

Estudo comparativo dos modos da PPG para medição de sinais de FC utilizando Arduino

Valdez Aragão de Almeida Filho, Anselmo Mendes Oliveira e Catarina da Silva Costa

Resumo—Este artigo apresenta um estudo comparativo entre os modos de transmissão e reflexão da fotopletoxiografia para medição de sinais de frequência cardíaca. Para o estudo foi desenvolvido um circuito de aquisição e medição dos sinais de frequência cardíaca, o qual foi integrado ao Arduino para o processamento desses sinais. Foram analisadas amostras de três indivíduos diferentes, e os resultados mostraram que o modo reflexivo da PPG possui uma maior estabilidade quando se está medindo a FC.

Palavras-Chave—fotopletoxiografia, frequência cardíaca, circuito elétrico, Arduino.

Abstract—This paper presents a comparative study between the transmission and reflection modes of photoplethysmography to measure heart rate signals. In this study, a circuit for heart rate acquisition and measurement was developed, which was integrated to the Arduino to process those signals. Samples of three different individuals were analyzed, and the results showed that the reflexive mode of PPG has a greater stability when measuring HR.

Keywords—photoplethysmography, heart rate, electric circuit, Arduino.

I. INTRODUÇÃO

De acordo com o informativo da Organização Mundial da Saúde (OMS), divulgado em setembro de 2016, as doenças cardiovasculares são a causa de numerosas mortes no mundo. Estas doenças geralmente não geram sintomas, então indivíduos propensos a tal necessitam de um monitoramento constante para avaliar a saúde do coração.

O coração humano realiza dois movimentos denominados de sístole e diástole. A sístole é o movimento que caracteriza a contração ventricular, ou seja, ocorre o esvaziamento dos ventrículos; enquanto que a diástole caracteriza o relaxamento ventricular, ou seja, ocorre o recebimento de sangue pelas veias e artérias [1]–[3]. Essa movimentação provoca um pulso elétrico e este, por sua vez, possibilita o monitoramento do sinal da frequência cardíaca (FC), muito importante no controle das condições de pacientes no ambiente hospitalar. Apesar dos produtos que existem no mercado realizarem o monitoramento citado, poucos ofertam um sistema simples e de baixo custo, fator necessariamente importante haja vista que mais de três quartos das mortes cardiovasculares ocorrem em países de baixa e média renda.

Uma das técnicas utilizadas para medição de FC é a fotopletoxiografia (PPG), que se baseia na forma como a radiação interage com a matéria a nível de molécula [4]. A detecção da intensidade de luz espalhada na PPG pode se dar

através de dois modos: reflexão e transmissão. Neste sentido, este artigo apresenta um estudo comparativo entre os modos de transmissão e reflexão da PPG, tendo em vista que o modo de captação de luz dos sensores pode afetar na precisão dos resultados obtidos. Portanto, conhecer o mais adequado é crucial para a aplicação a que se destina. No presente estudo foi utilizado o sensor óptico TCRT5000 para análise dos batimentos cardíacos. Foram coletadas amostras de três indivíduos diferentes, para posterior comparação do sinal de FC entre os modos de reflexão e transmissão. Os dados foram obtidos através de um osciloscópio Tektronix TBS 1072B e tratados com a ferramenta computacional Octave.

II. FOTOPLETISMOGRAFIA

A fotopletoxiografia (PPG) é uma técnica não-invasiva que realiza a detecção óptica das alterações do volume e do fluxo sanguíneo no leito microvascular do tecido [4]. A PPG consiste em uma fonte de luz monocromática e um detector fotossensível (fotodetector). A fonte de luz, geralmente diodos emissores de luz (LEDs) vermelhas e infravermelhas (IR), é aplicada sobre um tecido biológico, espalhada e parcialmente absorvida pelas diferentes substâncias que compõem o local de instalação do sensor [5]. Como cada componente possui um nível diferente de absorção de luz, a variação de absorção entre o sangue oxigenado (arterial) e o sangue desoxigenado (venoso) possibilita o monitoramento da saturação de oxigênio e fornece informações sobre o sistema cardiovascular. Parte da luz espalhada, quando se aplica o LED sobre o tecido, surge novamente através da pele e é detectada pelo fotodetector através da reflexão ou transmissão, sendo que a intensidade da luz detectada pelos modos de captação é convertida em uma tensão CC [6].

