



Protótipo acessível para monitoramento cardíaco utilizando fotopleletismografia: implementação e perspectivas

Accessible prototype for heart rate monitoring using photoplethysmography: implementation and perspectives

Prototipo accesible para monitoreo cardíaco utilizando fotopleletismografía: implementación y perspectivas

Renata Coelho Borges¹, Wemerson Delcio Parreira², Daniel Lira da Mata³
e Renan Modaeli Lage³

- 1 Prof. Dra., PPGE/DAELT, Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba (PR), Brasil.
- 2 Prof. Dr., Faculdade de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica - PUC, Campinas (SP), Brasil.
- 3 Eng., DAELE, Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Cornélio Procópio (PR), Brasil.

Autor correspondente: Prof. Dra. Renata Coelho Borges
E-mail: renatacoelho@utfpr.edu.br

Resumo

Objetivo: Explorar a viabilidade de um protótipo de monitoramento cardíaco de baixo custo, utilizando um sensor MAX30100 e um microcontrolador ESP32. Essa demanda por soluções de monitoramento acessíveis está diretamente relacionada ao envelhecimento populacional e, conseqüentemente, ao aumento das doenças cardiovasculares. Nesse cenário, a fotopleletismografia (PPG) emerge como uma técnica promissora, econômica e não invasiva para medir a frequência cardíaca, oferecendo uma alternativa ao eletrocardiograma (ECG) em cenários cotidianos. No Brasil, o potencial da PPG ainda é subutilizado. **Método:** Captura e processamento de dados de frequência cardíaca, transmissão via Wi-Fi para visualização em tempo real em navegadores web e comparação com dispositivos comerciais. **Resultados:** Indicam que o protótipo é funcional e promissor, embora requeira aprimoramentos futuros. **Conclusão:** A abordagem adotada neste artigo se alinha com as estratégias globais de saúde digital, proporcionando uma ferramenta acessível para o monitoramento cardíaco.

Descritores: Fotopleletismografia; Protótipo; Acessível



Abstract

Objective: Explore the feasibility of a low-cost cardiac monitoring prototype, using a MAX30100 sensor and an ESP32 microcontroller. This demand for affordable monitoring solutions is directly related to population aging and, consequently, the increase in cardiovascular diseases. In this scenario, photoplethysmography (PPG) emerges as a promising, economical and non-invasive technique for measuring heart rate, offering an alternative to electrocardiogram (ECG) in everyday scenarios. In Brazil, the potential of PPG is still underutilized. **Method:** Capture and process heart rate data, transmit via Wi-Fi for real-time viewing in web browsers and comparison with commercial devices. **Results:** Indicate that the prototype is functional and promising, although it requires future improvements. **Conclusion:** The approach adopted in this article aligns with global digital health strategies, providing an accessible tool for cardiac monitoring.

Keywords: Photoplethysmography; Prototype; Accessible

Resumen

Objetivo: Explorar la viabilidad de un prototipo de monitoreo cardíaco de bajo costo, utilizando un sensor MAX30100 y un microcontrolador ESP32. Esta demanda de soluciones de monitorización asequibles está directamente relacionada con el envejecimiento de la población y, en consecuencia, el aumento de las enfermedades cardiovasculares. En este escenario, la fotoplethysmografía (PPG) emerge como una técnica prometedora, económica y no invasiva para medir la frecuencia cardíaca, ofreciendo una alternativa al electrocardiograma (ECG) en escenarios cotidianos. En Brasil, el potencial del PPG aún está subutilizado. **Método:** Capture y procese datos de frecuencia cardíaca, transmítalos a través de Wi-Fi para verlos en tiempo real en navegadores web y compararlos con dispositivos comerciales. **Resultados:** Indican que el prototipo es funcional y prometedor, aunque requiere mejoras futuras. **Conclusión:** El enfoque adoptado en este artículo se alinea con las estrategias globales de salud digital, proporcionando una herramienta accesible para la monitorización cardíaca.

Descriptores: Fotoplethysmografía; Prototipo; Accessible



Introdução

O fenômeno do envelhecimento global da população tem ganhado, ao longo dos anos, destaque em pesquisas e estudos de diversas áreas⁽¹⁾. À medida que a expectativa de vida aumenta, surgem desafios significativos, como a crescente incidência de doenças crônicas associadas à idade avançada, a pressão sobre os sistemas de saúde devido à necessidade de cuidados médicos e a preocupação com o bem-estar e a qualidade de vida dos idosos. Esses desafios são ainda mais evidentes diante das estatísticas alarmantes, que revelam que aproximadamente 17,8 milhões de pessoas perdem a vida anualmente em todo o mundo devido ao aumento das doenças e problemas crônicos associados à idade⁽²⁾.

