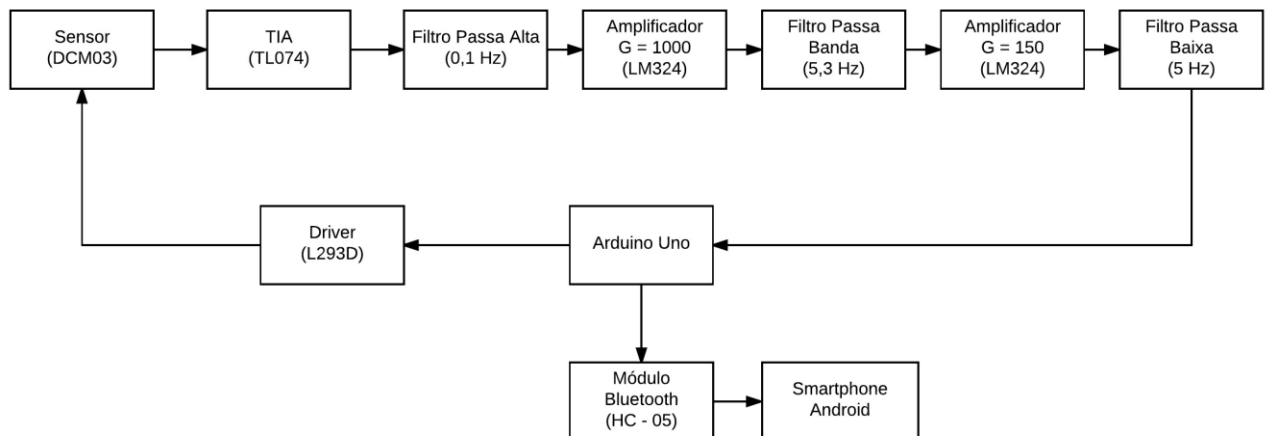


Figura 1: Processos

Fonte: Autores

### Sensor

O sensor usado foi o DCM03 (APMKOREA) (Figura 2), da fabricante sul-coreana APMKorea, o qual contém integrado em um módulo um LED vermelho com o comprimento de onda de 660nm, um LED infravermelho com o comprimento de onda de 905nm em configuração antiparalela e um detector fotodiodo de área 9mm<sup>2</sup>. Os

LEDs e o fotodiodo estão posicionados no mesmo plano, para funcionarem por reflexão. O sensor tem 8mm entre o fotodiodo e os LEDs, distância de acordo com CAI et al. (2010). Esse sensor foi selecionado exatamente por ter sido desenvolvido para aplicações similares a esse trabalho e por existirem estudos realizados por outros autores (AROUL, 2014).

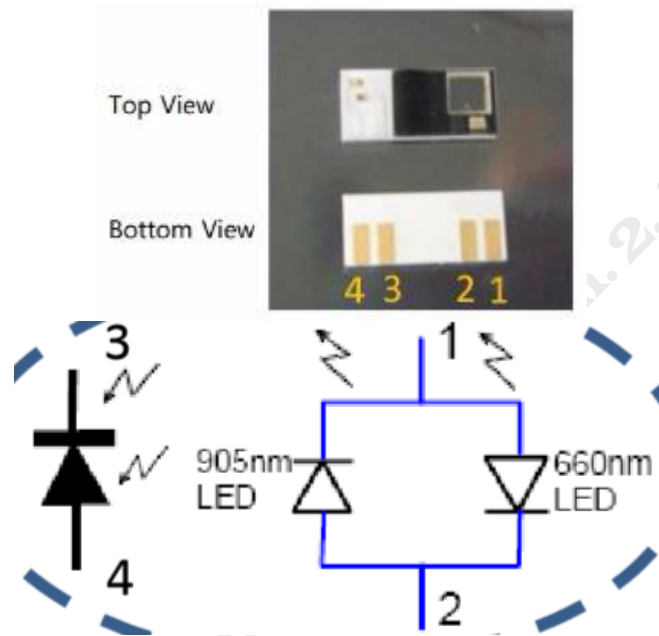


Figura 2: Sensor DCM03  
Fonte: APMKOREA

### Amplificador de Transimpedância

O fotodiodo gera uma corrente proporcional à intensidade luminosa captada, por isso a necessidade de utilização de um amplificador de transimpedância (TIA) externo ao sensor e em série com o diodo, para realizar a amplificação e conversão do sinal em corrente para tensão. A Figura 3 indica um TIA.

