



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Gabriel Mudadu Carmona Machado

**CONTROLE DINÂMICO DE UM PUNHO PARA PRÓTESE TRANSRADIAL
USANDO CONTROLADOR PID, LÓGICA FUZZY E OTIMIZAÇÃO POR ENXAME
DE PARTÍCULAS**

Belo Horizonte

2025

Gabriel Mudadu Carmona Machado

**CONTROLE DINÂMICO DE UM PUNHO PARA PRÓTESE TRANSRADIAL
USANDO CONTROLADOR PID, LÓGICA FUZZY E OTIMIZAÇÃO POR ENXAME
DE PARTÍCULAS**

Versão final

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Claysson Bruno Santos
Vimieiro

Belo Horizonte

2025

M149c	<p>Machado, Gabriel Mudadu Carmona. Controle dinâmico de um punho para prótese transradial usando controlador PID, Lógica Fuzzy e otimização por enxame de partículas [recurso eletrônico] / Gabriel Mudadu Carmona Machado. – 2025. 1 recurso online (85 f. : il., color.) : pdf.</p> <p>Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro.</p> <p>Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Inclui bibliografia.</p> <p>1. Engenharia mecânica – Teses. 2. Articulação do punho – Teses. 3. Prótese – Teses. 4. Lógica Fuzzy – Teses. 5. Magnetismo – Teses. I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.</p>
	CDU: 621(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

FOLHA DE APROVAÇÃO

"CONTROLE DINÂMICO DE UM PUNHO PARA PRÓTESE TRANSRADIAL USANDO CONTROLADOR PID, LÓGICA FUZZY E OTIMIZAÇÃO POR ENXAME DE PARTÍCULAS"

GABRIEL MUDADU CARMONA MACHADO

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores: Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Orientador-Departamento de Engenharia Mecânica-UFMG), Dr. Lazaro Valentim Donadon (Departamento de Engenharia Mecânica-UFMG) e Dr. Pedro Americo Almeida Magalhães Junior (Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais-PUC MINAS) como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Dissertação aprovada no dia 15 de dezembro de 2025.

Por:



Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro, Professor do Magistério Superior**, em 30/12/2025, às 10:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Pedro Americo Almeida Magalhaes Junior, Professor Magistério Superior-Substituto**, em 05/01/2026, às 14:47, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Lazaro Valentim Donadon, Membro**, em 05/01/2026, às 20:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **4853122** e o código CRC **B50DED8D**.

Dedico este trabalho aos meus pais, que sempre acreditaram na importância do conhecimento e me ensinaram o valor da persistência.

Este trabalho recebeu apoio financeiro de:
FINEP – Financiadora de Estudos e
Projetos
CAPES – Coordenação de
Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível
Superior

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro pela orientação competente, paciência e confiança ao longo de toda a pesquisa.

Aos colegas e amigos do Laboratório de Bioengenharia (Labbio), pela convivência, pelas discussões técnicas e pelo companheirismo durante o desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores e técnicos do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFMG, pela formação sólida e pelo ambiente de pesquisa inspirador.

Aos meus pais e à minha companheira, por compreenderem as ausências, apoiarem os desafios e celebrarem as conquistas.

A todos os que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho, meu sincero agradecimento.

Este trabalho contou com o apoio da CAPES e FINEP, cujo suporte foi essencial para a execução desta pesquisa.

“A verdadeira descoberta não consiste em procurar novas terras, mas em ver com novos olhos.” (Marcel Proust)

Resumo

Este estudo apresenta o desenvolvimento de um sistema de controle inteligente híbrido para o punho de uma prótese transradial, integrando controle Proporcional-Integral-Derivativo (PID), Lógica Fuzzy e Otimização por Enxame de Partículas (PSO). A prótese, projetada pelo Labbio, incorpora um motor, redutor harmônico e freio magnetoreológico (MR) para permitir um controle preciso de torque. Foram considerados três cenários distintos de operação: movimento abrupto, movimento suave de alta precisão e um modo híbrido alternando entre ambos. Foi formulado um modelo matemático do mecanismo do punho, relacionando as entradas elétricas do motor e do freio ao torque de saída, respeitando as restrições mecânicas. Para cada cenário, curvas de referência de torque foram definidas, e os parâmetros PID foram otimizados automaticamente utilizando PSO. Para permitir adaptabilidade em tempo real, um sistema de Lógica Fuzzy seleciona dinamicamente os ganhos PID mais apropriados com base no regime de movimento. Os resultados da simulação demonstram que o sistema de controle híbrido alcança um desempenho estável e responsivo em todos os cenários. A abordagem Fuzzy-PSO-PID possibilita transições suaves entre os tipos de movimento, reduzindo o *overshoot* e o atraso, enquanto melhora a precisão e o conforto do usuário. Este trabalho destaca o potencial de combinar controle clássico, computação suave e técnicas de otimização bioinspiradas para resolver desafios não lineares e variáveis no tempo em aplicações biomédicas de próteses.

