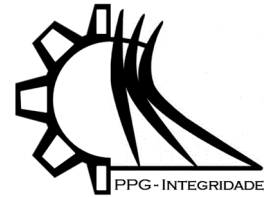


ISSN 2447-6102



Artigo

Otimização da Eletroestimulação Funcional com Controle Fuzzy em um Sistema FES-Cycling

da Costa, G.M. ¹, Bestard, G.A. ², da Silva, M.M. ³ and Ochoa-Diaz, C. ⁴

¹ Programa de Pós-Graduação em Sistemas Mecatrônicos (PPMEC), Universidade de Brasília; gabrielmendanahacosta@gmail.com

² Faculdade de Ciências e Tecnologia em Engenharia (FCTE), Universidade de Brasília; guilhermo@unb.br

³ Programa de Pós-Graduação em Sistemas Mecatrônicos (PPMEC), Universidade de Brasília; profmarlett@gmail.com

⁴ Faculdade de Ciências e Tecnologia em Engenharia (FCTE), Universidade de Brasília; claudiaochoa@unb.br

* Correspondência: gabrielmendanahacosta@gmail.com

Received: 30/05/2025; Accepted: 03/06/2025; Published: 10/06/2025

Resumo: A eletroestimulação funcional (FES) tem sido amplamente utilizada na reabilitação de pacientes com lesão medular ou com sequelas de acidente vascular cerebral (AVC). Entre suas aplicações, o FES-Cycling se destaca como uma modalidade eficaz para a recuperação neuromuscular, promovendo benefícios como melhora da circulação sanguínea, redução da fadiga e aumento da força muscular. No entanto, a eficiência do FES-Cycling depende do ajuste preciso dos parâmetros elétricos e da modulação da estimulação em tempo real. Este artigo explora estratégias de controle utilizadas para otimizar a aplicação da FES no ciclismo adaptado. O objetivo é permitir maior adequação às mudanças fisiológicas do paciente, reduzindo a necessidade de ajustes manuais. A proposta busca proporcionar uma solução mais eficiente e menos dependente de calibrações complexas, tornando o FES-Cycling mais acessível e eficaz para a reabilitação neuromuscular.

Palavras-chave: Lesão medular; Eletroestimulação; Controle; Fuzzy.

Optimization of Functional Electrical Stimulation with Fuzzy Control in a FES-Cycling System.

Abstract: Functional Electrical Stimulation (FES) has been widely used in the rehabilitation of patients with spinal cord injuries or stroke sequelae. Among its applications, FES-Cycling stands out as an effective modality for neuromuscular recovery, offering benefits such as improved blood circulation, reduced fatigue, and increased muscle strength. However, the efficiency of FES-Cycling depends on the precise adjustment of electrical parameters and real-time modulation of stimulation. This article explores control strategies used to optimize the application of FES in adaptive cycling. The goal is to allow better adaptation to the patient's physiological changes, reducing the need for manual adjustments. The proposed approach aims to provide a more efficient solution, less dependent on complex calibrations, thereby making FES-Cycling more accessible and effective for neuromuscular rehabilitation.

Keywords: Spinal Cord Injury; Electrical Stimulation; Control; Fuzzy.

1. Introdução



Desde o começo do século XXI, o número de estudos clínicos no contexto de reabilitação de pessoas que perderam algum tipo de movimento por lesão medular ou acidente vascular cerebral (AVC) aumentou de maneira expressiva, o que destaca a importância do assunto para a melhoria da qualidade de vida das pessoas afetadas (FURLAN; FURLAN; MARQUEZ-CHIN, 2023). Estudos apontam que o número de casos mundiais de lesão medular traumática em 2019 foi estimado em 909 mil novos casos, sendo a lesão na região do nível do pescoço de 52 a cada 100.000 pessoas, enquanto abaixo do pescoço foi de 24 a cada 100.000 pessoas, o que resulta em um número aproximado de 6,2 milhões de pessoas com algum tipo de lesão medular no mundo (DING et al., 2022). Já com relação aos índices de acidente vascular cerebral, temos que aproximadamente 141 a cada 100 mil pessoas são acometidas todos os anos, sendo 1099 a cada 100 mil prevalecendo com sequelas e uma taxa de mortalidade de 87 a cada 100 mil (HE et al., 2024).

Diante deste contexto, a eletroestimulação se torna de grande valia para fins terapêuticos tanto para prevenção quanto para tratamento da perda muscular. Assim, com o advento de tecnologias de eletroestimulação como Estimulação Elétrica Funcional (FES) é possível tratar desses pacientes, auxiliando na recuperação funcional e na melhoria da qualidade de vida. O princípio da FES consiste na aplicação de impulsos elétricos controlados sobre grupos musculares específicos, promovendo a contração muscular e restaurando parcialmente a função motora perdida (POPOVIC et al., 2001). Além disso, a FES tem demonstrado benefícios na prevenção da atrofia muscular, melhora da circulação sanguínea e na manutenção da densidade óssea, fatores essenciais para a reabilitação de pessoas com lesão medular ou sequelas de AVC.