Como resposta a essa demanda por cuidados de saúde, o governo federal brasileiro implementou o Programa Atenção Domiciliar como parte das políticas de saúde do Sistema Único de Saúde (SUS). Esse programa visa proporcionar assistência médica, de enfermagem e fisioterapia a pacientes com condições de saúde que permite a continuidade do tratamento em suas casas, em vez de em hospitais. Isso pode beneficiar pacientes com doenças crônicas, idosos e pessoas com necessidades especiais, reduzindo a pressão sobre as instalações hospitalares e proporcionando um ambiente de recuperação mais familiar e confortável⁽³⁾.

Enquanto o governo brasileiro se empenha em enfrentar os desafios do envelhecimento da população por meio do Programa Atenção Domiciliar, uma abordagem semelhante é adotada em outras partes do mundo diante de diferentes circunstâncias. No último verão Europeu, por exemplo, vinte e três cidades italianas estiveram sob alerta vermelho devido a um aumento significativo nas temperaturas. Como parte das medidas extraordinárias adotadas para lidar com essa situação climática extrema, equipes médicas foram mobilizadas para realizar visitas domiciliares a pacientes idosos, com o objetivo de avaliar tanto a condição de saúde dos indivíduos quanto as condições ambientais de suas residências⁽⁴⁾.

Neste contexto, o monitoramento contínuo dos sinais vitais pode desempenhar um papel fundamental na prevenção e no gerenciamento das enfermidades que atingem o sistema cardiovascular, permitindo ainda que pacientes com condições crônicas, idosos e aqueles com necessidades especiais sejam acompanhados de forma contínua, facilitando o acesso aos serviços de saúde. Através da medição



regular da frequência cardíaca, pressão arterial, saturação de oxigênio no sangue e outros indicadores, os profissionais de saúde podem identificar precocemente alterações no funcionamento do coração, por exemplo, permitindo intervenções oportunas e personalizadas⁽⁵⁾. Além disso, o aumento da pressão sobre instalações hospitalares, como ocorreu nas cidades italianas, pode se beneficiar de estratégias como essa para contribuir para um sistema de saúde mais eficiente.

Diante da necessidade de estratégias de monitoramento ágil e contínuo – além dos avanços em tecnologias, comunicação, instrumentação e medicina – os dispositivos vestíveis (*wearables*), tais como relógios inteligentes (*smartwatches*), rastreadores *fitness* ou pulseiras inteligentes (*smartbands*) vêm atraindo um interesse considerável e crescente nos últimos anos⁽⁶⁾. De maneira geral, o monitoramento de sinais feito por esses equipamentos pode ser realizado utilizando técnicas simples, como sinais de fotopletismografia (do inglês *photoplethysmography* - PPG), normalmente adquiridos opticamente a partir de oxímetros de pulso⁽¹⁾. Os sensores dos oxímetros de pulso iluminam a pele a partir de diodos emissores de luz, ou LEDs (do inglês *Light Emitting Diode*) e possuem um fotodetector que mede as mudanças na intensidade da luz refletida⁽⁷⁾. Essa tecnologia permite uma avaliação contínua e não invasiva de parâmetros como frequência cardíaca, níveis de oxigênio no sangue e outros indicadores fisiológicos, fornecendo aos profissionais de saúde e aos usuários informações valiosas sobre o estado de saúde e bem-estar.

