

Análise da influência do tom de pele no sinal de fotopletismografia (PPG)

Ayame G. R. da Rosa^{1,2}, Jean Schmith^{1,3}, Rodrigo Marques de Figueiredo^{1,3},
Lúcio R. Prade^{1,3}, Janaína Avancini Pinheiro², Sandro Rigo²

¹Escola Politécnica – Universidade do Vale do Rio dos Sinos (UNISINOS)
São Leopoldo 93022-750 – RS – Brasil

²PPGCA – Universidade do Vale do Rio dos Sinos (UNISINOS)
São Leopoldo 93022-750 – RS – Brasil

³TECAE Lab – Universidade do Vale do Rio dos Sinos (UNISINOS)
São Leopoldo 93022-750 – RS – Brasil

{ayamegamarra, j.schmith, janainar886}@gmail.com

{marquesf, luciorp, rigo}@unisinis.br

Abstract. *Photoplethysmography is an important technique for studying the physiological parameters of health. The acquisition of this signal is susceptible to many types of artifacts, such as patient movement and noise. The purpose of this article is to demonstrate the behavior of the PPG signal measured on the anterior surface of the wrist, in order to describe the quality of the signal when acquired in different skin tones. Thus, 144 samples of a thousand values each were collected, and with the analysis of the signals, it was identified that there is a sensitive behavior of the PPG signal when associated with skin tone.*

Resumo. *A fotopletismografia é uma importante técnica para o estudo dos parâmetros fisiológicos de saúde. A aquisição deste sinal é suscetível a muitos tipos de artefatos, como movimentação do paciente e ruído. O objetivo deste artigo é demonstrar o comportamento do sinal PPG medido na superfície anterior do punho, a fim de descrever a qualidade do sinal quando adquirido em diferentes tons de pele. Com isso, foram coletados 144 amostras de mil valores cada e, com a análise dos sinais, foi identificado que há um comportamento sensível do sinal PPG quando associado ao tom de pele.*

1. Introdução

A fotopletismografia (PPG) é amplamente empregada em wearables comerciais, como por exemplos, o Apple Watch, Samsung Galaxy Watch, Xiaomi Mi Band e outros. Esses equipamentos tem o intuito de aferições de sinais fisiológicos como pressão arterial, ritmo cardíaco e oximetria [Böttcher et al. 2022] [Seneviratne et al. 2017]. O PPG consiste em uma técnica capaz de acompanhar as mudanças do volume e do fluxo sanguíneo. Na forma mais comum de medição, o PPG é o sinal detectado por um fotodiodo (PD) tendo como fonte a iluminação incidente na pele a partir de um diodo emissor de luz (LED) [Elgendi 2021],[Mejia-Mejia et al. 2022].

O principal componente sanguíneo para a absorção de luz é a hemoglobina oxigenada e desoxigenada, onde as características da pulsação são enfatizadas por LEDs infravermelho (IR) ou led vermelho (RED) [Kyriacou and Chatterjee 2022]. A luz vermelha e o IR apresentam um comprimento de onda de 660 nm e 960 nm, respectivamente, sendo utilizados com sucesso em locais do corpo com maior concentração de sangue arterial [Retsch and Lex 2021]. De forma geral, o sinal PPG é medido através da absorção de luz resultante das variações nas propriedades fisiológicas durante o ciclo cardíaco, assim, quando ocorre o aumento sistólico do volume sanguíneo, há uma maior absorção de luz, comparado ao estado diastólico [Kyriacou and Allen 2021]. Dessa forma, o sinal PPG é essencialmente uma forma de onda de pulso que se origina da contração do músculo cardíaco e se propaga pela rede vascular [Pereira et al. 2020]. Com base nisso, quando visualizamos os sinais de luz absorvidos no PD, a forma de onda gerada apresenta picos e vales predominantes entre os batimentos cardíacos, como demonstrado na Figura 1.

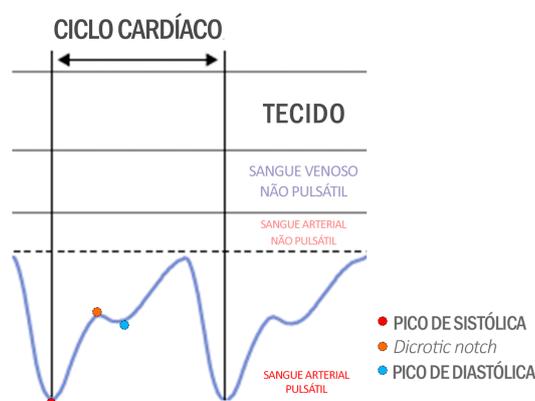


Figura 1. Forma de onda de um sinal de PPG.

