

Plataforma de Baixo Custo para Captação e Transmissão de Sinais Vitais Utilizando Sensor de Baixa Tensão e Aplicação Móvel

Emerson Nunes dos Santos
Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Departamento de Engenharia e Tecnologia
Mossoró, Brasil
emerson.nunes@alunos.ufersa.edu.br

Estefanie Rayane Silva de Oliveira
Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Departamento de Engenharia e Tecnologia
Mossoró, Brasil
estefanie.oliveira@alunos.ufersa.edu.br

Humberto Dionísio de Andrade
Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Departamento de Engenharia e Tecnologia
Mossoró, Brasil
humbertodionisio@ufersa.edu.br

José Filipe de Lima
Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Departamento de Engenharia e Tecnologia
Mossoró, Brasil
jose.lima04395@alunos.ufersa.edu.br

Leonardo Oliveira de Sousa
Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Departamento de Engenharia e Tecnologia
Mossoró, Brasil
leonardo.sousa14353@alunos.ufersa.edu.br

Matheus Emanuel Tavares Sousa
Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Departamento de Engenharia e Tecnologia
Mossoró, Brasil
matheus.sousa@ufersa.edu.br

Resumo — A captação de sinais vitais é fundamental para as atividades biomédicas, visto que atualmente os avanços tecnológicos auxiliam em uma melhor coleta, controle, transmissão e monitoramento destes dados, tornando as respostas médicas mais rápidas e eficazes. O projeto proposto tem a função de elaborar um dispositivo de baixo custo que consiga monitorar os sinais vitais do tipo nível de Saturação de Oxigênio e a Frequência Cardíaca de um paciente, sem perder a eficácia durante o processo. A captação teste dos sinais vitais com a plataforma projetada mostrou resultados semelhantes a um dispositivo comercial.

Palavras-chave — Sinais-vitais, Plataforma, Monitoramento, Sistema Inteligente.

I. INTRODUÇÃO

O monitoramento de sinais vitais é uma atividade extremamente importante para as ciências biomédicas e áreas afins. A depender do caso dos pacientes que estão em acompanhamento por problemas de saúde é necessária a visualização em tempo real de seus sinais vitais para que as medidas médicas sejam conduzidas [1].

Atualmente com os avanços tecnológicos os sinais são captados por meio de sensores, transmitidos pela rede para servidores com bancos de dados que armazenam e classificam estes dados que por fim são transmitidos para aplicações gerenciadas por *smartphones*, *tablets* entre outros dispositivos pessoais [1].

Portanto o projeto e criação de uma plataforma no qual gerencia dados referentes a sinais vitais de nível de Saturação de oxigênio (SPO2) e frequência cardíaca (BPM), utilizando ferramentas de baixo custo e habilitando a comunicação com dispositivos inteligentes se torna interessante no ambiente médico. Tendo vista que cerca de 100 bilhões de dispositivos inteligentes estarão conectados em rede até 2025 [2].

II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A. Sistemas Embarcados para o contexto médico

A *IoT* (abreviação do inglês para Internet das Coisas) pode ser usada para uma ampla variedade de aplicações, dentre elas a área da saúde, por meio de dispositivos vestíveis do nosso cotidiano como relógios, sapatos, pulseiras entre outros. Captando de forma remota e automática informações da saúde do paciente. Então uma informação como a frequência cardíaca pode ser medida à distância e então os valores são enviados como dados para aplicativos de monitoramento e analisados por profissionais de saúde, tornando mais ágil a tomada de decisão [3].

B. ESP32 e Sensor Max30100

A placa de desenvolvimento escolhida para gerenciar o algoritmo lógico foi a ESP32 e o sensor escolhido para a captação dos sinais vitais foi o sensor integrado de Frequência Cardíaca e Saturação de Oxigênio Sanguíneo, modelo Max30100, visualizados na Fig. 1. Este sensor utiliza a transmissão de feixe luminoso por um *LED* (do inglês, *Light Emitter Diode*) transmissor que passa pelo tecido epitelial e tecido conjuntivo do dedo do paciente e que retorna para um *LED* receptor, com este pulso de envio e recebimento da transmissão são calculados os valores atuais de BPM e SPO2. Estes dois tipos de dados coletados pelo sensor foram escolhidos por conta de estarem categorizados como sinais vitais, estes que são importantes quando se trata do monitoramento de pacientes [4].



Fig. 1. Sensor Max30100 à esquerda e ESP32 à direita.

C. Aplicativo Blynk

Este é um aplicativo disponível para celulares e demais aparelhos móveis e é utilizado para visualização e manipulação em tempo real de dados entre dispositivos e a nuvem, por meio da tecnologia *IoT* (do inglês, *Internet of Things*) [6].

