



Construção de um Sistema de Estimulação Visual para Interface Cérebro-Computador utilizando Matrizes de LEDs

Palavras-chave: INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR, ESTIMULAÇÃO VISUAL, PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS

Autores:

Igor Vinicius Meireles Sforzin, FEEC, UNICAMP
Prof. Dr. Rafael Ferrari (orientador), FEEC, UNICAMP

1. Introdução

Uma BCI, do inglês *Brain Computer Interface*, é um sistema que permite ao usuário o controle da comunicação exclusivamente pelo processamento de sua atividade cerebral. Esse tipo de interface pode ser vista como uma tecnologia assistiva que oferece às pessoas com perdas dos meios motores convencionais uma nova forma de interação com o ambiente, de maneira a reintegrá-las às atividades cotidianas [1]. Para a implementação da BCI, são explorados alguns fenômenos fisiológicos relacionados à atividade cerebral, com destaque para o SSVEP (do inglês, *Steady-State Visually Evoked Potential*), que foi utilizado na pesquisa. Segundo esse paradigma, ao apresentar ao usuário um estímulo visual cintilante em uma determinada frequência, espera-se detectar, no eletroencefalograma (EEG), um potencial evocado nessa mesma frequência e em suas harmônicas [2]. Com essa informação, é possível inferir para qual estímulo o usuário dirigia sua atenção no momento em que lhe foi apresentada a estimulação [3].

O objetivo principal desse projeto de pesquisa foi a construção de um sistema de estimulação visual para a implementação de um BCI experimental baseada em SSVEP. Para isso, foi realizado um estudo dirigido com o objetivo de situar o aluno no tema da pesquisa, discutindo e apresentando os fundamentos necessários e a modelagem matemática para a extração da informação do sinal de EEG. Após essa etapa, sob supervisão do orientador, a programação e a especificação do sistema foram estabelecidas e, por fim, procedeu-se à construção física do painel com os estímulos. Para avaliação e validação do sistema, foi construída uma primeira versão do painel, com oito estímulos. Foram realizados testes para verificar a precisão das frequências de cintilação produzidas pelo painel e, por fim, foi realizado um experimento para avaliar o desempenho de uma BCI-SSVEP usando o sistema de estimulação construído em comparação com o desempenho quando usado um monitor de LED.

O resumo traz, de forma concisa, o que foi trabalhado durante o período da pesquisa em cada objetivo estabelecido no projeto. Na metodologia, são apresentadas as ferramentas utilizadas para o desenvolvimento da interface e como foram empregadas para sua construção. São descritos os estudos conduzidos para compreensão do problema, os

programas desenvolvidos, o sistema embarcado construído e a estrutura da interface. Logo depois, são apresentados os resultados do experimento conduzido para validação e uma breve discussão desse ensaio. Por último, são apresentadas as conclusões do trabalho e os devidos agradecimentos.

2. Metodologia

2.1 Estudo Dirigido

Nessa etapa do projeto, realizou-se uma revisão bibliográfica voltada ao contexto de BCIs. O intuito desse estudo foi fornecer uma base introdutória sobre o universo das interfaces cérebro-computador e suas aplicações [4], por meio de artigos científicos que tratavam dos diversos paradigmas [1] e do contato com uma BCI experimental já desenvolvida no laboratório de pesquisa. Sob a supervisão do orientador, a linha de estudo começou pela modelagem do paradigma SSVEP, com a compreensão da fisiologia e do tratamento matemático necessário para a aplicação dessa estratégia. Além disso, houve a implementação do modelo classificador do sistema, responsável pela predição da intenção do usuário. A última parte consistiu na validação desse modelo utilizando uma base de dados, disponível em [5], com aquisições de EEG de uma BCI-SSVEP, para extração do desempenho do sistema e da consistência do classificador implementado.

A implementação do sistema classificador é baseada na análise de correlação canônica (CCA, do inglês *Canonical Correlation Analysis*), amplamente utilizado e consolidado na literatura [5], [6]. O CCA avalia a relação entre dois vetores de variáveis aleatórias e busca por combinadores lineares que maximizem a correlação entre o conjunto dessas variáveis aleatórias [7].

