

Sistema de eletromiografia para analisar a ergonomia postural de estudantes

Lucas M. Primo¹, Maria E. S. Souza¹, Renato S. S. Filho¹ and Samuel O. Lino¹

¹ Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

Abstract— O presente trabalho descreve o desenvolvimento de um eletromiógrafo com o objetivo de analisar a ergonomia postural de estudantes em ambientes de aprendizagem a partir de sinais eletromiográficos captados dos músculos multífidos e trapézio direito e esquerdo. No decorrer desse projeto está descrita a importância da ergonomia na escolha de cadeiras em ambientes escolares para garantir a adaptação do mobiliário às características físicas dos alunos, proporcionando conforto e prevenindo problemas posturais e melhorando o rendimento dos mesmos e como o análise de sinais EMG poderia auxiliar nessas análises. Além disso, está detalhado como o projeto foi pensado e como cada componente foi escolhido avaliando as especificidades que cada um deveria conter para melhor atender as características de um sinal eletromiográfico. Com isso, a placa de circuito impresso foi desenvolvida, os componentes foram soldados assim como, o software foi programado. Assim, foram realizados testes para comprovar que o sistema desenvolvido funciona adequadamente para cumprir com a finalidade proposta.

Keywords— Eletromiógrafo; Ergonomia; Multífidos; Trapézio.

I. INTRODUÇÃO

O ambiente escolar é um espaço fundamental para o desenvolvimento físico e intelectual das crianças e jovens. No entanto, a permanência prolongada em uma postura inadequada durante as aulas pode ocasionar diversos problemas de saúde, como dores nas costas, pescoço e ombros, além de contribuir para o desenvolvimento de doenças musculoesqueléticas a longo prazo.

Nesse contexto, a ergonomia assume um papel crucial na escolha das cadeiras em ambientes escolares, pois busca garantir a adaptação do mobiliário às características físicas dos alunos, proporcionando conforto e prevenindo o surgimento de problemas posturais.

Diante disso, em [1] os autores destacam o alto custo humano da postura sentada prolongada, com foco do mobiliário escolar inadequado, tanto em termos de saúde física, mental e influenciando no desempenho acadêmico. Sendo assim, a ergonomia adequada contribui para a redução da fadiga muscular, o aumento da concentração e a melhora do aprendizado.

A partir disso, em [2] são estabelecidos os requisitos dimensionais, de ergonomia, de estabilidade, de resistência, de

durabilidade e de segurança, e os métodos de ensaio para conjuntos aluno individual compostos por mesa e cadeira, destinados ao uso em instituições de ensino em todos os níveis. Dessa forma, esse documento define medidas e ângulos adequados para garantir a postura correta dos alunos, garantindo a segurança e o conforto dos mesmos.

Nesse sentido, diversos estudos como [3] descrevem a efetividade da eletromiografia (EMG) como ferramenta na avaliação da ergonomia de cadeiras. A EMG pode ser utilizada como uma ferramenta para auxiliar na melhoria da problemática apresentada acima pois, como apresentado em [4], se trata de um sistema que registra a atividade elétrica muscular. Esta, por sua vez, é resultado da variação de potencial elétrico na membrana celular em meio a uma contração do músculo e para que esta ação ocorra é necessário que haja uma interação entre os sistemas nervoso central e periférico e as fibras musculares e esta comunicação ocorre por uma unidade motora.

Em vista disso, o sinal eletromiográfico possui informações sobre o nível de excitação neural, sendo um indicador direto da força que os músculos podem exercer. Além disso, detalha a duração da contração e quais músculos se ativam, em qual ordem e, também revela a frequência com que as unidades motoras disparam. Com isso, baseando-se na análise de EMG, a área ergonômica pode identificar posturas inadequadas, movimentos que podem levar a lesões, recomendar mudanças em ambientes de trabalho e escolar bem como contribuir para uma melhoria na qualidade de vida das pessoas nesses ambientes.