O sinal PPG inclui regiões com volume de sangue pulsátil e não pulsátil, sendo a área pulsátil a corrente alternada (AC) referente ao volume de sangue arterial que possui variação da absorção de luz, e a área não pulsátil a corrente contínua (DC) referente ao volume de sangue venoso que possui a absorção de luz constante [Elgendi et al. 2019]. O sinal PPG carrega valiosas informações sobre as condições fisiológicas do corpo [Pereira et al. 2020]. A medição do PPG através de dispositivos wearables contribuem para o monitoramento de diversos estados fisiológicos dos usuários [Lee et al. 2020]. Por outro lado, estes dispositivos possuem uma certa dificuldade em fazer medições precisas do PPG em virtude dos ruídos e movimentos do paciente com relação ao sensor, dentre outros artefatos. Portanto é importante aumentar a acurácia dessas medições e identificar quais as fontes de cada um dos artefatos [Paliakaitè et al. 2021], [Böttcher et al. 2022]. No caso das medidas através de dispositivos wearables, quanto à utilidade do sinal PPG, há uma influência oriunda do local do corpo a ser medido. Os locais mais comuns são a testa, o lóbulo da orelha, a ponta dos dedos e o punho. Muitos dos dispositivos comerciais utilizam a parte posterior do punho sendo um local amplamente aceito por usuários [Charlton et al. 2022] [Paliakaitè et al. 2021].

Segundo estudos recentes, dentre os artefatos que podem influenciar na qualidade da medição do PPG está o tom de pele [Cabanas et al. 2022], mas parece influenciar pouco na determinação do ritmo cardíaco [Sañudo et al. 2019] [Bent et al. 2020]. Por outro lado, outros estudos demonstraram que pode existir uma forte influência do tom de

pele na medição do PPG [Shcherbina et al. 2017] [Preejith et al. 2016]. De fato, existe uma dúvida se os tons de pele podem ou não influenciar a qualidade da medição do PPG.

Portanto, o presente trabalho tem por objetivo analisar medições de sinais de PPG na superfície anterior do punho de pacientes com diversas tonalidades de pele. As avaliações aqui propostas se limitam a analisar a amplitude dos sinais, o ruído e a forma do sinal para medições em diferentes tons de pele.

2. Materiais e métodos

Inicialmente, ocorreu a montagem de um protótipo para a utilização no punho do paciente, de forma que o sensor PPG permaneça fixado na superfície do pele, onde se localiza a artéria radial, isso porque, a região é frequentemente adequada para fins de medições de pressão arterial, conseqüentemente, possui maior precisão dos sinais [Saugel et al. 2020] [Paliakaitė et al. 2021]. A aplicação realizou a captura dos sinais de PPG em dois tipos de luz: vermelha (RED) e infravermelha (IR). Também, foram solicitados voluntários para as coletas do sinal, sugerindo que existisse a maior variabilidade do tom de pele possível. A variabilidade dos tons de pele dos indivíduos nos auxiliou a entender o comportamento do sinal, como a relação da quantidade de luz aplicada através do sensor. O método para a captura dos sinais é exemplificado na Figura 2. Primeiro o tom de pele do paciente é registrado através de um aplicativo, a seguir o paciente possui uma tag associada ao tom de pele medido. Importante comentar que não foi necessário fazer nenhum tipo de identificação dos voluntários, sendo todo o experimento completamente anônimo. Após os sinais de PPG foram medidos e armazenados em um banco para finalmente serem analisados. As medições foram feitas em 18 voluntários.

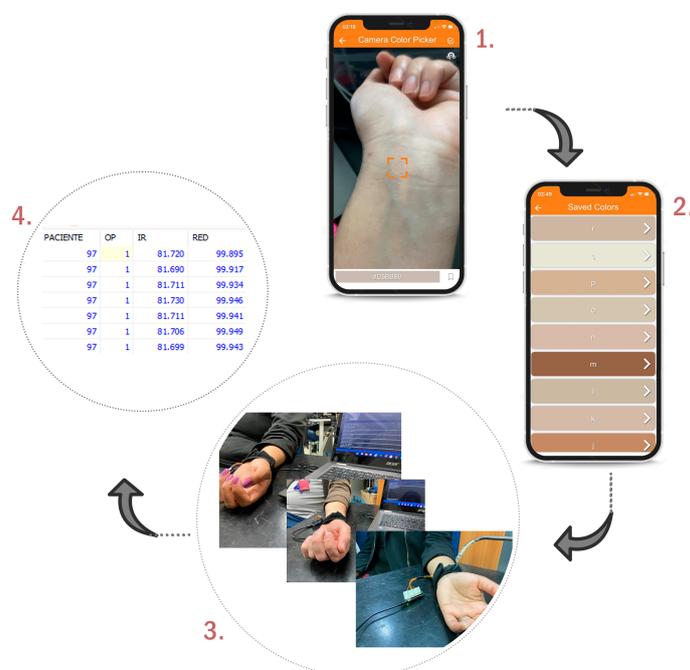


Figura 2. Protocolo para captura dos sinais com os voluntários.

2.1. Hardware para aquisição dos sinais PPG

Para o desenvolvimento do sistema proposto, foi definida a utilização da placa com microcontrolador Arduino Nano RP2040 Connect, e como sensor de PPG foi escolhido o

MAX30102. O sensor possui tanto o led vermelho quanto o infravermelho incorporado ao circuito, viabilizando o esquema de testes. O sensor é anexado a um módulo compatível para a utilização na arquitetura das placas Arduino, conforme evidenciado na Figura 3. A Figura 3 demonstra também, como se deu a montagem entre o sensor e o microcontrolador. Foi utilizada a biblioteca SparkFun MAX3010x Pulse and Proximity Sensor (versão 1.1.2) para fazer a comunicação do sensor e o Arduino.