A aplicação do CCA em interfaces cérebro-computador visa extrair do sinal de EEG coletado informações que permitam ao sistema inferir o estímulo/comando escolhido pelo usuário. No processo de inferência, a métrica empregada é o grau de correlação entre o EEG e os sinais de referência construídos a partir das frequências dos estímulos (incluindo suas harmônicas) presentes no sistema de estimulação visual. De acordo com o paradigma SSVEP, a atividade cerebral apresenta aumento de magnitude na frequência do estímulo visual (e nas suas harmônicas) para o qual o usuá-

rio dirige sua atenção. Assim, espera-se que a correlação entre o EEG e o sinal de referência correspondente a essa frequência seja superior às demais durante a janela de estimulação.

A modelagem matemática consiste em calcular a correlação de Pearson [7] para todos os k estímulos visuais do sistema,

$$\rho_k = \frac{\mathbf{a}^T \sum_{XY} \mathbf{b}}{(\mathbf{a}^T \sum_{XX} \mathbf{a})^{\frac{1}{2}} (\mathbf{b}^T \sum_{YY} \mathbf{b})^{\frac{1}{2}}}, \quad (1)$$

em que \mathbf{a} e \mathbf{b} são filtros de referência que maximizam a correlação entre esses sinais, \sum_{XY} , \sum_{XX} , \sum_{YY} são as matrizes de covariância cruzada e auto-covariâncias de \mathbf{X} , sinal de EEG, e \mathbf{Y}_k , sinal de referência, respectivamente.

Com as correlações calculadas, o sistema infere a intenção do usuário a partir do estímulo que obteve o maior índice de correlação dentre os k existentes, ou seja, o estímulo e_0 escolhido pelo usuário é

$$e_0 = e(\rho_0) \Rightarrow \rho_0 = \max([\rho_1, \rho_2, \dots, \rho_k]). \quad (2)$$

2.2 Sistema para geração dos sinais de estimulação

Diante da modelagem do problema, baseada no paradigma SSVEP, é necessário produzir estímulos visuais cintilantes para que o sinal cerebral evocado apareça no EEG [1]. A forma como o estímulo visual é construído pode variar de interface para interface, com respeito à forma de onda e à codificação de cor [8]. Com a matriz de LEDs disponível, e verificando que a cor verde é aquela na qual o desconforto visual é menor [4], propôs-se uma abordagem baseada em sistemas digitais. Para a geração de um sinal periódico no tempo, com frequência f e fase θ , utiliza-se uma função senoidal como em [5]. O sinal digital correspondente é obtido através de uma função de quantização binária que é aplicada ao sinal senoidal, segundo a equação

$$F(n) = \begin{cases} 0, & \text{se } f(n) \leq 0 \\ 1, & \text{se } f(n) > 0 \end{cases}, \quad (3)$$

em que $f(n) = \sin(2\pi f n / \Delta t_s + \theta)$ e Δt_s é o período de amostragem. O resultado é uma onda retangular, como mostra a Figura 1.

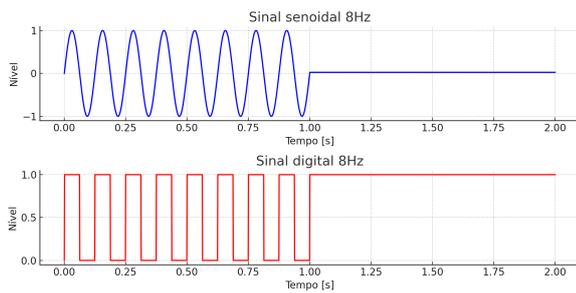


Figura 1: Sinal digital mapeado a partir da senoide para gerar o estímulo visual cintilante de 8 Hz, 0 rad.