Atualmente este tipo de tecnologia é utilizada nas diversas aplicações em que é necessária a transmissão de dados, sejam dados provenientes de sensores, de forma automatizada e em tempo real ou procedente da captura manual, no qual usuários de aplicações enviam os dados para servidores em nuvem em que os dados são armazenados e dispostos de forma segura e podem ser distribuídos para os diferentes tipos de comunicação, como aparelhos *smartphones* e sites escolhidos pelo proprietário dos dados [5].

Na Fig. 2 é visualizado o nome do projeto em execução, nomeado como *Esp32_Max30100* e abaixo a interface com *displays* para apresentação dos valores em tempo real de Frequência Cardíaca e Saturação de Oxigênio, respectivamente apresentados como *BPM* e *SPO2*.



Fig. 2. Tela com os *displays* de visualização dos dados - Aplicativo Blynk.

III. METODOLOGIA

A. Etapas de funcionamento

A plataforma consiste na integração entre a ESP32, sensor Max30100 e o aplicativo Blynk. No qual o sensor estará exposto ao ambiente externo e em contato com o paciente para captar os dados, estes dados são transmitidos para a ESP32 por meio do barramento *I2C*, então os dados são classificados, gerenciados e suavizados por meio de algoritmo em *software* que separa os dados por tipo em cada variável.

Por meio deste algoritmo os dados captados do paciente em análise são tratados e enviados para os servidores hospedados pelo Blynk, por meio de conexão via rede *WI-FI*, na banda *ISM* (abreviação do inglês para Industrial, Científica e Médica, correspondente a 2.45 GHz), esta comunicação ocorre a partir da antena já presente na ESP32.

Com os dados encaminhados para o aplicativo Blynk, o celular que gerencia o compartilhamento pode conectar a visualização dos sinais vitais transmitidos para outros dispositivos como *smartphones* ou *tablets* e então os valores são compartilhados remotamente e de forma distribuída para diversos dispositivos ao mesmo e em tempo hábil.

O fluxograma proposto para que o algoritmo seja visualizado de forma mais prática consiste em cinco etapas principais, apresentadas na Fig. 3:

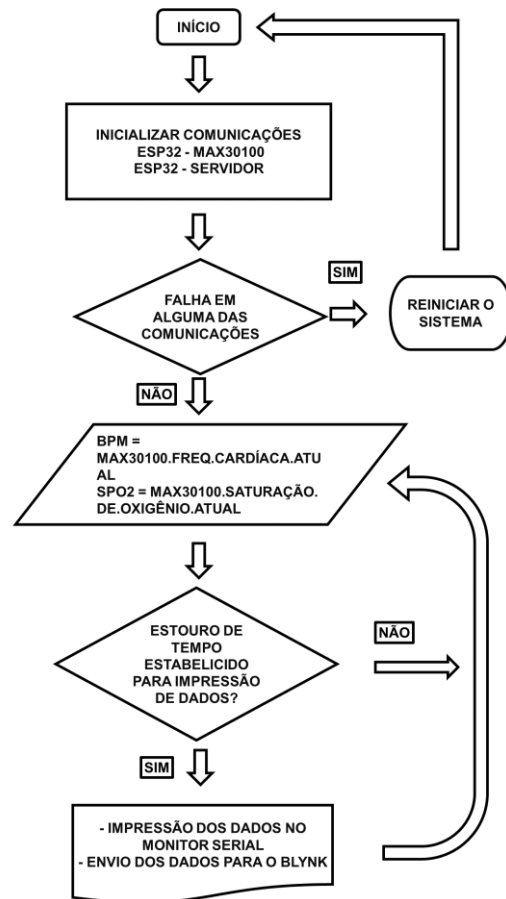


Fig. 3. Apresentação resumida do Fluxograma de funcionamento.

B. Conjunto de dispositivos utilizados

O dispositivo projetado consiste dos seguintes componentes eletrônicos e materiais semicondutores, assim como demais materiais:

- 1x ESP32 modelo WROOM32 - 38 pinos: Possui toda a implementação lógica e gerencia a utilização dos dados captados pelo sensor e o envio para o aplicativo Blynk;
- 1x Sensor Max30100: Dispositivo responsável por captar os sinais vitais do paciente, no qual fica exposto ao dedo do paciente por meio do invólucro construído;
- 2x Resistores de 4,7(k Ω): Resistores necessários na comunicação *I2C*;
- 2x Resistores de 150 (Ω): Necessários para utilização dos *LEDs* de controle;
- 2x *LEDs* de 3mm: Para visualização da execução;
- 1x Capacitor 10 (μ F): Necessário para esta arquitetura da ESP32, para atualização do programa;
- 1x Cabo de alimentação e transmissão de dados do tipo USB-Serial;
- 1x Placa de Fenolite cobreada;
- 4x Bateria CR-2032 de 3(V): Alimentação principal do dispositivo projetado;
- Invólucro de filamento de PLA e tecidos para cobertura do braço.

