Anais do Congresso Brasileiro de Iniciação Científica
(https://periodicos.unisanta.br/COB)

ISSN 2317-1316

AMPERE - ANÁLISE MUSCULAR POR ELETROMIOGRAFIA E RESPOSTA ESTIMULATÓRIA

AMPERE - MUSCLE ANALYSIS BY ELECTROMYOGRAPHY AND STIMULATION RESPONSE

Bernardo Neiva Legramanti de Melo, Luis Gustavo de Moura Bodezan, Miguel Thomas Almeida de Freitas Ochoa, Mikhael Prajna Nunes Vieira Rocha Jorge, Pedro Garcia Alves, Kelly Cristina Abou Arabi de Mendonça, Nina Maria Bueno, Luis Fernando Pompeo Ferrara

Universidade Santa Cecília, Faculdade de Engenharia, Curso de Engenharia Da Computação
E-mail para contato:
bm257720@alunos.unisanta.br

RESUMO - Este trabalho apresenta o desenvolvimento do A.M.P.E.R.E., um protótipo embarcado de baixo custo para o monitoramento da atividade muscular por eletromiografia de superfície (sEMG) e ao acionamento de estimulação elétrica neuromuscular (EENM). O sistema utiliza um ESP32 para aquisição e processamento do sinal EMG, cálculo do valor RMS e identificação de alterações musculares por meio de uma máquina de estados, além de incluir uma interface web para visualização dos dados em tempo real. Testes iniciais demostraram a capacidade de identificar variações na atividade muscular e realizar o acionamento dos pulsos de estimulação. Os resultados indicam viabilidade técnica da integração proposta, embora necessárias futuras validações a fim de aprimorar sua confiabilidade.

Palavras-chave: Eletromiografia; Fadiga muscular; EENM; ESP32; Monitoramento muscular.

ABSTRACT – The integration between monitoring and electrical stimulation is essential for advancements in neuromuscular rehabilitation. Based on this, this work presents A.M.P.E.R.E., a low-cost embedded prototype for surface electromyography (sEMG) analysis and electrical stimulation (NMES) triggering. The system uses an ESP32 for acquisition, signal processing (RMS), and detection of muscular alterations via a state machine, with a real-time web interface. Tests validated the ide3ntification of muscular variation and pulse triggering. Results indicate the technical feasibility of the integration, demanding future validations to improve its reliability.

Keywords: Electromyography; Muscle fatigue; NMES; ESP32; Muscle monitoring.

ISSN 2317-1316

1 INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (sEMG) é uma técnica não invasiva utilizada para avaliar a atividade elétrica dos músculos durante diferentes condições de contração e esforço. Por meio da captação dos sinais elétricos produzidos pela atividade muscular, a SMG possibilita acompanhar alterações relacionadas à contração e ao desempenho muscular sendo utilizada em diferentes aplicações de avaliação e monitoramento (RESENDE et al., 2011; PEREIRA, 2020). Entre os parâmetros utilizados para a análise do sinal eletromiográfico, destaca-se o valor RMS (Root Mean Square), que permite avaliar a amplitude do sinal e acompanhar alterações na atividade muscular durante o esforço (TELES et al., 2016; PEREIRA, 2020).

A fadiga muscular está relacionada á redução da capacidade do muscular de manter determinado nível de desempenho durante ou após a realização de um esforço. Durante exercícios fatigantes, alterações nos parâmetros eletromiográficos podem ser observadas, possibilitando o acompanhamento da resposta muscular ao longo da atividade (TELES et al., 2016). Dessa forma, a utilização da sEMG pode contribuir para o monitoramento da atividade muscular e para a identificação de alterações associadas à fadiga (OLIVEIRA, 2022; PEREIRA, 2020).

Outra tecnologia utilizada no contexto da função muscular é a estimulação elétrica neuromuscular (EENM), que consiste na aplicação de estímulos elétricos com o objetivo de provocar contações musculares. A EENM pode apresentar diferentes respostas de acordo com parâmetros como frequência, intensidade duração dos pulsos e tempo de aplicação, tornando importante a definição e a padronização das características do estimulo utilizado (PLENTZ et al., 2020; LINZMEYER et al., 2022). Estudos que analisam diferentes frequências de estimulação também demonstram que a frequência aplicada pode influenciar a resposta muscular e a ocorrência de fadiga durante a estimulação (MALAFAIA; SILVA; JORGE, 2018).