Palavras-chave: Punho protético, Controle inteligente, Otimização por Enxame de Partículas (PSO), Lógica Fuzzy, Magnetoreológico (MR).

Abstract

This study presents the development of a hybrid intelligent control system for a transradial prosthetic wrist, integrating Proportional-Integral-Derivative (PID) control, Fuzzy Logic, and Particle Swarm Optimization (PSO). The prosthesis, designed by Labbio, incorporates a motor, harmonic reducer, and magnetorheological (MR) brake to enable precise torque control. Three distinct operation scenarios were considered: abrupt motion, smooth high-precision movement, and a hybrid mode alternating between both. A mathematical model of the wrist mechanism was formulated, relating motor and brake electrical inputs to the output torque while respecting mechanical constraints. For each scenario, torque reference curves were defined, and PID parameters were automatically optimized using PSO. To enable real-time adaptability, a Fuzzy Logic system dynamically selects the most appropriate PID gains based on the movement regime. Simulation results demonstrate that the hybrid control system achieves stable and responsive performance across all scenarios. The Fuzzy-PSO-PID approach enables smooth transitions between motion types, reducing *overshoot* and delay while enhancing precision and user comfort. This work highlights the potential of combining classical control, soft computing, and bio-inspired optimization techniques to address nonlinear and time-varying challenges in biomedical prosthetic applications.

Palavras-chave: Prosthetic wrist, Intelligent control, Particle Swarm Optimization (PSO), Fuzzy logic, Magnetorheological (MR).

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Graus de liberdade (DOFs) do punho humano e suas amplitudes de movimento, mostrados a partir de uma posição neutra. Da esquerda para a direita:	20
Figura 2 - Prótese transradial desenvolvida no Labbio.	21
Figura 3 - Esquema do freio magnetorreológico com configuração multidiscos.....	25
Figura 4 - Diagrama de blocos do controlador PID.	29
Figura 5 - Fluxograma do funcionamento do PSO	33
Figura 6 - Esquema de aplicação da lógica fuzzy com controle PID.....	36
Figura 7 – Representação gráfica das métricas IAE e ISE.	42
Figura 8 - Representação gráfica de <i>overshoot</i> , <i>rise time</i> e <i>settling time</i>	43
Figura 9 - Representação gráfica de razão de amplitude e defasagem.	44
Figura 10 - Fluxograma da metodologia seguida no estudo.	46
Figura 11 - Esquemático dos componentes da prótese	47
Figura 12 - Esquemático do modelo dinâmico do atuador protético.....	49
Figura 13 - Curva teórica do torque em função da corrente para o freio MR.	51
Figura 14 - Esquema do controle aplicado a prótese.	54
Figura 15 - Fluxograma da aplicação do PSO na definição dos coeficientes de controle PID.	55
Figura 16 - Fluxograma da simulação do movimento do punho.....	56
Figura 17 - Fluxograma do uso do PSO na otimização dos coeficientes de controle.	58
Figura 18 – Resultado variando o modo de operação para a função degrau.....	62
Figura 19 – Resultado variando o modo de operação para a função degrau – intervalo de 0 a 10 segundos.	63
Figura 20 – Resultado variando o modo de operação para a função degrau – intervalo de 4,8 a 6 segundos.	63
Figura 21 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau resistivo.	64
Figura 22 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau resistivo – intervalo de 0 a 10 segundos.	64
Figura 23 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau resistivo – intervalo de 4,8 a 6 segundos.	65

