

SOFTWARE PARA CICLOERGÔMETRO ASSISTIDO CONTROLADO POR SINAIS MIOELÉTRICOS

Moreno, A.R.D C¹, Ferrari, F.A.S^{1,2}.

¹*Acadêmico do curso de Pós Graduação do Curso de Modelagem Computacional*

Unimontes – Minas Gerais, Brasil, aristotelesramondias@gmail.com

²*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Pato Branco, Departamento de*

Física - Paraná, Brasil, fabianoferrari@utfpr.edu.br

Resumo: Cicloergômetros são dispositivos fundamentais para a recuperação de pacientes ambulatoriais. Através de um controle inteligente é possível otimizar o trabalho dos profissionais da saúde e também melhorar o processo de recuperação desses pacientes. Neste trabalho apresentamos um *software* para controle motor do cicloergômetro em função da resposta muscular. O uso de sinais mioelétricos representa uma estratégia promissora para a reabilitação motora. O músculo vasto lateral foi selecionado como músculo-alvo devido à sua elevada participação na geração de torque durante a fase de potência da pedalada e à sua localização superficial favorável à captação de sinais. O sistema proposto realiza a aquisição do sinal mioelétrico por meio de eletrodos de superfície, seguido de condicionamento analógico com amplificação e filtragem na faixa típica de 20 a 450 Hz. O *software* representa a interface com o usuário para um mecanismo de controle a partir de um microcontrolador, permitindo o cálculo da amplitude média do sinal e a implementação de uma lógica de controle inversamente proporcional entre a intensidade mioelétrica e o nível de assistência motora. O simulador computacional em ambiente web permite a modelagem do comportamento do sistema e análise gráfica em tempo real da relação entre ativação muscular e resposta eletromecânica. Os resultados demonstram a viabilidade da integração entre biosinais e acionamento motor, indicando potencial aplicação em reabilitação, treinamento assistido e estudos de fadiga muscular.

Palavras-chave: Eletromiografia; Cicloergômetro assistivo; Controle adaptativo; Instrumentação biomédica; Reabilitação motora.

INTRODUÇÃO

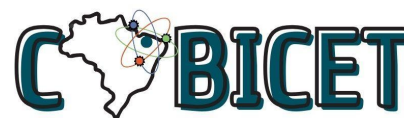
A fisioterapia representa um passo importante no processo de recuperação pós-ambulatorial. A prática de exercícios físicos para pacientes hospitalizados ou em pós-operatório é altamente recomendada. Consequentemente, essa situação pode levar a sobrecargas dos profissionais da área, que muitas vezes ficam encarregados de um grande volume de pacientes sob supervisão.

Fisioterapia dos membros inferiores, por exemplo, costuma ser recomendada para pacientes com imobilidade prolongada ou repouso no leito, em pós-operatório ou portadores de doenças neurológicas. Os exercícios podem envolver desde mobilização passiva, quando o paciente é incapaz de

se mover, treinamento em marcha, exercícios para se permanecer em pé, até exercícios para o desenvolvimento de massa muscular.

Neste trabalho, apresentamos um conceito para facilitar o trabalho dos profissionais de saúde a partir do uso de bicicleta ergométrica controlada a partir da resposta muscular. A proposta em questão envolve o uso de um motor elétrico acoplado a bicicleta. O motor é acionado apenas quando o paciente não possui resposta muscular elétrica ou quando a resposta muscular está abaixo de um valor de referência.

A bicicleta ergométrica tem sido amplamente usada na prática clínica, esportiva e



científica devido às suas características biomecânicas, cardiovasculares e neuromusculares (TRAMONTINA; CASTRO, 2012). Ela permite exercício controlado, seguro e mensurável, sendo amplamente utilizada em reabilitação, avaliação cardiorrespiratória, treinamento aeróbico e fortalecimento muscular.

De acordo AHMADI (2024), o cicloergômetro aplicado à reabilitação pode ser organizado em quatro grandes eixos: cicloergômetros convencionais, cicloergômetros terapêuticos ativo-assistidos, cicloergômetros associados à estimulação elétrica funcional e cicloergômetros inteligentes controlados por sinais fisiológicos.