A integração entre técnicas de monitoramento muscular e sistemas de estimulação pode ampliar as possibilidades de acompanhamento da resposta muscular. Nesse sentido, o desenvolvimento de sistemas de aquisição de sinais EMG etilizando plataformas eletrônicas de menor custo demonstra a possibilidade de realizar o monitoramento da atividade muscular por meio de dispositivos portáteis e embarcados (ARAUJO, 2021). Além disso, o avanço de tecnologias aplicadas à reabilitação tem possibilitado o desenvolvimento de soluções voltadas

ISSN 2317-1316

ao acompanhamento e à realização de atividades terapêuticas com maior utilização de recursos tecnológicos (VIANA; OLIVEIRA; PAULA, 2025).

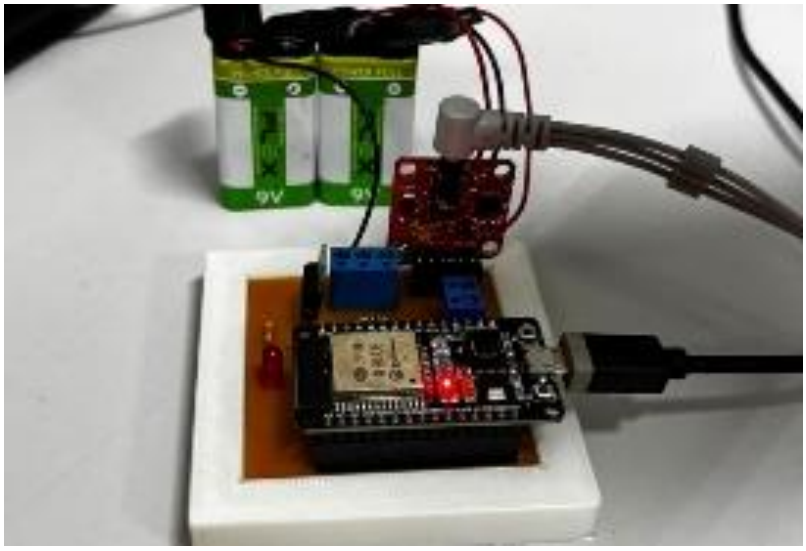
Apesar dessas possibilidades, a utilização de equipamentos especializados para avaliação e estimulação muscular pode apresentar limitações relacionadas ao custo, à portabilidade e a necessidade de utilização em ambientes específicos. Dessa forma, o desenvolvimento de uma solução que reúna aquisição do sinal muscular, processamento dos dados e controle da estimulação em um único sistema pode contribuir para ampliar as possibilidades de monitoramento e aplicação dessas tecnologias.

Nesse contexto, este trabalho apresenta o AMPERE (Análise Muscular Por Eletromiografia e Resposta Estimulatória), um sistema embarcado baseado no microcontrolador ESP32, desenvolvido para realizar a aquisição e o processamento do sinal de superfície, monitorar a atividade muscular e utilizar os resultados obtidos como parte da logica de acionamento da estimulação elétrica neuromuscular.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho caracteriza-se como uma pesquisa de natureza experimental, com desenvolvimento e avaliação de um protótipo eletrônico destinado ao monitoramento da atividade muscular por eletromiografia de superfície (sEMG) e ao acionamento de estimulação elétrica neuromuscular (EENM).

Figura 1: Protótipo montado.



ISSN 2317-1316

O desenvolvimento foi realizado em etapas, envolvendo pesquisa dos componentes, simulação, montagem, programação, confecção da placa de circuito impresso (PCB), integração do sistema e testes funcionais. Após a definição dos componentes e da configuração do circuito, foi realizada a montagem do protótipo, conforme apresentado na Figura 1.

Inicialmente, foram realizadas pesquisas de fundamentos científicos e técnicos sobre eletromiografia de superfície, atividade muscular, fadiga muscular, análise do sinal EMG e estimulação elétrica neuromuscular, sendo esta uma etapa importante para definir a metodologia aplicada ao monitoramento dos sinais musculares e os parâmetros necessários para o sistema. Entre os parâmetros estudados, destaca-se o valor RMS, utilizado para representar a amplitude do sinal eletromiográfico e acompanhar as alterações da atividade muscular durante o esforço (RESENDE et al., 2011; TELES et al., 2016).