Figura 24 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau.	66
Figura 25 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau – intervalo de 0 a 10 segundos.....	67
Figura 26 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau – intervalo de 4,8 a 6 segundos.....	67
Figura 27 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau resistivo.	68
Figura 28 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau resistivo – intervalo de 0 a 10 segundos.	68
Figura 29 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau resistivo – intervalo de 4,8 a 6 segundos.	69
Figura 30 - Resultado variando o critério do erro para a função senoidal.	69
Figura 31 - Resultado variando o critério do erro para a função senoidal – intervalo de 0 a 10 segundos.....	70
Figura 32 - Resultado comparando controle PID simples com máquina de estado para a curva senoidal.	71
Figura 33 - Resultado comparando controle PID simples com máquina de estado para a curva senoidal – intervalo de 0 a 10 segundos.	72
Figura 34 - Resultado comparando PID simples e Fuzzy-PID para o cenário híbrido.	73
Figura 35 - Resultado comparando PID simples e Fuzzy-PID para o cenário híbrido – intervalo de 0 a 15 segundos.	74
Figura 36 - Resultado comparando PID simples e Fuzzy-PID para o cenário híbrido – intervalo de 12 a 15 segundos.	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros do acionamento do punho.....	48
Tabela 2 – Parâmetros do freio MR.	48
Tabela 3 – Modos de operação da prótese.....	49
Tabela 4 – Parâmetros do método de sintonia (<i>tuning</i>) PSO-PID.....	55
Tabela 5 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau.....	63
Tabela 6 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau resistivo.	65
Tabela 7 – Índices de desempenho para cada critério de otimização (curva degrau).	67
Tabela 8 – Índices de desempenho para cada critério de otimização (curva degrau resistivo).....	69
Tabela 9 – Índices de desempenho para cada critério de otimização (curva senoidal).	70
Tabela 10 – Índices de desempenho comparando PID simples com Máquina de Estado (curva senoidal).....	72
Tabela 11 – Índices de desempenho comparando PID simples e Fuzzy-PID para o (cenário híbrido).	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AR	Razão de amplitude - <i>Amplitude ratio</i>
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CC	Corrente contínua
FINEP	Financiadora de Estudos e Projetos
IAE	Integral do Erro Absoluto - <i>Integral of Absolute Error</i>
ISE	Integral do Erro ao Quadrado - <i>Integral of Squared Error</i>
ISTE	Integral do Erro ao Quadrado Ponderado pelo Tempo - <i>Integral Squared Time Error</i>
ITAE	Integral do Erro Absoluto Ponderado pelo Tempo - <i>Integral Time Absolute Error</i>
Labbio	Laboratório de Bioengenharia
MR	Magnetoreológico
MRF	Fluido magnetoreológico
PID	Proporcional-Integral-Derivativo
PL	Defasagem de fase - <i>Phase lag</i>
POS	Sobressinal de pico - <i>Peak overshoot</i>
PSO	Otimização por Enxame de Partículas – <i>Particle Swarm Optimization</i>
RE	Erro RMS - <i>RMS error</i>
RT	Tempo de subida - <i>Rise time</i>
SSE	Erro em regime permanente - <i>Steady state error</i>
ST	Tempo de acomodação - <i>Settling time</i>
OS	Sobressinal - <i>Overshoot</i>
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Motivação	16
1.2	Objetivo geral.....	18
1.3	Objetivos específicos	18
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	19
2.1	Prótese transradial.....	19
2.2	Dispositivos magnetoreológico	22
2.2.1	Freio magnetoreológico	24
2.3	Controle PID-Fuzzy-PSO.....	28
2.3.1	Controle PID	28
2.3.2	Otimização PSO	31
2.3.3	Lógica Fuzzy	35
2.3.4	Combinação dos Métodos: PID, PSO e Lógica Fuzzy	39
2.3.5	Avaliação do erro.....	41
3	METODOLOGIA	45
3.1	Acionamento da prótese de punho	46
3.2	Modelo matemático	49
3.3	Controle dinâmico	53
3.4	Otimização.....	54
3.5	Simulação	56
3.5.1	Comutação com Lógica Fuzzy	58
3.5.2	Configuração da Simulação e Definição das Curvas.....	59
3.6	Avaliação do controle.....	60
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	61
4.1	Modos de Operação	62

4.2	Otimização PID com Diferentes Critérios de Erro	66
4.3	Comparação de Máquina de Estado com Controle PID simples	71
4.4	Comparação de Fuzzy-PID com Controle PID simples	73
5	CONCLUSÕES.....	75
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	77
	ANEXO A – Publicação gerada.....	85

1 INTRODUÇÃO

A crescente demanda por próteses avançadas para membros superiores tem impulsionado a pesquisa para melhorar a funcionalidade e o conforto do usuário. Os punhos protéticos transradiais desempenham um papel fundamental no aumento da amplitude de movimento e da destreza do usuário nas tarefas diárias. No entanto, os punhos protéticos comerciais atuais ainda são limitados em capacidade de torque, flexibilidade de controle e adaptabilidade às diferentes exigências das tarefas (MONTAGNANI; CONTROZZI; CIPRIANI, 2015), (BAJAJ; SPIERS; DOLLAR, 2019).

Para superar essas limitações, este estudo apresenta o desenvolvimento de um sistema de controle inteligente híbrido para uma prótese de punho transradial. O sistema integra controle Proporcional-Integral-Derivativo (PID), Lógica Fuzzy e técnicas de Otimização por Enxame de Partículas (PSO). Essa integração permite a adaptação dinâmica dos parâmetros de controle em tempo real, de acordo com diferentes cenários operacionais, como movimento abrupto, movimento de precisão e transições híbridas entre os modos (ANG; CHONG; LI, 2005), (SHI; EBERHART, 1998).

A prótese, desenvolvida pela Labbio, inclui um motor, um redutor de acionamento harmônico e um freio magnetoreológico (MR). Essa configuração permite controle de torque tanto ativo quanto resistivo, com alta responsividade e precisão (ANDRADE; FILHO; VIMIEIRO; PINOTTI, 2018), (CARLSON; JOLLY, 2000).

Trabalhos anteriores mostraram o potencial de combinar técnicas de controle inteligente para melhorar o desempenho em sistemas não lineares e variáveis no tempo (RAMOS; NETO, 2011). No entanto, poucos estudos aplicaram tais estratégias de controle híbrido em dispositivos biomédicos, particularmente em punhos protéticos (CHEN; LIAO, 2010), (JIANG; LIU; ZHANG, 2018).