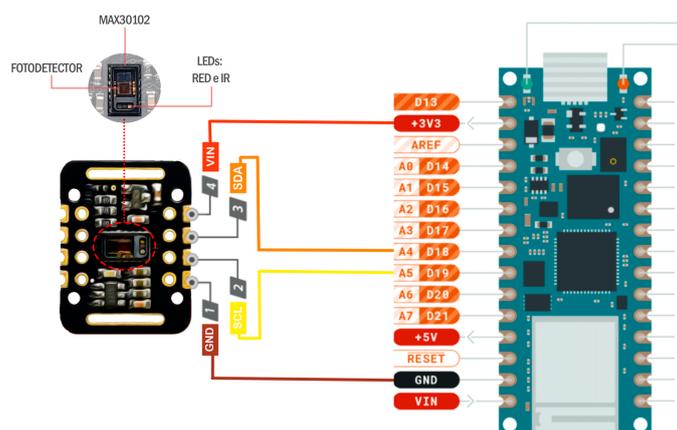


Figura 3. Módulo de MAX30102 e a placa Arduino

2.2. Software para aquisição dos sinais PPG

O dispositivo foi projetado para realizar oito diferentes aquisições em um tempo de cinco segundos, totalizando mil amostras por paciente. A taxa de amostragem utilizada foi de 200 Hz com resolução de 18 bits. Cada aquisição de cinco segundos é associada a um valor de corrente correspondente a um dos oito valores possíveis. As correntes são configuradas no sensor para ambos os componentes de luz: RED e IR, possuindo uma variação padrão indicado no datasheet do sensor de $I_{OP1} = 6,4 \text{ mA}$ até $I_{OP8} = 50 \text{ mA}$. Estes valores são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Correntes configuradas para RED e IR

OPÇÕES	OP1	OP2	OP3	OP4	OP5	OP6	OP7	OP8
CORRENTE	6,4 mA	10,3 mA	15,5 mA	20,6 mA	25,5 mA	35,0 mA	40,0 mA	50,0 mA

As opções de corrente configuradas, são referentes à intensidade de brilho nos componentes de luz, o LED vermelho e o infravermelho, dessa forma, conseguimos verificar o comportamento na medição do sinal PPG quando é aumentada a intensidade. Todas as intensidades de corrente foram utilizadas em todos os indivíduos. Portanto, cada indivíduo possui informações de 8 valores de corrente para cada tipo de emissor de luz (vermelho e infravermelho). Todo o software do Arduino foi desenvolvido em linguagem C. Após as medições, os dados são armazenados em um banco de dados disponível em uma máquina virtual para flexibilizar o acesso.

2.3. Confeção do dispositivo wearable

Para o desenvolvimento prático do dispositivo wearable e para fixá-lo no pulso do paciente foi utilizado um material que não gerasse desconforto, não permitisse a interferência

da iluminação ambiente e pudesse ser compatível com a aplicação na pele. Com base nisso, utilizou-se uma braçadeira porta-celular em Neoprene reforçado que é geralmente aplicada para a execução de atividades esportivas. Na Figura 4, verifica-se a estrutura do protótipo, contemplando a regulagem de tamanho e o módulo do sensor de PPG costurado ao tecido.



Figura 4. Dispositivo wearable confeccionado com material Neoprene.

2.4. Aquisição dos dados

Para a realização da coleta dos sinais de PPG, foi arquitetado um protocolo simples a ser utilizado com os indivíduos no momento das capturas, como já demonstrado na Figura 2. Assim, iniciamos com a busca aleatória de voluntários disponíveis no qual, para a atual pesquisa, estes não foram identificados, tampouco questionados sobre qualquer histórico de saúde, além de não armazenar informações que não sejam estritamente o sinal PPG e o código do tom de pele associado. Dessa forma, seguimos com a identificação anônima das coletas dos voluntários onde é definida uma letra (ID) para cada um.

A prática comum para a classificação de pele utilizando a escala de Fitzpatrick ou a escala cromática de Von Luschan apresentadas na literatura, é subjetiva ao olhar do administrador do método [Ray et al. 2021]. Portanto, para contornar este problema utilizamos o aplicativo mobile denominado Camera Color Picker disponível na Google Store. Esta ferramenta auxilia no processo de reconhecimento de cor, pois retorna os valores associados ao sistema RGB (Red, Green, Blue) de uma imagem registrada. Sendo assim, o tom de pele de cada indivíduo é registrado no mesmo ambiente fechado, caracterizado por não incidir luz externa, com a mesma iluminação constante artificial e salvo juntamente com o seu respectivo ID. Primeiramente, com o aplicativo mencionado, a câmera é direcionada sobre o punho esquerdo, especificamente na região da arterial radial, onde é identificado o tom da pele do voluntário e retornado o código RGB associado a uma letra, para a organização das informações no banco de dados. O terceiro movimento inclui a colocação do protótipo no punho esquerdo dos voluntários, fixando o sensor na região onde originalmente também foi coletado o tom da pele, após isso, é iniciada a coleta das oito medidas de cada emissor de luz, com oito valores distintos de corrente, que representam a intensidade de luz dos LEDs. Por último, todas as medidas são enviadas para o banco de dados para a posterior análise.