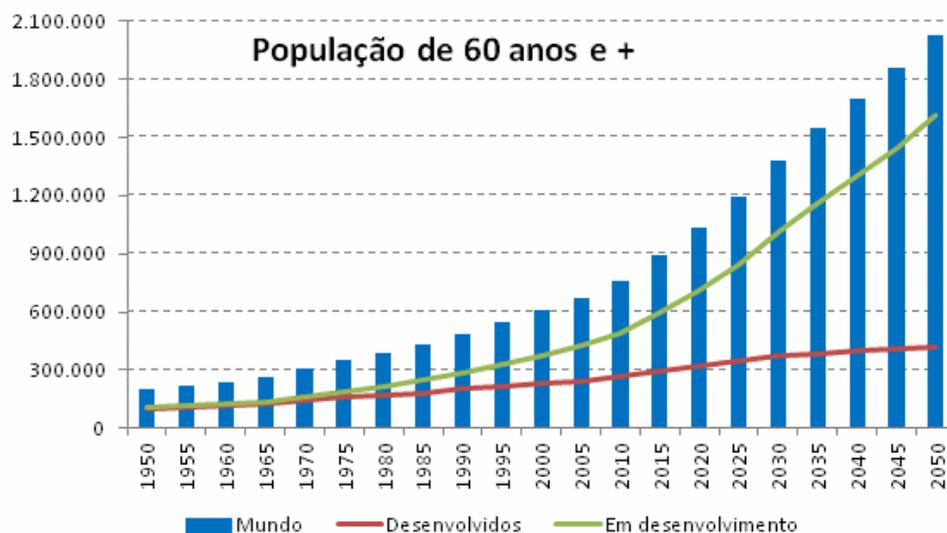
O presente artigo consiste na proposta de um protótipo com custo acessível para aquisição de sinais PPG utilizando um sensor de fotopletismografia MAX30100, um microcontrolador ESP32, ferramentas de software Arduíno IDE para leitura das informações e um *display* de monitoramento SSD1306 para visualização dos dados. Os sinais adquiridos são posteriormente enviados via *wi-fi* para um servidor local que exibe os valores de frequência cardíaca e nível de oxigenação sanguínea obtidos em tempo real em um navegador *Web*. É importante salientar que, neste trabalho, a implementação foi realizada em rede local. No entanto, estudos anteriores já demonstraram como essa implementação pode ser expandida para o envio de dados para servidores na nuvem⁽⁸⁾.



Métodos

A análise do envelhecimento populacional é crucial para compreender as tendências demográficas globais. Na Figura 1, é possível observar essa tendência por meio do gráfico de projeção do envelhecimento da população mundial. A curva em vermelho refere-se aos países desenvolvidos, enquanto a curva verde traz os dados da projeção dos países em desenvolvimento, onde o Brasil se encontra. Nota-se que o grau de disparidade tende a aumentar ainda mais ao longo dos anos. Tal comportamento liga um alerta, uma vez que idades mais avançadas implicam um aumento potencial na ocorrência de doenças e problemas crônicos e necessidade maior de monitoramento contínuo de sinais vitais. Nesse sentido, foi necessário entender melhor o cenário de pesquisas relacionados ao corrente tema.

Figura 1 – Projeção de envelhecimento da população mundial entre 1950 e 2050⁽⁹⁾.

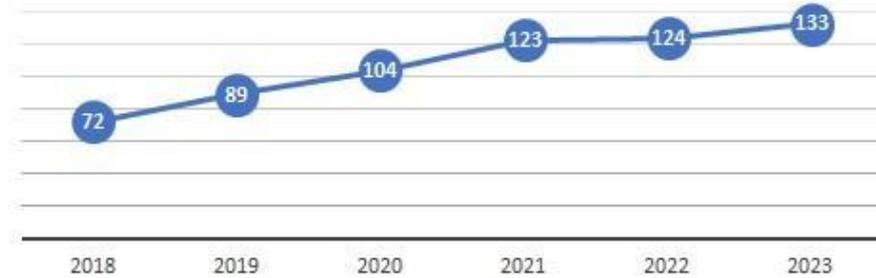


Os números obtidos foram filtrados na plataforma *Scopus*¹, com palavras chave que representassem forte correlação à proposta deste artigo. As palavras utilizadas como filtro foram: *photoplethysmography* ou PPG, *prototype* e *low cost*, nos últimos 5 anos. Conforme apresentado na Figura 2 fica evidente que a pesquisa e desenvolvimento de protótipos para aquisição de sinais de fotopletismografia estão em constante crescimento.

¹ Dados filtrados em novembro de 2023.

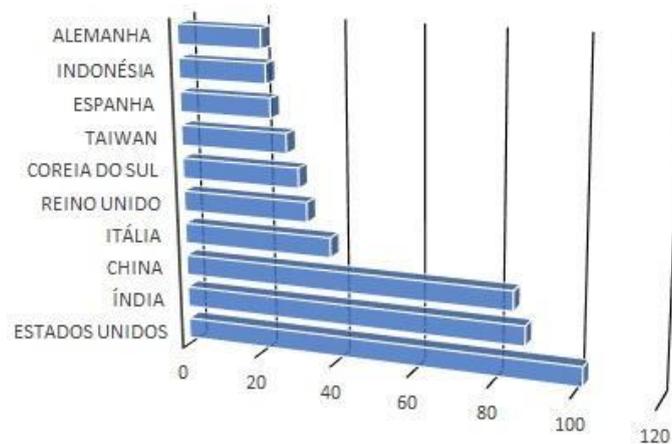


Figura 2 – Número de publicações sobre protótipos para aquisição de sinais de PPG.