Para produzir os sinais de estimulação, utilizou-se as GPIOs (*General Purpose Input/Output*) de uma placa de desenvolvimento Arduino Mega, que se baseia no microcontrolador ATmega2560 [9], [10]. O programa, implementado na linguagem C, consiste em ler da memória de programa do microcontrolador as amostras dos sinais de estimulação codificados em bytes e apresentá-las nas respectivas GPIOs. Como especificação do projeto, o sistema suporta até 40 estímulos, distribuídos em 5 portas do microcontrolador (cada

porta tem 8 GPIOs): A, C, F, K e L. O sinal binário é organizado em pacotes de 5 bytes para cada amostra (um bit para cada sinal de estimulação; 40 sinais), seguindo uma taxa de amostragem Δt_s , também especificada de acordo com a temporização do programa. Além disso, o programa implementa uma etapa de repouso visual, na qual não é apresentado nenhum estímulo ao usuário. O fluxo de execução de uma amostra do sinal é ilustrado pela Figura 2.

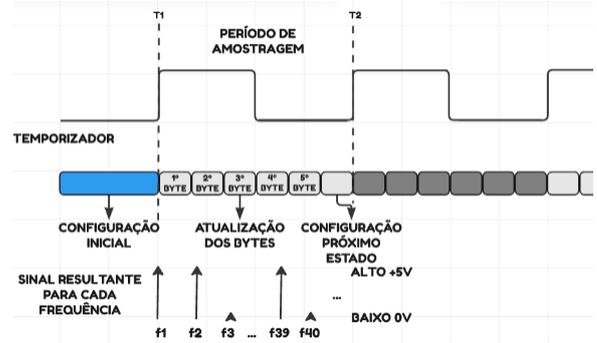


Figura 2: Fluxograma de apresentação de uma amostra do sistema de estimulação.

A geração dos sinais foi estruturada em três etapas. Na primeira, há a configuração inicial das portas como saída, definição de variáveis de controle e a atribuição dos valores nos registradores dos temporizadores, adequados ao período de amostragem do sinal e do descanso. No segundo passo, os 5 bytes correspondentes à n -ésima amostra lida da memória *flash* são atribuídos às portas correspondentes. A ideia é que o atraso de atualização dos bytes e da configuração do próximo estado (amostras $n+1$) seja compatível com o período Δt_s no qual o sinal foi amostrado, garantindo a sincronização na exibição. O último passo é a leitura e atualização dos estados para a amostra seguinte. Ao final desse processo, quando todo o sinal salvo for lido (de acordo com a duração da janela), o tempo de descanso entra em execução. Como validação da implementação feita, configurou-se um vetor de frequências, em Hz, $\mathbf{F}_k = [8, 8.2, 8.4, \dots, 15.6, 15.8]$, com uma janela de estimulação de 1 s e 1.5 s de descanso. Utilizando um analisador lógico (oito pinos da porta A, Figura 3) foi possível verificar as formas de onda geradas e confirmar que o erro em relação ao valor nominal das frequências é muito baixo, sendo desprezível para experimentos em BCI.

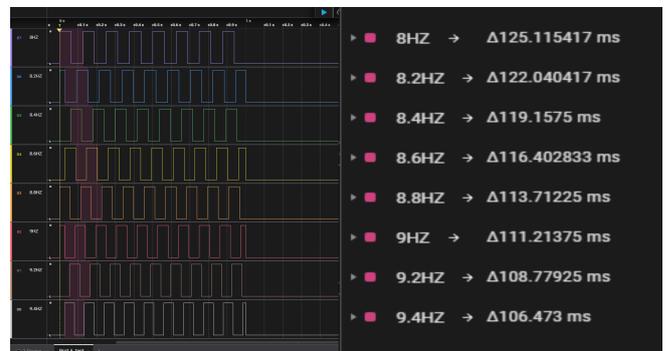


Figura 3: Saída lida pelo analisador lógico referente às oito primeiras frequências programadas dispostas na porta A.

2.3 Interface de configuração dos estímulos

Uma interface de configuração dos estímulos também foi desenvolvida para facilitar o uso do sistema de estimulação. Nela, é possível configurar a frequência e a fase de cada

saída digital (dentro os 40 estímulos projetados) individualmente, sem a necessidade de alterar diretamente o código-fonte. Além disso, é possível configurar a duração da janela de estimulação, a duração da janela de descanso e o período de amostragem. O custo computacional da rotina de atualização das portas permite uma solução de compromisso mínimo em relação à amostragem do sinal, sendo possível operar com $\Delta t_s \geq 64\mu s$.