3. Resultados

Neste capítulo são apresentados os testes realizados para avaliar os sinais de PPG em RED e IR a partir de amostras registradas em 18 indivíduos voluntários. A Figura 5 mostra um exemplo do sinal bruto capturado com o wearable desenvolvido. Quando esta amostra é comparada com um sinal PPG convencional, é percebido que o sinal PPG que foi capturado é exibido com fase de 180 graus, o que não prejudica a análise, pois o sinal convencional é uma captura com um pós processamento para deslocar a fase em 180 graus [Long and Chung 2022]. Optamos por obter e apresentar os sinais brutos sem filtros, as leituras sofrem alterações em nível DC e AC e para que seja possível identificar essas variações, os gráficos estão apresentados em diferentes escalas.

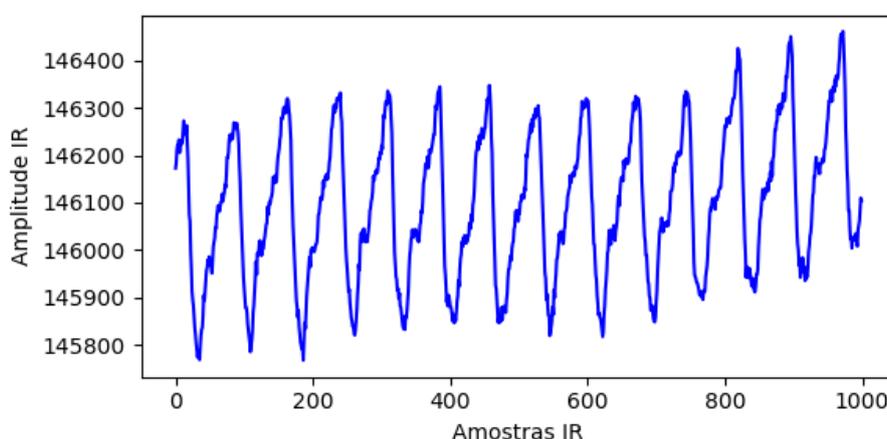


Figura 5. Amostras de sinal PPG de IR coletadas do paciente 'a', com a janela de 5 segundos.

Na Tabela 2, é possível verificar os tons de pele que foram adquiridos com a coleta dos sinais de PPG. A ordem dos dados é uma tentativa de, visualmente, formar uma paleta de cores, do tom mais escuro ao tom mais claro. É importante destacar que foi possível alcançar tons de pele diversificados para o total de 18 indivíduos.

3.1. Análise comparativa dos tons de pele sobre o sinal PPG

Com as amostras, podemos comparar os resultados do sinal PPG dos indivíduos. Relacionamos o sinal do paciente que possui pouca pigmentação na pele e o sinal do paciente que possui uma maior pigmentação, de acordo com os extremos classificados na Tabela 2 para os diferentes valores de corrente aplicado nos LEDs, IR e RED conforme a Tabela 1. O gráfico da Figura 6 apresenta as medições do paciente 'Q' com menor pigmentação na pele: (a) o sinal PPG de IR para OP1; (b) PPG de IR para OP2; (c) PPG de IR para OP3; (d) PPG de IR é saturado para OP4; (e) PPG de RED para OP1; (f) PPG de RED para OP2; (g) e (h) sinal PPG para OP3 e OP4 de RED. Como a saturação ocorreu em OP4, o mesmo ocorre de OP5 até OP8.

As Figuras 7 e 8, apresentam as dos sinais para o tecido de mais alta pigmentação para as medições do voluntário 'm': (a) PPG de IR para OP1; (b) PPG de IR para OP2; (c) PPG de IR para OP3; (d) PPG de IR é saturado para OP4; (e) PPG de RED para OP1; (f) PPG de RED para OP2; (g) PPG de RED para OP3; (h) sinal PPG saturado para OP4 de RED; (i) PPG de IR para OP5; (j) PPG de IR para OP6; (k) PPG de IR para

Tabela 2. Tons de pele de cada indivíduo.