Adicionalmente, os países que mais contribuíram com publicações sobre o tema até o momento são: os Estados Unidos, que lideram em número de documentos publicados, seguidos pela Índia, China e Itália. Infelizmente, o Brasil não figura entre os 15 principais países com maior produção na área, conforme Figura 3.

Figura 3 – Publicações sobre protótipos para aquisição de sinais de PPG por país.



Uma busca adicional revelou ainda que as áreas de engenharia e ciências da computação são responsáveis por mais de 50% das pesquisas publicadas nessa área. Assim, entende-se que a criação de protótipos acessíveis para monitoramento cardíaco por PPG é uma necessidade que possibilitaria estender os serviços de saúde a populações remotas e carentes, o que vai de encontro às diretrizes estabelecidas pela Organização Mundial da Saúde em sua estratégia global de saúde digital⁽¹⁰⁾. Essa abordagem não apenas promove a inovação tecnológica, mas também contribui para a promoção da equidade no acesso aos cuidados de saúde e bem-estar – Objetivo de Desenvolvimento Sustentável 3 – reduzindo as disparidades no atendimento entre diferentes comunidades e regiões.



Fotopleletismografia (*photoplethysmography* - PPG)

A fotopleletismografia é um método de medição óptica simples e barata, e se caracteriza por ser uma tecnologia não invasiva que utiliza uma fonte de luz e um fotodetector na superfície da pele para medir as variações volumétricas da circulação sanguínea. Este método é frequentemente utilizado para fins de monitoramento da frequência cardíaca⁽¹¹⁾.

Na implementação mais comum a fonte de luz e o fotodiodo possuem duas configurações operacionais, um modo transmissivo e um modo reflexivo, que dependem do posicionamento geométrico com relação à pele⁽¹¹⁾. Comumente, os diodos emissores de luz são calibrados para operar com o comprimento de onda verde devido as suas grandes variações na intensidade de modulação observadas no ciclo cardíaco⁽¹²⁾. A luz parte da fonte emissora em direção à pele, com parte dela sendo refletida pela epiderme, e outra parte atravessando os tecidos até que atinja o tecido microvascular profundo. A partir dessa “travessia” nos tecidos, a intensidade da luz vai diminuindo e a absorção da hemoglobina gera o sinal referente a onda de pulso, de acordo com a alteração do volume sanguíneo na região inserida.

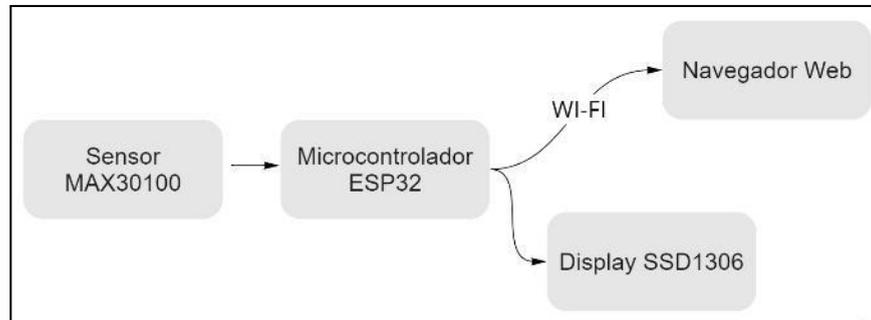
Quando um sinal de pulso periférico é adquirido por meio da técnica de fotopleletismografia, é possível perceber algumas características morfológicas responsáveis por possibilitar a detecção de picos diastólicos e sistólicos. Tais características viabilizam aferições, tais como, frequência cardíaca, variabilidade de frequência cardíaca e pressão arterial⁽¹³⁾. Por meio de análises detalhadas do sinal, o PPG oferece um excelente potencial de substituição do eletrocardiograma (ECG), superando inclusive as limitações impostas pelas práticas do mesmo⁽¹⁾.