A. Modos de reflexão e transmissão

No modo de reflexão da PPG, ou fotopletoxiografia reflexiva, como mostra a Figura 1a, o fotodetector posiciona-se ao lado do emissor de luz, isolados por câmaras separadas, com o intuito de evitar a iluminação direta entre eles [2]. A fotopletoxiografia reflexiva elimina problemas associados ao posicionamento do sensor, assim uma variedade de locais de medição podem ser usados [5]. Outra vantagem atribuída ao método é o seu baixo consumo de energia luminosa, devido a pequena distância entre emissor e receptor [2]. No entanto, no modo reflexivo, o sistema é afetado por artefatos de movimento (desvios de imagem) e distúrbios de pressão, desta forma prejudicando a precisão dos sinais fisiológicos medidos [5].

No modo de transmissão da PPG, ou fotopletoxiografia transmissiva, como mostra a Figura 1b, o fotodetector é posicionado no lado oposto ao LED. Em função dessa distância

entre o detector e o emissor, a luz passa por pontos em que o coeficiente de absorção do sangue é mais elevado que dos outros componentes do tecido, causando variações de absorção e podendo resultar em interpretações erradas [6]. Para ser eficaz, o sensor deve ser utilizado em regiões periféricas do corpo, assim limitando os locais de medição a ponta dos dedos, septo nasal, lóbulo da orelha, língua e bochecha.

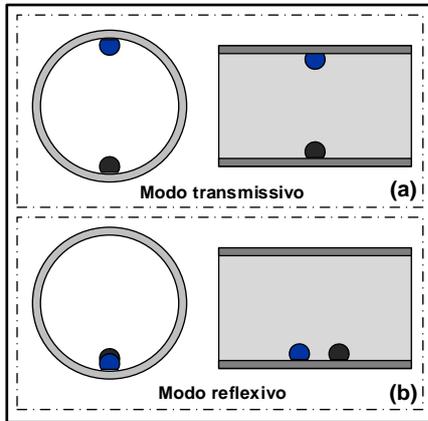


Fig. 1. Sensores posicionados nos modos transmissivo e reflexivo.

A ponta do dedo e o lóbulo da orelha são as posições de monitoramento preferidas. No entanto, essas regiões possuem uma perfusão sanguínea limitada e são mais suscetíveis a extremos ambientais, como baixas temperaturas ambiente [5]. Em contrapartida, a fotopletismografia de transmissão é menos suscetível a desvios de imagem se comparado ao modo reflexivo.

B. Aplicação em medição de sinais fisiológicos

A PPG tem larga aplicação na medicina e tal fato se deve a necessidade dos profissionais da área da saúde em monitorar as condições de seus pacientes. Nesse sentido, a técnica simples e de baixo custo pode ser utilizada, de forma não-invasiva, para a medição de importantes sinais fisiológicos relacionados a saúde geral de um indivíduo, mais especialmente a saúde cardiovascular, como é o caso dos sinais de FC.

A FC corresponde aos batimentos por minuto (bpm) do coração e pode ser determinada através do inverso do intervalo de tempo entre dois batimentos cardíacos sucessivos [2]. Como muitas doenças derivadas de anomalias no coração não apresentam sintomas, o monitoramento da FC é uma das poucas alternativas para se identificar problemas no corpo humano, principalmente problemas cardiovasculares. Por tal motivo, a medição precisa da FC e a constatação de variações bruscas nos batimentos é de extrema importância no cenário médico. Quando a FC alcança números superiores a 100 bpm, configura-se taquicardia e, em casos inferiores a 60 bpm, têm-se bradicardia [2]. A taquicardia é um distúrbio no ritmo cardíaco e pode indicar aumento da temperatura corporal, doenças congênitas, anemias, estresse, pressão arterial elevada ou baixa, e toxicidade do coração. Já a bradicardia pode servir como um indicativo de doenças cardíacas e desequilíbrios químicos no sangue. No entanto, há situações em que a bradicardia é uma situação normal para um indivíduo em repouso, tendo como exemplo os atletas [2].

III. SETUP PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS DE FC

Quando uma radiação interage com a matéria a nível de molécula, acontece um fenômeno espectroscópico, no qual a vibração da molécula ocorre apenas no seu comprimento de onda específico. Para a análise da substância, podemos utilizar os gráficos de grupos funcionais com o percentual de absorção para cada faixa do comprimento de onda. Com os valores das faixas de frequências de absorção da substância, podemos desenvolver circuitos para isolar a frequência do sinal e, com o uso de sensores, estimar o valor com base na comparação ou na inspeção. A Figura 2 mostra o diagrama de blocos do setup de aquisição e medição dos sinais de frequência cardíaca proposto para o presente estudo.