A saída dessa interface é um arquivo em linguagem C contendo as amostras dos sinais a serem gerados com as frequências e fases escolhidas e já organizados conforme as especificações. Esse arquivo é incluído na memória de programa juntamente com o código de leitura e apresentação do sinal no microcontrolador. O programa completo somente inicia a estimulação (e a respectiva janela de descanso) quando recebe, via interface serial *UART*, a quantidade de janelas a serem apresentadas.

2.4 Painel com matriz de LED

Para cada saída digital associada a um estímulo, há uma matriz de LEDs 8×8 na cor verde. Também associado ao estímulo, a fim de garantir uniformidade luminosa, é utilizado um difusor. A peça foi modelada considerando o tamanho da matriz de LEDs e impressa em uma impressora 3D. Para a conexão elétrica, uma placa de circuito impresso interliga todos os anodos em um único ponto e todos os catodos em outro, ou seja, todos os LEDs da matriz são colocados em paralelo para serem acionados simultaneamente. O sinal é aplicado ao anodo comum da matriz, enquanto o catodo é aterrado.

Atualmente, o painel consiste em uma estrutura provisória, um protótipo à versão definitiva, feita de papel cartão ondulado onde estão dispostos os estímulos e o circuito de controle, incluindo o Arduino Mega, resistores, *jumpers* e uma *protoboard*. O projeto prevê a construção de um painel definitivo em MDF que acomode os 40 estímulos modulares, mantendo o mesmo conceito estrutural. A Figura 4 ilustra o arranjo atual do sistema, com oito estímulos montados e acompanhados por um monitor fixo que serve de suporte.

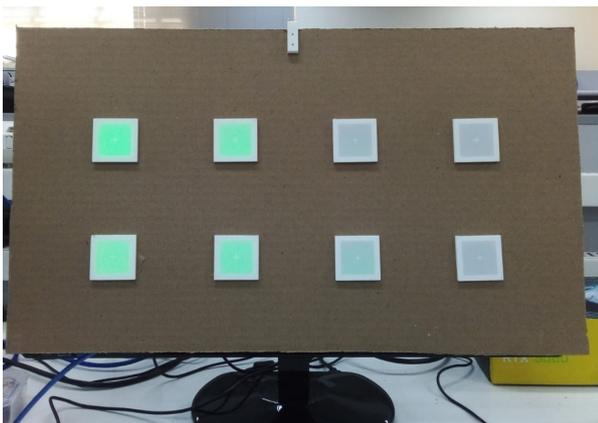


Figura 4: Painel com oito estímulos dispostos, suportado por um monitor fixo exibindo uma janela de estimulação durante um experimento de teste.

2.5 Validação Experimental

Com a interface finalizada, um experimento foi conduzido na busca de validar o sistema estimulação em comparação com uma versão já desenvolvida e usada no laboratório [11]. O sistema de estimulação de referência baseia-se em um mo-

nitro LED no qual a intensidade luminosa dos estímulos é modulada em escalas de cinza, seguindo uma equação semelhante a $f(n)$ [11]. O experimento foi realizado com um voluntário que utilizou os dois sistemas configurados espacialmente da mesma forma, isto é, tamanho dos estímulos e distâncias entre eles conforme especificado para o painel de matrizes de LEDs, como mostra a Figura 5.