Sistema de Aquisição

O diagrama de blocos que descreve o processo de aquisição utilizado no desenvolvimento deste trabalho é apresentado na Figura 4. A ideia inicial considerava a utilização de uma etapa com fotodiodos e filtragem analógica. Porém, pela praticidade, optou-se por iniciar esta etapa utilizando somente o Sensor MAX30100 que realiza os processos de filtragem internamente. O sinal é então amostrado e processado no Microcontrolador ESP32. Após essa etapa os dados podem ser visualizados em um *display* e paralelamente enviados a um servidor via Wi-fi.



Figura 4 – Diagrama de blocos para o circuito de aquisição do sinal PPG.



Inicialmente foi considerada a possibilidade de construção de sensores luminosos, porém, apesar de ser possível, uma alternativa que viabiliza e facilita a construção do protótipo é a utilização de um módulo sensor que possui esses componentes e realiza os processos de transmissão e captação do sinal PPG de forma simplificada, que é o intuito do trabalho. O sensor escolhido foi o MAX30100, que é um módulo integrado para medição da oximetria de pulso e monitoramento de batimento cardíaco, ou seja, é um dispositivo óptico que funciona através do método PPG. O sensor MAX30100 opera com frequência de amostragem entre 50Hz e 1 kHz⁽¹⁴⁾.

A plataforma escolhida para aquisição e transferências dos dados de PPG foi a NodeMCU ESP32, um microcontrolador da empresa *Espressif Systems*. Esta é uma plataforma de desenvolvimento em ascensão, *open source* (código aberto), que consiste em um modelo de desenvolvimento que promove um licenciamento livre da esquematização do produto e oferece a possibilidade para que qualquer um consulte, examine ou o modifique. Também se prova bastante versátil para aplicações de IoT. Por ser pequena e poder ser programada na IDE do Arduino via linguagem C++, esta placa é bem documentada e há uma quantidade considerável de bibliotecas para sua programação, além de ser ideal para projetos que necessitem de economia de espaço. A sua tensão de operação é de 3,3V⁽¹⁵⁾.

Como *display* de monitoramento simultâneo foi utilizado o SSD1306, OLED (*Organic Light Emitting Diode*) com 128 segmentos e 64 comuns que utiliza protocolo de comunicação I2C com o microcontrolador, e alimentação de até 3,3V. Sua principal função no projeto é demonstrar os dados coletados em tempo real. Assim como o MAX30100 suas conexões com o Microcontrolador são feitas através do SDA e SCL.



Aspectos éticos

Embora a Resolução Nº 466, de 12 de dezembro de 2012, do Conselho Nacional de Saúde, que regulamenta pesquisas envolvendo seres humanos, não explicita a dispensa de avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) para estudos onde os únicos participantes são os próprios pesquisadores, considera-se que estes possuem pleno conhecimento dos procedimentos, riscos e benefícios envolvidos em estudos piloto ou pré-testes. Nessas situações, a autonomia e o consentimento informado são garantidos, e os riscos são minimizados devido ao caráter interno da pesquisa. Portanto, considerando a natureza metodológica e técnica do estudo, bem como o respeito aos princípios éticos de autonomia e beneficência, a revisão ética completa pode ser dispensada sem comprometer a segurança ou os direitos dos participantes.

Implementação do protótipo

Como mencionado, um dos principais objetivos deste trabalho é o incentivo a soluções simples de monitoramento de sinais vitais, e a criação de uma placa de circuito impresso representa a facilidade do processo para a obtenção de um resultado satisfatório utilizando-se de poucos recursos. Outra solução, como a impressão de forma profissional em uma empresa especializada, também é uma possibilidade.

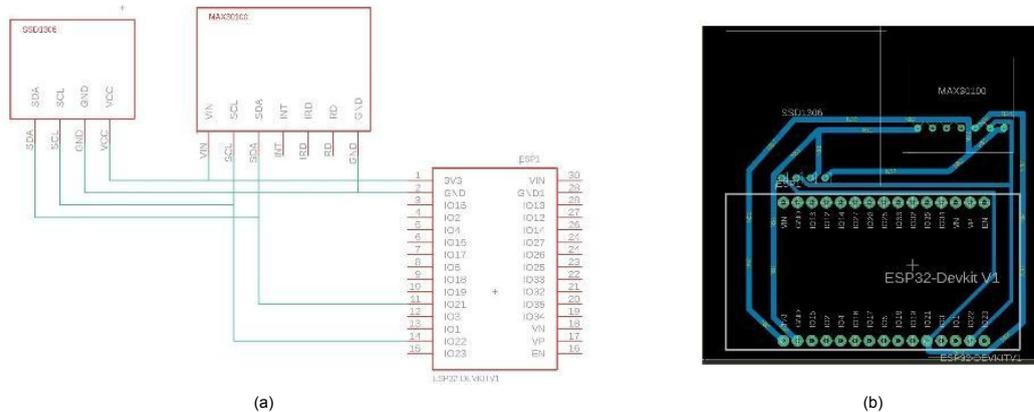
Os principais materiais utilizados para realização desse projeto foram: placa de fenolite, solução de perclorato de ferro, perfurador de placa, papel fotográfico, transferidor térmico, ferro de solda, software *Eagle* para desenvolvimento do circuito. O esquemático com as devidas ligações dos componentes de acordo com suas entradas e comunicações, pode ser visualizado na Figura 5a. A partir do esquemático, realiza-se a *board* de acordo, conforme apresentado na Figura 5b. Depois de pronta, todos os componentes foram conectados à placa para os testes iniciais.

