

Desenvolvimento de um sistema de aquisição de sinais com sensores resistivos flexíveis para reabilitação e fisioterapia

Souza, Guilherme Antônio Ribeiro^{*1}; Itturriet, Fábio Pires^{2,3}; Mendes Junior, José Jair Alves^{1,4}

1 - Departamento Acadêmico de Eletrônica, UTFPR, gsouza.2020@alunos.utfpr.edu.br; jjjunior@utfpr.edu.br

2 - Departamento Acadêmico de Eletrotécnica, UTFPR, fabioitturriet@utfpr.edu.br

3 - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, UTFPR; fabioitturriet@utfpr.edu.br

4 - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, UTFPR; jjjunior@utfpr.edu.br

* -Correspondência: Av. Sete de Setembro, 3165, Rebouças, Curitiba - PR, Brasil, 80230-901.

DOI 10.52050/9788579177149-31

RESUMO

A fisioterapia é crucial para a recuperação funcional após lesões, cirurgias ou doenças neurológicas. Este trabalho desenvolveu um sistema vestível inovador com sensores flexíveis integrados a uma interface gráfica, que permite aos profissionais de saúde monitorar exercícios de reabilitação, com foco na cinesioterapia. O sistema detecta movimento através da tensão gerada na deformação dos sensores, com variação de $-0,012V$ por grau. Verificaram-se erros de aquisição de $5,7^\circ$ na extensão e $19,7^\circ$ na contração. Embora funcional, o sistema é sensível à posição dos sensores, indicando a necessidade de ajustes e aprimoramentos futuros para otimizar sua eficácia.

Palavras-chave: reabilitação, sensores flexíveis, cinesioterapia.

ABSTRACT

Physical therapy is crucial for functional recovery after injuries, surgeries, or neurological diseases. This work developed an innovative wearable system with flexible sensors integrated into a graphical interface, allowing healthcare professionals to monitor rehabilitation exercises, focusing on kinesiotherapy. The system detects movement through the tension generated by the deformation of the sensors, with a variation of $-0.012V$ per degree. Acquisition errors of 5.7° in extension and 19.7° in contraction were observed. Although functional, the system

is sensitive to the position of the sensors, indicating the need for adjustments and future improvements to optimize its effectiveness.

Keywords: *rehabilitation, flexible sensor, kinesiotherapy.*

1. INTRODUÇÃO

Doenças e lesões de ordem neurológica são umas das principais causas de incapacidade motora de indivíduos. A partir delas, essas condições repercutem no desenvolvimento das atividades diárias dos indivíduos, dificultando-os de realizarem estas atividades (MENDEZ, 2024). Dentre essas doenças neurológicas, destaca-se o acidente vascular cerebral (AVC). Conforme o Ministério da Saúde (MS), o AVC ocorre quando vasos sanguíneos que levam sangue ao cérebro entopem ou se rompem, sendo caracterizado pela rápida perda de funções neurológicas. No Brasil, de acordo com a Pesquisa Nacional de Saúde realizada em 2019, foi registrado o diagnóstico de AVC ou derrame em aproximadamente 3,1 milhões de pessoas maiores de 18 anos.

A velocidade do diagnóstico é crucial para a sobrevivência das vítimas, cerca de 30 dias após o AVC a letalidade é de 25% (HANKEY, 2003). Para os sobreviventes, as sequelas podem impedir a realização das atividades diárias, uma vez que a diminuição das capacidades motoras em um dos lados do corpo é comum entre os pacientes. O emprego de protocolos de reabilitação na fisioterapia se tornou a alternativa mais comum para a recuperação das capacidades funcionais (GONÇALVES, 2022). Existem diversos métodos para tratar o paciente como a cinesioterapia, exercícios físicos terapêuticos, hidroterapia, exercícios aquáticos, hipoterapia, exercícios terapêuticos com auxílio de equinos, massoterapia, técnicas de mobilização dos tecidos superficiais e profundos (PIASSAROLI et al., 2012).