Assim, o desenvolvimento de um sistema de eletromiografia para a avaliação da ergonomia de cadeiras em ambientes escolares permite a realização de estudos mais aprofundados sobre os temas que a instrumentação biomédica engloba como, anatomia, fisiologia e eletrônica, além de possibilitar a implementação de medidas de intervenção mais eficazes para a promoção da saúde postural em ambientes escolares.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho será desenvolvido um sistema de eletromiografia a fim de analisar a ergonomia postural de estudantes no ambiente escolar. Para isso, serão coleta-

dos, processados e analisados estatisticamente sinais eletromiográficos dos músculos trapézio direito e esquerdo e multifídeos direito e esquerdo de alunos da UFU (Universidade Federal de Uberlândia) em posição sentada utilizando cadeiras do ambiente universitário com o objetivo de analisar a partir da eletromiografia, a ergonomia postural destes alunos.

Diante disso, serão descritos a seguir as etapas executadas para o desenvolvimento desse projeto.

A. Materiais utilizados

- 1 microcontrolador ESP32;
- 3 capacitores de 1uF;
- 2 capacitores de 10uF;
- 2 capacitores de 0,1uF;
- 1 capacitor de 2,2uF;
- 1 capacitor de 22uF;
- 1 capacitor de 3,3uF;
- 1 capacitor de 56uF;
- 1 conector de 1 entrada;
- 2 conectores de 2 entradas;
- 1 resistor de 5,6k;
- 1 resistor de 2,2k;
- 3 resistores de 20k;
- 1 resistor de 39k;
- 1 resistor de 82k;
- 1 resistor de 18k;
- 2 resistores de 100k;
- 1 resistor de 470;
- 1 potenciômetro de 50k;
- 1 chave;
- 3 amplificadores operacionais MCP602-E/P;
- 1 regulador de tensão LM117-3,3V;
- 1 amplificador de instrumentação INA121;
- 3 eletrodos de superfície;
- 1 bateria de 9V;

B. Definição dos componentes

O planejamento teve seu início baseado no fluxograma apresentado na Fig. 1. Em seguida, pensou-se na necessidade de o circuito ter que contemplar as faixas de frequência e de amplitude em que um sinal eletromiográfico atua. Sabe-se que esse espectro de frequência varia entre o nível DC até aproximadamente 10kHz. Em termos de amplitude, o sinal de interesse varia entre 0.1mV e 5mV. Além disso, deve-se saber que a faixa de frequência na qual está concentrada a energia de um sinal EMG é entre 20Hz e 500Hz, de acordo com [5]. O próximo passo foi definir a alimentação do circuito

eletrônico, que iniciará com uma bateria de 9V alimentando o regulador de tensão LM117, o qual irá gerar na sua saída uma tensão de 3,3V, e este será o valor de alimentação para todas as outras partes que irão compor esse circuito.

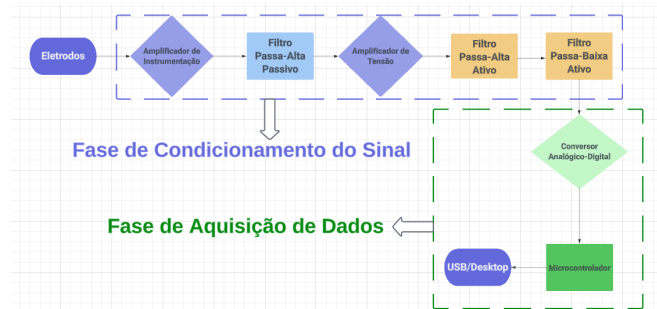


Fig. 1: Fluxograma para projetar um eletromiógrafo.

Fonte: autoria própria

Após essas decisões iniciais, o projeto eletrônico começa a ser concebido partindo da fase de condicionamento do sinal eletromiográfico, que terá em seu primeiro estágio um divisor de tensão com resistores igual a 100kohms, valor decidido com o objetivo de diminuir o consumo de corrente e não gerar sobrecarga. Em seguida, o circuito que compõe o conversor A/D começou a ser projetado, uma vez que o valor de fundo de escala (VFE) já havia sido definido na etapa anterior. Esse componente é responsável por converter um sinal de natureza analógica para um sinal de natureza digital/discreta. O conversor A/D selecionado para este projeto foi o interno ao microcontrolador escolhido (o ESP32) que, de acordo com [6], possui 12 bits e é do tipo SAR. Este conversor deverá atuar com uma resolução de 1uV além de receber um sinal com frequência de interesse máxima (desconsiderando os ruídos e outras frequências não representativas para o uso pretendido) de aproximadamente 500Hz e ser esperado uma amplitude máxima de 3,3V atuando nele.