Na etapa de desenvolvimento do hardware, foi utilizado um microcontrolador ESP32, responsável pela aquisição e processamento do sinal EMG e pelo controle dos demais componentes do sistema. O sinal muscular foi captado por meio de um módulo sensor de eletromiografia de superfície, conectado a eletrodos posicionados sobre o músculo analisado. A saída analógica do sensor foi conectada ao pino 34 do ESP32, permitindo a leitura do sinal pelo conversor analógico-digital (ADC) do microcontrolador (SHOJAEI, 2021).

O circuito também foi composto por um LED vermelho, utilizado como indicação visual do acionamento dos pulsos, um optoacoplador PC817 para realizar o isolamento elétrico entre o circuito de controle e o circuito de estimulação (GUSE, 2021), um transistor TIP122 para o chaveamento da carga (GUSE, 2024) e resistores de 330 Ω e 1 kΩ. A alimentação do sensor EMG foi realizada utilizando duas baterias de 9 V configuradas para fornecer alimentação simétrica.

Antes da montagem física, foi realizada uma simulação do circuito no ambiente Tinkercad. Como o catálogo da plataforma não disponibilizava o sensor EMG utilizado no protótipo, um potenciômetro foi empregado como substituto para representar a variação do sinal de entrada. Essa simulação permitiu verificar inicialmente a lógica de funcionamento do circuito e do firmware antes da implementação com os componentes reais.

Após a simulação, o circuito foi montado em protoboard para realização dos primeiros testes físicos. Nessa etapa, o sensor EMG real foi conectado ao ESP32 para verificar a aquisição do sinal muscular e o funcionamento do processamento realizado pelo microcontrolador.

ISSN 2317-1316

Também foram avaliadas as transições da lógica de controle e o acionamento do circuito de estimulação.

O firmware foi desenvolvido na Arduino IDE, utilizando a linguagem C++ (SOUZA, 2022). O sistema realiza a leitura do sinal EMG por meio do ADC do ESP32 e coleta 100 amostras por ciclo para o cálculo do valor RMS. O resultado é posteriormente normalizado em porcentagem, considerando a faixa de tensão de saída utilizada pelo sensor, de 0 V a 2,0 V, em relação à referência de 3,3 V do microcontrolador.

Para o controle do sistema, foi implementada uma máquina de estados responsável por analisar continuamente o valor RMS e determinar o momento de acionamento e interrupção da estimulação. Inicialmente, o sistema permanece em estado de monitoramento. Quando o valor RMS permanece abaixo do limiar estabelecido, inicia-se uma etapa de confirmação durante 1 segundo, utilizada para reduzir a possibilidade de acionamentos provocados por ruídos ou alterações momentâneas do sinal. Após essa confirmação, o sistema permanece em espera por mais 5 segundos, mantendo a verificação do sinal. Caso a condição estabelecida seja mantida, o sistema realiza o acionamento da EENM.

Durante o acionamento, os pulsos são gerados com frequência aproximada de 30 Hz, utilizando períodos de aproximadamente 16 ms ligado e 16 ms desligado. O funcionamento dos pulsos é representado visualmente pelo LED do circuito. A estimulação é interrompida quando o sistema identifica o retorno da atividade muscular de acordo com o critério definido no firmware, caracterizado pela ultrapassagem do limiar três vezes em um intervalo inferior a 5 segundos.

Após a validação inicial em protoboard, foi desenvolvido o layout da placa de circuito impresso (PCB) utilizando o software KiCad. A placa foi posteriormente confeccionada e montada com os componentes definidos no projeto, permitindo a integração dos circuitos de aquisição, processamento e controle em uma única estrutura.

A estrutura física do dispositivo foi modelada tridimensionalmente no software Fusion 360, considerando o posicionamento dos componentes e a necessidade de acomodação do circuito eletrônico. Essa etapa teve como finalidade desenvolver um suporte adequado para a integração do protótipo.

Para o acompanhamento dos dados, foi desenvolvida uma interface web utilizando HTML, CSS e JavaScript no Visual Studio Code (VSCode). O ESP32 funciona como servidor

ISSN 2317-1316

HTTP e disponibiliza a interface por meio da rede Wi-Fi. A aplicação apresenta o valor RMS em porcentagem, um gráfico do sinal EMG com indicação do limiar estabelecido e o estado de funcionamento da EENM. Os dados são atualizados em tempo real por meio de requisições realizadas ao microcontrolador.