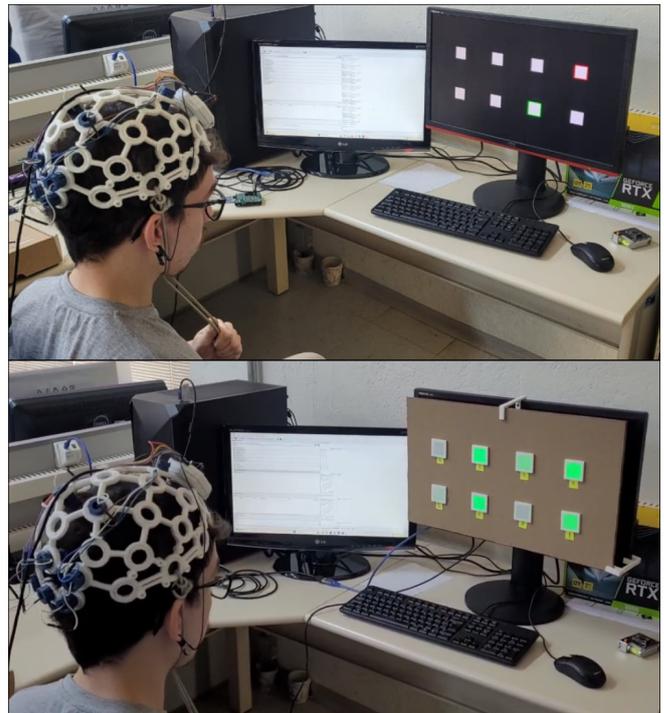


Figura 5: Imagens do experimento realizado utilizando a matriz de LEDs e o monitor LED.

As frequências e fases utilizadas, listadas na Tabela 1, correspondem às posições dos estímulos da Figura 4 respectivamente.

11,5Hz 0 rad	12,5Hz 0,7854 rad	11,5Hz 1,5708 rad	12,5Hz 2,3562 rad
12,5Hz 3,927 rad	11,5Hz 3,1416 rad	12,5Hz 5,4978 rad	11,5Hz 4,7124 rad

Tabela 1: Tabela com a frequência e a fase dos estímulos cintilantes usados no experimento. A posição na tabela é a mesma ocupada no painel.

A etapa de calibragem do sistema, aquela responsável por calcular os filtros de referência por meio do CCA, usou três janelas de aquisição do EEG do voluntário para cada estímulo. Nessa fase, o voluntário foi instruído a focar a atenção em apenas um dos estímulos ativos, durante a janela de duração de 1,5s, com intervalo de descanso de 1,5s entre elas. A ordem de apresentação dos estímulos seguiu da esquerda para a direita e de cima para baixo, conforme a disposição da Tabela 1. Com os filtros calculados, a etapa de inferência em tempo real foi iniciada. Foram apresentadas 10 janelas para cada estímulo, totalizando 80 janelas. Nessa fase, a ordem de apresentação dos estímulos foi aleatória, e o participante foi instruído a focar sua atenção no estímulo indicado. Como se trata de uma etapa não supervisionada, o sistema infere qual estímulo o usuário está mirando com base no processamento dos dados adquiridos pelo modelo de inferência implementado (CCA). Os sinais de EEG foram adquiridos usando a plataforma experimental desenvolvida pelo grupo de pesquisa do laboratório DSPCom [11], que

se baseia no sistema OpenBCI Cyton [12]. Foram utilizados oito eletrodos posicionados nas regiões occipital, parietal e central, nas posições OZ, O1, O2, PZ, P3, P4, C3 e C4 (sistema 10/20), seguindo a mesma configuração de [11]. A escolha dessas regiões se justifica por apresentarem melhor relação sinal-ruído para a extração de sinais baseados no paradigma SSVEP [1, 5]. O mesmo procedimento foi adotado para os dois sistemas de estimulação visual, painel com painel de LEDs e monitor LED.

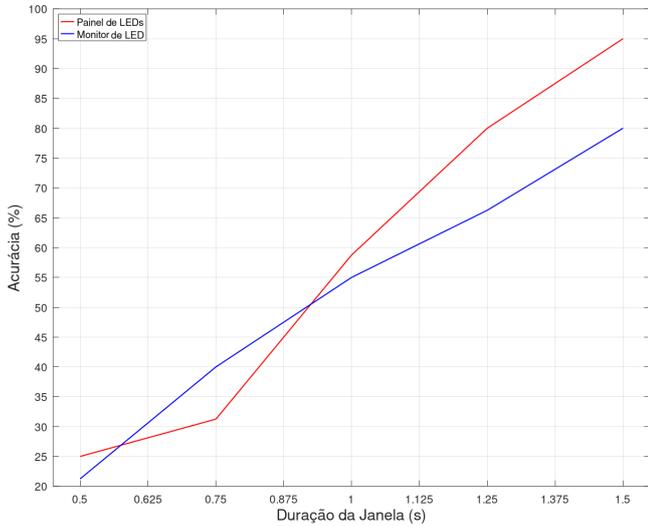


Figura 6: Acurácia dos sistemas em função da duração da janela.