PACIENTE	Código de cor (HEX)	R	G	B	Tom de Pele
m	8D6448	141	100	72	141,100,72
j	B78A65	183	138	101	183,138,101
d	B3A487	179	164	135	179,164,135
i	D9A880	217	168	128	217,168,128
p	CDB294	205	178	148	205,178,148
r	C8B8A1	200	184	161	200,184,161
l	C6B9A4	198	185	164	198,185,164
k	CCBBA7	204	187	167	204,187,167
n	D0BBA8	208	187	168	208,187,168
e	C4BDAB	196	189	171	196,189,171
c	CFC1AC	207	193	172	207,193,172
o	CFC6AE	207	198	174	207,198,174
g	D4D2C6	212	210	198	212,210,198
b	D7D2C2	215	210	194	215,210,194
f	DDD5C9	221	213	201	221,213,201
h	DAD8C9	218	216	201	218,216,201
a	DDBBCE	221	219	206	221,219,206
Q	E8E6D7	232	230	215	232,230,215

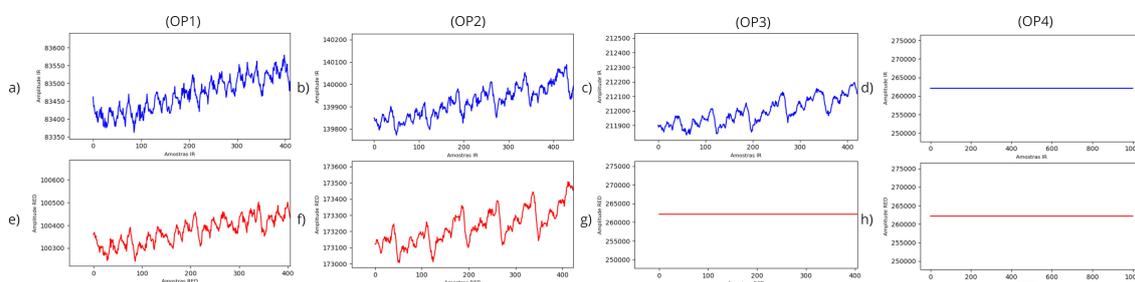


Figura 6. Sinal PPG de IR e RED com menor pigmentação no tecido. Amostras do paciente 'Q' de OP1 até OP4

OP7; (l) sinal PPG saturado para OP8 de IR; (m) (n) (o) (p) sinal PPG de RED saturado. Ainda, conforme é aumentada a intensidade do brilho dos LEDs, a amplitude do sinal PPG também é aumentada, chegando ao valor de saturação primeiro em RED e, após, saturando IR. Isto pode ser justificado por conta do comprimento de onda de cada LED utilizado.

Diante do conjunto de informações apresentadas, conseguimos evidenciar, também, a relação de amplitude com a quantidade de corrente quando o dispositivo é aplicado em tecido epitelial sujeito a maior pigmentação ou pouca pigmentação. Nesse caso, com tons de pele mais claros, o valor inicial de corrente OP1 apresentou a amplitude do sinal elevada em comparação aos tons mais escuros, onde o sinal PPG tem a amplitude inicial muito inferior. Através da Tabela 3, fica visível para o sinal PPG de IR, a distribuição das diferentes correntes aplicadas nos LEDs e em qual dessas correntes a amplitude é saturada quando associado a um tom de pele específico. Em outras palavras,

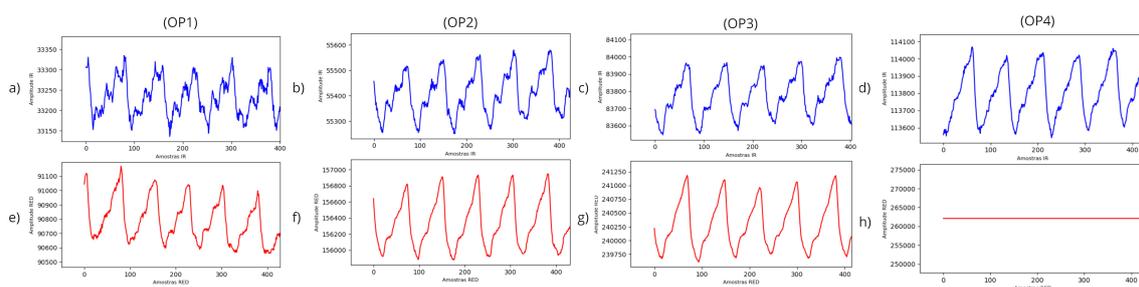


Figura 7. Sinal PPG de IR e RED com maior pigmentação no tecido. Amostras do paciente 'm' de OP1 até OP4

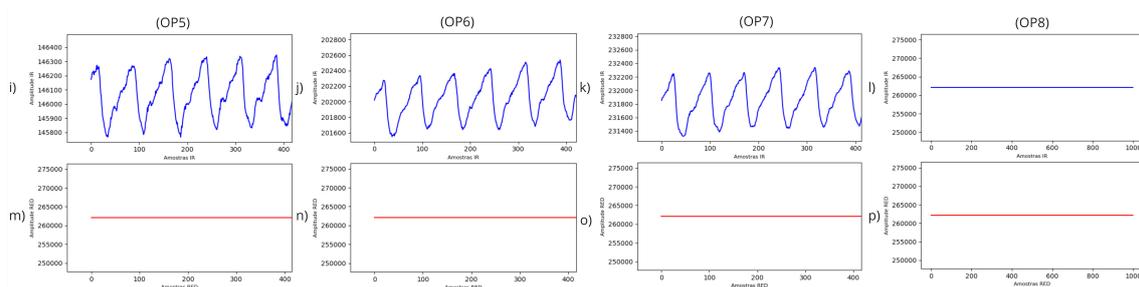


Figura 8. Sinal PPG de IR e RED com maior pigmentação no tecido. Amostras do paciente 'm' de OP5 até OP8

quando o tom de pele é menos pigmentado, consome baixos valores de corrente para adquirir sinais PPG com altas amplitudes. Por outro lado, quando o tom de pele tem maior quantidade de pigmento, são consumidos valores mais altos de corrente para obter amplitudes mais altas. Esta constatação também pode ser observada nos eixos de amplitude dos gráficos (a) das Figuras 6 e 7.