Neste trabalho, propõe-se a adaptação do ambiente FES-Cycling que já vem sendo trabalhado na plataforma Bem-Te-Vi (BEM-TE-VI, 2024) utilizando um sistema de controle baseado em lógica Fuzzy e PID. Esse sistema tem como objetivo otimizar o controle de parâmetros essenciais da eletroestimulação, garantindo uma aplicação mais precisa e eficiente dos estímulos musculares. Com isso, busca-se melhorar a adaptação do paciente ao tratamento, reduzindo a dependência de ajustes manuais e aumentando a eficácia da reabilitação motora.

2. Estado da Arte

O tipo de eletroestimulação aplicada à reabilitação é denominado estimulação elétrica neuromuscular (NMES) e tem a função de proporcionar contrações em grandes grupos musculares, promovendo a ativação dos músculos em casos de paralisia, atrofia e reabilitação pós-lesão (VELLOSO, 2005). Em NMES, diversos tipos de correntes elétricas são empregadas para finalidades específicas, como, por exemplo, a corrente russa, que utiliza uma modulação em rajadas para gerar contrações fortes, mas confortáveis ao paciente, sendo assim, eficaz na reabilitação do paciente e tendo também aplicações estéticas, já a corrente de interferência atua em tecidos mais profundos promovendo analgesia e fortalecimento muscular, e a corrente Aussie, caracterizada por oferecer maior conforto e eficiência na estimulação muscular, sendo amplamente aplicada para melhora do desempenho físico do paciente e recuperação muscular (ARAÚJO, 2021; ADEL; LUYKX, 2005).

Utilizando os tipos de correntes citadas acima, temos a aplicação conhecida como Estimulação Elétrica Funcional (FES), que é um subtipo de NMES cujo objetivo é auxiliar movimentos funcionais (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020). A FES é aplicada em diferentes contextos, como a restauração da capacidade de permanecer em pé (FES-Standing), a capacidade de dar passos (FES-Walking), a reabilitação dos membros superiores para recuperação de movimentos de manipulação de objetos como levantar um braço e segurar ou agarrar um objeto com as mãos e até mesmo a prática de esportes adaptados, como remo (FES-Rowing), natação (FES-Swimming) e ciclismo (FES-Cycling) (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020; WIESENER et al., 2020). Esse tipo de aplicação permite que pacientes realizem atividades que, sem essa intervenção, são impossíveis devido à sua condição clínica, promovendo não apenas melhorias na força e resistência muscular, mas também benefícios para a sua saúde, como aumento da circulação sanguínea, melhora na sensibilidade à insulina e redução da fadiga nas suas atividades (HEIDLAND et al., 2013). Além disso, vêm surgindo novos dispositivos avançados, como neuropróteses e estimuladores implantáveis, com o objetivo de aprimorar a precisão e a eficiência da FES, permitindo ajustes personalizados para cada paciente e melhorando ainda mais a reabilitação e a qualidade de vida dessas pessoas (TRIOLO et al., 1996; POPOVIC et al., 2001).

Dentre os tipos de FES, o estudo do FES-Cycling vem tendo bastante atenção, visto que, apesar de ter sido criado nos anos 1980, o número de artigos publicados com o tema aumentou de uma maneira muito expressiva, entre 2016 e 2022, tendo no período um total de 101 publicações (KAJGANIC; BERGERON; METANI, 2023). Este crescimento se deve

pelos notáveis benefícios estudados para quem utiliza o FES-Cycling como a melhora da captação de oxigênio, o estímulo à circulação sanguínea, a redução da fadiga e redução de dores (FRAZÃO et al., 2021; HE et al., 2024; CALABRÓ et al., 2021). Outro motivo para o aumento das pesquisas relacionadas ao tema é que, além de ser utilizado como tratamento terapêutico, a FES-Cycling também se tornou uma modalidade esportiva, de forma que existem campeonatos como o CyBathlon e o Lyon Cyberdays, que estimulam os pesquisadores a otimizar cada vez mais os parâmetros de eletroestimulação, de forma que o ciclista tenha uma contração que produza um deslocamento maior e mais rápido, sem fadigar de maneira excessiva (KAJGANIC; BERGERON; METANI, 2023).