Na cinesioterapia, os pacientes são orientados a realizar uma série de exercícios musculares para a reabilitação das funções motoras. Por exemplo, em Rocha et al. (2020), os pacientes vítimas de AVC realizaram uma série de 10 repetições de exercícios como adução e abdução dos dedos da mão com oponência do polegar; flexão e hiperextensão do punho; supinação, pronação do antebraço; e flexão e extensão do cotovelo. Em outro exemplo de aplicação, Mendez (2025) empregou um dispositivo de eletroestimulação em pacientes com lesões neurológicas, incluindo AVC, nos membros superiores a partir de sinais de eletromiografia de superfície. A partir de análise de imagens, os ângulos de extensão do cotovelo e do punho foram adquiridos para uma atividade de alcance e garra de um objeto.

Tomando o último exemplo, nota-se que há um emprego de análise de imagem para avaliação de movimentos de pessoas com lesões neurológicas.

Entretanto, análises de imagem são muito susceptíveis a questões ambientais, como posicionamento de câmera, iluminação, brilho e contraste. Essas questões podem ser resolvidas com o emprego de sensores para a medição de parâmetros fisiológicos que visam auxiliar os profissionais de saúde e reabilitação a analisarem como está a evolução do paciente e do protocolo. Por exemplo, em Mendez (2025), sensores flexíveis poderiam ser usados para a medição da extensão do punho e do cotovelo, a fim de fornecer dados com maior exatidão e redundância para análises cinesiológicas e de reabilitação.

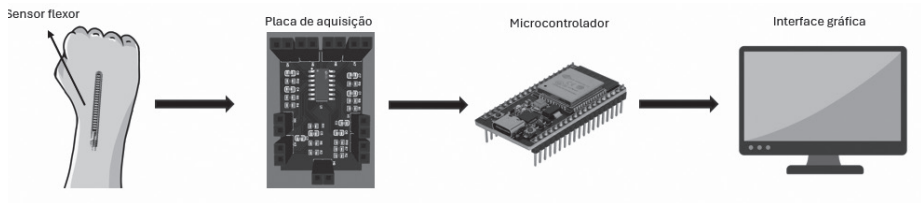
Sensores flexíveis são sensores resistivos nos quais o valor da sua resistência elétrica sofre variação proporcional ao grau de flexão a ele submetido (RASHID; HASAN, 2018). Ele é composto por um substrato plástico com uma camada de tinta impressa composta por carbono resistivo (DIAS, 2020). Esses sensores são empregados em trabalhos similares envolvendo a medição de ângulos e movimentação, especialmente em sistemas vestíveis. Um exemplo seria a utilização dos sensores em uma luva para o reconhecimento de gestos em Libras (DIAS, 2020).

Embora estes sensores sejam encontrados na literatura, não existe um único dispositivo ou circuito recomendado para o seu condicionamento, sendo cada sistema único voltado para a sua aplicação. Nesta premissa, este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema de aquisição e condicionamento de sensores flexíveis que possa auxiliar na validação de exercícios envolvendo protocolos de cinesioterapia e de reabilitação para pacientes que sofreram lesões neurológicas, como o AVC. O sistema é capaz de detectar o movimento do paciente, transformar em um sinal elétrico proporcional ao nível da execução, processar esse sinal, e posteriormente validar se o movimento foi executado corretamente, por parte do profissional de saúde, como fisioterapeuta.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A Figura 1 apresenta o diagrama de funcionamento do sistema proposto neste trabalho. O sensor flexível (ou sensor flexor) é posicionado em uma região de interesse, por exemplo, na região posterior da mão para medir a movimentação de punho. O sensor flexível é conectado à placa de aquisição, a qual disponibiliza o sinal condicionado para a sua saída. Esta placa de aquisição foi projetada para fornecer conexões de até quatro sensores flexíveis ao mesmo tempo. Posteriormente à saída do filtro da placa de aquisição, o sinal é enviado para um microcontrolador, o qual converte o sinal analógico para forma digital, enviando os dados para um computador através da porta serial. Por fim, os dados são processados e apresentados na interface gráfica.

Figura 01 - Diagrama de funcionamento do sistema de aquisição e condicionamento desenvolvido para os sinais dos sensores flexíveis.



O sensor flexível empregado neste trabalho foi o fabricado pela empresa Spectrasymbol, com 55 mm de comprimento, resistência nominal de 25 kΩ e uma tolerância de 30% (SPECTRASymbol, 2019). Esse sensor possui apenas um sentido de deformação. A resposta desse sensor possui regiões lineares, como demonstrado por Dias (2020), e o valor da sua resistência dobra quando está totalmente curvado em um ângulo próximo a 180° (DIAS, 2020). A Figura 2 apresenta um exemplo do sensor flexível comercial desenvolvido pela Spectra Symbol.