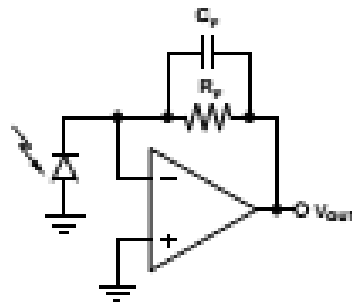


Figura 3: Amplificador de transimpedância  
Fonte: WANG e ERHMAN ( 2005)

Como citado por WANG e ERHMAN (2005), a resposta em frequência é determinada pelo circuito de realimentação no TIA, esse tipo de amplificador está sujeito à oscilação se o capacitor  $C_f$  não for dimensionado corretamente. A seguinte fórmula é responsável pelo correto dimensionamento do capacitor de realimentação:

$$C_F = \frac{1}{4\pi R_F GBW} * [1 + \sqrt{(1 + 8\pi R_F C_D GBW)}] \quad (7)$$

Em que:

$C_f$  é o capacitor de realimentação;

$R_f$  é o resistor de realimentação;

GBW comprimento de banda (*gainbandwidth*) do amplificador operacional;

$C_d$  é a capacitância do fotodiodo.

### Filtros e Amplificação

Para condicionamento do sinal, o circuito possui filtros passivos passa-baixa, passa-alta e passa-banda. O passa-baixa e o passa-banda têm frequências de corte em 5Hz, e o passa-alta, de 0.1Hz. Há dois circuitos amplificadores usados no equipamento, um inversor e um não-inversor, projetados para que o sinal de saída esteja em nível TTL (Lógica Transistor-Transistor, do inglês *Transistor-Transistor Logic*). Para garantir a não-saturação do circuito analógico, o circuito foi calculado e então simulado no *software* Multisim (National Instruments Corporation, Austin, EUA) com entradas senoidais nos mesmos níveis e frequências esperadas de um pulso humano.