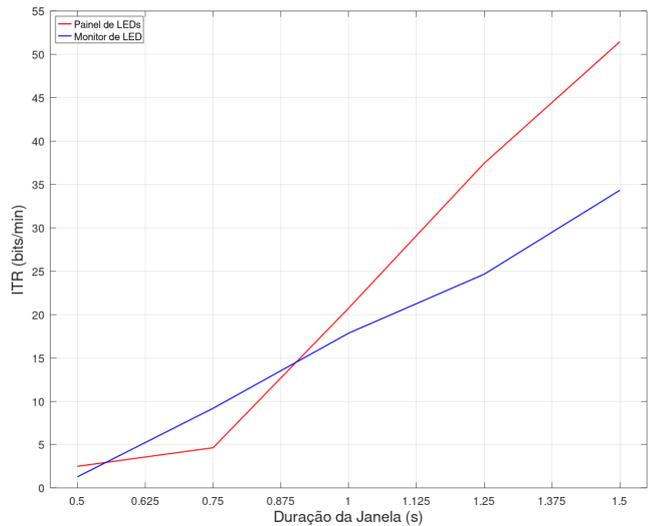


Figura 7: ITR dos sistemas em função da duração da janela.

3. Resultados e discussão

Retomando o objetivo de validação do sistema, procura-se observar padrões e respostas semelhantes ao da BCI experimental de referência [11], que usa o monitor LED. Uma primeira métrica a ser analisada é a acurácia do sistema no experimento realizado, que, por se tratar de 8 estímulos, caso seja em torno de 12.5%, configura-se um comportamento aleatório. Como em cada etapa da metodologia o sistema de estimulação proposto foi individualmente validado, espera-se avaliar as diferenças e os aspectos relacionados exclusivamente às formas de estimulação, monitor LED e painel com matrizes de LEDs.

Além da acurácia, a taxa de transferência de informação (ITR, do inglês *Information Transfer Rate*) é outra mé-

trica usual para avaliar a performance de uma BCI [5],[13]. A ITR, medida em bits por minuto, é estimada a partir de

$$ITR = (\log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \left[\frac{1 - P}{N - 1} \right]) \times \frac{60}{T}, \quad (4)$$

em que N é o número de estímulos do sistema (oito estímulos para esse experimento), P é a acurácia média e T é o tempo total para inferência, isto é, o tempo de estimulação somado ao tempo de descanso, em segundos.

Os resultados de acurácia e a taxa de transferência de informação (ITR) obtidos no experimento em tempo real para os dois sistemas de estimulação são mostrados na Tabela 2.

	Acurácia	ITR (bits/min)
Monitor LED	80%	34,332
Painel de LEDs	95%	51,465

Tabela 2: Comparação de desempenho entre monitor e painel de LED.

Observa-se que o desempenho da BCI em termos de acurácia e de ITR usando o painel com matrizes de LEDs, como sistema de estimulação, foi significativamente superior ao desempenho do sistema de referência, baseado no monitor LED. Este resultado é suficiente para validar o funcionamento do sistema proposto e surpreende pela vantagem do painel em relação ao sistema de referência, uma vez que se esperava um desempenho parecido dos dois métodos de estimulação. Os sistemas diferem principalmente em relação a dois aspectos: forma de onda e cor. Na interface com LEDs temos um sinal digital (forma de um onda retangular) com apenas dois níveis, alto e baixo, com estímulos na cor verde. Enquanto isso, o monitor LED utiliza tons de cinza para construir um sinal senoidal. Essas diferenças podem ter impacto na intensidade do potencial evocado e, conseqüentemente, no desempenho da BCI, podendo ter contribuído para a diferença de desempenho observada.