Para o sinal PPG de RED, é percebido que, na maioria dos tons de pele, não é possível aplicar corrente no LED vermelho superior ao valor de OP2. Também, nos tons capturados que exibem um sinal PPG válido em OP3, podemos identificar que, dentro do espectro RGB, são tons de pele com alta pigmentação e redução de cor em R, comparado com os demais sinais.

De acordo com os sinais PPG coletados, podemos destacar que em OP1, os tons de pele com menor pigmentação em sua maioria, já apresentam definição na sua forma de onda, com menor incidência de ruído, aparente formação do pico de diastólica, pico de sistólica e o dicrotic notch, caracterizando um sinal PPG convencional. Por outro lado, na pele de maior pigmentação, a forma de onda apresentada em OP1, como no gráfico (a) da Figura 7, possui maior incidência de ruído, sem formação aparente do pico de diastólica e dicrotic notch, apenas o pico de sistólica pode ser definido.

3.2. Análise do pulso e corrente aplicada

Fazendo uma aproximação nos gráficos do sinal IR, no seu trecho inicial, podemos analisar a distribuição das amostras de forma visual. Com isso podemos analisar uma maior ou menor definição do sinal e, se há mudanças significativas com o aumento de corrente nos LEDs. Foi escolhido aleatoriamente um indivíduo para a exemplificação. A amostra analisada na Figura 9, é referente ao indivíduo 'a', temos em: (a) sinal PPG de IR em

Tabela 3. Tom de pele vs. corrente aplicada nos LEDs para IR

PACIENTE	Tom de Pele	OP1	OP2	OP3	OP4	OP5	OP6	OP7	OP8
m	141,100,72	o	o	o	o	o	o	o	x
j	183,138,101	o	o	o	o	o	o	x	x
d	179,164,135	o	o	o	o	o	x	x	x
r	200,184,161	o	o	o	o	x	x	x	x
e	196,189,171	o	o	o	o	o	x	x	x
i	217,168,128	o	o	o	o	x	x	x	x
P	205,178,148	o	o	o	o	x	x	x	x
k	204,187,167	o	o	o	o	x	x	x	x
n	208,187,168	o	o	o	o	x	x	x	x
o	207,198,174	o	o	o	o	x	x	x	x
l	198,185,164	o	o	o	x	x	x	x	x
c	207,193,172	o	o	o	x	x	x	x	x
g	212,210,198	o	o	o	x	x	x	x	x
f	221,213,201	o	o	o	x	x	x	x	x
h	218,216,201	o	o	o	x	x	x	x	x
a	221,219,206	o	o	o	x	x	x	x	x
Q	232,230,215	o	o	o	x	x	x	x	x
b	215,210,194	o	o	x	x	x	x	x	x

o SINAL VÁLIDO
x LED SATURADO

OP1; b) sinal PPG de IR em OP2; c) sinal PPG de IR em OP3; d) sinal PPG de IR saturado em OP4. Assim, conforme é aumentado o valor da corrente aplicada, a amplitude do sinal também aumenta e conseguimos visualizar um sinal “mais limpo”, ou seja, com o aumento de corrente aplicada nos LEDs, o sinal PPG torna-se menos ruidoso, retornando uma definição da forma de onda compatível com o formato encontrado nos sinais de monitoramento. Importante notar que a forma do sinal também é bastante modificada com o aumento na amplitude da corrente.

4. Discussão

Uma variedade de algoritmos de rejeição de ruído foi desenvolvida para os sinais PPG, uma vez que são expostos a inúmeras interferências, considerando os artefatos, a movimentação do corpo e até uma respiração mais acentuada [Kyriacou and Allen 2021], porém com pouca ênfase no tom de pele. Aqui foi percebida que a utilização de um dispositivo wearable no punho, posicionado próximo à arterial radial, pode medir os sinais de PPG e análise da influência do tom de pele.