Figura 02 - Exemplo do sensor flexível comercial.

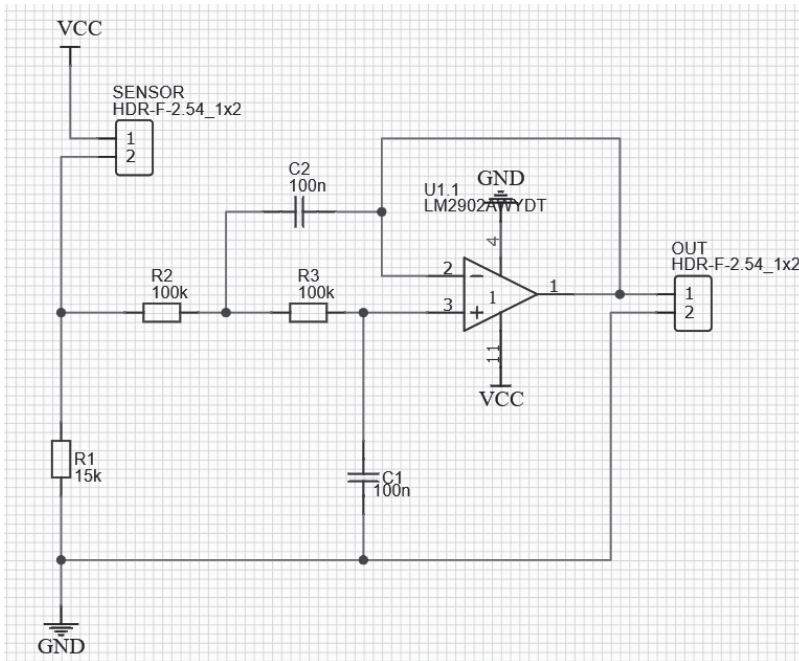


De acordo com o fabricante, a leitura do sensor flexível pode ser feita com uma conexão com um resistor de 15 kΩ em série. Essa é a primeira parte do circuito de condicionamento, conforme apresentado na Figura 3. Isso permite que a tensão no sensor possa ser medida através de um divisor de tensão, em V_{sensor} , conforme a Equação (1):

$$V_{\text{sensor}} = V_{cc} \cdot \frac{15k}{15k + R_{\text{sensor}}}, \quad (1)$$

em que V_{sensor} é dada em volts (V); V_{cc} é a tensão de alimentação, dada em V; e R_{sensor} é a resistência do sensor flexível em ohms (Ω).

Figura 03 - Esquemático de um módulo do circuito desenvolvido para aquisição dos sinais do sensor flexível.



A tensão sobre o resistor é utilizada como sinal e consequentemente, está sujeita a interferências (ruídos). Para atenuar ruídos de alta frequência e delimitar a faixa de frequência, um filtro passa-baixa pode ser empregado. Estudos demonstram que para sistemas vestíveis frequências de 15-20 Hz são suficientes para o seu funcionamento (RAMÓN, et al., 2022). Por esse motivo, um filtro passa-baixa *Butterworth* de segunda ordem com a topologia *Sallen Key* foi projetado para eliminar frequências acima de 20 Hz. A frequência de corte do filtro é definida pela Equação (2):

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{(R2 \cdot R3 \cdot C1 \cdot C2)}}, \quad (2)$$