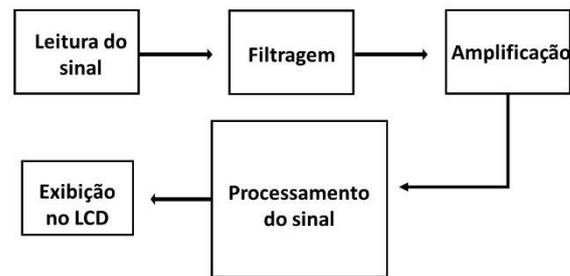


Fig. 2. Diagrama de blocos do setup de medição e aquisição de sinais de FC.

Para a leitura do sinal de FC foi utilizado o sensor óptico reflexivo TCRT5000, atuando na região do NIR (*Near Infrared*). Essa região possui uma melhor absorção por pigmentos sanguíneos e da pele [7]. Os sensores foram acondicionados em um invólucro de PVC, conforme ilustrado na Figura 1, para evitar interferência de luz exterior incidindo diretamente no fototransistor, e para acomodar o dedo a ser utilizado na aquisição do sinal FC na forma mais estável possível.

O sinal capturado pelo fototransistor será proveniente da reflexão provocada pela superfície da pele. Na epiderme temos diversas camadas, que são formadas por diferentes tipos de células. A epiderme e o sangue realizarão a absorção da radiação emitida e a outra parte será refletida para o fototransistor. O sinal de energia refletido terá as componentes AC (corrente alternada) e DC (corrente contínua). A componente DC será devido a absorção da pele e a componente AC será devido a quantidade dos componentes de absorção presentes no sangue. O sinal AC carrega o sinal cardíaco, pois sua intensidade está relacionada com o nível de sangue da região, sendo assim possível capturar o sinal do fluxo e ritmo cardíaco, removendo a componente DC e amplificando a componente AC.

O circuito de filtragem e amplificação do sinal de FC foi baseado no trabalho de Saquib [8], o qual foi modificado para uma melhor adequação ao que está sendo proposto no presente estudo. O circuito possui dois estágios de filtragem e amplificação. No primeiro estágio, o sinal passa por um filtro passa-alta passivo (FPA), com a finalidade de remover o nível DC do sinal de FC. Em seguida, o sinal passa por um filtro passa-baixa ativo (FPB), o qual tem a finalidade de amplificar o nível AC do sinal FC. Após passar pelo primeiro estágio, o sinal entra no segundo estágio, que nada mais é do que a réplica do primeiro estágio. As frequências de corte dos filtros utilizados foram determinadas de acordo com [3], que diz que os batimentos cardíacos de uma pessoa saudável podem variar entre 50 a 100 bpm. Sendo assim,

$$\frac{50(bpm)}{60(segundos)} = 0,83333Hz \quad (1)$$

$$\frac{100(bpm)}{60(segundos)} = 1,6667Hz \quad (2)$$

Para garantir que o sinal fosse filtrado dentro da faixa de frequências estabelecida e com um limite de tolerância, foi considerada, no presente estudo, uma banda maior que a produzida pelo sinal de FC, de 0,7 Hz a 2,34 Hz. O ganho do sinal, nos estágios de amplificação, foi readequado de acordo com a necessidade do presente estudo, tendo em vista que o modelo do sensor é diferente do utilizado no de referência [8]. Nessa etapa de filtragem e amplificação foi utilizado o amplificador operacional LM324.

Após a filtragem e amplificação do sinal, ele foi processado utilizando o Arduino com um código base [9] modificado, e que também realiza a contagem dos batimentos cardíacos, os quais são exibidos em um display LCD. A Figura 3 ilustra o setup de aquisição e medição de sinais de FC, realizado no Laboratório de Circuitos Elétricos da UNIFESSPA.

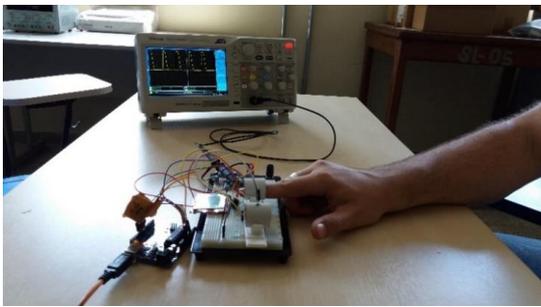


Fig. 3. Setup de aquisição e medição de sinais FC.