Os cicloergômetros convencionais são amplamente utilizados em programas de condicionamento físico, avaliação cardiorrespiratória e reabilitação musculoesquelética. Seu principal benefício está na possibilidade de controle da intensidade do exercício, com baixo impacto articular e boa tolerabilidade em diferentes populações (AQUINO, 2022). Entretanto, esses equipamentos geralmente dependem de ajustes manuais de carga e não respondem automaticamente ao esforço fisiológico do usuário.

Os cicloergômetros terapêuticos ativo-assistidos representam uma evolução desses sistemas, pois incorporam motores capazes de auxiliar o movimento quando o paciente não consegue manter a pedalada de forma independente (CATELLI et.al 2019). Essa característica é especialmente importante em pacientes neurológicos, idosos frágeis ou indivíduos em fase inicial de reabilitação. Nesses casos, o equipamento pode manter o movimento cíclico mesmo diante de baixa força muscular, contribuindo para mobilidade

articular, circulação periférica e manutenção do padrão motor.

Nos cicloergômetros combinados com estimulação elétrica funcional os grupos musculares dos membros inferiores são estimulados eletricamente para produzir contrações coordenadas durante a pedalada (KANG, S. et al. 2024). Pesquisas recentes têm explorado algoritmos inteligentes para ajuste automático dos padrões de estimulação, indicando uma tendência de personalização dos protocolos de reabilitação.

Nos cicloergômetros inteligentes sensores fisiológicos e biomecânicos são utilizados para adaptar o exercício em tempo real. Esses sistemas podem incorporar eletromiografia, sensores de torque, sensores de cadência, sensores inerciais, controle embarcado e interfaces gráficas. A utilização da eletromiografia de superfície como entrada de controle permite estimar o esforço muscular voluntário e ajustar a assistência mecânica de acordo com a capacidade instantânea do usuário. Essa abordagem aproxima o equipamento dos princípios da reabilitação personalizada, ativa e baseada em *biofeedback*.

Portanto, o desenvolvimento de um cicloergômetro assistido controlado por sinais mioelétricos está alinhado às tendências atuais da engenharia biomédica e da reabilitação motora, especialmente por propor um sistema capaz de integrar monitoramento neuromuscular, assistência eletromecânica e controle adaptativo em tempo real.

A literatura evidencia que o treinamento com cicloergômetro pode contribuir para a melhoria da capacidade cardiorrespiratória, da força muscular, da resistência ao esforço e da função locomotora. Em pacientes pós-acidente vascular encefálico, por

exemplo, o exercício em cicloergômetro tem sido associado à melhora da velocidade de marcha, da distância percorrida no teste de caminhada de seis minutos e de parâmetros cardiovasculares, como frequência cardíaca e pressão arterial de repouso. Ofori et al. (2019), em ensaio clínico randomizado com pacientes em fase subaguda pós-AVC, observaram que o treinamento com cicloergômetro associado à fisioterapia convencional melhorou a função ambulatorial e a aptidão cardiovascular dos participantes, reforçando o potencial desse recurso como estratégia complementar na reabilitação neurológica.

De acordo com Silva (2010), um dos principais músculos utilizados durante os exercícios é o vasto lateral. O vasto lateral é o maior e mais volumoso dos quatro músculos que compõem o quadríceps femoral. Localiza-se na face lateral da coxa e tem como principal função a extensão do joelho, participando diretamente da geração de torque durante movimentos como marcha, corrida e pedalada, como mostrado na Figura 1.

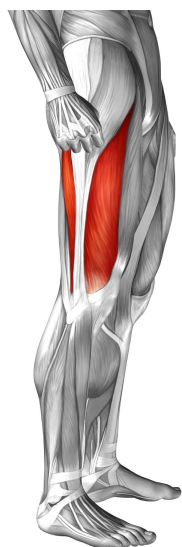


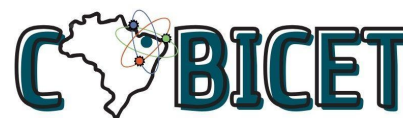
Figura 1: Músculo Vasto Lateral na perna humana.
Fonte: pngwing.

Em estudo de análise multivariada do sinal mioelétrico do quadríceps, o vasto lateral apresenta elevada participação na produção de torque isométrico, demonstrando padrões discriminantes claros em diferentes níveis percentuais de contração voluntária máxima (MOREIRA, 2012). Os músculos do quadríceps, de forma geral, incluindo o vasto lateral, apresentam comportamento eletromiográfico consistente e estatisticamente separável em diferentes níveis de esforço. O que apresenta uma vantagem para aplicações de forçamento controlado.