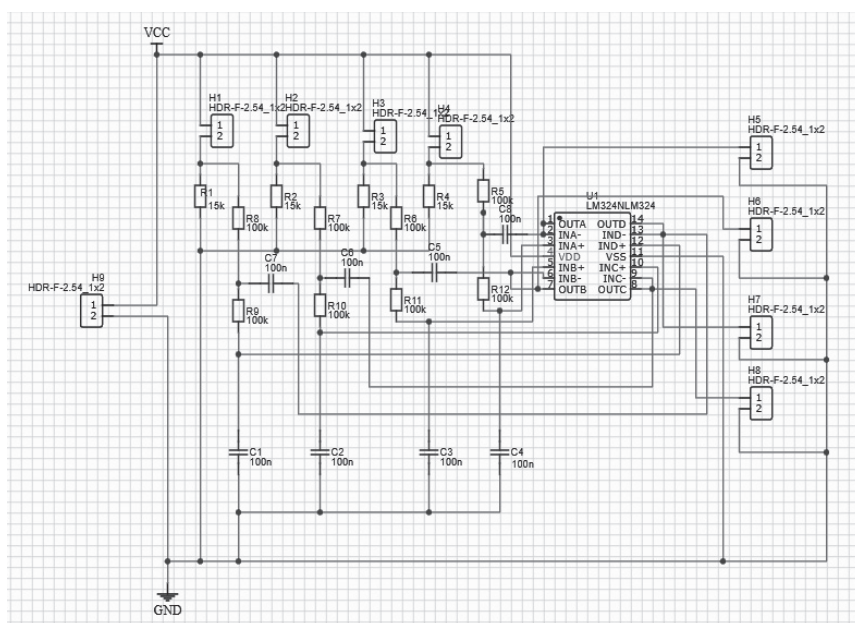
Em que R é dado em Ohms (Ω), C é dado em farads (F) e f_c é a frequência de corte do filtro, dada em hertz (Hz).

Foram utilizados valores comerciais de resistores de 100 k Ω e capacitores de 100 nF, resultando em uma frequência de corte de 15,9 Hz. Este resultado está dentro do valor que pode ser empregado para sensores que medem as movimentações do corpo humano.

Como a proposta do circuito é para alocação de quatro sensores, para a montagem da placa foi utilizado o circuito integrado (CI) LM324, o qual é

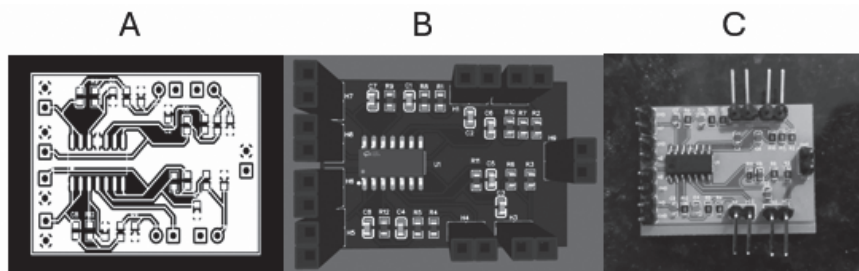
composto por quatro amplificadores operacionais (PHILLIPS, 1995). A utilização desse componente traz duas vantagens: a primeira é ser um CI unipolar, permitindo alimentação simples (ou *single supply*); e a segunda é a possibilidade de montar um circuito com quatro canais. Ele opera com faixas de alimentação de 3 V até 36 V. A placa de aquisição foi projetada para ser alimentada pelo próprio microcontrolador, o qual possui uma saída com um regulador de tensão de 3,3 V. A Figura 4 apresenta o esquemático final da placa para quatro canais, estando os terminais de H1 a H4 como as entradas dos sensores, o terminal H9 para a alimentação do circuito e os demais conectores, as saídas do circuito .

Figura 04 - Esquemático final do sensor para quatro canais de aquisição de sensores flexíveis com filtragem do sinal.



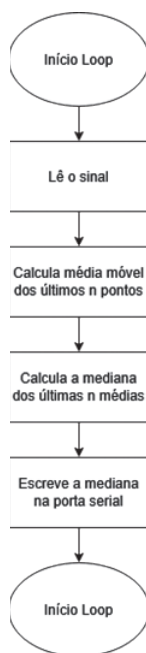
Após o projeto do circuito, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso, sendo apresentada na Figura 5A seu leiaute de impressão e na Figura 5B o seu modelo em 3D. Sua construção foi feita de forma a ser a menor possível, com dimensões reduzidas, adequando-se a um sistema que pode ser vestível. Após o seu modelo 3D, a placa foi confeccionada e os dispositivos eletrônicos foram soldados, estando na Figura 5C a imagem da placa real após a sua montagem. A placa possui dimensões finais de 34,15 mm de comprimento e 23,30 mm de largura.