IV. RESULTADOS

Como o objetivo deste estudo é realizar uma comparação entre os modos de reflexão e transmissão da PPG para a medição de sinais de FC, foram realizadas a amostragem de três indivíduos diferentes, onde para cada indivíduo foram analisados três sinais de FC: um sinal no modo reflexivo; um sinal no modo transmissivo, com uma distância entre os sensores de 1,7 cm; e um sinal no modo transmissivo, com uma distância entre os sensores de 0,5 cm. A leitura dos sinais foi realizada pelo osciloscópio Tektronix TBS 1072B e os gráficos foram gerados com a ferramenta computacional Octave. A Figura 4 mostra a comparação entre os sinais de FC, no modo reflexivo, para os três indivíduos.

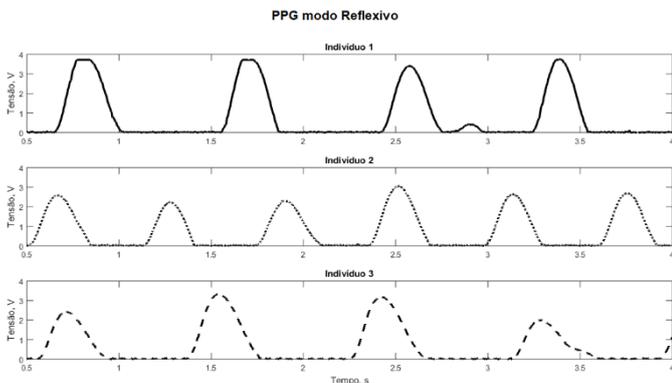


Fig. 4. Comparação entre os sinais de FC no modo reflexivo da PPG.

Pode ser visto pela Figura 4 que os sinais dos indivíduos possuem um certo padrão no formato de onda, porém com amplitudes diferentes. Essas diferenças nas amplitudes acontecem devido a fatores que variam de indivíduo para indivíduo, como idade, sexo, ansiedade, sedentarismo, etc. As Figuras 5 e 6 mostram a comparação entre os sinais de FC, no modo transmissivo, para os três indivíduos.

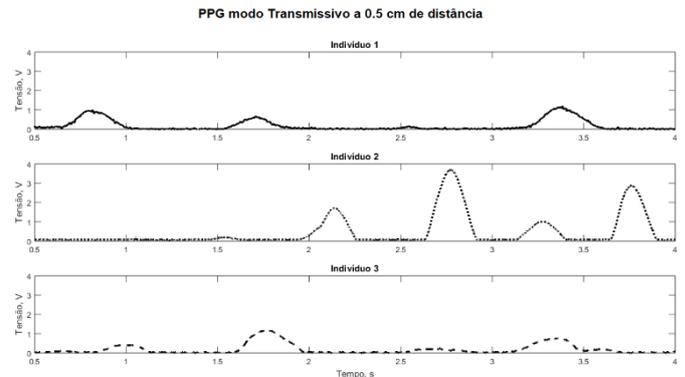


Fig. 5. Comparação entre os sinais de FC no modo transmissivo da PPG, com uma distância de 0,5 cm entre cada sensor.

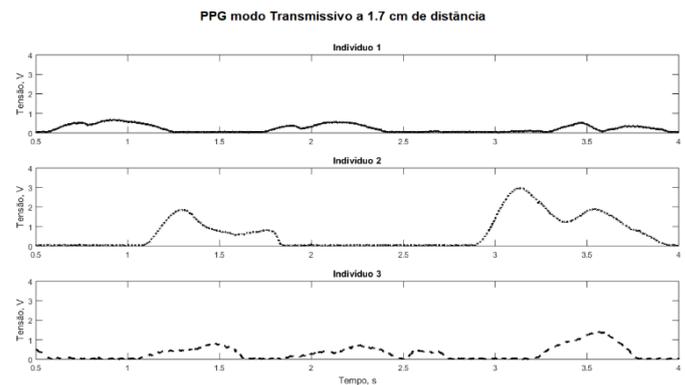


Fig. 6. Comparação entre os sinais de FC no modo transmissivo da PPG, com uma distância de 1,7 cm entre cada sensor.

Nas Figuras 5 e 6 foram feitas comparações entre as amostras no modo transmissivo, com distâncias entre sensores de 0,5 cm e 1,7 cm, respectivamente. Quando comparadas com a Figura 4, pode-se observar uma diferença no formato de onda, bem como na amplitude dos sinais. Essas diferenças entre amplitudes, tanto na Figura 5 quanto na Figura 6, podem ser explicadas, em parte, pelos mesmos motivos citados nos formatos de onda da Figura 4.