Tabela I. Distribuição de preços dos dispositivos utilizados.

| Dispositivos | Custo | |
|--------------------|----------------------|-------------------|
| | Custo Unitário (R\$) | Custo Total (R\$) |
| ESP32 | 35,00 | 35,00 |
| Sensor Max30100 | 12,00 | 12,00 |
| Resistores | 0,50 | 2,00 |
| LEDs | 0,50 | 1,00 |
| Capacitor | 0,50 | 0,50 |
| Cabo USB | 10,00 | 10,00 |
| Placa Fenol. | 5,00 | 5,00 |
| Baterias | 2,50 | 10,00 |
| Involucro e Tecido | 10,00 | 10,00 |
| TOTAL | | 85,50 |

C. Versão Final

Assim como visualizado nas Fig. 4 e 5 o dispositivo em sua versão para testes segue este formato em que a caixa verde retangular guarda o circuito projetado, ESP32 e algumas conexões necessárias, além de ter dois LEDs (coloração vermelha e verde). Então desta caixa sai o cabo de comunicação para o sensor, este que permanece coberto por um involucro com abertura em formato de dedo indicador, mas que pode ser usado com outros dedos da mão e para manter o dispositivo no braço do paciente se fez necessária uma camada de tecido que envolve o braço e foi costura manualmente.



Fig. 4. Vista superior do dispositivo projetado.



Fig. 5. Vista Frontal do dispositivo projetado.

IV. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A. Gráficos com valores captados

As amostras foram adquiridas a partir da coleta de dados do dispositivo projetado e do dispositivo da marca 2 (G-TECH) e nos gráficos existem 2 curvas no qual os valores do eixo horizontal inferior correspondem a variação do tempo decorrido de 0 a 300 segundos e no eixo vertical à esquerda correspondem, na Fig. 6 à frequência cardíaca em bpm e na Fig. 7 à saturação de oxigênio em percentual. Cada amostra foi coletada no intervalo de 1 segundo, então têm-se o total de 300 amostras para a construção das curvas.

Na Fig. 6 são apresentados os valores captados para saturação de oxigênio tanto para o circuito utilizando o Max30100 (curva azul) e o Oxímetro Comercial (curva vermelha), no qual respectivamente percebe-se que a

primeira curva varia entre 97% e 98%, sendo que na maior parte do tempo escolhido para análise dos dados permanece no primeiro valor captado de 97%, enquanto a segunda curva desde o início permanece constante em 99%.

Na Fig. 7 são apresentados os valores captados para Frequência Cardíaca tanto para o circuito utilizando o Max30100 (curva azul) e o Oxímetro Comercial (curva vermelha). O valor mínimo coletado foi de 48 BPM e o valor máximo de 104 BPM, visualizados na curva azul. Na curva azul percebe-se que existem pontos com variação drástica, com picos superiores e inferiores na medição, já na curva vermelha os picos são menos frequentes e a curva tem trajetória mais suave.

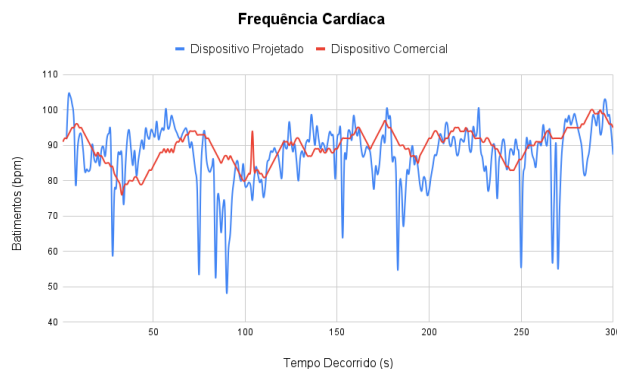


Fig. 6. Curvas com os valores da frequência cardíaca captados pelo dispositivo projetado (azul) e dispositivo comercial (vermelha).



Fig. 7. Curvas com os valores da saturação de oxigênio captados pelo dispositivo projetado (azul) e dispositivo comercial (vermelha).

B. Análise por medidas de dispersão

Conforme a Tabela II são visualizadas as medidas de dispersão correspondentes aos valores capturados para a saturação de Oxigênio para o circuito projetado e o dispositivo comercial. Para a Tabela III também são visualizados valores de medida de dispersão e comparação entre dispositivos, entretanto é realizada análise voltada aos valores capturados para a frequência cardíaca.