Figura 05 - A) Placa de circuito impressa, leiaute para impressão; B) Modelo em 3D da placa de aquisição de sinais; C) Placa soldada e montada com os demais componentes



O sinal captado pelos sensores foi convertido de analógico para digital através do microcontrolador (MCU) Esp32s NodeMcu, que se destaca por seu custo acessível, baixo consumo de energia e uma ampla gama de periféricos disponíveis (ESPRESSIF, 2022). Foi programada uma rotina de aquisição dos sinais adquiridos pela placa, conforme apresentado na Figura 6. O *firmware* foi composto de um loop principal para aquisição dos sinais de forma ininterrupta. Primeiramente, o sinal é lido e convertido pelo conversor analógico-digital (ADC) de 12 bits de resolução do ESP32. Posteriormente, foi programado um filtro de médias para suavizar o sinal obtido. Este foi feito das últimas 5 amostras coletadas. Os dados são enviados através da porta serial no formato “dado|dado|dado|dado|”, separando o dado para cada canal. Por fim, os dados são enviados do ESP32 para a interface gráfica, os quais estão convertidos entre 0 a 4095, o qual está relacionado com a resolução do ADC do microcontrolador, que é de 12 bits.

Figura 06 - Fluxograma do código do *firmware* desenvolvido pelo ESP32 para a leitura dos dados.

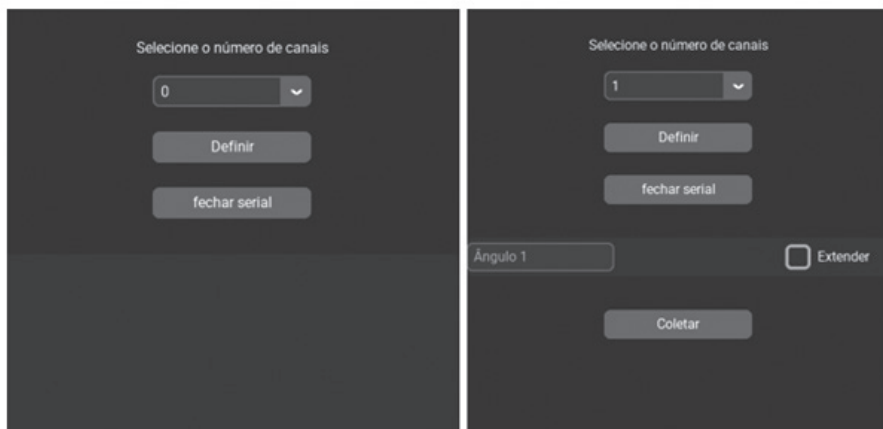


Por fim, foi desenvolvida uma interface gráfica, na qual é possível definir quantos canais serão utilizados, qual é o ângulo de deformação do exercício para cada canal e se o sensor será contraído ou relaxado. A interface gráfica do sistema é apresentada na Figura 7. Para o desenvolvimento da mesma, foi feita uma calibração do sensor para retornar o valor da sua flexão pelo ângulo em relação a resistência medida. Neste teste, mediu-se a resistência do sensor relaxado e do sensor com uma deformação de 90°. Estes valores foram de 27 kΩ e 60 kΩ, respectivamente. Calculando a tensão através da equação (1), obtêm-se 1,179 V e 0,66 V, respectivamente. Assumindo a linearidade do sensor, chega-se na equação (3) que fornece a tensão de saída em função do ângulo de deformação a partir de uma linearização:

$$V_x = -0,0058 \cdot \theta + 1,179 \quad (3)$$

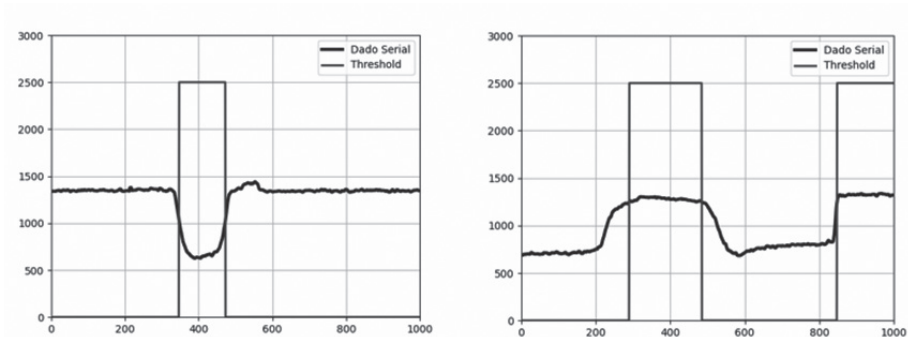
em que V_x é o valor da tensão correspondente do sensor em volts e θ é o ângulo de deformação em graus.