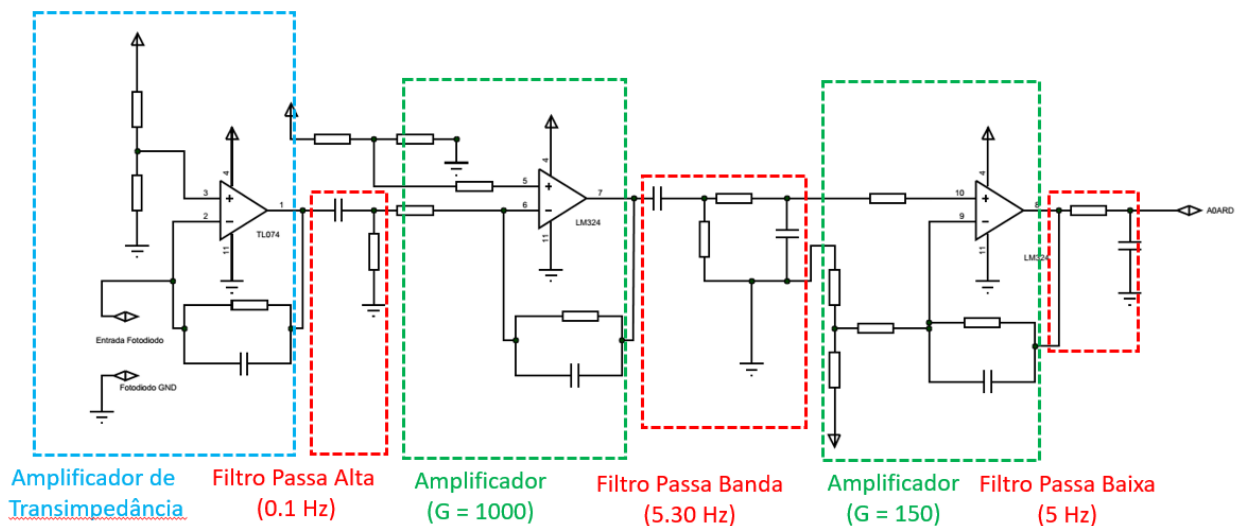


Figura 4: Filtros e Amplificadores

Fonte: Autores

## Microcontrolador

O microcontrolador selecionado para o projeto foi ATMEL ATMEGA328 integrado à plataforma de prototipagem Arduino UNO R3 (ARDUINO, 2016). Esse microcontrolador de arquitetura RISC de 8bits opera na frequência de 16MHz. Possui 14 entradas e saídas digitais e seis entradas analógicas, com resolução de 10bits.

## Comunicação Wireless

A comunicação sem fio entre o dispositivo e o *smartphone* é realizada através do módulo Bluetooth HC-05 (WAVESEN). A comunicação Bluetooth é de curto alcance centrada na frequência 2,45GHz. As principais características desta tecnologia são sua confiabilidade, baixo consumo, facilidade de aplicação, baixo custo e não requerer grandes conhecimentos na teoria e protocolos de comunicação. Em relação à velocidade de transmissão, pode chegar a 3Mbps no modo de dados.

Toda transferência de dados se dá no canal físico que é subdividido em unidades de tempo, denominadas ranhuras. Os dados intercambiados entre os dispositivos transitam em forma de pacotes, e estes por sua vez deverão chegar a estas ranhuras para que a transmissão de dados ocorra com sucesso. Uma das características da tecnologia

Bluetooth é a capacidade de transmissão de dados bidirecional, e isso se deve à técnica por ela utilizada de múltiplo acesso ou duplex por divisão de tempo (TDD, do inglês *Time Division Duplex*). Sobre o canal físico, podemos dizer que é composto por uma camada de enlace físico e canais com seus devidos protocolos de controle.

### *Display Smartphone*

Foi usado um *smartphone* com sistema operacional Android, devido à sua interface intuitiva e à sua disponibilidade no mercado. Para a exibição dos dados de saturação e frequência cardíaca, foi usado o *app* Bluetooth Electronics (Keuwlsoft). Esse aplicativo permite a construção de telas que realizam a interface gráfica entre o celular e o oxímetro.

### Programa

O programa desenvolvido para a plataforma Arduino é o responsável pelo chaveamento dos LEDs, controlando assim sua intensidade com as saídas PWM, e pela aquisição do sinal a uma taxa de aquisição 100amostras/segundo. Após a aquisição, o processamento é realizado para o cálculo de SpO2 e cálculo da frequência cardíaca, por meio da média da frequência cardíaca instantânea, disparada por um gatilho definido no programa. A comunicação com o módulo Bluetooth HC-05 é gerenciada pelo programa, enviando valores de FC, SpO2 e PPG. O programa foi baseado na proposta de Haahr, et al., (2012) (Figura 5), em que há aquisição sequencial do sinal, ideal para o modelo reduzido de circuito usado.