Para esses testes, o sensor MAX30100 tem seus pinos conectados diretamente ao microcontrolador. Os pinos utilizados são o SDA, o SCL, o Vin e o GND. Apesar de os parâmetros do sensor serem condizentes com a faixa de alimentação do ESP32 de 3,3 V, o led do sensor não é acionado e o microcontrolador não faz sua detecção. O reconhecimento do módulo sensor MAX30100 foi feito através do código de verificação



I2C implementado na IDE Arduino, porém, após ter feito o escaneamento, o microcontrolador não reconheceu nenhum dispositivo.

Figura 5 – Esquemático do projeto (a) e board (b) no realizado Eagle.



Analisando o esquemático do sensor foi possível observar que existem dois reguladores de tensão, sendo que o primeiro (U2) permite uma saída constante de 3,3 V, para uma faixa de entrada de 1,8 V até 5,5 V. Esse valor passa pelo segundo regulador de tensão (U3) permitindo uma saída constante de 1,8 V que alimenta o módulo sensor MAX30100. Existem ainda 3 resistores *pull-up* ligados a esses 1,8 V que fazem as linhas de dados SDA e SCL não serem nem *pull-up* nem *pull-down*. No caso do ESP32 que opera em 3,3 V, o módulo não será detectado pelo barramento I2C porque os níveis lógicos são muito baixos, os dados que estão sendo enviados do sensor para o microcontrolador estão corrompidos e não é possível fazer a detecção.

A solução encontrada para este caso foi ligar esses resistores à tensão de 3,3 V do sistema. Por se tratar de um problema de *hardware* a ligação é feita por meio de uma conexão na saída do primeiro regulador de tensão, e a trilha que ligava anteriormente os resistores a 1,8 V é removida. Feito isso, o módulo passa a operar normalmente sendo que o acionamento do LED ocorre e o módulo é detectado pelo microcontrolador.

A plataforma de desenvolvimento do código integrado na MCU utilizada é a Arduino IDE. Sua principal vantagem é a possibilidade de utilizar diversas bibliotecas simultaneamente no ESP32. As bibliotecas, *wifi.h* e *WebServer.h*, estão relacionadas ao código de implementação do servidor local, a biblioteca *Wire.h* serve para o funcionamento do protocolo I2C no ESP32, a biblioteca *MAX30100-PulseOximeter.h*



para o funcionamento do sensor de fotopletismografia e as bibliotecas *Adafruit* para o funcionamento do display integrado.

Como o intuito é a utilização de um navegador *Web* para exibição dos dados, um protocolo HTTP é implementado utilizando a rede *wi-fi* local. Assim que o módulo MAX30100 é reconhecido as informações são transmitidas por esse canal de comunicação *Wi-fi* e exibida em uma página que pode ser acessada pelo IP da rede.

Resultados experimentais

O dedo indicador de um dos autores foi posicionado sobre o sensor e a leitura realizada utilizando o Serial Plotter da IDE. A partir do sinal obtido (Figura 6) é possível identificar informações como o pico sistólico, resultado da onda direta nas artérias do ventrículo esquerdo para o resto do corpo e o diastólico, que indica o reflexo da onda de pressão nas artérias. Os picos sistólicos indicam os intervalos para aferir a frequência cardíaca. O intervalo R-R' corresponde ao início de uma onda R até o início da próxima onda. Esse intervalo é constante em ritmo sinusal, e sua duração depende da própria frequência cardíaca a ser medida.