Por fim, foram realizados testes funcionais do sistema integrado, avaliando a aquisição do sinal EMG, o cálculo do RMS, a identificação das condições definidas pela máquina de estados, o acionamento dos pulsos e a apresentação das informações na interface web. Os testes tiveram caráter inicial e funcional, com o objetivo de verificar o funcionamento integrado do protótipo e identificar pontos que deverão ser aprimorados nas próximas etapas de desenvolvimento.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

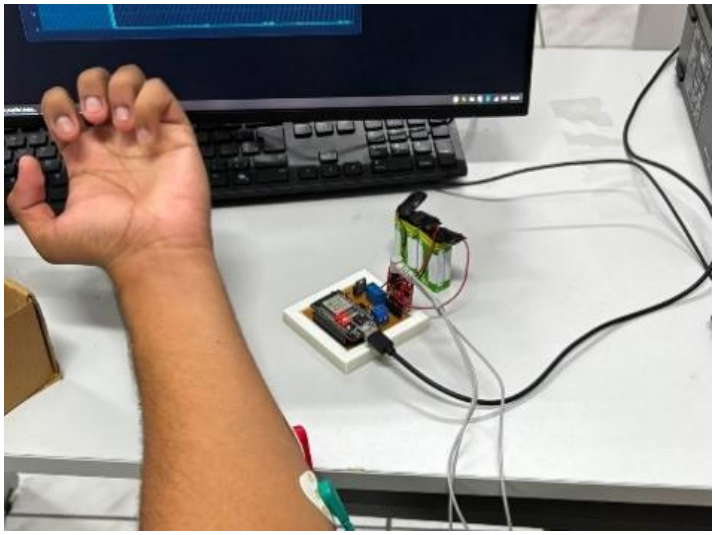
O desenvolvimento do AMPERE foi realizado de forma progressiva, desde a definição do circuito e a simulação inicial até a montagem do protótipo integrado. As etapas permitiram verificar o funcionamento dos principais componentes do sistema e identificar aspectos que ainda necessitam de aprimoramento. Os resultados obtidos são apresentados a seguir, considerando o hardware desenvolvido, o firmware implementado e a interface web.

3.1 Hardware

O protótipo desenvolvido utilizou o ESP32 como unidade principal de controle, sendo responsável pela aquisição do sinal proveniente do sensor de eletromiografia de superfície e pelo processamento das informações. A escolha do microcontrolador possibilitou integrar a leitura analógica do sinal, a execução da lógica de controle e a comunicação Wi-Fi utilizada pela interface web. Com a montagem do circuito concluída, foram realizados testes para verificar o funcionamento conjunto dos componentes e a resposta do sistema durante a aquisição dos sinais musculares, conforme demonstrado na Figura 2.

ISSN 2317-1316

Figura 2: Teste do protótipo.



O sensor EMG respondeu às alterações da atividade muscular, permitindo diferenciar, durante os testes, situações de maior e menor atividade do músculo analisado. A utilização da sEMG possibilitou observar as variações do sinal elétrico produzido pela atividade muscular, característica que fundamenta sua utilização no monitoramento da função muscular (RESENDE et al., 2011; PEREIRA, 2020).

A montagem inicial em protoboard permitiu verificar individualmente as conexões entre o sensor, o ESP32 e os componentes responsáveis pelo acionamento. Posteriormente, o circuito foi transferido para uma placa de circuito impresso desenvolvida no KiCad, possibilitando a integração dos componentes em uma estrutura mais organizada e adequada à construção do protótipo.

O circuito de estimulação foi desenvolvido utilizando o optoacoplador PC817 e o transistor TIP122, buscando realizar o chaveamento da carga e manter o isolamento entre a parte de controle e o circuito de estimulação. O LED vermelho foi utilizado como indicador visual do acionamento dos pulsos.

A estrutura física do dispositivo foi modelada no Fusion 360, permitindo avaliar a disposição dos componentes e desenvolver um suporte para o conjunto eletrônico. A integração entre a placa e a estrutura física representou uma evolução em relação à montagem inicial em protoboard.