Podemos expandir a análise dessas duas métricas considerando o tratamento dos dados de maneira *off-line* para simular o desempenho da BCI com janelas de diferentes durações. A acurácia e a ITR em função da duração da janela de estimulação são mostradas nas Figura 6 e 7 respectivamente.

Pelos gráficos, verifica-se um desempenho superior ao utilizar a matriz de LEDs com janelas de duração superiores a 1 segundo, em relação ao monitor.

Uma outra maneira de avaliar o desempenho da BCI é observando a distribuição de acertos e erros do sistema a partir de sua matriz de confusão. Esse tipo de gráfico mostra a inferência do sistema em função do estímulo verdadeiro, ou seja, aquele que foi escolhido pelo voluntário. As Figuras 8 e 9 mostram as matrizes de confusão obtidas nos experimentos usando janelas de estimulação com duração de 1,5s para o monitor e o painel de LED, respectivamente.

Observa-se que há uma concentração de erros em inferências relacionadas ao estímulo 12,5Hz/3,93rad. Esse estímulo foi confundido com o estímulo 12,5Hz/2,36rad sete vezes no experimento com o monitor LED, ou seja, em 70% das tentativas desse estímulo. No experimento com o painel de matrizes de LEDs, dos quatro erros ocorridos, três estão associados a inferências incorretas do estímulo 12,5Hz/3,93rad, mas a confusão se dá com diferentes estímulos. Esses resultados sugerem que o voluntário apresenta uma resposta pior na frequência de 12,5Hz do que na de 11,5Hz e que

essa deficiência foi parcialmente remediada pela estimulação baseada no painel de matrizes de LEDs, provavelmente por meio de evocações mais intensas.

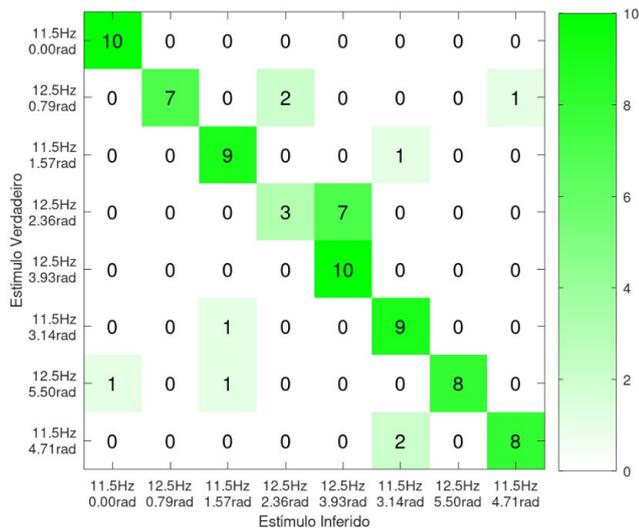


Figura 8: Matriz de confusão do experimento usando o monitor de LED como sistema de estimulação.

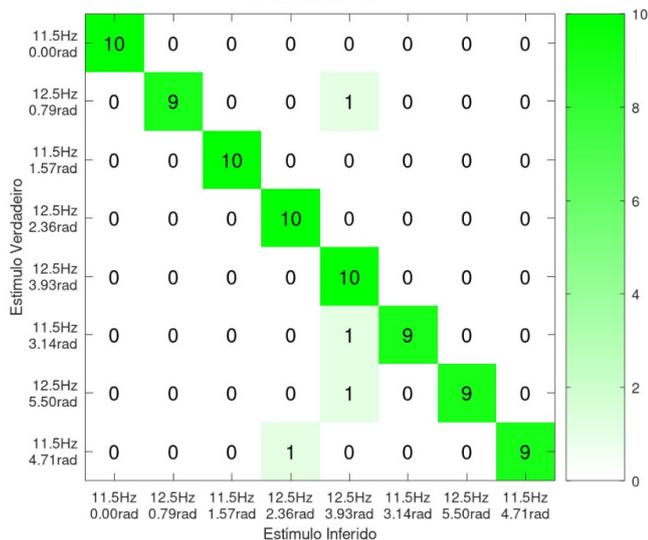


Figura 9: Matriz de confusão do experimento usando o painel de matrizes de LEDs como sistema de estimulação.