Sabe-se que o sinal EMG possui uma tensão máxima com amplitude baixa, por volta de 5mV, de acordo com [7]. Por isso, é necessário que este sinal seja amplificado para que atinja o valor de amplitude de 3,3V e este ganho é calculado de tal forma que estará dividido entre a etapa de ganho e o amplificador de instrumentação (AI). Com isso, para definir qual AI deveria ser usado no desenvolvimento desse sistema eletromiográfico, alguns parâmetros foram pré-definidos pelos autores, como: possuir uma alta impedância de entrada, alto CMRR (Common-mode Rejection Ratio) e baixa corrente de bias. Essas três características combinadas permitem que um sinal de baixa amplitude como o de EMG sofra baixa interferência de ruído pois, a alta impedância de entrada im-

pede que a corrente flua para o amplificador e perturbe o sinal, consequentemente, com uma baixa corrente fluindo no amplificador, isso diminuirá o ruído térmico gerado nesse componente; já a alta CMRR rejeita os sinais indesejados que aparecem em ambas as entradas do amplificador (ex: ruído de rede elétrica) e a corrente bias é uma corrente interna do amplificador que causa desvios indesejados no sinal de saída portanto, um baixo valor dessa corrente minimiza esses desvios.

Em continuidade, para definir os valores da resistência e dos capacitores que compõem o circuito do amplificador de instrumentação escolhido pelos autores, o INA121, o datasheet deste componente foi consultado e foi definido que, nesta fase do sistema, deve-se aplicar um ganho igual a 6 sobre o sinal eletromiográfico captado, atingindo uma amplitude igual a 0,03V. Dessa forma, os capacitores conectados nos pinos 7 e 4 estão de acordo com a montagem apresentada em [8], sendo os dois com valor de 0,1uF e o RG conectado nos pinos 1 e 8 foi calculado de acordo com as equações 1 e 2 a seguir, sendo que na primeira deve ser determinado o valor desejado para a tensão de saída para que, em seguida, a resistência de acordo com o ganho:

$$V_{out} = G \times (V_{in}^{+} - V_{in}^{-}) \quad (1)$$

Onde:

- V_{out} é a tensão do pino de saída do AI;
- G é o ganho;
- V_{in}^{+} é o valor de tensão no pino de entrada da porta não inversora do AI;
- V_{in}^{-} é o valor de tensão no pino de entrada da porta inversora do AI.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \quad (2)$$

Onde:

- G é o ganho;
- R_g é a resistência ligada aos pinos 1 e 8 do AI.

A partir das equações acima, tendo definido que é desejada uma tensão esperada de 0,03V no pino de saída do AI e, que para isso o ganho aplicado no sinal de entrada do mesmo deve ser igual a 6, o R_g será igual a 10k ohms.

Em seguida, o primeiro filtro desse sistema deve ser projetado, um filtro passa-altas passivo Fig.2, com o objetivo de eliminar o nível DC do sinal coletado, proveniente em grande parte do potencial de polarização dos eletrodos. Para isso, algumas características foram definidas como, sua frequência

de corte deve ser suficiente para retirar o nível DC, sabendo que para o sinal eletromiográfico a menor frequência está contida nesse nível, foi definida uma frequência de corte de aproximadamente 0,1 Hz. A partir disso, a equação 3 foi aplicada.

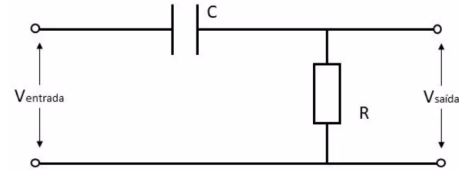


Fig. 2: Filtro passa alta passivo.

Fonte: [9]

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3)$$

Onde:

- F_c é a frequência de corte do filtro;
- R é o valor da resistência que compõe o filtro;
- C é o valor da capacitância que compõe o filtro.

Com isso, tendo definido F_c igual a 0,1Hz, os autores partiram do princípio de escolher uma resistência com um valor alto e comercial, sendo definido um R igual a 82k ohms. Então, para completar o filtro, sua capacitância foi calculada e aproximada para um valor comercial igual a 2,2uF.