ISSN 2317-1316

3.2 Firmware

O firmware desenvolvido na Arduino IDE funcionou conforme a lógica estabelecida para o processamento do sinal. A aquisição foi realizada pelo ADC do ESP32, utilizando grupos de 100 amostras para o cálculo do valor RMS. Esse parâmetro permitiu representar numericamente a amplitude do sinal captado pelo sensor e acompanhar suas alterações durante os testes.

Durante a análise pelo Serial Plotter da Arduino IDE, foi possível observar diferenças entre períodos de maior atividade muscular e períodos de repouso. Esse comportamento é compatível com a utilização de parâmetros eletromiográficos para acompanhar alterações na atividade muscular durante situações de esforço e fadiga (TELES et al., 2016).

A máquina de estados implementada também operou de maneira satisfatória. O sistema permaneceu inicialmente em monitoramento e, quando o valor RMS permaneceu abaixo do limiar estabelecido, iniciou a etapa de confirmação. A utilização de um período de confirmação de 1 segundo e de uma espera adicional de 5 segundos reduziu a possibilidade de acionamentos decorrentes de alterações momentâneas do sinal.

Após o cumprimento das condições estabelecidas, o sistema realizou o acionamento dos pulsos de EENM. A frequência programada foi de aproximadamente 30 Hz, valor que se encontra entre as frequências analisadas em estudos sobre estimulação elétrica neuromuscular e fadiga muscular (MALAFAIA; SILVA; JORGE, 2018). Entretanto, a definição definitiva dos parâmetros de estimulação e sua validação para aplicação terapêutica ainda dependem de testes específicos e de avaliação adequada dos parâmetros elétricos.

3.3 Interface Web

A interface web desenvolvida apresentou os principais dados do sistema em tempo real. O ESP32 atuou como servidor HTTP, disponibilizando a página por meio da rede Wi-Fi, enquanto o frontend foi desenvolvido utilizando HTML, CSS e JavaScript. A integração entre o sistema embarcado e a interface permitiu apresentar de forma visual as informações obtidas durante o monitoramento, facilitando o acompanhamento do comportamento do sinal EMG e do estado da estimulação, conforme apresentado na Figura 3.

ISSN 2317-1316

Figura 3: Interface WEB do protótipo.



A interface exibiu o valor RMS em porcentagem, o gráfico do sinal EMG e uma indicação do limiar utilizado pelo sistema. Também foi disponibilizado o status da EENM, permitindo acompanhar visualmente se a estimulação estava ativa ou desativada.

A atualização dos dados foi realizada por meio de requisições ao ESP32, possibilitando o acompanhamento contínuo do comportamento do sinal. Essa característica está relacionada à possibilidade de utilização de sistemas de aquisição EMG portáteis e embarcados para monitoramento da atividade muscular fora de ambientes laboratoriais.

4 CONCLUSÃO

O desenvolvimento do AMPERE permitiu integrar, em um único protótipo, a aquisição de sinais de eletromiografia de superfície, o processamento do sinal por meio do cálculo RMS, a identificação de alterações na atividade muscular e o acionamento de um sistema de estimulação elétrica neuromuscular controlado pelo ESP32. Os testes realizados demonstraram o funcionamento da aquisição do sinal muscular, da lógica de estados, do acionamento dos pulsos e da interface web para acompanhamento dos dados em tempo real. Dessa forma, os objetivos propostos para o desenvolvimento inicial do protótipo foram alcançados, demonstrando a viabilidade da integração entre monitoramento muscular e resposta

ISSN 2317-1316

estimulatória em uma plataforma embarcada de baixo custo. Entretanto, os resultados ainda são preliminares e não permitem validar o sistema para aplicação clínica, sendo necessárias novas etapas de testes e validação. Como trabalhos futuros, pretende-se aprimorar o algoritmo de detecção de fadiga, avaliar diferentes parâmetros de análise do sinal EMG, validar as características elétricas dos pulsos de estimulação com equipamentos apropriados e realizar testes mais controlados para avaliar a confiabilidade do sistema. Também se pretende aprimorar a interface web, possibilitando o armazenamento do histórico de dados e o acompanhamento da evolução das informações obtidas pelo dispositivo. Os autores agradecem à Universidade Santa Cecília e aos professores envolvidos pelo suporte e orientação durante o desenvolvimento do projeto.