4. Conclusões

Este trabalho teve como principal objetivo o desenvolvimento e validação de um sistema de estimulação visual baseado no paradigma SSVEP para aplicação em uma interface cérebro-computador. Todas as etapas foram cumpridas: o estudo dirigido sobre os fundamentos teóricos do paradigma e sobre a modelagem matemática do classificador; a implementação do sistema embarcado de geração e apresentação dos estímulos e a criação de uma interface gráfica para configuração dos parâmetros de estimulação. Além disso, o projeto foi validado com a construção física de um painel com matrizes de LEDs e a realização de um experimento comparativo com um sistema de referência.

A análise dos resultados experimentais demonstrou que o sistema proposto é funcional e comparável à solução tradicional baseada em monitor. De fato, o desempenho obtido com o painel de matrizes de LEDs foi superior ao do

sistema de referência, mas esse resultado precisa ser confirmado através de experimentos adicionais envolvendo mais voluntários. De qualquer forma, além de validar o protótipo construído, os resultados obtidos criam perspectivas interessantes de aprofundamento da investigação dos sistemas de estimulação visual para SSVEP-BCI.

Por fim, destaco que, como fruto das atividades desenvolvidas durante a iniciação científica, participei como coautor do trabalho "Plataforma Experimental para Desenvolvimento de Interfaces Cérebro-Computador baseadas em Potenciais Evocados Visualmente em Regime Permanente", que foi aceito para apresentação no XLIII Simpósio Brasileiro de Telecomunicações e Processamento de Sinais (SBRt 2025)[11].

5. Agradecimentos

Agradecemos ao mestrando Raphael do Espírito Santo Nascimento pelo apoio na construção do sistema de estimulação e na realização dos experimentos.

Referências

- [1] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & Vaughan, T. M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, Elsevier.
- [2] Regan, D. (1989). *Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine*. Elsevier, New York.
- [3] Costa, T. B. da S. (2015). *Desenvolvimento de interface cérebro-computador baseada em potenciais evocados visualmente em regime estacionário*. Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas.
- [4] Leite, S. N. C. (2016). *Contribuições ao desenvolvimento de interfaces cérebro-computador baseadas em potenciais evocados visualmente em regime estacionário*. Tese de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas.
- [5] Wang, Y., Chen, X., Gao, X., & Gao, S. (2017). A benchmark dataset for SSVEP-based brain-computer interfaces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE.
- [6] Lin, Z., Zhang, C., Wu, W., & Gao, X. (2006). Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(12), 2610–2614.
- [7] Härdle, W. K., & Simar, L. (2019). *Applied Multivariate Statistical Analysis*. Springer Nature.
- [8] Hu, D., et al. (2010). *A Survey of Stimulation Methods Used in SSVEP-Based BCIs*. Computational Intelligence and Neuroscience. Disponível em: <https://doi.org/10.1155/2010/702357>
- [9] Atmel Corporation. (2010). *ATmega2560: 8-bit microcontroller with 256K bytes in-system programmable flash*. Disponível em: <https://www.microchip.com/en-us/product/ATmega2560>
- [10] Ferrari, R. (2021). *EA871A – Laboratório de Sistemas Embarcados*. Prof. Dr. Rafael Ferrari. Disponível em: [Google Classroom].
- [11] Nascimento, R. E. S., Sforzin, I. V. M., Caetano Junior, M. R., Ferrari, R. (2025). Plataforma Experimental para Desenvolvimento de Interfaces Cérebro-Computador baseadas em Potenciais Evocados Visualmente em Regime Permanente. *XLIII Simpósio Brasileiro de Telecomunicações e Processamento de Sinais (SBRt 2025)*, Natal, 2025.
- [12] OpenBCI. Disponível em: <https://www.openbci.com>
- [13] Chen, X., Wang, Y., Nakanishi, M., Jung, T.-P., & Gao, X. (2014). *Hybrid frequency and phase coding for a high-speed SSVEP-based BCI speller*. 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3993–3996.