A utilização do músculo vasto lateral para captação de sinal mioelétrico é devido a sua grande área de secção transversal, alta densidade de fibras musculares e localização superficial favorável à captação por sEMG.

O sinal mioelétrico, também denominado sinal eletromiográfico (EMG), corresponde à manifestação elétrica resultante da ativação das unidades motoras durante a contração muscular (MOURÃO JR. E ABRAMOV, 2021). Esse sinal é gerado a partir da despolarização das fibras musculares, desencadeada pela liberação de acetilcolina na junção neuromuscular, promovendo o acoplamento excitação-contração (PASTRELLO e GROFF, 2012).

A eletromiografia de superfície (EMG) constitui uma ferramenta consolidada para análise da atividade muscular, sendo amplamente empregada em diagnóstico neuromuscular, reabilitação motora, biomecânica e sistemas homem-máquina (REIS, 2013). O sinal mioelétrico representa o somatório dos potenciais de ação das unidades motoras, refletindo a intenção neural de movimento. músculos de grande porte, como o vasto lateral, produzem sinais de superfície com amplitudes relativamente elevadas.



De acordo com Silverthorn (2017), em análises de EMG aplicadas à fadiga muscular, sinais captados de músculos de grande massa apresentam melhor estabilidade espectral e maior robustez para cálculo de indicador como RMS (*Root Mean Square*).

Em contrações submáximas do quadríceps, valores típicos observados na literatura variam entre:

- 100 μ V a 500 μ V RMS (contração leve a moderada);
- 0,5 mV a 3 mV RMS (contração intensa ou próxima da CVM).

No contexto do quadríceps, Silva (2010) evidencia que diferentes níveis de torque produzem características discriminantes no espaço multivariado. Essa característica é crucial para um controle otimizado, pois permite identificar a carga aplicada a partir da própria atividade muscular. O que permite ainda a inclusão de mecanismos de segurança, para proteger pacientes de movimentos indesejados e proporcionar conforto.

Estudos biomecânicos indicam que o vasto lateral é um dos músculos mais ativados durante a fase descendente do ciclo de pedalada (fase de potência) (PASTRELLO E GROFF, 2012). Durante a fase de potência o joelho realiza extensão, o torque no pedal atinge valores máximos e músculo apresenta pico de ativação eletromiográfica.

De acordo com Guyton e Hall (2021) e também descrito por Silverthorn (2017), o potencial de ação muscular apresenta amplitude intracelular da ordem de 70 a 100 mV. Entretanto, quando captado na superfície da pele por eletrodos não invasivos (sEMG), o sinal sofre atenuação significativa devido às propriedades condutivas

dos tecidos biológicos (pele, gordura subcutânea e tecido conjuntivo).

Assim, a amplitude típica do sinal eletromiográfico de superfície situa-se na faixa de: 50 μ V a 5 mV (pico a pico) e mais comumente entre 0,1 mV e 2 mV durante contrações voluntárias moderadas.

Segundo De Luca (2016), o valor RMS (*Root Mean Square*) do sinal EMG durante contração voluntária máxima pode atingir valores entre 0,5 mV e 1,5 mV, dependendo do músculo e da configuração do eletrodo. Já durante contrações leves, os valores típicos RMS encontram-se entre: 20 μ V a 200 μ V.

O espectro de frequência do sinal EMG de superfície está concentrado principalmente entre: 20 Hz e 450 Hz, com maior densidade espectral entre 50 Hz e 150 Hz. Essa característica espectral orienta o projeto utilizando eletromiografia de superfície.

Com isso, neste trabalho iremos apresentar um *software* que representa a plataforma de interface com o usuário do nosso projeto. O projeto pode ser acessado pelo endereço: <https://imoarandu.org/cicloergometrointeligente>.

O *software* em questão representa o mecanismo de teste do sistema. O ajuste da potência ocorre a partir de uma relação inversamente proporcional. Através do *software* é possível determinar qual potência será fornecida pelo motor, em termos do sinal mioelétrico determinado. Quanto maior o estímulo elétrico recebido menor é a potência do motor elétrico. Permitindo a evolução progressiva da musculatura, nos casos pertinentes. A implementação prática do sistema ocorrerá pela substituição do ajuste manual

pela implementação de um eletrodo específico para sinais mioelétricos.