Este artigo detalha o modelo matemático, o design do controlador, o processo de otimização e os resultados de simulação do sistema proposto. A abordagem apresentada visa preencher a lacuna entre o controle clássico e a otimização inteligente moderna no contexto do controle de dispositivos protéticos.

O controle do punho é realizado por meio da variação da corrente que alimenta os atuadores, resultando no controle do torque, o qual determina a capacidade de execução das atividades cotidianas. Um controle do torque mais preciso permite a

realização de atividades mais complexas, realizadas de forma mais segura. A metodologia que utiliza métodos modernos de otimização do controle permite que, caso os parâmetros da prótese sejam alterados, no caso de novos projetos ou de modificações no projeto atual, esses novos parâmetros sejam inseridos como dados de entrada no algoritmo, possibilitando a obtenção rápida de um novo controle otimizado. Dessa forma, proporciona-se maior flexibilidade para melhorias no projeto, além da redução do tempo necessário para a configuração do controle em função dos novos parâmetros.

1.1 Motivação

A busca por avanços inovadores na área de próteses para membros superiores é motivada pela necessidade de melhorar a qualidade de vida e funcionalidade de amputados transradiais. A prótese de punho desempenha um papel crucial nesse contexto, ampliando a mobilidade e a faixa de trabalho de uma mão protética na vida diária. Estudos destacam que aprimorar a capacidade do punho pode contribuir mais para a manipulação eficiente do amputado do que próteses de mão com múltiplos graus de liberdade, mas com capacidade limitada de punho (MONTAGNANI; CONTROZZI; CIPRIANI, 2015).

No entanto, o desenvolvimento de próteses de punho enfrenta desafios significativos. A falta de trabalhos dedicados a punhos protéticos é notável, pois as pesquisas tendem a favorecer dispositivos terminais, como mãos e pinças (BAJAJ; SPIERS; DOLLAR, 2019). As próteses comerciais ativas, embora capazes de ampliar a funcionalidade, enfrentam resistência de profissionais de saúde e pacientes devido a questões de custo, peso excessivo e limitações de controle (MONTAGNANI; CONTROZZI; CIPRIANI, 2015). A perspectiva mecânica também apresenta dificuldades, com a maioria das próteses de punho sendo passivas ou ativas com motores que têm limitações de espaço e dissipação de calor (LEE; CHU; XU; LAN, 2016). (SEMASINGHE; MADUSANKA; RANAWEERA; GOPURA, 2019) (ERIKSON, 2007).

A ausência de um mecanismo eficaz de pronação/supinação compromete a capacidade das próteses de reproduzir o punho humano em termos de torque, força

e compacidade. A maioria dos punhos protéticos existentes tem mobilidade ativa única, não atendendo plenamente aos requisitos dos usuários e resultando em índices de rejeição de próteses superiores a 50% em alguns casos (VUJAKLIJA; FARINA; ASZMANN, 2016) (SEMASINGHE; MADUSANKA; RANAWEERA; GOPURA, 2019) (FAN; FAN; JIANG; LIU, 2016) (BAJAJ; SPIERS; DOLLAR, 2019).

Diante dessas limitações, o desafio reside na concepção de punhos protéticos capazes de controlar com precisão o torque da articulação, conferindo aos usuários a liberdade e o conforto necessários para a execução de tarefas funcionais em diversas posições e ângulos do braço. Isso deve ser alcançado sem comprometer a amplitude de movimento, o espaço de trabalho e a eficiência na realização das atividades (TAVAKOLAN; MENON, 2012).

Neste contexto, a introdução do freio magnetoreológico (MR) como componente crucial na prótese de punho se destaca como uma inovação promissora. O MR oferece um potencial significativo para aprimorar a dinâmica das próteses, fornecendo uma resposta rápida e precisa entre os controles eletrônicos e os sistemas mecânicos. Além disso, a capacidade de controlar simultaneamente a pronação e a supinação do antebraço utilizando MR pode aumentar a eficiência e reduzir a necessidade de compensação durante a execução de atividades rotineiras (CHEN; LIAO, 2010; HUA; LIU; LI; FRACZ et al., 2021; LV; ZHANG; SUN; CHEN et al., 2021; WANG; LIAO, 2011; MONTAGNANI; CONTROZZI; CIPRIANI, 2015).

O desenvolvimento do sistema de controle dinâmico de um punho com freio magnetoreológico visa superar as limitações existentes, oferecendo uma solução inovadora que integra eficientemente o freio magnetoreológico ao punho protético. Este sistema não apenas atende às necessidades biomecânicas dos usuários, mas também aborda questões de peso, custo e controle, que são fundamentais para a aceitação e adoção bem-sucedida por parte dos amputados transradiais.