Figura 07 - Interface gráfica desenvolvida neste trabalho.



Os dados de cada canal são desenhados no gráfico em tempo real e caso o exercício seja executado corretamente, isto é o ângulo de abertura pré-definido pelo fisioterapeuta for atingido, uma linha será traçada em seu respectivo canal, a qual está assinalada como *Threshold*, conforme apresentado na Figura 8.

Figura 08 - A) Gráfico exercício contração; B) Gráfico exercício relaxamento.



3. RESULTADOS

O primeiro experimento tem como objetivo avaliar a linearidade do sensor flexor. Para a realização do experimento, o ângulo de deformação (θ) do sensor foi sistematicamente variado de 0° a 90° , em incrementos de 10° , conforme mostrado na Tabela 01. Para cada ângulo, foram medidas a resistência do sensor e a tensão de saída da placa de aquisição. Após a coleta dos dados, foi calculado o erro percentual entre a tensão de saída da placa e a tensão obtida através da Equação (3).

Tabela 01 - Avaliação da linearidade do sensor flexor

θ (°)	Resistência (k Ω)	Tensão Saída Placa (V)	Função V_x (V)	Erro (%)
0	26,9	1,187	1,176	0,94
10	29,7	1,113	1,119	0,52
20	31,1	1,079	1,061	1,66
30	34,2	1,011	1,004	0,74
40	38,4	0,931	0,946	1,56
50	40,8	0,891	0,888	0,33
60	45,0	0,829	0,831	0,23
70	48,5	0,783	0,773	1,27
80	55,0	0,710	0,716	0,74
90	59,8	0,665	0,658	1,01

O segundo experimento tem como objetivo analisar o desempenho do sistema durante a realização de um exercício de extensão do punho (contração do sensor). Para isso, o sensor foi acoplado entre o dorso da mão e a parte posterior do antebraço, garantindo que as deformações provocadas pela movimentação do pulso sejam registradas. Na Tabela 2, são apresentados os quatro ângulos de deformação avaliados: $\theta = 0^\circ, 30^\circ, 60^\circ$ e 90° e as respectivas tensões de saída da placa (Tensão Saída Placa). Posteriormente, esses valores de tensão foram aplicados na Equação (3) para calcular a deformação real (θ real) do sensor. Além disso, o erro absoluto foi calculado para avaliar a precisão do sensor, comparando os valores obtidos com os esperados provenientes do modelo teórico.

Tabela 02 - Resultados para o exercício de extensão do punho (contração do sensor)

θ Esperada (°)	Tensão Saída Placa (V)	θ Real (°)	Erro absoluto (°)
0	1,040	24,0	24,00
30	0,886	50,4	20,44
60	0,701	82,4	22,40
90	0,588	101,8	11,85

O terceiro experimento consiste em analisar um exercício de extensão do cotovelo (extensão do sensor). Para isso, o sensor foi acoplado sobre a fossa cubital, garantindo que as deformações provocadas pela extensão do cotovelo

sejam registradas. Na Tabela 3, são apresentados os valores de tensão de saída da placa para os ângulos de deformação avaliados ($\theta = 90^\circ, 60^\circ, 30^\circ$ e 0°), assim como os ângulo reais obtidos com a Equação (3). Por fim, o erro absoluto é calculado para a análise da precisão do sensor.

Tabela 03 - Resultados para o exercício de extensão do cotovelo (extensão do sensor)

θ Esperada ($^\circ$)	Tensão Saída Placa (V)	θ Real ($^\circ$)	Erro absoluto ($^\circ$)
90	0,637	93,5	3,5
60	0,838	58,8	1,2
30	0,991	32,4	2,4
0	1,088	15,7	15,7

4. DISCUSSÃO

Em condições controladas, o sistema demonstrou uma linearidade excepcional, apresentando uma variação de $-0,012$ V por grau de deformação e um erro relativo de apenas 0,9% na validação da equação de conversão.

Contudo, ao ser aplicado ao corpo humano, surgiram desafios que corroboram preocupações já discutidas na literatura. Durante os experimentos realizados com a articulação do punho, constatou-se um erro médio de $19,7^\circ$, evidenciando uma limitação significativa do sistema. Esse erro elevado pode ser atribuído à irregularidade da articulação, uma questão identificada por Saggio e Orenge (2018) como um dos principais fatores que comprometem o desempenho de sensores flexíveis. De maneira análoga, Dias (2020), em seu estudo envolvendo uma luva para a tradução de Libras, relatou uma sensibilidade distinta do sensor acoplado ao polegar, reforçando a ideia de que a complexidade anatômica das articulações impacta diretamente a precisão das medições.