A prática do FES-Cycling oferece benefícios terapêuticos significativos, mas sua eficácia depende da otimização de diversos parâmetros de estimulação elétrica. Aspectos como a forma de onda, amplitude de corrente, frequência, quantidade de pulsos por segundo e intervalo entre pulsos influenciam diretamente a eficiência do estímulo e o conforto do ciclista. Além disso, o posicionamento preciso dos eletrodos para cada grupo muscular é essencial para garantir que a estimulação ocorra no momento ideal da pedalada, otimizando a aplicação da força máxima. Esse ajuste, realizado manualmente com base no ângulo do pedal, exige conhecimento especializado do clínico e configurações precisas em cada sessão, tornando o processo complexo e potencialmente desgastante para o paciente e a equipe médica (JAFARI; ERFANIAN, 2022). Dentro desse contexto, a escolha da largura de pulso e da amplitude da corrente desempenha um papel crucial na ativação neuromuscular, sendo estes parâmetros os que serão modulados neste trabalho. O estudo realizado em (ARPIN et al., 2019) indica que larguras de pulso maiores promovem um recrutamento mais eficiente das fibras musculares em comparação com larguras menores, resultando em contrações mais robustas e sustentadas. A amplitude da corrente, por sua vez, influencia diretamente a produção de torque, uma vez que intensidades mais altas ativam um número maior de unidades motoras. No entanto, essa relação não é linear, pois intensidades excessivas podem induzir bloqueio de sinais voluntários que reduzem a eficácia do estímulo.

Para o gerenciamento eficaz de variáveis críticas, como a amplitude de corrente, a largura de pulso e a cadência, torna-se necessária a adoção de uma estratégia de controle em malha fechada. Esse tipo de abordagem permite que variáveis dependentes, como a própria cadência de movimento realizado, sejam continuamente monitoradas e ajustadas em tempo real. Utilizando-se dessa estratégia, garante-se a manutenção da eletroestimulação dentro de parâmetros fisiologicamente seguros e funcionalmente eficazes.

Um exemplo de método de controle é visto em (ZHANG et al., 2020) em que é utilizado um controlador PID para ajuste da largura de pulso, controlando a eletroestimulação realizada no paciente e garantindo que realize o movimento correto do joelho na pedalada. No entanto, a resposta dos músculos à estimulação elétrica não é linear, variando conforme a fadiga muscular, características individuais e outros fatores fisiológicos. O controlador PID, por ser um modelo de controle linear, não consegue se adaptar de maneira eficiente a essas variações, necessitando, neste trabalho, uma lógica Fuzzy ANFIS (Adaptive Network-Based Fuzzy Inference System) para descrever a relação entre a largura do pulso da FES e o torque da articulação, permitindo que o sistema aprenda padrões complexos e imprecisos do comportamento muscular.

Em (AHMAD et al., 2024) foi proposto um controlador Fuzzy em malha fechada, que ajusta dinamicamente a largura de pulso dos estímulos elétricos com base na diferença de fase entre o ângulo de referência e o ângulo real do movimento do pedal. Este modelo segue uma progressão de 5 etapas, onde a primeira é a definição da diferença entre o ângulo de referência e o ângulo real da pedalada. A segunda etapa é a de fuzzificação, onde a variação do erro é transformada em valores linguísticos usando funções de pertinência trapezoidais. A próxima etapa é criar uma base de regras para definir as ações do sistema com base na relação entre erro e mudança no erro, alterando a largura de pulso com base nos valores de fuzzificação. A quarta etapa diz respeito ao modelo de inferência fuzzy para interpretação dos resultados, sendo a inferência do tipo Mamdani a escolhida pelo autor para o processo de desfuzzificação pelo método Centro de Gravidade (COG - Center of Gravity), que calcula a média ponderada das funções de pertinência. A abordagem Fuzzy se destaca por lidar bem com o sistema não linear presente no FES-cycling, produzindo um bom resultado de ajuste de parâmetros em tempo real, porém tem o custo do estabelecimento de uma base de regras bem calibradas e um custo computacional maior que o controlador PID.

3. Sistema FES-Cycling base da Pesquisa

O sistema FES-Cycling inicialmente desenvolvido por (MAGALHÃES et al., 2022), mas aprimorado no projeto em andamento "v-FES-Cycling" (BEM-TE-VI, 2024), possui 8 canais e está em código aberto, visto que hardware, firmware, software e projetos mecânicos estão disponíveis para pesquisa e alterações por outros pesquisadores. Como mostra a Figura 1, o sistema é composto por um triciclo adaptado reclinado do tipo tadpole que apresenta duas rodas dianteiras e uma roda traseira, proporcionando maior estabilidade em comparação com triciclos do tipo delta. Para garantir o suporte adequado das pernas, um pedal com apoio para as panturrilhas foi utilizado, mantendo a articulação do tornozelo em 90° e restringindo o movimento das pernas para a realização correta do movimento. Para a modificação da carga de pedalada, foi fixado na roda traseira um rolo de treinamento de resistência magnética, possibilitando a adaptação do esforço físico à evolução do treinamento do participante.