Em resumo, o trabalho proposto visa preencher uma lacuna crítica na pesquisa de punhos protéticos, proporcionando uma abordagem dinâmica e eficaz por meio do freio magnetoreológico. Espera-se que essa inovação contribua significativamente para a melhoria da qualidade de vida e funcionalidade de amputados transradiais, oferecendo uma alternativa viável e eficiente às próteses disponíveis comercialmente.

1.2 Objetivo geral

O objetivo geral desse estudo é desenvolver um algoritmo de controle dinâmico combinando o controle PID, lógica Fuzzy e otimização dos coeficientes com PSO (*Particle swarm optimization*) para o punho de uma prótese transradial, com o acionamento composto por um motor, redutor harmônico e freio com fluido magnetoreológico.

1.3 Objetivos específicos

Os objetivos específicos visam testar a hipótese de que o uso de um controle dinâmico combinando as técnicas PID, Fuzzy e PSO podem obter um controle satisfatório para diversos cenários no uso da prótese de punho.

Objetivos específicos:

1. Desenvolver modelos matemáticos precisos que descrevam o comportamento do conjunto do acionamento, motor, redutor harmônico e freio magnetoreológico;
2. Usar o método de otimização PSO para encontrar os coeficientes ótimos para o controle PID;
3. Aplicar lógica Fuzzy para permitir a transição entre controles PID compatíveis com cada cenário;
4. Desenvolver o modelo matemático para simular o funcionamento do controle no sistema de acionamento da prótese de punho.
5. Realizar testes com um cenário de um controle com mudança abrupta de movimentação e um cenário que demande um controle suave para validar a eficácia e a precisão do sistema de controle dinâmico;
6. Realizar uma avaliação do desempenho do controle resultante.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica sobre os princípios, fundamentos e o estado da arte das próteses de punho, dispositivos magnetoreológicos, técnicas de controle dinâmico e técnicas de otimização. O objetivo é fornecer as bases conceituais essenciais para compreender as principais definições de punhos protéticos, fluidos magnetoreológicos e controle dinâmico, as quais fundamentam as decisões tomadas no projeto do sistema de controle dinâmico para o punho com freio magnetoreológico.

2.1 Prótese transradial

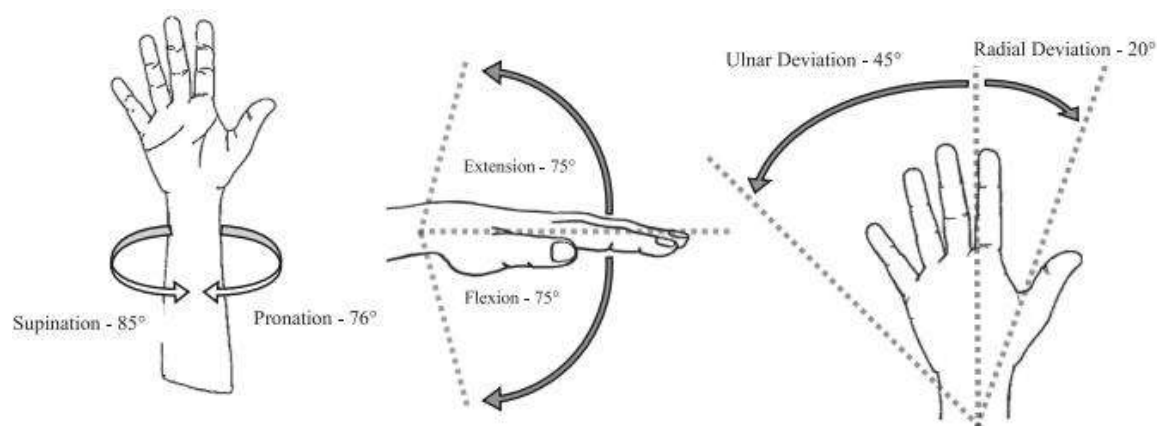
As próteses transradiais são dispositivos ortopédicos projetados para pessoas que sofreram amputações abaixo do cotovelo, na região distal do antebraço. O termo "transradial" refere-se à anatomia do braço, onde a amputação afeta principalmente os ossos do rádio e da ulna, que são responsáveis por grande parte dos movimentos e funções desse segmento (BIDDISS; CHAU, 2007). O objetivo das próteses transradiais é restaurar, de forma parcial ou total, a função e a estética do membro perdido, proporcionando aos usuários maior autonomia em suas atividades diárias (HARVEY et al., 2017).

Uma prótese transradial típica é composta por diversas partes principais, incluindo a carcaça (ou invólucro), que cobre o coto do membro e serve para fixar e ajustar o dispositivo ao corpo. A carcaça é moldada de acordo com o contorno do coto, garantindo conforto e estabilidade. Os materiais utilizados na construção da carcaça variam, podendo incluir plásticos leves, compósitos ou até materiais mais avançados, como fibra de carbono, que conferem resistência e leveza ao dispositivo (ZOSS et al., 2006).