5 DECLARAÇÃO DE USO DE IA

Declaração de Uso de IA: Durante a elaboração deste trabalho, foram utilizadas as ferramentas ChatGPT e Gemini para auxiliar na organização, revisão e aprimoramento da redação do artigo, comparação e conferência do texto, tradução de conteúdo e adequação às normas da ABNT. O conteúdo gerado foi revisado, editado e validado pelos autores, que assumem total responsabilidade pelo texto final.

6 REFERÊNCIAS

ARAUJO, Iago Carvalho de. **Desenvolvimento de sistema de captação de sinais EMG para bruxismo do sono**. 2021. Trabalho acadêmico - Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2021.

GUSE, Rosana. **O que é um optoacoplador?** MakerHero, 30 abr. 2021. Disponível em: https://www.makerhero.com/blog/o-que-e-um-optoacoplador/. Acesso em: 13 maio 2026.

GUSE, Rosana. **Transistor: guia de componentes eletrônicos.** MakerHero, 23 abr. 2024. Disponível em: https://www.makerhero.com/guia/componentes-eletronicos/transistor/. Acesso em: 13 maio 2026.

LINZMEYER, Alessandra; CORACINI, Camila Amaral; BERTOLINI, Gladson Ricardo Flor; CARVALHO, Alberito Rodrigo. **Efeito da estimulação elétrica neuromuscular na função muscular em pacientes com dor lombar crônica**: revisão sistemática. BrJP, São Paulo, v. 5, n. 2, p. 161–167, 2022.

ISSN 2317-1316

MALAFAIA, Júlio César A. P.; SILVA, Rafael Nunes; JORGE, Felipe Sampaio. **Efeitos das diferentes frequências da eletroestimulação neuromuscular sobre a fadiga muscular: ensaio clínico cruzado randomizado**. Revista Perspectivas Online: Biológicas & Saúde, 2018.

OLIVEIRA, Francisco Dalton Alves de. **Respostas agudas da impedância elétrica miográfica em diferentes condições de fadiga muscular**. 2022. Trabalho acadêmico - Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2022.

PEREIRA, Amanda. **Correlação entre a eletromiografia de superfície, força muscular e teste de sentar e levantar da cadeira em idosos**. 2020. Trabalho acadêmico - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2020.

PLENTZ, Rodrigo Della Méa; SBRUZZI, Graciele. **Indicação e uso da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) no tratamento de pacientes adultos críticos com COVID-19**: comunicação oficial - ASSOBRAFIR COVID-19 EENM em pacientes adultos críticos. 2020.

RESENDE, Ana Paula Magalhães; NAKAMURA, Mary Uchiyama; FERREIRA, Elizabeth Alves Gonçalves; PETRICELLI, Carla Dellabarba; ALEXANDRE, Sandra Maria; ZANETTI, Míriam Raquel Diniz. **Eletromiografia de superfície para avaliação dos músculos do assoalho pélvico feminino**: revisão de literatura. Fisioterapia e Pesquisa, São Paulo, v. 18, n. 3, 2011.

SHOJAEI, Amir Mohammad. **Interfacing EMG muscular signal sensor with Arduino.** ElectroPeak, 26 jan. 2021. Disponível em: https://electropeak.com/learn/interfacing-emg-muscular-signal-sensor-with-arduino/. Acesso em: 13 maio 2026.

SOUZA, Fábio. **Como programar o ESP32 na Arduino IDE.** Embarcados, 28 jun. 2022. Disponível em: https://embarcados.com.br/como-programar-o-esp32-na-arduino-ide/. Acesso em: 13 maio 2026.

TELES, Fernanda Sampaio; PEREIRA, Maria Claudia; ROCHA-JÚNIOR, Valdinar de Araújo; CARMO, Jake Carvalho do; ANDRADE, Marcelino Monteiro de. **Parâmetros eletromiográficos em exercícios fatigantes realizados com diferentes tipos de resistência.** Fisioterapia e Pesquisa, v. 23, n. 3, p. 257-262, 2016.

VIANA, Nathalia Alves; OLIVEIRA, Talita Albuquerque de; PAULA, Gabriela Vieira de. **Avanços na reabilitação robótica do membro superior pós-AVC**: revisão integrativa. Revista Neurociências, v. 33, p. 1–18, 2025.