Após a primeira etapa de filtragem, o sinal deve passar pela última etapa na qual sofrerá amplificação para se atingir a amplitude máxima desejada (3,3V). Sabendo que de 5mV para 3,3V é necessário aplicar um ganho igual a 660 e que no AI já foi aplicado um ganho igual a 6 então, nesta fase do projeto o ganho aplicado será igual a 110. Para isso, foi montado um amplificador do tipo não inversor Fig.3 com o amplificador operacional (AO) MCP602 com R_f sendo um potenciômetro e regulado até o valor de 55k ohms e R_2 igual a 470 ohms. Estes valores foram definidos a partir da Equação 4.

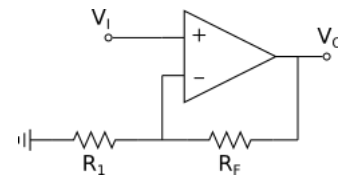


Fig. 3: Amplificador não inversor.

Fonte:[10]

$$G = 1 + \frac{Rf}{R1} \quad (4)$$

Onde:

- G é o ganho;
- Rf e R1 são os valores de resistência que compõem esse circuito.

A partir disso, o sinal deve passar ainda por mais duas filtragens com a finalidade de selecionar a região de interesse do espectro do sinal e remover ruídos de artefato e de alta frequência, assim, a primeira filtragem dessa etapa ocorrerá por um filtro passa alta ativo (como indicado na Fig.4) e a segunda por um filtro passa baixa ativo (como indicado na Fig.5) formando, assim, um filtro passa faixa que terá suas frequências de corte iguais a 20Hz e 500 Hz, respectivamente. Além disso, ambos os filtros serão Butterworth, visto que deseja-se uma resposta linear na banda de passagem, com 3 polos e ganho unitário. Para a definição dos valores de resistência e capacitância de ambos os filtros foi utilizado escalonamento em frequência e escalonamento das impedâncias utilizando os valores contidos na tabela apresentada na Fig.6.

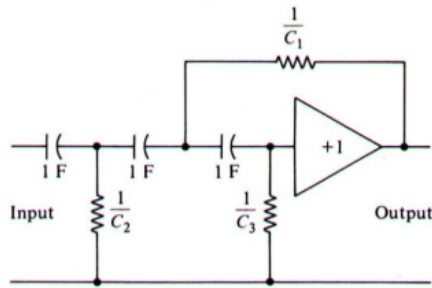


Fig. 4: Filtro passa baixa ativo com 3 polos.
Fonte:[11]

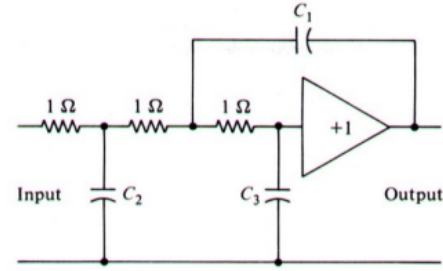


Fig. 5: Filtro passa alta ativo com 3 polos.
Fonte:[11]

UNITY-GAIN NETWORK CAPACITOR VALUES IN FARADS						
Poles	BUTTERWORTH			BESSEL		
	C ₁	C ₂	C ₃	C ₁	C ₂	C ₃
2	1.414	0.707		0.907	0.680	
3	3.546	1.392	0.202	1.423	0.988	0.254
4	1.082	0.924		0.735	0.675	
	2.613	0.383		1.012	0.390	
5	1.753	1.354	0.421	1.009	0.871	0.309
	3.235	0.309		1.041	0.310	
6	1.035	0.966		0.635	0.610	
	1.414	0.707		0.723	0.484	
	3.863	0.259		1.073	0.256	
7	1.531	1.336	0.488	0.853	0.779	0.303
	1.604	0.624		0.725	0.415	
	4.493	0.223		1.098	0.216	
8	1.091	0.981		0.567	0.554	
	1.202	0.831		0.609	0.486	
	1.800	0.556		0.726	0.359	
	5.125	0.195		1.116	0.186	

Fig. 6: Tabela de valores de capacitores de rede com ganho unitário em Faraday para filtros Butterworth e Bessel.
Fonte:[11]