A determinação do ângulo de pedalada foi realizada por meio de um encoder incremental, acoplado ao sistema por uma transmissão de correia sincronizadora. Esse mecanismo de transmissão emprega duas polias de mesmo diâmetro, conectadas por uma correia sincronizadora, em que a polia motriz está vinculada ao movimento da pedivela, enquanto a polia movida aciona o encoder. O uso do encoder incremental possibilita a medição da cadência, permitindo a modulação dos parâmetros dos pulsos de eletroestimulação. Dessa forma, o sistema pode compensar a fadiga muscular e manter a cadência desejada durante a pedalada.



Figura 1. Triciclo e seus principais componentes: (1) Encoder incremental, (2) suporte para panturrilha, (3) eletrodos de superfície, (4) sistema de estimulação proprietário, (5) sensor de velocidade, (6) rolo de treinamento. Fonte:(MAGALHÃES et al., 2022; BEM-TE-VI, 2024)

O sistema desenvolvido por (MAGALHÃES et al., 2022) utiliza parâmetros ajustáveis para otimizar a aplicação dos pulsos elétricos de acordo com as necessidades do usuário. A forma de onda empregada consiste em pulsos bifásicos e retangulares com frequência de estimulação que pode atingir até 100 Hz, com pulsos por segundo variando conforme o canal de estimulação. A largura de pulso é ajustável até 1000 μ s, enquanto a amplitude da corrente pode alcançar até 150 mA. Os parâmetros de estimulação são configurados e monitorados em tempo real por meio de um aplicativo móvel para a plataforma Android, possibilitando a seleção dos grupos musculares a serem ativados, bem como a definição dos ângulos de início e término da estimulação para cada canal. Além disso, os parâmetros dos pulsos elétricos, como amplitude da corrente, largura de pulso e cadência de referência, podem ser ajustados globalmente ou individualmente para os canais do lado direito e esquerdo. Com o objetivo de trazer mais imersão ao paciente, também foi acrescentado ao sistema um óculos de realidade virtual (VR) conectado a um ambiente virtual simulado para emular o exercício fora

do ambiente controlado. Este óculos de realidade virtual é conectado a um computador que recebe os parâmetros enviados e recebidos pelo aplicativo via Bluetooth.

O aplicativo opera em três modos distintos: (1) Manual, onde os pulsos de estimulação são aplicados conforme os parâmetros pré-definidos, sem ajuste de ângulo e sem ajuste automático de parâmetros, sendo assim somente um modo de testes para ajuste de um profissional de saúde, (2) Automático, no qual os pulsos são ativados de acordo com o intervalo de estimulação configurado, sem modulação automática dos parâmetros, permitindo controle manual durante a sessão e (3) Controle, que ativa o rastreamento da cadência e ajusta automaticamente a amplitude dos pulsos elétricos para manter a velocidade de pedalada próxima ao valor de referência.

A Figura 2 ilustra o fluxo de informação no sistema FES-Cycling. No diagrama, o sistema de realidade virtual (VR) é destacado em vermelho, representando uma proposta atualmente em fase de desenvolvimento e ainda não integrada à plataforma funcional. Esse subsistema consiste em uma estação computacional equipada com interface gráfica imersiva, acessada por meio de óculos de realidade virtual. Quando implementado, o módulo VR substituirá o aplicativo convencional na definição dos parâmetros de controle e nos ajustes iniciais de estimulação, além de proporcionar visualização em tempo real do movimento biomecânico gerado pelo paciente durante a execução da atividade.

Atualmente, a definição dos parâmetros de estimulação — tais como amplitude da corrente, largura de pulso e cadência alvo — é realizada por meio de um aplicativo dedicado. Esses valores são então transmitidos ao módulo de controle do sistema FES-Cycling, responsável pela modulação dos estímulos elétricos e aplicação coordenada aos músculos do paciente. Com isso, o sistema fecha o ciclo de realimentação, permitindo que o paciente interaja ativamente por meio da pedalada, enquanto o controle adapta continuamente os estímulos com base nas respostas sensoriais e motoras registradas. A futura incorporação do sistema VR visa enriquecer a experiência terapêutica, aumentar o engajamento do paciente e proporcionar maior imersão durante as sessões de reabilitação.