A prótese também pode incluir articulações e mecanismos de movimento, que variam conforme o nível de sofisticação do dispositivo. Essas articulações podem ser passivas, sem movimento controlado pelo usuário, ou ativas, com a capacidade de controlar o movimento da prótese. As próteses passivas têm a função principal de

proporcionar apoio básico e aparência estética, enquanto as próteses ativas permitem movimentos mais complexos, como flexão e extensão do punho, ou movimentos de preensão, simulando as funções naturais do braço e da mão (HARVEY et al., 2017). A Figura 1 apresenta os movimentos do punho humano, em termos de amplitude e graus de liberdade.

Figura 1 - Graus de liberdade (DOFs) do punho humano e suas amplitudes de movimento, mostrados a partir de uma posição neutra. Da esquerda para a direita: pronação/supinação, flexão/extensão e desvio radial/ulnar.



Fonte: Adaptado de BAJAJ; SPIERS; DOLLAR (2019).

Existem dois principais tipos de controle em próteses transradiais: o controle mioelétrico e o controle mecânico. No controle mioelétrico, sensores eletrônicos posicionados nos músculos do coto captam sinais elétricos gerados pela contração muscular. Esses sinais são então transmitidos a um sistema eletrônico que os converte em movimentos, permitindo um controle mais intuitivo e preciso da prótese (ZOSS et al., 2006). Por outro lado, as próteses com controle mecânico utilizam sistemas de cabos e polias, acionados por movimentos do ombro, cotovelo ou parte superior do corpo, e oferecem uma gama de movimentos mais limitada, sendo uma opção mais acessível financeiramente (BIDDISS; CHAU, 2007).

O conforto do usuário é um fator crucial para o sucesso de uma prótese transradial. O encaixe adequado é essencial para evitar desconfortos e lesões. Para isso, um profissional responsável pela adaptação realiza moldagens detalhadas do coto para criar um encaixe personalizado, e a escolha dos materiais, bem como a

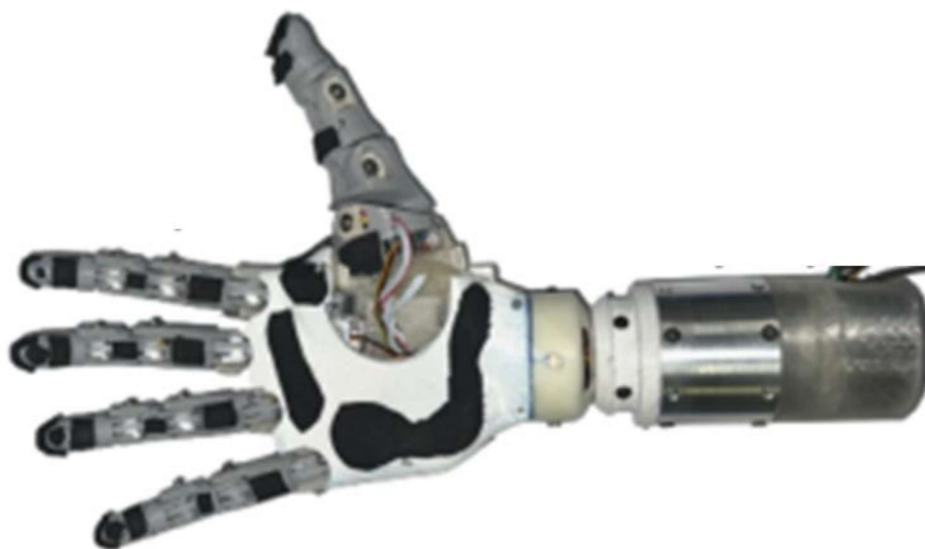
fixação da prótese ao corpo, são determinantes para a eficácia e o conforto do dispositivo (HARVEY et al., 2017).

Próteses mioelétricas, por exemplo, exigem treinamento especializado tanto para o uso do controle quanto para a adaptação física e neurológica do usuário ao dispositivo. Esse processo envolve um "treinamento muscular" para que o usuário aprenda a enviar sinais adequados para os sensores e, assim, acionar os movimentos desejados de forma eficaz (ZOSS et al., 2006).

Com os avanços tecnológicos, as próteses transradiais tornaram-se mais sofisticadas. A introdução de materiais como fibra de carbono e titânio, junto ao aprimoramento de sistemas mioelétricos e ao uso de inteligência artificial, tem possibilitado que essas próteses se aproximem cada vez mais da funcionalidade natural do membro perdido, melhorando significativamente a qualidade de vida dos usuários (HARVEY et al., 2017). Além disso, os aprimoramentos na estética das próteses, com modelos mais leves e com aparência mais realista, ajudam a aumentar a autoestima e a confiança dos usuários, promovendo maior integração social e reduzindo os efeitos psicológicos da amputação (BIDDISS; CHAU, 2007).

A Figura 2 mostra a prótese transradial desenvolvida no Labbio.