Além disso, soma-se o fato de que, no modo transmissivo, o sinal emitido pode se espalhar mais do que no modo reflexivo, o que faz com que o fototransistor capte sinais com uma menor intensidade. Conforme diminui-se a distância entre os sensores, como é o caso da Figura 5, observa-se que o sinal capturado pelo fototransistor possui uma intensidade maior do que o mostrado no caso da Figura 6. Para evidenciar a diferença entre os modos transmissivo e reflexivo, a Figura 7 mostra a comparação dos resultados obtidos com os três sinais de FC do indivíduo 1.

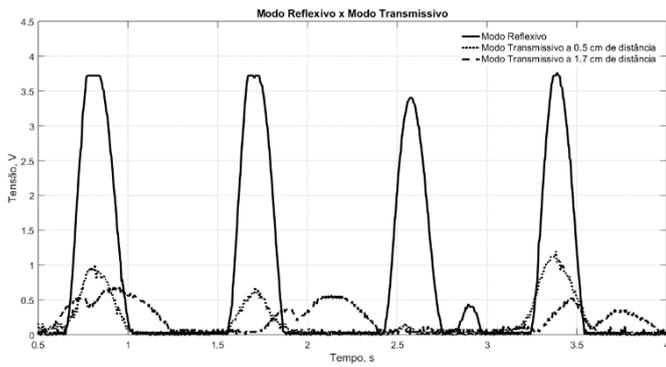


Fig. 7. Comparativo entre os três sinais do indivíduo 1, nos modos reflexivo e transmissivo.

V. CONCLUSÕES

Tendo em vista os resultados obtidos no presente estudo, pôde-se verificar que o modo reflexivo da PPG produz sinais que facilitam a medição de FC, garantindo uma maior estabilidade da magnitude dos picos. Sendo assim, fica claro que o modo reflexivo da PPG é capaz de avaliar a magnitude do sinal em experimentos repetitivos. Observou-se, também, que a variação da distância entre os sensores, no modo transmissivo, proporcionou resultados diferentes. Quando a distância foi de 0,5 cm, os sinais apresentaram um padrão definido com relação ao formato de onda, com amplitudes variantes entre as amostras. Com o aumento da distância, foi observada uma maior variação no padrão do formato de onda das amostras, principalmente devido ao fato de que, no modo transmissivo, há um maior espalhamento do sinal emitido.

Como um dos objetivos desse estudo é servir como base para construção de um dispositivo de baixo custo para medição de sinais fisiológicos de forma não-invasiva, pôde-se concluir que o modo de reflexão da PPG é o mais adequado para aquisição e medição de sinais de FC.

Para trabalhos futuros pretende-se usar a PPG para medição de mais alguns sinais fisiológicos, tais como: nível de oxigênio e nível de glicose no sangue. Além disso, planeja-se construir um dispositivo único para medição desses sinais.

REFERÊNCIAS

- [1] L. A. F. Corrêa. *Sistema não-Invasivo de Monitorização da Pressão Arterial e da Onda de Pulso Utilizando a Fotopletismografia*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2006.
- [2] D. M. Oshiro. *Sistema Para Estimação do Nível de Saturação Parcial de Oxigênio no Sangue (SpO₂) e Frequência Cardíaca*. Trabalho de Conclusão de Curso, Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2011.
- [3] C. A. PASTORE ET AL. *III DIRETRIZES DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA SOBRE ANÁLISE E EMISSÃO DE LAUDOS ELETROCARDIOGRÁFICOS*. ARQUIVOS BRASILEIROS DE CARDIOLOGIA, 2016.
- [4] B. M. Jayadevappa, Mallikarjun S. Holi. "Photoplethysmography: Design, Development, Analysis and Applications in Clinical and Physiological Measurement – A Review". *International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology*, v. 5, pp. 3519-3531, Março 2016.
- [5] Toshiyo Tamura et al. "Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present". *Electronics*, v. 3, pp. 282-302, Abril 2014.
- [6] J. A. Nijboer, J. C. Dorlas e H. F. Mahieu. "Photoelectric plethysmography—some fundamental aspects of the reflection and transmission methods". *Clinical Physics Physiological Measurement*, v. 2, pp. 205-215, Agosto 1981.
- [7] Raju Poddar et al. "Non-Invasive Glucose Monitoring Techniques: A review and current trends". *Clinical Physics Physiological Measurement*, v. 2, pp. 205-215, Outubro 2008.
- [8] N. Saquib et al. "Measurement of heart rate using photoplethysmography". *Networking Systems and Security (NSYSS)*, v. 1, pp. 1-6, 2015.
- [9] Heart beat sensor and "ECG" Display. Disponível em : <http://www.xtronical.com/basics/heart-rate-beat-sensor-ecg-display/>. Acesso em 03 de Abril de 2018.