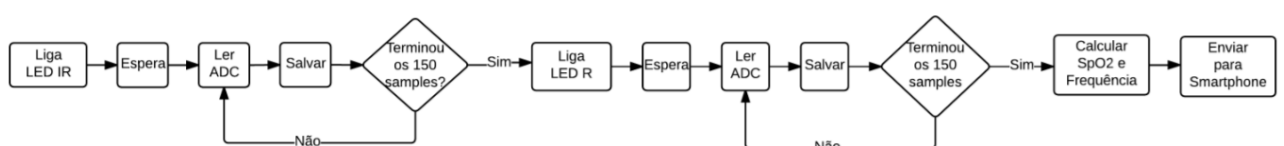


Figura 5: Fluxograma do programa  
Fonte: Autores

## Calibração

Para o cálculo da saturação nesse projeto, foram empregadas técnicas as quais não usam calibração empírica, se baseiam em princípios físicos da lei de Beer-Lambert. No artigo de CHUGH e KAUR (2015), os autores calculam o SpO<sub>2</sub> a partir de uma manipulação da Lei de Beer-Lambert, em que o SpO<sub>2</sub> é dependente apenas dos coeficientes de Extinção de Hb e HbO para os comprimentos de onda usados nos LED:

$$\%SpO_2 = \frac{\epsilon_{hbred} - R * \epsilon_{hbIR}}{(\epsilon_{hbred} - \epsilon_{hbored}) + R * (\epsilon_{hbOIR} - \epsilon_{hbIRS})} * 100 \quad (8)$$

Aqui assume-se que o caminho ótico nos dois comprimentos de onda é o mesmo, que somente o sangue arterial representa a componente pulsátil no PPG e que esse sangue arterial tem concentrações insignificantes de MetHb e COHb.

## Resultados

Como análise dos resultados, comparamos os gráficos gerados pelas equações de calibração empírica dos autores destacados na Tabela 1 com o gráfico gerado pela equação usada para calcular SpO<sub>2</sub> no equipamento, em valores de R de 0 a 4, conforme apresentado na Figura 6.

<b>Autores</b>	<b>Equações</b>
Pang & Ma, (2014)	$SpO_2 = -44,4R + 130,4$
Pang & Ma, (2014)	$SpO_2 = -15,6R^2 - 3,9R + 106,9$
Yadav & Ayub, (2014)	$SpO_2 = 10R^3 - 52,88R^2 + 26,87R + 98,28$
Yao & Warren, (2005)	$SpO_2 = 25R + 110$
Yao & Warren, (2005)	$SpO_2 = -25,6R + 118,9$
Tremper & Barker, (1989)	$SpO_2 = 3,47R^2 - 20,14R + 101,67$
Tremper & Barker, (1989)	$SpO_2 = -33,3R + 113,3$

Tabela 1: Autores e equações empíricas usadas para calibração  
 Fonte: Autores

Comparando a curva da equação teórica usada para calcular a SpO<sub>2</sub> (curva tracejada) com as curvas empíricas encontradas na literatura, até a 70% de saturação todos as curvas estão próximas, o que garante funcionamento teórico adequado até essa faixa de saturação, conforme Figura 6.

### Verificação

Foi realizado um teste do equipamento desenvolvido o qual utiliza a teoria de Chugh e Kaur (2015) para calcular SpO<sub>2</sub>, e também a curva empírica encontrada em Tremper e Barker (1989) e Mendelson (1992) para fins comparativos, e por final os valores encontrados no equipamento desenvolvido são comparados entre si e com o equipamento comercial produzido pela SOLMEDICA, modelo MD301C1. A Tabela 2 mostra essa comparação.