Na Seção Materiais e Métodos apresentamos os mecanismos básicos de funcionamento do sistema e na Seção de Resultados como é possível desenvolver protocolos de tratamento para situações reais. Por fim apresentamos nossas conclusões e próximos passos na seção Conclusões.

MATERIAL E MÉTODOS

O software responsável pela simulação da operação do cicloergômetro inteligente foi desenvolvido utilizando as linguagens HTML, CSS e JavaScript. As linguagens HTML e CSS foram empregadas na construção da interface gráfica do sistema, permitindo a visualização e a interação do usuário com o ambiente de simulação. O JavaScript foi utilizado para implementar a lógica computacional da aplicação, realizando os cálculos necessários a partir dos dados de entrada e fornecendo os dados de saída apresentados ao usuário.

A tela principal do software é apresentada na Figura 2. O sistema possui como informação de entrada a intensidade do sinal mioelétrico que pode variar de 0% até 100 % (resposta máxima). A velocidade do motor se ajusta de forma proporcional. O painel ainda possui os controles para iniciar, pausar e parar que permitem o controle do operador. Ao final é possível gerar os dados em uma tabela CSV para análise e avaliação.

O ambiente desenvolvido permite a simulação de impulsos musculares com diferentes níveis de intensidade, reproduzindo o comportamento de sinais mioelétricos capturados durante contrações musculares voluntárias.



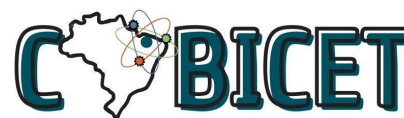
Figura 2: Painel central do *software* de controle do cicloergômetro.

A modelagem considera variações de amplitude e frequência do sinal, possibilitando avaliar a resposta dinâmica do motor elétrico em função da atividade muscular simulada.

O sistema apresenta duas interfaces gráficas principais para monitoramento em tempo real, o gráfico da amplitude do sinal mioelétrico (EMG) e o gráfico da velocidade angular do motor elétrico, conforme mostrado na Figura 3. A Figura 3 permite observar as relações inversamente proporcionais entre as quantidades.



Figura 3: intensidade do sinal mioelétrico (superior) e velocidade do motor elétrico (inferior).



Na ausência de sinal mioelétrico o motor trabalha em potência máxima, enquanto que nas situações em que o sinal mioelétrico é máximo o motor fica inoperante.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

O desenvolvimento do sistema de controle para acionamento proporcional do motor, os resultados esperados indicam que o sistema será capaz de estabelecer uma relação inversamente proporcional entre o sinal mioelétrico e a atuação do motor. Assim, quanto maior a atividade muscular, menor será a assistência fornecida, e, em situações de menor ativação, o motor aumentará sua contribuição, garantindo continuidade do movimento.

Através do simulador é possível realizar a calibração do sistema mecânico, permitindo testar eventuais falhas e atrasos no ajuste do sistema. Permite também simular condições de fadiga (redução progressiva do sinal) e respostas abruptas de ativação muscular.

No fim de cada atividade de teste é possível realizar o download com os dados das atividades, contendo o número de amostragem e o tempo da atividade.

Do ponto de vista aplicado, o sistema proposto responde de forma adaptativa ao esforço do usuário. Essa característica é fundamental em aplicações como reabilitação, ergometria assistida e dispositivos de apoio ao movimento, pois promove um equilíbrio entre autonomia do usuário e assistência mecânica, tornando o sistema mais eficiente e seguro (VELDEMA, J.; JANSEN, 2020). Em futuras versões outros protocolos podem ser introduzidos.

CONCLUSÃO

O presente trabalho apresentou o *software* para operação de um cicloergômetro assistivo controlado por sinais mioelétricos, integrando princípios de

fisiologia muscular, biomecânica da pedalada, instrumentação biomédica e controle eletromecânico.

A literatura evidencia que o sinal mioelétrico de superfície constitui uma medida confiável da ativação neuromuscular, apresentando amplitude típica entre dezenas de microvolts e alguns milivolts, com conteúdo espectral predominantemente abaixo de 500 Hz. Esses sinais, quando adequadamente amplificados, filtrados e processados, permitem inferir níveis de esforço muscular e intenção de movimento.