As medições realizadas neste trabalho demonstram algumas constatações importantes. A primeira delas é que dependendo da corrente aplicada no dispositivo emissor de luz, e conseqüentemente no brilho deste, a amplitude e a forma de onda do sinal PPG é alterado. Para tons de pele com maior pigmentação é necessário mais corrente para atingir

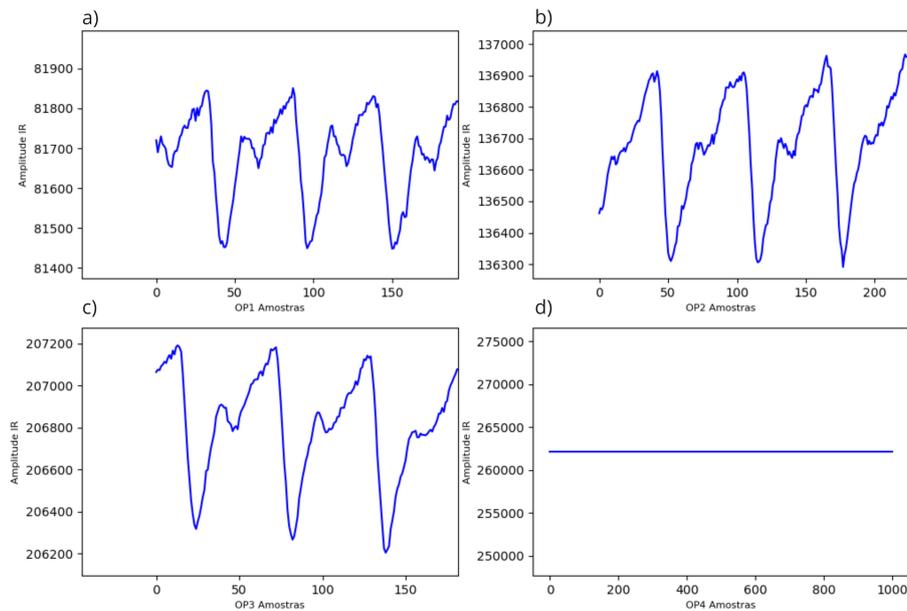


Figura 9. Análise do aumento da corrente no IR para paciente 'a'.

a mesma qualidade de um sinal medido em um tom de pele com menor pigmentação.

Como comentado anteriormente, apesar da variação na amplitude do sinal para diferentes correntes e tons de pele, a posição no tempo do pico sistólico não é alterado, como demonstrado na Figura 9. Isso explica a conclusão de trabalhos na literatura de que a variação nos tons de pele tem pouca influência na medição de ritmo cardíaco [Sañudo et al. 2019] [Bent et al. 2020], visto que estes algoritmos são em sua maioria baseados apenas nos picos ou nos vales do sinal PPG.

Por outro lado, a forma de onda tem fortes alterações nas amplitudes dos pontos diastólicos e no dicrotic notch para a mesma corrente em diferentes tons de pele. Essa alteração é mais preocupante pois pode influenciar fortemente algoritmos que tentam extrair outras informações do sinal de PPG. Um exemplo importante são as aferições de pressão arterial propostas por diversos trabalhos que tentam extrair features do PPG baseados no fatiamento do sinal em diferentes amplitudes, proposto por [Kurylyak et al. 2013]. Esse fatiamento irá apresentar diferenças importantes para análises em diferentes tons de pele.

Essas discussões acabam tornando relevante a criação de um processo de calibração dos dispositivos baseados em PPG para garantir medidas mais precisas e assertivas, considerando também o exemplo da população Brasileira, onde existe uma diversificação muito alta nos tons de pele.

São diversos os fatores a serem considerados para a melhoria e o avanço tecnológico do protótipo desenvolvido. É importante agregar uma análise da variação de amplitude e de período dos sinais PPG de maneira profunda com medidas mais precisas e entender como essa variação entre tons de pele se comporta. Com este entendimento será possível criar calibrações e escolher o nível de corrente mais adequado para cada tom de pele. Outro ponto que pode ser destacado, são os fatores externos e anatômicos que acabam integrando o sinal e sujeitando o sensor aos erros de medidas, um exemplo

disso é a interferência de iluminação externa, a movimentação das demais articulações do punho, a pressão exercida sob o módulo, os pelos corporais [Paliakaitė et al. 2021] [Böttcher et al. 2022], além do dos tons de pele discutidos aqui.

Embora sejam vistos resultados importantes para o avanço da tecnologia estudada, ainda é preciso otimizar os dados coletados de forma que não ocorra a perda das informações fisiológicas significativas e nem a influência dos fatores externos. A partir disso, podem ser avaliados métodos de extração das características, bem como a implementação de filtros que corrijam a variação de amplitude em tempo real, em decorrência desses fatores. Contudo, este trabalho realizou um estudo inicial do tema que, em uma segunda fase, abordará profundamente os resultados gerados, considerando um aumento no número de voluntários para uma maior variabilidade dos dados.

5. Conclusão

Um protótipo para a captura dos sinais de fotopletiografia foi projetado para a realização de testes em variados tons de pele, a fim de identificar as principais diferenças que este sinal apresenta quando aplicado em peles com pouca e muita pigmentação. Com este experimento, evidenciou-se que, com a aplicação de baixos valores de corrente nos emissores de luz, o sinal PPG para a pele de tom claro, possui alta amplitude de sinal, maior definição da forma de onda e picos de sistólica, diastólica e dicrotic notch destacados. Por outro lado, somente com valores mais altos de corrente, o sinal PPG para a pele de tom escuro, apresenta as características bem destacadas do sinal de PPG. Dessa forma, é compreensível que acabe sendo aperfeiçoado um protocolo individualizado de calibração dos dispositivos wearables que agregam sensores de PPG considerando o tom de pele.