Diante disso, para o filtro passa alta ativo, determinou-se primeiramente, $C1=C2=C3=1\mu F$ e, a partir disso os cálculos das equações abaixo foram realizados e aproximados para valores comerciais dos componentes:

$$R1 = \frac{0,04488295067}{FcC} = 2,2kohms \quad (5)$$

$$R2 = \frac{0,1143354476}{FcC} = 5,8kohms \quad (6)$$

$$R3 = \frac{0,7878957579}{FcC} = 39kohms \quad (7)$$

Já, para o filtro passa baixa ativo, determinou-se primeiramente $R1=R2=R3=20kohms$. A partir disso os cálculos das

equações abaixo foram realizados e aproximados para valores comerciais dos componentes:

$$C1 = \frac{0,564}{FcR} = 56nF \quad (8)$$

$$C2 = \frac{0,22154368}{FcR} = 22nF \quad (9)$$

$$C3 = \frac{0,032149299}{FcR} = 3,3nF \quad (10)$$

Após pensar na composição de todas as etapas de ganho e filtragem desse sistema eletromiográfico, o sinal bioelétrico captado chegará no conversor analógico-digital determinado no início do projeto, nele que realizará essa conversão com uma frequência de amostragem igual a 2kHz

C. Projeto da placa de circuito impresso

Para o desenvolvimento da placa de circuito impresso, que pode ser observada na imagem 3D da Fig.7, alguns requisitos foram levados em consideração. Dentre eles:

- Manter em conjuntos separados na placas os componentes pertencentes às partes analógica e digital do circuito;
- Os capacitores de desacoplamento devem estar o mais próximo possível dos seus respectivos componentes centrais;
- Espessura das trilhas de alimentação deve ser maior, tendo sido aplicada uma espessura de 1mm.
- Para a espessura das demais trilhas foi escolhida uma espessura de 0,8mm;
- A distância entre trilha e malha de terra foi de 1 mm.

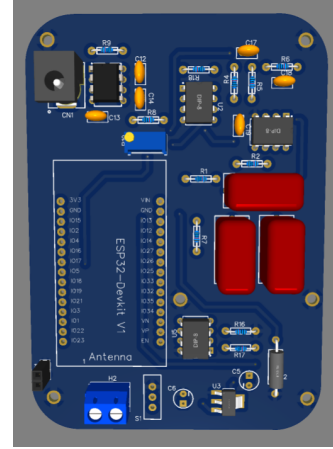


Fig. 7: Projeto 3D da placa de circuito impresso.
Fonte: autoria própria

D. Desenvolvimento do software

O software foi desenvolvido nas linguagens de programação C++ e JavaScript com o objetivo de haver uma comunicação via Wi-fi com o microcontrolador ESP32 para que então os dados sejam coletados e plotados em um monitor. Para isso, o aplicativo foi desenvolvido em HTML e o site foi colocado em web server via espnow com o biblioteca "wifi.h". Nesse sentido, segue abaixo na Fig.8 um diagrama de blocos do funcionamento desse software

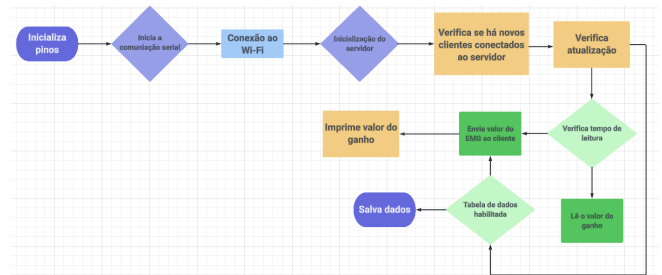


Fig. 8: Diagrama de blocos do software.
Fonte: autoria própria

- Bloco 1 - Inicializa pinos: define os pinos do ESP32 conectados ao EMG (pinEMG) e ao potenciômetro (pin-Pot) como entradas.
- Bloco 2 - Inicializa a comunicação serial: inicia a comunicação serial com uma taxa de baudrate de 115200 bps e permite a visualização de informações no monitor serial durante a execução do código.