Os resultados foram observados também no protótipo hardware desenvolvido, conforme apresentado na Figura 7. É possível fazer a leitura dos dados de batimentos cardíacos e saturação, no visor do *display*. Em pessoas de 20 a 30 anos a frequência cardíaca que se espera é de 67 BPM com variação de 8,9 BPM⁽¹⁶⁾, o que indica uma medição adequada do módulo, que apresenta o valor de 72 BPM.

Foram realizadas comparações com outros dispositivos de oximetria. O primeiro foi um *SmartWatch* de pulso da marca *MorMaii*, que aferiu o valor médio de batimentos cardíacos próximos a 82 BPM como mostra a Figura 7b, e a outra foi feita utilizando um *SmartWatch* da marca *Garmin*, com números próximos a 77 BPM (Figura 7c). Testes exaustivos mostraram que as medições realizadas pelos dispositivos comerciais, em comparação com o protótipo desenvolvido, diferem, em média, apenas 10% das obtidas com o protótipo desenvolvido.

Figura 6 – Características morfológicas do sinal obtido.

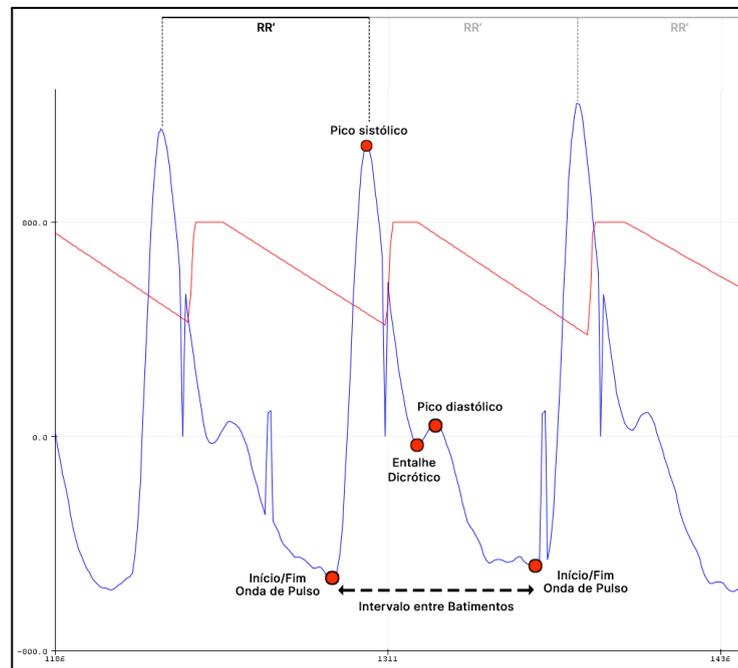


Figura 7 – Aferição dos batimentos cardíacos feita pelo protótipo (a), smartwatch comercial Mormaii (b) e Garmin (c).



É importante deixar claro que, por se tratar de uma página HTTP acessada pelo IP (*Internet Protocol*) de rede local, os valores de aferição podem somente ser acessados por meio de uma mesma conexão de rede Wi-fi. Uma solução viável para isso, em futuros projetos, é a utilização de softwares voltados a implementação IOT que armazenam dados em nuvem, exibem as informações em tempo real e em qualquer lugar⁽⁸⁾. Acessando o IP obtido em um navegador qualquer, a página é direcionada para uma página web com o layout apresentado na Figura 8.



Figura 8 – Página da Web com dados de batimentos cardíacos e saturação do sangue.



Conclusão

O Brasil é um dos países com maior extensão territorial do planeta e apresenta um crescente envelhecimento da população, o monitoramento remoto é uma alternativa essencial para os próximos anos, traz mais conforto, comodidade e saúde para os pacientes⁽¹⁷⁾. O protótipo desenvolvido considera contribuir em possibilidades futuras, principalmente, no que se refere ao *feedback* entre paciente e médico, relatando certos parâmetros de saúde com segurança e facilidade. Além disso, a implementação de tecnologia de baixo custo torna essa solução acessível para uma ampla gama de usuários, ampliando o alcance e o impacto positivo na saúde pública.

As vantagens decorrentes do desenvolvimento desse projeto se baseiam, além do baixo custo, na conectividade: capacidade de conectar a *smartphones*, computadores, ou outros dispositivos com acesso à internet e a um navegador que facilitam o acompanhamento em tempo real e compartilhamento de dados com profissionais da saúde ou familiares. A coleta de dados de forma contínua e disponibilização em tempo real promete, de maneira geral, revolucionar o diagnóstico precoce e o tratamento de condições cardiovasculares, otimizando a eficiência dos sistemas de saúde e melhorando os desfechos para pacientes de todas as idades.