Em relação ao desenvolvimento do sistema de controle para acionamento proporcional do motor, os resultados esperados indicam que o sistema será capaz de estabelecer uma relação inversamente proporcional entre o sinal mioelétrico e a atuação do motor. Assim, quanto maior a atividade muscular, menor será a assistência fornecida, e, em situações de menor ativação, o motor aumentará sua contribuição, garantindo continuidade do movimento.

Essa abordagem possibilita uma maior confiabilidade na análise, uma vez que elimina variabilidades inerentes a sinais biológicos reais, como ruídos imprevisíveis e diferenças entre indivíduos.

A utilização de simuladores permitiu avaliar o comportamento do sistema sob diferentes cenários, como: variações graduais do sinal mioelétrico; condições de fadiga simulada (redução progressiva do sinal); respostas abruptas de ativação muscular.

O sistema apresentou resposta coerente com a lógica proposta, demonstrando aumento da velocidade do motor à medida que o sinal mioelétrico diminuía. Além disso, será possível analisar parâmetros como tempo de resposta, estabilidade do sistema e sensibilidade ao sinal de entrada.

O sistema apresentou comportamento estável, responsivo e seguro, validando a proposta do



trabalho e abrindo possibilidades para futuras melhorias, como o uso de técnicas mais avançadas de controle ou integração com sistemas de monitoramento biomédico

AGRADECIMENTOS

Ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional e Sistemas da Universidade Estadual de Montes Claros (Unimontes), pela oportunidade de crescimento acadêmico e profissional.

REFERÊNCIAS

AHMADI, Reza et al. Quantifying lower-limb muscle coordination during cycling using electromyography-informed muscle synergies. arXiv, 2025. Disponível em: <https://arxiv.org/abs/2507.19637>. Acesso em: 17 maio 2026.

AIRES, M.M. Fisiologia. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018.

AQUINO, A. P. M. de et al. Serious Game for Training with Cycloergometry Adapted for People with Disabilities. Research, Society and Development, v. 11, n. 5, 2022.

CATELLI, A. M. et al. Cycle ergometer in the improvement of gross motor function in children with cerebral palsy: a systematic review with meta-analysis. Fisioterapia e Pesquisa, São Paulo, v. 26, n. 1, p. 101-109, 2019.

DE LUCA, C.J.; SCHNEIDER, J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. J Appl Physiol, 61:1510–1517, 2016.

Hall JE, Hall ME. Guyton & Hall: tratado de fisiologia médica. 14 ed. Rio de Janeiro: GEN/Guanabara Koogan; 2021.

KANG, S. et al. Feasibility of a new bicycle ergometer with adjustable pedaling plane and pedal orientation for altering muscle recruitment patterns. Scientific Reports, 2024. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/s41598-024-77369-8>. Acesso em: 17 maio 2026.

KOEPPEN, B.M.; STANTON, B.A. Berne & Levy: Fisiologia. 7ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2018.

MOREIRA, M. H. Caracterização da fadiga a partir do processamento de sinais mioelétricos e sua utilização no diagnóstico da síndrome da fibromialgia. 2012. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2012.

MOURÃO JÚNIOR, C.A.; ABRAMOV, D.M. Fisiologia Humana. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2021.

PASTRELLO, F. H. H.; GROFF, K. A. Análise do sinal mioelétrico após aplicação de diferentes estímulos.

REIS, R. B. S. Implementação de um sistema embarcado para miofeedback. 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2013.

SILVA, G. A. Análise multivariada do sinal mioelétrico para caracterização do torque isométrico do músculo quadríceps da coxa. 2010. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Universitário da FEI, 2010. SILVA, Lucas Gabriel Rodrigues. Aplicação da plataforma Arduino no ensino e desenvolvimento de sistemas embarcados. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, 2021. Disponível em: Repositório UFU. Acesso em: 11 maio 2026.



SILVERTHORN, DEE U. Fisiologia Humana: Uma abordagem integrada. 7ª edição. Ed. Artmed, 2017.

VELDEMA, J.; JANSEN, P. Ergometer training in stroke rehabilitation: systematic review and meta-analysis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 101, n. 4, p. 674-689, 2020.

TRAMONTINA, C. G.; CASTRO, M. C. F. Estudo da análise de discriminantes lineares como classificador estatístico de sinais mioelétricos. XXIII CBEB, 2012.