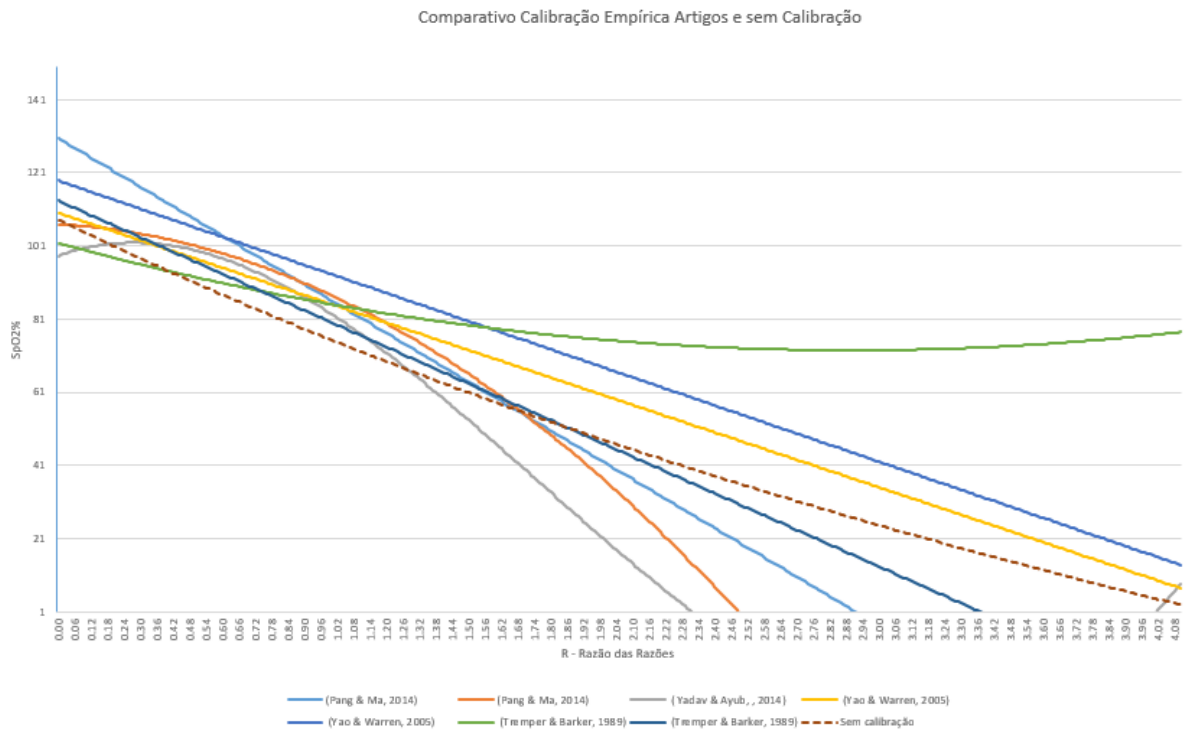


Figura 6: Comparativo entre curvas empíricas e curva teórica  
 Fonte: Autores



	<b>Cálculo SpO<sub>2</sub> teórico</b> (CHUGH e KAUR, 2015)	<b>Cálculo Empírico</b> (TREMPER BARKER, 1989)	<b>SpO<sub>2</sub></b> e	<b>Equipamento Comercial</b> SOLMEDICA MD301C1
<b>Teste 1</b>	93	99		98
<b>Teste 2</b>	92	98		98

Tabela 2: Tabela com valores comparativos entre cálculo de SpO<sub>2</sub> teórico, empírico e equipamento comercial

Fonte: Autores

Por sua vez, a Figura 7 é uma foto de um dos testes realizados, exibindo a curva PPG, os valores dos testes no equipamento desenvolvido e o valor obtido no oxímetro comercial usado na comparação.



Figura 7: Teste usando o equipamento desenvolvido e o oxímetro comercial

Fonte: Autores

Nela, BPM são os batimentos cardíacos, SpO<sub>2</sub> é valor obtido usando a teoria de Tremper e Barker (1989) e SpO<sub>2</sub>T é o valor obtido usando a teoria de Chugh e Kaur (2015).

## Discussão

Nota-se no teste realizado a semelhança entre os resultados da calibração empírica dos artigos Tremper e Barker (1989) e Mendelson (1992) e do oxímetro comercial. O equipamento desenvolvido apresentou uma diferença de SpO<sub>2</sub> de 5,9% em relação ao

oxímetro comercial, porém o padrão de qualidade é ainda o CO-Oxímetro, ao qual não tivemos acesso para testes.