Referências

- Bent, B., Goldstein, B. A., Kibbe, W. A., and Dunn, J. P. (2020). Investigating sources of inaccuracy in wearable optical heart rate sensors. *NPJ digital medicine*, 3(1):18.
- Böttcher, S., Vieluf, S., Bruno, E., Joseph, B., Epitashvili, N., Biondi, A., Zabler, N., Glasstetter, M., Dümpelmann, M., Van Laerhoven, K., et al. (2022). Data quality evaluation in wearable monitoring. *Scientific reports*, 12(1):21412.
- Cabanas, A. M., Fuentes-Guajardo, M., Latorre, K., León, D., and Martín-Escudero, P. (2022). Skin pigmentation influence on pulse oximetry accuracy: a systematic review and bibliometric analysis. *Sensors*, 22(9):3402.
- Charlton, P. H., Kyriacou, P. A., Mant, J., Marozas, V., Chowienczyk, P., and Alastruey, J. (2022). Wearable photoplethysmography for cardiovascular monitoring. *Proceedings of the IEEE*, 110(3):355–381.
- Elgendi, M. (2021). *PPG Signal Analysis: An Introduction Using MATLAB*. CRC Press, 1th edition.
- Elgendi, M., Fletcher, R., Liang, Y., Howard, N., Lovell, N., Abbott, D., Lim, K., and Ward, R. (2019). The use of photoplethysmography for assessing hypertension. *Nature Medicine*, 2.
- Kurylyak, Y., Lamonaca, F., and Grimaldi, D. (2013). A neural network-based method for continuous blood pressure estimation from a ppg signal. In *2013 IEEE International*

- instrumentation and measurement technology conference (I2MTC)*, pages 280–283. IEEE.
- Kyriacou, P. and Allen, J. (2021). *Photoplethysmography: Technology, Signal Analysis and Applications*. Elsevier Science.
- Kyriacou, P. A. and Chatterjee, S. (2022). The origin of photoplethysmography. In *Photoplethysmography*, pages 17–43. Elsevier.
- Lee, J., Kim, M., Park, H.-K., and Kim, I. Y. (2020). Motion artifact reduction in wearable photoplethysmography based on multi-channel sensors with multiple wavelengths. *Sensors*, 20(5).
- Long, N. M. H. and Chung, W.-Y. (2022). Wearable wrist photoplethysmography for optimal monitoring of vital signs: A unified perspective on pulse waveforms. *IEEE Photonics Journal*, 14(2):1–17.
- Mejia-Mejia, E., Allen, J., Budidha, K., El-Hajj, C., Kyriacou, P. A., and Charlton, P. H. (2022). Photoplethysmography signal processing and synthesis. In *Photoplethysmography*, pages 69–146. Elsevier.
- Paliakaitė, B., Petrėnas, A., Sološenko, A., and Marozas, V. (2021). Modeling of artifacts in the wrist photoplethysmogram: Application to the detection of life-threatening arrhythmias. *Biomedical Signal Processing and Control*, 66:102421.
- Pereira, T., Tran, N., Gadhomi, K., Pelter, M., Do, D., Lee, R., Colorado, R., Meisel, K., and Hu, X. (2020). Photoplethysmography based atrial fibrillation detection: a review. *npj Digital Medicine*, 3.
- Preejith, S., Alex, A., Joseph, J., and Sivaprakasam, M. (2016). Design, development and clinical validation of a wrist-based optical heart rate monitor. In *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, pages 1–6. IEEE.
- Ray, D., Collins, T., Woolley, S., and Ponnappalli, P. (2021). A review of wearable multi-wavelength photoplethysmography. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*.
- Retsch, S. and Lex, F. (2021). Health monitoring: Application note. In *OSRAM Opto Semiconductors*. OSRAM Group.
- Sañudo, B., De Hoyo, M., Muñoz-López, A., Perry, J., and Abt, G. (2019). Pilot study assessing the influence of skin type on the heart rate measurements obtained by photoplethysmography with the apple watch. *Journal of Medical Systems*, 43:1–8.
- Saugel, B., Kouz, K., Meidert, A., Schulte-Uentrop, L., and Romagnoli, S. (2020). How to measure blood pressure using an arterial catheter: A systematic 5-step approach. *Critical Care*, 24.
- Seneviratne, S., Hu, Y., Nguyen, T., Lan, G., Khalifa, S., Thilakarathna, K., Hassan, M., and Seneviratne, A. (2017). A survey of wearable devices and challenges. *IEEE Communications Surveys and Tutorials*, 19(4):2573–2620.
- Shcherbina, A., Mattsson, C. M., Waggott, D., Salisbury, H., Christle, J. W., Hastie, T., Wheeler, M. T., and Ashley, E. A. (2017). Accuracy in wrist-worn, sensor-based measurements of heart rate and energy expenditure in a diverse cohort. *Journal of personalized medicine*, 7(2):3.