No módulo de FES-Cycling desenvolvido, os parâmetros de estimulação elétrica são processados e enviados a um microcontrolador STM32, responsável pelo gerenciamento do sistema em tempo real. A comunicação entre o microcontrolador e um conversor digital-analógico (DAC) de 12 bits é realizada por meio da interface SPI (Serial Peripheral Interface), permitindo a geração de até quatro sinais analógicos independentes. Esses sinais são utilizados para acionar o circuito de saída da fonte de corrente controlada, que constitui a referência para um espelho de corrente do tipo Wilson, fundamental para garantir a precisão da corrente aplicada.

A corrente resultante é então direcionada a uma ponte H, cuja função é permitir a aplicação de pulsos bifásicos aos músculos dos membros inferiores do paciente. Esses pulsos induzem contrações musculares que, por sua vez, geram o movimento funcional de pedalada no sistema. A captação da cadência e do ângulo de pedalada é realizada por sensores acoplados ao triciclo, os quais transmitem essas variáveis ao sistema computacional ou à aplicação de realidade virtual (VR), permitindo a visualização e renderização do ambiente sem interferência na dinâmica do controle de estimulação.

A comunicação entre o sistema de aquisição de dados e o módulo de visualização ocorre via protocolo Bluetooth, operando com uma taxa de amostragem de 10 Hz. Essa configuração assegura a coleta contínua e confiável dos dados fisiológicos e cinemáticos, os quais são posteriormente armazenados para análises offline, possibilitando o aprimoramento dos algoritmos de controle e a personalização das sessões terapêuticas.

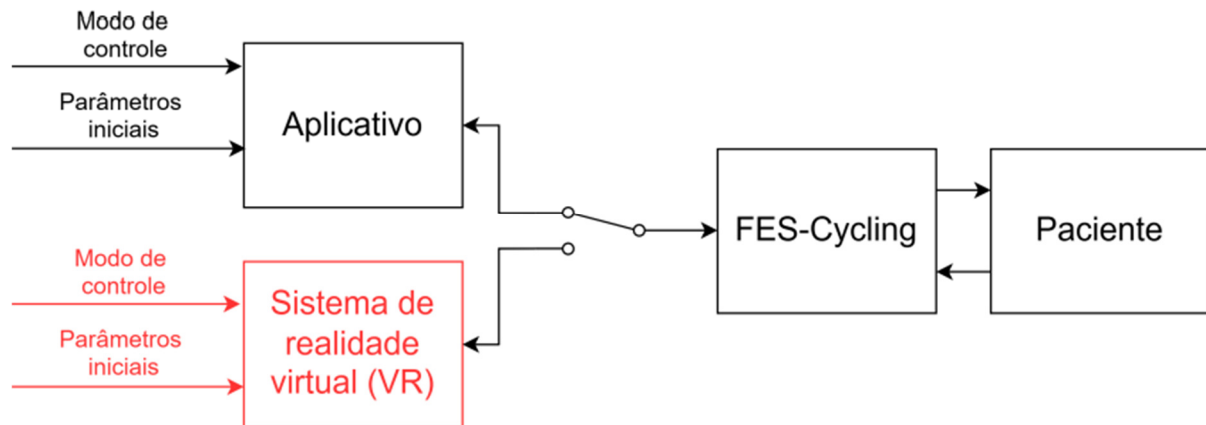


Figura 2. Caminho das informações presentes no sistema

O modo relevante para este trabalho, (3) Controle, refere-se à estratégia de rastreamento de cadência implementada no sistema FES-Cycling. Esta estratégia baseia-se na aplicação de um controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID) voltado à modulação da amplitude da corrente dos pulsos de estimulação elétrica. O objetivo central do controle consiste em minimizar o erro de cadência, definido como a diferença entre a cadência desejada do pedivela e a cadência efetivamente medida por sensores no sistema. Para isso, o algoritmo de controle ajusta, em tempo real, a amplitude dos pulsos em cada canal de estimulação, partindo de valores iniciais pré-definidos e operando a uma frequência de atualização de 10 Hz.

Embora o sistema de FES-Cycling envolva comportamentos dinâmicos não lineares complexos, decorrentes das características fisiológicas e biomecânicas do usuário, a escolha do controlador PID foi orientada por critérios heurísticos, com ajuste empírico dos parâmetros de ganho proporcional (KP), integral (KI) e derivativo. Esta configuração permitiu a obtenção de um desempenho satisfatório no controle da ativação muscular durante o exercício. No entanto, tal abordagem ainda demanda calibração prévia por profissionais de saúde, o que limita sua autonomia e adaptabilidade em cenários terapêuticos variáveis.

O controlador PID está representado graficamente na área pontilhada da Figura 3. Como será discutido em seções posteriores, essa abordagem apresenta limitações devido a natureza linear desse tipo de controlador, além da sua baixa flexibilidade diante de parâmetros fisiológicos dinâmicos, o que o torna menos eficaz para um sistema não linear como o FES-Cycling. Isso evidencia a necessidade de estratégias de controle mais robustas e adaptativas, capazes de integrar de forma refinada os múltiplos parâmetros envolvidos na eletroestimulação funcional, com maior precisão, autonomia e segurança para o paciente.

