

DESENVOLVIMENTO DE SENSOR EDA PARA CLASSIFICAÇÃO DE CRISES EPILEPTICAS

João Vitor Abreu e Oliveira

Prof. Dr. Glauco A. P. Caurin, Paulo H Polegato

Escola de Engenharia de São Carlos/Universidade de São Paulo

joaov.abreu@usp.br, paulopolegato@usp.br, gcaurin@sc.usp.br.

Objetivos

É apontado por Mellers [1] que aproximadamente 20% dos pacientes que comparecem em clínicas especializadas, com convulsões, não tem epilepsia, a maioria apresenta crises dissociativas, também chamadas de crises não-epiléticas. O método mais utilizado para classificar os tipos de crise é o eletroencefalograma (EEG), impossibilitando que portadores de epilepsia possam realizar testes com praticidade.

O sensor EDA (Electrodermal Activity), mede a atividade eletrodermal da pele. As medições são coletadas por meio de eletrodos que aplicam uma pequena diferença de potencial na pele, retornando a condutância de unidade Siemens [S]. As medições apresentam variações conforme há secreções na região, variando a condutância. De acordo com Poh [2] a condutância da pele apresenta variações capazes de auxiliar nas classificações de crises epiléticas.

O projeto tem como objetivo a construção de um modelo de sensor EDA de baixo custo, possibilitando a integração do mesmo em um dispositivo com microcontrolador, responsável pelo tratamento e armazenamento dos dados na nuvem.

Secundário ao objetivo principal, é fusão de dados com a reconstrução de pose humana de Araki [3], para predição e classificação de crises epiléticas de maior eficácia.

Métodos e Procedimentos

O projeto foi realizado em colaboração com o Laboratório Aeronáutico de Tecnologias (AeroTech) e o Centro de Cirurgia de Epilepsia (CIREP) do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (HCFMRP).

O trabalho se inicia e se mantém com a constante revisão da literatura disponível, utilizada para aprimorar o dispositivo, técnicas e validar conclusões encontradas.

No estudo piloto, foi simulado o circuito de EDA baseado no modelo de Cantara [4], no software Proteus, realizando alterações em alguns componentes para o funcionamento do sensor no pulso.

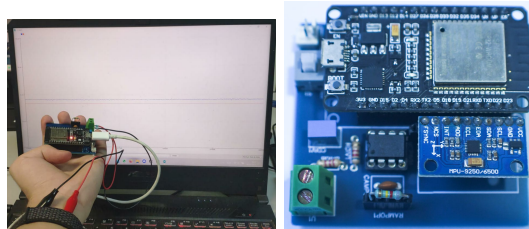


Figura 1: Protótipo final do projeto. Incluindo o EDA e o sensor inercial em uma única placa, com o microcontrolador ESP32 já embutido (Imagem elaborada pelo autor).

Com a compra dos componentes foram realizados testes práticos na protoboard. Para aprimorar o circuito, foi confeccionada uma placa de circuito impresso utilizando o software EasyEDA e encomendando as placas pela fabricante JLCPCB. O sensor inercial do projeto [3] foi incluído na placa. A confecção dos eletrodos foi feita com eletrodos de

eletrocardiograma de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl).

Utilizando o próprio conversor analógico digital da ESP32, realizamos leituras da saída do sensor. O programa utilizou o sistema operacional FreeRTOS para organizar o processamento das tarefas realizadas pelo microcontrolador.

Configuramos um ambiente na nuvem, utilizando a plataforma Amazon Web Services, em que por meio do AWSIoT e AWSIoT Analytics, publicamos e armazenamos dados do sensor em tempo real na nuvem.

Resultados

O dispositivo se limitou à uma área de 60x55mm, existindo possibilidade da redução de suas dimensões por meio da substituição de componentes PTH (*Pin Through Hole*) por SMD (*Surface Mount Device*).

Os eletrodos de ECG acrescentaram estabilidade às medições do dispositivo, junto à PCB prototipada pelo site JLCPCB.

A ESP32, escolhida pelo wifi e bluetooth integrados em seu SoC, demonstrou ter um ADC inadequado para a aplicação, extraído valores instáveis e tendo uma sensibilidade menor do que a esperada. É recomendado a utilização de um ADC externo para o EDA. Com a utilização do wifi, foi possível a publicação dos dados no AWS, tornando o dataset acessível pela nuvem em tempo real.

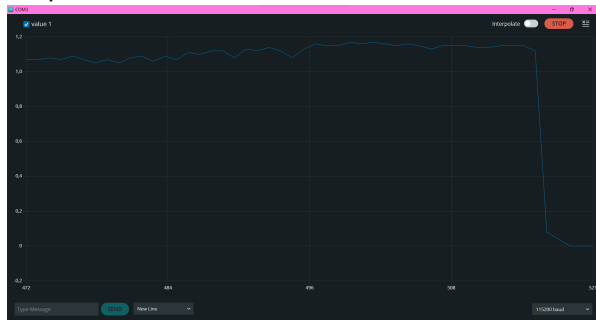


Figura 2: Gráfico de medições do sensor EDA (eletrodos no pulso), tendo a condutância em micro siemens (μS) por amostras (Imagem elaborada pelo autor).

O circuito foi projetado para realizar medições no pulso do paciente, sua medição de condutância tem um range de $0\mu\text{S}$ até $3.24\mu\text{S}$. Durante testes, foi perceptível que o

usuário do sensor, ao entrar em contato com o chão, provoca uma interferência nas medições que podem ser corrigidas com um circuito isolador.

Conclusões

Foi desenvolvido o sensor EDA, acoplado à pulseira para predições de crises epiléticas. O dispositivo obtido contém a fusão de dados com o sensor inercial, como descrito por Tang [5], o uso de um sensor de atividade eletrodermal para predições é válido ao se combinar com medições de outra natureza.

O dispositivo final tem baixo custo de manufatura e está pronto para realização dos primeiros testes clínicos, em colaboração com o Centro de Cirurgia de Epilepsia (CIREP) do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (HCFMRP), aguardando a autorização do comitê de ética.

Referências Bibliográficas

- [1] Mellers, J. D. C. (2005). The approach to patients with "non-epileptic seizures". *Postgraduate medical journal*, 81(958), 498-504.
- [2] POH, Ming-Zher et al. Continuous monitoring of electrodermal activity during epileptic seizures using a wearable sensor. In: 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. IEEE, 2010. p. 4415-4418.
- [3] ARAKI, K. Reconstrução completa da pose humana através de sensores inerciais para monitoramento de pacientes com epilepsia. Departamento De Engenharia Aeronáutica, Escola De Engenharia De São Carlos Universidade De São Paulo, 2021.
- [4] CANTARA, A. D.; CENIZA, A. M. Stress sensor prototype: Determining the stress level in using a computer through validated self-made heart rate (hr) and galvanic skin response (gsr) sensors and fuzzy logic algorithm. *International Journal of Engineering Research & Technology*, v. 5, n. 03, 2016.
- [5] TANG, Jianbin et al. Seizure detection using wearable sensors and machine learning: Setting a benchmark. *Epilepsia*, 2021.