Figura 2 - Prótese transradial desenvolvida no Labbio.



Fonte: Adaptado de Dutra (2022).

Estudos sobre a reabilitação de amputados indicam que o uso de próteses transradiais tem trazido benefícios significativos, tanto em termos de recuperação

funcional quanto de qualidade de vida. A capacidade de realizar tarefas cotidianas, como escrever, manusear objetos e até praticar atividades físicas, tem um impacto direto na independência e no bem-estar emocional dos usuários (HARVEY et al., 2017).

Em resumo, as próteses transradiais desempenham um papel fundamental na restauração das capacidades funcionais e estéticas de pessoas com amputações abaixo do cotovelo. Variando em complexidade e tipos de controle, como mioelétrico ou mecânico, esses dispositivos têm evoluído ao longo do tempo, com melhorias tecnológicas que proporcionam uma maior eficiência, funcionalidade e qualidade de vida aos seus usuários.

2.2 Dispositivos magnetoreológico

Os fluidos magnetoreológicos (MR) são substâncias inteligentes cujas propriedades podem ser controladas por um campo magnético externo. Compostas por partículas ferromagnéticas ou ferrimagnéticas suspensas em um fluido base, geralmente óleo ou água, essas substâncias possuem a capacidade de alterar suas características físicas, como a viscosidade, quando expostas a um campo magnético. As partículas no fluido se alinham e formam estruturas de cadeias, o que resulta em um aumento significativo da viscosidade, transformando o fluido de um estado líquido para algo mais gelatinoso. Esse fenômeno é reversível, ou seja, a viscosidade do fluido pode ser ajustada em função da intensidade do campo magnético aplicado. Essa versatilidade torna os fluidos MR extremamente úteis em várias aplicações tecnológicas e industriais (HARVEY et al., 2017).

A composição básica dos fluidos magnetoreológicos é constituída por partículas ferrosas com tamanho na faixa de micrômetros (entre 1 e 10 micrômetros), dispersas em um fluido base. As partículas podem ser feitas de ferro, aço ou outras ligas ferromagnéticas, enquanto o fluido base é escolhido conforme as exigências da aplicação, sendo comumente óleo mineral, água ou compostos sintéticos. Quando um campo magnético é aplicado, as partículas metálicas se orientam ao longo das linhas do campo, formando aglomerados ou cadeias dentro do fluido, o que aumenta a

viscosidade dele. Esse comportamento resulta em uma resistência à fluidez que pode ser controlada com precisão (WANG et al., 2018).

A principal característica dos fluidos magnetoreológicos é sua resposta rápida e controlável às mudanças no campo magnético. A viscosidade do fluido pode ser ajustada de forma contínua, variando de um estado de fluidez normal para um estado semielástico ou até sólido, dependendo da intensidade do campo magnético aplicado. A capacidade de ajustar suas propriedades em tempo real confere aos fluidos MR uma grande flexibilidade, tornando-os altamente adaptáveis a diferentes condições operacionais. Este controle dinâmico é uma das maiores vantagens dos fluidos magnetoreológicos, permitindo uma modulação precisa de suas características em sistemas que exigem alto desempenho (JOLLY et al., 1996).

Os fluidos magnetoreológicos têm uma ampla gama de aplicações, especialmente em sistemas que exigem controle preciso de força ou amortecimento. Entre as áreas mais comuns de aplicação estão:

Amortecedores e Suspensões: Em sistemas de suspensão veicular, os fluidos MR são utilizados para controlar o amortecimento em tempo real. Quando o veículo se depara com terrenos irregulares ou mudanças rápidas nas condições da estrada, a viscosidade do fluido é ajustada pelo campo magnético, proporcionando um amortecimento adaptativo. Isso resulta em uma condução mais suave e em um desempenho superior do veículo (CARLSON et al., 2000).

Dispositivos de Controle de Vibração: Em sistemas de controle de vibração, como nas indústrias de aeronáutica e automotiva, os fluidos MR são utilizados para dissipar energia de vibração, promovendo maior estabilidade e conforto nos sistemas (LIU et al., 2006).

Atuadores e Braços Robóticos: Fluidos magnetoreológicos (FMR) são empregados em atuadores e sistemas robóticos para controlar o movimento e a força de forma precisa. A capacidade de adaptação rápida a diferentes tarefas e cargas torna esses fluidos ideais para a robótica avançada (CHEN et al., 2008).

Equipamentos de Proteção Pessoal: Em algumas pesquisas, os fluidos MR estão sendo explorados em vestimentas de proteção, como coletes à prova de bala. Nesse caso, o fluido pode endurecer rapidamente quando exposto a um campo magnético, oferecendo proteção adicional sem comprometer a mobilidade (WANG et al., 2018).

Uma das principais vantagens dos fluidos magnetoreológicos é a sua capacidade de fornecer controle dinâmico em tempo real. Isso torna esses fluidos ideais para sistemas que precisam responder rapidamente a mudanças nas condições de operação. Além disso, a ausência de componentes mecânicos complexos, como molas ou amortecedores tradicionais, pode resultar em sistemas mais compactos e com menor necessidade de manutenção (CARLSON et al., 2000).