- Bloco 3 - Conexão ao Wi-Fi: tenta se conectar à rede WiFi com o SSID "Martins WiFi" e a senha "17031998", exibe mensagens no monitor serial sobre o status da conexão e imprime o endereço IP local após a conexão bem-sucedida.
- Bloco 4 - Inicialização do servidor: cria um objeto Web-Server na porta 80, define a função handleRoot para ser chamada quando a página principal ("/") for acessada, define a função anônima para ser chamada quando a rota "/emgvalue" for acessada e inicia o servidor web e exibe uma mensagem no monitor serial.
- Bloco 5 - Verifica se há novos clientes conectados ao servidor: dentro do loop principal, verifica se há novos clientes conectados ao servidor web e se um novo cliente for encontrado, chama a função handleClient para processar a requisição.
- Bloco 6 - Verifica atualização: verifica se a variável updatingData está true, se true, significa que o usuário iniciou a coleta de dados EMG.
- Bloco 7 - Verifica tempo de leitura: verifica se o tempo atual (em milissegundos) menos o último tempo de atualização (variável lastUpdateTime) é maior ou igual a 1 milissegundo e Se true, significa que chegou a hora de atualizar os dados EMG.
- Bloco 8 - Lê o valor do ganho: lê o valor analógico na porta do potenciômetro (pinPot) usando a função analogRead, mapeia o valor ADC para um intervalo de resistência (entre 0 e 10000 ohms) usando a função map e imprime a resistência no monitor serial.
- Bloco 9 - Envia valor EMG ao cliente: lê o valor do EMG usando a função readEMGValue, converte o valor do EMG para uma string de texto e envia a string de texto para o cliente através da requisição HTTP.
- Bloco 10 - Imprime valor da resistência: imprime o valor da resistência no monitor serial.
- Bloco 11 - Tabela habilitada: verifica se a variável tableEnabled está true, se true, significa que o usuário deseja visualizar a tabela de dados.
- Bloco 12 - Salva dados: exibe um alerta na página web informando que os dados foram salvos.

Observações: O código utiliza um buffer circular para armazenar os valores do EMG. O tamanho do buffer é definido pela constante bufferSize. O tempo entre as atualizações dos dados EMG é definido pela constante readInterval. O código utiliza a biblioteca Chart.js para criar um gráfico de linha na página web. O código utiliza JavaScript para interagir com os elementos da página web.

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após o planejamento teórico com consulta dos datasheets para a escolha dos componentes, realização dos cálculos matemáticos, desenvolvimento do circuito elétrico e do projeto da PCB no software EasyEDA e o desenvolvimento do software no VScode foram realizados alguns testes iniciais.

Primeiramente, os testes foram iniciados ainda na plataforma online EasyEDA após a montagem do circuito eletrônico e, a partir disso, foi possível identificar e corrigir falhas apresentadas por ele. Após essa etapa, simulou-se os estágios do circuito utilizando o software Multisim, de forma a garantir o funcionamento de todas as etapas. Em seguida, a PCB foi gerada, organizada de acordo com os requisitos descritos anteriormente e então, foi impressa.

A partir disso, após a impressão da placa, os componentes foram soldados e, então, durante e após a finalização dessa etapa de soldagem, a continuidade do sistema foi constantemente testada e verificada e estando de acordo com o esperado pelo o que foi projetado.

Nesse contexto, o software desenvolvido também foi testado após sua finalização. Sua primeira etapa de teste consistiu em iniciá-lo e modificar valores de resistência utilizando um potenciômetro simulado em um aparelho celular pertencente a um dos autores deste trabalho e o resultado está representado na Fig.9. Em seguida, o mesmo teste foi realizado porém, modificando valores de resistência utilizando o potenciômetro em uma protoboard de teste e foi extraído o resultado obtido na Fig.10.

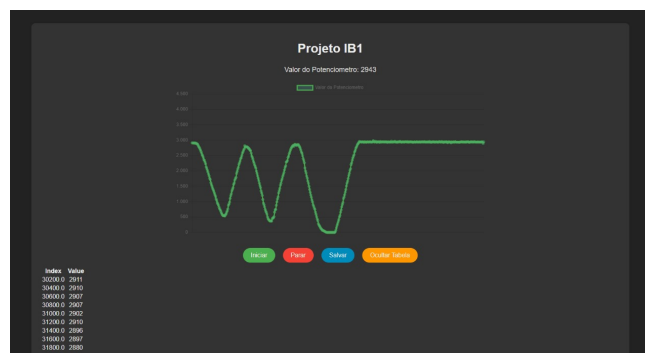


Fig. 9: Primeiro teste do software.