O equipamento funciona com resposta esperada nos testes realizados, tanto no processamento analógico quanto no digital e também na transmissão de dados para o *smartphone*. Futuros desenvolvimentos serão na implementação da placa com o microcontrolador integrado e implementação de um *app* próprio, o que aumentaria o poder de processamento do equipamento. O uso de LEDs de comprimento de onda mais próximo, de acordo com Nitzan e Taitelbaum (2008), diminuiria o caminho ótico, melhorando a performance do equipamento, e o aumento do número de fontes luminosas de comprimentos de onda diferentes possibilitaria agregar novas funções ao equipamento.

## Conclusão

O equipamento oxímetro proposto foi desenvolvido com a redução dos circuitos analógicos como intencionado, e a integração com o *smartphone* deu a possibilidade de monitoração remota. A teoria escolhida para cálculo da SpO<sub>2</sub> apresentou desempenho semelhante às calibrações empíricas usadas, e, de acordo o teste realizado pelo e nos autores, a diferença do equipamento é de 5,9% em relação ao oxímetro comercial usado para teste.

## Referências

APMKOREA. **DATASHEET Reflective Blood Sensor DCM03**. [S.l.].

ARDUINO. **Genuino**. Disponível em: <http://www.arduino.cc>. Acesso em: 18 mai. 2016.

AROUL. Miniaturized Pulse Oximeter Reference Design. **Health Tech**, v. User's Guide an Test Report TIDA-0031, n. 1, 2014.

BURN, S. L. et al. **Perioperative pulse oximetry in lowincome countries: a cost-effectiveness analysis**. Worcester. 2014.

CAI, Q. et al. **Implementation of a Wireless Pulse Oximeter Based on Wrist Band Sensor**. Southeast University, Nanjing, China. 2010.

CHUGH, S.; KAUR, J. Low Cost Calibration Free Pulse Oximeter. **IEEE INDICON**, 2015.

HAAHR, R. G. et al. Oximetry, An Electronic Patch for Wearable Health Monitoring by Reflectance Pulse. **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS**, Fevereiro 2012. 45-53.

JOHNSTON, W. S.; MENDELSON, Y. **Investigation of Signal Processing Algorithms for an Embedded Microcontroller-Based Wearable Pulse Oximeter**. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference. New York City: [s.n.]. 2006. p. 5888-5891.

KAMAT, V. Pulse Oximetry. **Indian Journal of Anaesthesia**, August 2002. 261-268.

LÓPEZ-SILVA, S. M. et al. **Transmittance Photoplethysmography and Pulse Oximetry with Near Infrared Laser Diodes**. IMTC 2004 - Instrumentation and Measurement Technology Conference. Como: [s.n.]. 2004. p. 718-723.

MÄÄTTÄLÄ, M. et al. **Optimum Place for Measuring Pulse Oximeter Signal in Wireless Sensor-Belt or Wrist-Band**. University of Oul - Dongseo University. Oulu, Finland - Busan, South-Korea. 2007.

MARTINS, R. M. S. **Desenvolvimento de um Sensor de Fotopletismografia para Monitorização Cardíaca para aplicação no Pulso**. Universidade de Coimbra - Faculdade de Ciências e Tecnologia. Coimbra. 2010.

MASIMO. MightySat™ Rx. **masimo.com**. Disponível em: <http://www.masimo.com/pulseOximeter/mightysatRx.htm>. Acesso em: 18 mai. 2016.

MEDTRONIC. Pulse Oximetry. **medtronic.com**. Disponível em: <http://www.medtronic.com/covidien/products/pulse-oximetry>. Acesso em: 18 mai. 2016.

MENDELSON, Y. Pulse Oximetry: Theory and Applications for Noninvasive Monitoring. **CLINICAL CHEMISTRY**, 38, n. 9, 1992. 1601-1607.

MENDELSON, Y.; DUCKWORTH, R. J.; COMTOIS, G. **A Wearable Reflectance Pulse Oximeter for Remote Physiological Monitoring**. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference. New York City: [s.n.]. 2006. p. 912-915.

MENDELSON, Y.; PUJARY, B. **Measurement Site and Photodetector Size Considerations in Optimizing Power Consumption of a Wearable Reflectance Pulse Oximeter**. Proceedings of the 25<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS. Cancun: [s.n.]. September 2003. p. 3016-1019.