Tabela II. Comparação entre dispositivo projetado e comercial para valor de saturação de oxigênio.

| Medida de dispersão | Dispositivo | |
|---------------------|--------------------|-----------|
| | Circuito Projetado | Comercial |
| Média | 97 | 99 |
| Desvio Padrão | 0,30 | 0 |

| Medida de dispersão | Dispositivo | |
|---------------------|--------------------|-----------|
| | Circuito Projetado | Comercial |
| Variância | 0,09 | 0 |

Tabela III. Comparação entre dispositivo projetado e comercial para valor da frequência cardíaca.

| Medida de dispersão | Dispositivo | |
|---------------------|--------------------|-----------|
| | Circuito Projetado | Comercial |
| Média | 87,2 | 90 |
| Desvio Padrão | 8,87 | 4,83 |
| Variância | 78,7 | 23,3 |

C. Análise de custo final e preços de marcas populares

Foram escolhidas 3 marcas populares de oxímetros comerciais, estes dispositivos incluem em sua medição a saturação de oxigênio e a frequência cardíaca, a marca 1 é a ANU, marca 2 é a GTECH e marca 3 é a Multilaser, a pesquisa destinasse a buscar os preços médios para comparar com o custo total do dispositivo projetado.

Então percebe-se pela Tabela IV que o custo total do projeto é maior que duas das três marcas escolhidas e menor que a marca 2, sendo que nenhum dos dispositivos comerciais possui a ferramenta de conexão e envio dos dados via rede por conexão *WI-FI*.

Tabela IV. Comparação entre valores de 3 marcas e do dispositivo projetado.

| Dispositivo | Custo (R\$) |
|----------------------|-------------|
| Marca 1 – ANU | 60,00 |
| Marca 2 - GTECH | 95,00 |
| Marca 3 - Multilaser | 80,00 |
| Disp. Proj. | 85,50 |

V. CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos é visto que os valores captados em teste com a utilização do dispositivo projetado sofrem com grandes picos e que são necessários métodos de suavização na captação destes sinais, pois a Frequência Cardíaca possui muitos valores dispersos, tanto que o desvio padrão e variância retornaram valores altos em comparação com o dispositivo comercial. Neste caso será necessário a aplicação de métodos de redução de ruídos, suavização dos dados transmitidos para minimizar os picos encontrados.

A Saturação de Oxigênio apresentou valores menos dispersos quando analisados o desvio padrão e variância destes em relação ao dispositivo comercial, mas ainda assim não chegou exatamente no valor medido pelo dispositivo comercial, então devem ser realizados mais testes e adequações para verificar se o circuito ou código necessitam de ajustes para gerenciamento dos valores deste sinal vital.

Quanto ao custo final é visto que o dispositivo projetado necessita de alguns materiais semicondutores e dispositivos específicos em sua construção, principalmente pela funcionalidade de tratar e enviar os dados para um servidor externo, então o valor final se torna próximo das marcas populares pesquisadas e possui o adicional que é

monitoramento remoto, então numa produção em larga escala os custos unitários de cada parte constituinte poderiam decair e então o custo final seria menor que este estabelecido.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq, CAPES, UFERSA, GEPEAT e à equipe do Laboratório de Telecomunicações e Micro-ondas da UFERSA. O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

REFERÊNCIAS

- [1] LOPES, Juliana Evangelista; HEIMANN, Candice. Uso das tecnologias da informação e comunicação nas ações médicas a distância: um caminho promissor a ser investido na saúde pública. *Journal of Health Informatics*, v. 8, n. 1, 2016.
- [2] MAGRANI, Eduardo. *A internet das coisas*. Editora FGV, 2018.
- [3] MASSOLA, Silze Cristina; PINTO, Giuliano Scombatti. O uso da Internet das Coisas (IoT) a favor da saúde. *Revista Interface Tecnológica*, v. 15, n. 2, p. 124-137, 2018.
- [4] STROGONOV, Raivis. Implementing pulse oximeter using MAX30100. *Morf-Coding and Engineering*, 2017.
- [5] SILVA, Juan Pereira; DA SILVA, Ricardo Ferreira; DE SOUZA, Moisés Hamssés Sales. PROTÓTIPO DE PLATAFORMA EMBARCADA PARA MEDIÇÃO DE SINAIS VITAIS UTILIZANDO IOT. Artigo, 2019.
- [6] ROCHA, Andreia dos Santos et al. Integração entre o mundo real e o virtual no contexto da Iot: Internet das Coisas e Blynk operacionalidade e viabilidade. 2019.