4. Proposta de sistema de controle

Com base na pesquisa realizada, foi desenvolvido um protótipo de controle representado na malha da Figura 3, no qual um Controlador Fuzzy e Controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID) atuam em conjunto para modular dinamicamente os parâmetros da estimulação elétrica aplicada aos grupos musculares. Essa configuração híbrida em como objetivo principal garantir que o movimento de pedalada seja mantido dentro da cadência alvo estabelecida pelo protocolo terapêutico. O principal foco do controle é principalmente a regulação da amplitude da corrente elétrica, a qual é mantida dentro de uma faixa de segurança previamente delimitada por profissionais de saúde, de modo a preservar o conforto do paciente e evitar riscos fisiológicos associados ao excesso de estimulação.

Nos casos em que a amplitude atinge o seu valor máximo permitido e ainda assim o sistema não alcança o setpoint de cadência, o controle compensa, por meio da modulação da largura de pulso, utilizada como variável secundária de ajuste. Essa estratégia permite uma atuação gradual e equilibrada entre os dois parâmetros principais da estimulação, amplitude e duração do pulso, minimizando a entrega de energia além do necessário e prevenindo efeitos colaterais como dor, fadiga excessiva ou lesões cutâneas. O resultado é um sistema de controle mais adaptativo, seguro e eficiente, voltado à reabilitação funcional motora de forma personalizada.

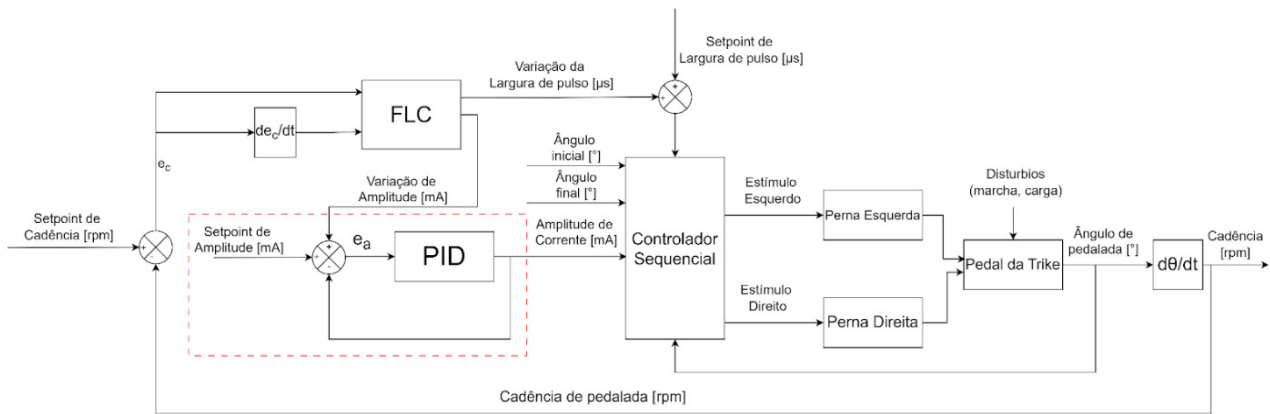


Figura 3. Malha de controle proposta

O sistema recebe uma cadência de referência (setpoint) e a compara com a cadência real medida. O erro resultante dessa comparação é utilizado para modulação dos estímulos elétricos. O Controlador Fuzzy ajusta principalmente a amplitude da corrente elétrica, adicionando ou subtraindo valores em relação ao setpoint, de acordo com a necessidade de correção do erro de cadência (de_c/dt). Caso a amplitude esteja próxima de seu limite máximo e ainda não seja suficiente para alcançar a cadência desejada, o sistema então ajusta a largura de pulso, aumentando-a para fornecer maior estímulo muscular. Esse controle integrado permite uma regulação mais eficiente e adaptável, garantindo que a estimulação se mantenha dentro de parâmetros seguros e eficazes, definidos em conjunto com a equipe médica.