Fonte: autoria própria

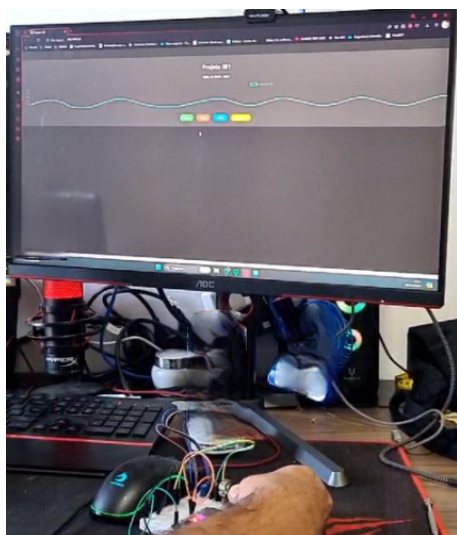


Fig. 10: Segundo teste do software.
Fonte: autoria própria

IV. CONCLUSÃO

O presente estudo descreveu o desenvolvimento e a avaliação de um sistema eletromiográfico (EMG) para avaliar a ergonomia postural de estudantes em ambientes de aprendizagem. O sistema foi projetado para ser fácil de usar e preciso na medição da atividade muscular durante diferentes posturas. Os resultados da avaliação demonstraram que o sistema EMG proposto é capaz de identificar as diferenças na atividade muscular dos músculos trapézio e multífidos direito e esquerdo entre diferentes posturas, com alta correlação com medidas de referência.

Diante disso, o sistema desenvolvido pode ser uma ferramenta valiosa para a avaliação da ergonomia postural em ambientes de aprendizagem. O sistema pode ser utilizado para identificar posturas inadequadas que podem levar a riscos de lesões musculoesqueléticas, permitindo a implementação de medidas corretivas e preventivas.

Além disso, o sistema pode ser utilizado para monitorar o impacto de intervenções ergonômicas na postura dos estudantes, fornecendo feedback objetivo sobre a efetividade das medidas adotadas. Com isso, futuras pesquisas devem ser direcionadas para a validação do sistema EMG em diferentes populações e contextos, bem como para o desenvolvimento de protocolos de intervenção ergonômica baseados em dados EMG.

Em suma, o sistema EMG proposto neste estudo oferece uma ferramenta para a avaliação da ergonomia postural em ambientes de aprendizagem, contribuindo para a promoção

da saúde e do bem-estar dos estudantes.

V. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem todo apoio técnico e institucional prestado pela Faculdade de Engenharia Elétrica, bem como aos docentes que ministram a disciplina de Instrumentação Biomédica 1 do Curso de Engenharia Biomédica, Prof^o. Dr^o. Alcimar Barbosa Soares e Prof^o. Dr^o. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira pelas orientações, incentivos e sugestões ao longo do desenvolvimento do projeto.

REFERENCES

1. ESCOLAR PARA O MOBILIÁRIO, SAT HUMAN COST OF POSTURE. CUSTOS HUMANOS DA POSTURA SENTADA: UMA ABORDAGEM ERGONÔMICA
2. Normas Técnicas (ABNT) Associação Brasileira. NBR 14006:2022 - Móveis - Conjuntos aluno individual - Requisitos 2022.
3. Moura Adriana Dornas, Nunes Filho José. Uso de técnicas de eletromiografia e termografia como metodologia na avaliação de condições ergonômicas para o desenvolvimento de design de produtos-estudo de caso cadeiras e calçados *Actas de Diseño*. 2019.
4. Merino Eugenio, Silva Lincoln, Cunha Julia, Silva Ilandir, Merino Giselle. Ergonomic Evaluation by Surface Electromyography: Case Study in The Automotive Industry *Revista Gestão da Produção Operações e Sistemas*. 2019;14:239.
5. Razera Bruno Maiolli. Desenvolvimento de um sistema eletromiográfico sem fio B.S. thesis Universidade Tecnológica Federal do Paraná 2021.
6. Systems Espressif. ESP32 Datasheet 2023. Version v1.3.
7. Kozan Renan Fernandes. Circuitos de Condicionamento e Interfaceamento para Sinais de Eletromiografia 2010.
8. Instruments Texas. INA121: High-Precision Instrumentation Amplifier 2024. Accessed on April 6, 2024.
9. Elétrica Mundo. Filtro passa alta: Características e aplicações 2024. Acesso em 13 de abril de 2024.
10. Elétrico Professor. Amplificador Não Inversor 2024.
11. Webster John G. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. John Wiley & Sons, Inc. 1990.