5. CONCLUSÕES

O presente trabalho propôs o desenvolvimento de um sistema de aquisição e condicionamento de sinais elétricos provenientes de sensores flexíveis, com o objetivo de auxiliar na validação de exercícios em protocolos de cinesioterapia e de reabilitação.

Os resultados demonstraram que o sistema se mostrou capaz de detectar as deformações do sensor flexor, processar os sinais digitalizados e apresentá-los em uma interface gráfica, o que permite o acompanhamento eficaz dos exercícios de reabilitação propostos pelo profissional de saúde. Entretanto, o sistema

apresenta limitações, principalmente quando o sensor flexor é posicionado em regiões anatômicas complexas, onde irregularidades na superfície da pele podem influenciar as medições, comprometendo a precisão dos dados.

Para trabalhos futuros, recomenda-se a implementação de protocolos de comunicação sem fio, como Bluetooth ou Wi-fi, presentes no ESP32. Essa abordagem proporciona aos pacientes maior liberdade durante a realização dos exercícios, incentivando a adesão ao tratamento e possibilitando uma melhor experiência em processos de reabilitação.

REFERÊNCIAS

DIAS, T. *Luva instrumentada para reconhecimento de padrões de gestos em Libras*. 2020. 97 páginas. Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial- Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba março de 2022.

ESPRESSIF. ESP32 datasheet. [S. l.], 2022. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1148023/ESPRESSIF/ESP32.html>>. Acesso em: 6 maio 2025.

GONÇALVES, L. H. *A importância da fisioterapia na qualidade de vida dos pacientes pós acidente vascular cerebral*. 2022. 27 páginas. Trabalho de conclusão de curso para obtenção do título de graduado em Fisioterapia - Anhanguera Educacional, São José junho de 2022.

HANKEY GJ. Long-term outcome after ischaemic stroke/transient ischaemic attack. *Cerebrovascular Diseases*. v. 16, n. 1, p. 14-19, maio 2003.

MÉNDEZ, M. *Avaliação de um sistema de neuro-órtese semg-fes: um estudo de caso em pacientes neurológicos*. 2024. 85 páginas. Dissertação apresentada como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências em Área de Concentração - Engenharia Biomédica do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba dezembro de 2024.

PHILIPS. LM324 – Low power quad operational amplifier. [S. l.], 2002. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/17871/PHILIPS/LM324.html>>. Acesso em: 8 maio 2025.

PIASSAROLI, C. A. P.; ALMEIDA, G. C.; LUZIVOTTO, J. C.; SUZAN, A. B. B. M. Modelos de reabilitação fisioterápica em pacientes adultos com sequelas de AVC isquêmico. *Revista Neurociências*, São Paulo, v.20, n. 1, p. 128–137, 2012.

RASHID, A.; HASAN, O. Wearable technologies for hand joints monitoring for rehabilitation: A survey. *Microelectronics Journal*, v. 88, p. 173–183, 2018

ROCHA, I. J.; BRAVO, M. F. M.; SOUSA, L. M. M.; MESQUITA, A. C. N.; PESTANA, H. C. F. C. Intervenção do enfermeiro de reabilitação no ganho de equilíbrio postural na pessoa após acidente vascular cerebral: estudo de caso. *Revista Portuguesa de Enfermagem de Reabilitação*, Lisboa, v. 3, n. s1, p. 5-17, nov. 2020.

SAGGIO, G.; ORENGO, E. Flex sensor characterization against shape and curvature changes. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 273, p. 221-231, mai. 2018.

SANTOYO-RAMÓN, J. A.; CASILARI, E.; CANO-GARCÍA, J. M. A study of the influence of the sensor sampling frequency on the performance of wearable fall detectors . *Measurement*, v. 193, n. 3, p.110945, mar. 2022.

SPECTRASymbol. Flex sensor datasheet v2019a. [S. l.], 2019. Disponível em: <<https://cdn.sparkfun.com/assets/8/e/7/a/0/flex22.pdf>>. Acesso em: 8 maio 2025.