As regras de controle Fuzzy seguem um esquema lógico, conforme a Tabela 1, baseado na priorização da amplitude da corrente elétrica como principal variável de controle dentro do sistema Fuzzy. Quando o erro de cadência for positivo e a variação do erro de cadência estiver crescente, indicando que a cadência está abaixo do setpoint e continua diminuindo, o sistema deve aumentar significativamente a amplitude da corrente para compensar a perda de ritmo. Caso o erro de cadência seja positivo, mas sua variação esteja pequena ou estável, a amplitude deve ser ajustada de forma mais moderada. Se o erro for negativo, ou seja, a cadência estiver acima do desejado, a amplitude deve ser reduzida para evitar contrações desnecessárias e possível fadiga muscular. Caso a amplitude atinja seu limite máximo permitido e o erro de cadência ainda persista positivo, o sistema deve então aumentar a largura de pulso como uma estratégia secundária para ampliar a eficácia da estimulação muscular. Quando o erro de cadência for próximo de zero e estável, tanto a amplitude quanto a largura de pulso devem ser mantidas inalteradas, garantindo um estímulo constante sem alterações desnecessárias. Essa estratégia está sendo discutida com a equipe médica e fisioterapeutas, pois o ajuste simultâneo de amplitude e largura pode impactar a experiência do paciente e seu conforto durante a sessão. A definição dos incrementos, limites e ajustes mais adequados está em avaliação, buscando assegurar um equilíbrio entre a eficácia da estimulação e a segurança do tratamento. A tabela que descreve as regras está presente na Tabela 1.

Tabela 1. Regras da lógica Fuzzy para controle da estimulação elétrica no sistema FES-Cycling.

Erro (E)	Δ Erro (ΔE)	Amplitude (A)	Largura de Pulso (W)
P	C	GA	S
P	E	A	S
P	D	S	A
Z	C	S	S
Z	E	S	S
Z	D	S	S
N	C	R	S
N	E	R	S
N	D	GR	S

¹ GA: Grande Aumento; A: Aumento; S: Sem alteração; R: Redução; GR: Grande Redução. P: Positivo; Z: Zero; N: Negativo. C: Constante; E: Elevada; D: Decrescente.

O Controlador Sequencial exerce um papel fundamental ao determinar, de forma precisa e sincronizada, os instantes ideais de ativação dos grupos musculares das pernas direita e esquerda, por meio do envio de sinais de estimulação elétrica adequados. A contração muscular resultante promove a geração de torque no pedal da trike, cujo movimento é simultaneamente condicionado por fatores externos, como a marcha selecionada, as irregularidades do terreno e a carga imposta ao sistema. A rotação do pedal é continuamente monitorada por sensores, permitindo a obtenção da variação angular em tempo real, a partir da qual se estima a cadência efetiva do movimento.

Essa cadência real é utilizada como variável de realimentação no sistema de controle em malha fechada, possibilitando o ajuste contínuo dos parâmetros de estimulação elétrica. Por meio da modulação adaptativa da largura de pulso e da amplitude da corrente, o sistema corrige eventuais desvios da cadência desejada, promovendo um ciclo de pedalada mais estável e eficiente. Essa abordagem proporciona não apenas uma otimização do desempenho motor, como também contribui para a redução da fadiga muscular e o aumento da tolerância do paciente ao exercício, fatores cruciais em protocolos de reabilitação baseados em FES-Cycling.

5. Considerações finais

A proposta de controle desenvolvida neste trabalho representa um avanço significativo na otimização da eletroestimulação funcional (FES) aplicada ao FES-Cycling. A arquitetura híbrida composta pela integração de um Controlador Fuzzy com um Controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID) viabiliza uma estratégia de controle robusta e adaptativa, na qual a amplitude da corrente elétrica é estabelecida como a principal variável de ajuste. Tal priorização permite uma resposta mais sensível e personalizada às variações fisiológicas do paciente, contribuindo para uma regulação mais precisa da contração muscular durante o exercício.

Uma das principais vantagens desta abordagem reside na modulação dinâmica dos parâmetros de estimulação elétrica, evitando aumentos desnecessários na energia entregue ao paciente. Essa característica é essencial para prevenir efeitos adversos como queimaduras dérmicas, desconforto muscular ou sobrecarga neural. Ao concentrar os ajustes primários na amplitude da corrente, mantendo-a dentro de uma faixa segura, e recorrer à modulação da largura de pulso apenas em situações específicas, o sistema proporciona um equilíbrio eficaz entre desempenho terapêutico e segurança clínica. Ressalta-se, porém, que a validação dessa abordagem requer a colaboração contínua com profissionais da área da saúde, a fim de garantir sua aplicabilidade clínica e adequação ética.

Além disso, a utilização de regras baseadas em lógica Fuzzy introduz um comportamento de controle mais intuitivo e responsivo diante de variações na cadência do pedalar. O sistema é capaz de interpretar dinamicamente oscilações na cadência alvo e ajustar, de forma autônoma, os parâmetros de estimulação elétrica, assegurando que a resposta muscular esteja proporcional à intensidade do esforço exigido. Essa capacidade adaptativa promove não apenas uma melhor aderência à terapia por parte dos pacientes, mas também contribui para a redução da fadiga muscular e para a melhora da eficiência do processo de reabilitação motora.