NITZAN, M.; TAITELBAUM, H. The Measurement of Oxygen Saturation in Arterial and Venous Blood. **IEEE Instrumentation & Measurement Magazine** , Junho 2008. 9-15.

PANG, G.; MA, C. **A Neo-Reflective Wrist Pulse Oximeter**. University of Hong Kong. Hong Kong. 2014.

PUJARY, C.; SAVAGE, M.; MENDELSON, Y. **PHOTODETECTOR SIZE CONSIDERATIONS IN THE DESIGN OF A NONINVASIVE REFLECTANCE PULSE OXIMETER FOR TELEMEDICINE APPLICATIONS**. Worcester. 2003.

REDDY, K. A. et al. **A Novel Method for the Measurement of Oxygen Saturation in Arterial Blood**. Chennai, India. 2011.

RENEVEY, P. et al. **WRIST-LOCATED PULSE DETECTION USING IR SIGNALS, ACTIVITY AND NONLINEAR ARTIFACT CANCELLATION**. Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference. Istanbul: [s.n.]. 2001. p. 3030-3033.

SAVAGE, M.; PUJARY, C.; MENDELSON, Y. **OPTIMIZING POWER CONSUMPTION IN THE DESIGN OF A WEARABLE WIRELESS TELESENSOR: COMPARISON OF PULSE OXIMETER MODES**. Worcester. 2003.

SEVERINGHAUS, J. W. Takuo Aoyagi: Discovery of Pulse Oximetry. **International Anesthesia Research Society**, San Francisco, v. 105, n. 6, 2007.

TAMURA, T. et al. Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. **Electronics** , p. 282-302, April 2014.

TREMPER, K. K.; BARKER, S. J. Pulse Oximetry. **Anesthesiology - Medial Intelligence Article**, 1989. 98-108.

WANG, T.; ERHMAN. Compensate Transimpedance Amplifiers Intuitively. **Texas Instruments**, 2005.

WAVESEN. Datasheet HC 05.

YADAV, A.; AYUB, S. Design and Development of Pulse Oximeter. **PISER**, v. 02, n. 11, p. 178-184, Janeiro-Fevereiro 2014.

YAO, J.; WARREN, S. **Stimulating Student Learning with a Novel "In-House" Pulse Oximeter Design**. American Society for Engineering Education Annual Conference & Exposition. Manhattan: [s.n.]. 2005.

**DEVELOPMENT OF A REFLEXIVE SENSOR PULSE OXIMETER WITH A WIRELESS INTEGRATION TO A SMARTPHONE**

**ABSTRACT**

*With the increasing number of smartphones, the aging of the population and the greater need to carry out activities, monitoring of vital signs integrated technology is crucial to maintain a good quality of life. This paper suggests the development of a pulse oximetry system with reflective sensor, free of empirical calibration, reduced electronics and wireless integration to smartphones, providing greater comfort and flexibility during monitoring. Communication with the smartphone aims to provide constant monitoring to facilitate specialized monitoring by a physician or personal trainer. The system uses reflective sensor, an analog signal conditioning module, the ARDUINO UNO prototyping platform for signal acquisition and processing, and a wireless communication module Bluetooth for communication with smartphone. The Photoplethysmograph (PPG) signals corresponds to red wavelengths and infrared are used to calculate the heart rate (HR) and Blood Peripheral saturation (SpO<sub>2</sub>). For calculation of SpO<sub>2</sub> was used a model for light attenuation in a PPG and a model of the Beer Lambert law. A comparison was made between empirical saturation curves of previous papers and the one used in the developed device and a test between the new device and a commercial pulse oximeter where the error was 5.9%.*

**Keywords:** Heart Beat; Oximetry; Reflective sensor; Wireless Communication; Smartphone.

**Envio: maio/2019**  
**Aceito para publicação: maio/2019**