O destaque principal é a simplicidade do sistema, mas apesar disso, é de se esperar que o dispositivo apresente limitações e que fossem encontradas, ao final do trabalho, outras alternativas que poderiam ser executadas: implementar um sensor de oximetria com versão mais atualizada, que não apresente falha de comunicação e não necessite de correção (como exemplo do MAX30102 ou MAX30105) e viabilizar um canal de comunicação remoto via nuvem que possibilite acessar as informações de qualquer local.

O custo aproximado de elaboração, detalhado na Tabela 1, pode ser considerado um indicador dos benefícios do projeto. Os demais gastos foram



destinados a ferramentas para confecção da placa de circuito impresso. Embora o valor total tenha superado 100 reais, este projeto ainda é considerado uma solução atraente, atendendo ao propósito da solução proposta.

Tabela 1 – Custo do projeto.

Item	Quantidade	Valor (R\$)
ESP32	1 unidade	50
Display SSD1306	1 unidade	20
Sensor MAX30100	1 unidade	25
Placa de Fenolite 10x10 cm	1 unidade	5
Total		100

Referências

1. Benetti, T. Estimativa robusta da frequência cardíaca a partir de sinais de fotopletismografia de pulso. Dissertação (Mestrado) — Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2018.
2. Oliveira, HS et al. Estimativa dos pontos de sistole e diástole para identificação de hipertensão a partir de sinais de fotopletismografia. Universidade Federal do Amazonas, 2022.
3. Federal, G. Atenção Domiciliar. Acesso em: 15/10/2023. Disponível em: <<https://www.gov.br/saude/pt-br/composicao/saes/dahu/atencao-domiciliar>>.
4. G1. Onda de calor na Europa e nos EUA congestionam hospitais. Acesso em: 03/08/2023. Disponível em: <https://g1.globo.com/jornal-nacional/noticia/2023/07/19/onda-de-calor-na-europa-e-nos-eua-congestiona-hospitais.ghtml>
5. Martins, RMS. Desenvolvimento de um sensor de fotopletismografia para monitorização cardíaca para aplicação no pulso. Tese (Doutorado), 2010.
6. Castaneda, D et al. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. International journal of biosensors & bioelectronics, NIH Public Access. 2018; 4(4):195.
7. Tamura, T et al. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. Electronics, MDPI, 2014, 3(2): 282–302.
8. Santos LS dos, Martins G del M, Itturriet FP, Machado JC, Martins AL del M. Interoperabilidade e Segurança na Implementação de Aplicações Web de Saúde com SMART on FHIR. J Health Inform, julho de 2023; 15(Especial).
9. ALVES, JED. O envelhecimento populacional segundo as novas projeções do IBGE. 2018. Acesso em: novembro de 2023. Disponível em: <<https://www.ecodebate.com.br/2018/08/31/o-envelhecimento-populacional-segundo-as-novas-projecoes-do-ibge-artigo-de-jose-eustaquio-diniz-alves/>>.



10. WORLD HEALTH ORGANIZATION - WHO. Global strategy on digital health 2020-2025. Geneve: WHO, 2021. 57 p. Acesso em: mar. 2024. Disponível em: <<https://www.who.int/publications/i/item/9789240020924>>.
11. Allen, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*. 2007; 28(3):R1–39.
12. Biswas, D et al. Cornet: Deep learning framework for ppg-based heart rate estimation and biometric identification in ambulant environment. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems, IEEE*. 2019; 13(2):282–291.
13. Netter, FH. Netter - Atlas de Anatomia Humana. 7ª edição. ed. São Paulo: GEN Guanabara Koogan, 2018.
14. Strogonovs, R. Implementing pulse oximeter using max30100. *Morf-Coding and Engineering*, 2017.
15. Systems, E. ESP32 Series Datasheet. 2019.
16. Paschoal, M et al. Variabilidade da frequência cardíaca em diferentes faixas etárias. *Brazilian journal of physical therapy, SciELO Brasil*. 2006; 10:413–419.
17. Diagnóstica, I. Telemedicina ajuda a salvar vidas de pacientes com doenças cardiovasculares. 2023. Acesso em: 22 de Outubro de 2023. Disponível em: <<http://www.interacaodiagnostica.com.br/noticias/Telemedicina-ajuda-a-salvar-vidas-de-pacientes-com-doencas-cardiovasculares-2941>>.