Financiamento: Essa pesquisa foi financiada pela Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF) por meio do Edital 10/2023 - Programa FAPDF Learning, projeto No. 00193-00002152/2023-95.

Agradecimentos: Os autores agradecem a todos os participantes que contribuíram para este estudo, bem como à equipe da plataforma BEM-TE-VI.

Conflito de interesse: Os autores declaram não haver conflito de interesses. Os financiadores não tiveram nenhuma função no desenho do estudo; na coleta, análise ou interpretação dos dados; na redação do manuscrito ou na decisão de publicar os resultados.

Referências

1. Adel, R. V. d.; Luykx, R. H. J. Low and Medium Frequency Electrotherapy. [S.l.]: Enraf Nonius, 2005.

2. Ahmad, M. K. I. et al. Closed-loop Functional Electrical Stimulation (FES)–cycling rehabilitation with phase control Fuzzy Logic for fatigue reduction control strategies for stroke patients. *SINERGI*, Mercu Buana University, 2024, 28(1), pp. 63–74.
3. Araújo, A. B. da S. Avaliação Objetiva e Subjetiva dos Sinais Elétricos Aplicados na Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea. Master's thesis, Universidade da Beira Interior (Portugal), 2021.
4. Arpin, D. et al. Optimizing Neuromuscular Electrical Stimulation Pulse Width and Amplitude to Promote Central Activation in Individuals With Severe Spinal Cord Injury. *Frontiers in Physiology*, 10, 2019. Author 1, A.B. (University, City, State, Country); Author 2, C. (Institute, City, State, Country). Personal communication, 2012.
5. BEM-TE-VI. Plataforma de Ciclismo Assistido por Eletroestimulação com Realidade Virtual para Promoção da Mobilidade em Pessoas com Lesão Medular. Available online: <https://bemtevi.unb.br/projetos/vfescycling/> (accessed on 01 March 2025).
6. Calabro, R. et al. Paving the way for a better management of pain in patients with spinal cord injury: An exploratory study on the use of Functional Electric Stimulation(FES)-cycling. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 46, pp. 107–117, 2021.
7. Ding, W. et al. Spinal Cord Injury: The Global Incidence, Prevalence, and Disability From the Global Burden of Disease Study 2019. *Spine*, Wolters Kluwer Health, 47, pp. 1532–1540, November 2022.
8. Frazão, M. et al. Metabolic, ventilatory and cardiovascular responses to FES-cycling: A comparison to NMES and passive cycling. *Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 2021.
9. Furlan, J.; Furlan, D.; Marquez-Chin, C. Progress Report on the Spinal Cord Rehabilitation Research Initiatives Based on Registered Clinical Studies From 2000 to 2022. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 102, pp. 755–763, 2023.
10. He, Q. et al. Global, Regional, and National Burden of Stroke, 1990–2021: A Systematic Analysis for Global Burden of Disease 2021. *Stroke*, 2024.
11. Heidland, A. et al. Neuromuscular electrostimulation techniques: Historical aspects and current possibilities in treatment of pain and muscle wasting. *Clinical Nephrology*, 79, 2013.
12. Jafari, E.; Erfanian, A. A Distributed Automatic Control Framework for Simultaneous Control of Torque and Cadence in Functional Electrical Stimulation Cycling. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 30, pp. 1908–1919, 2022.
13. Kajganic, P.; Bergeron, V.; Metani, A. ICEP: An Instrumented Cycling Ergometer Platform for the Assessment of Advanced FES Strategies. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 23, 2023.
14. Magalhães, T. C. et al. Development and validation of a high-capacity functional electrical stimulation system and of a reinforcement learning algorithm applied to the FES-assisted cycling modality for a participant with paraplegia. Universidade Federal de Minas Gerais, 2022.
15. Marquez-Chin, C.; Popovic, M. R. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: a review. *Biomedical Engineering Online*, Springer, 19(1), p. 34, 2020.
16. Popovic, M. et al. Complex motion — New portable transcutaneous stimulator for neuroprosthetic applications. In: 2001 European Control Conference (ECC), 2001, pp. 3945–3950.
17. Triolo, R. J. et al. Implanted functional neuromuscular stimulation systems for individuals with cervical spinal cord injuries: Clinical case reports. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(11), pp. 1119–1128, 1996.
18. Velloso, J. B. Estimulador elétrico muscular programável. Master's thesis, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2005.

19. Wiesener, C. et al. Supporting front crawl swimming in paraplegics using electrical stimulation: a feasibility study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17, 2020.
20. Zhang, J. et al. Iterative Learning Control of Functional Electrical Stimulation Based on Joint Muscle Model. In: *Proceedings of the 2020 3rd International Conference on Computational Intelligence and Intelligent Systems*, 2020.