No entanto, apesar de suas vantagens, os fluidos magnetoreológicos também apresentam desafios. A necessidade de um campo magnético suficientemente forte para alinhar as partículas do fluido de forma eficaz pode exigir o uso de equipamentos especializados. A durabilidade das partículas magnéticas e a estabilidade do fluido ao longo do tempo também são questões importantes que precisam ser monitoradas para evitar falhas no sistema (HARVEY et al., 2017).

Os fluidos magnetoreológicos são substâncias altamente versáteis e controláveis, cuja viscosidade pode ser ajustada pela aplicação de um campo magnético. Seu uso em áreas como amortecedores, sistemas de controle de vibração e atuadores tem revolucionado a engenharia de sistemas dinâmicos, oferecendo uma solução eficaz e adaptável para o controle de força e movimento. Embora os desafios relacionados à intensidade do campo magnético e à estabilidade dos fluidos ainda exijam atenção, o avanço contínuo da tecnologia está ampliando o leque de aplicações possíveis para esses fluidos (JOLLY et al., 1996).

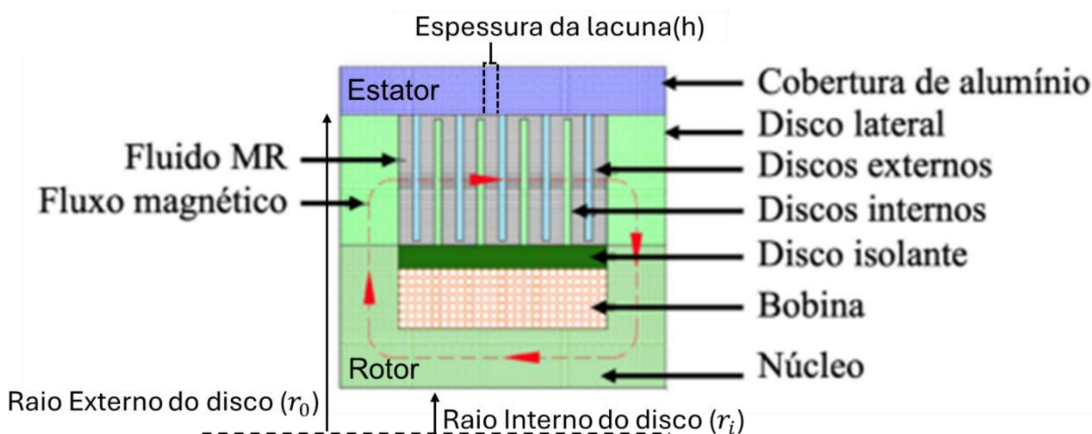
2.2.1 Freio magnetoreológico

Os freios que utilizam fluidos magnetoreológicos (MR) são sistemas de controle de movimento que aproveitam as propriedades únicas desses fluidos inteligentes para proporcionar um amortecimento e frenagem dinâmicos e ajustáveis. O funcionamento básico de um freio MR envolve o uso de fluido magnetoreológico para criar resistência ao movimento, ajustando sua viscosidade em tempo real com a aplicação de um campo magnético externo. Essa tecnologia tem sido amplamente aplicada em diversas áreas, desde sistemas automotivos até equipamentos industriais e

dispositivos de proteção, devido à sua capacidade de adaptar rapidamente a resposta do sistema às condições variáveis de operação (CARLSON et al., 2000).

O princípio de funcionamento de um freio baseado em fluido magnetorreológico é simples, mas altamente eficiente. O sistema consiste em um fluido magnetorreológico suspenso em um espaço onde um campo magnético pode ser aplicado. Esse fluido é composto por partículas ferromagnéticas de tamanho micrométrico, suspensas em um fluido base (geralmente óleo ou água). Quando o campo magnético é aplicado ao fluido, as partículas magnéticas se alinham ao longo das linhas do campo, formando estruturas de cadeia. Este arranjo das partículas no fluido aumenta a viscosidade do fluido, dificultando seu fluxo e criando resistência ao movimento, ativando o sistema de "frenagem" (JOLLY et al., 1996). Um esquemático de um freio MR é apresentado na Figura 3.

Figura 3 - Esquema do freio magnetorreológico com configuração multidiscos.



Fonte: Adaptado de ANDRADE; FILHO; VIMIEIRO e PINOTTI (2018).

O diferencial dos freios MR em relação aos freios convencionais (como os de disco ou tambor) é que a resistência ao movimento não é criada por componentes mecânicos rígidos, como pastilhas de frenagem, mas sim por uma variação controlável da viscosidade do fluido. Essa resposta é altamente dinâmica, o que significa que a resistência pode ser ajustada instantaneamente e com alta precisão, dependendo das necessidades do sistema, por meio da intensidade do campo magnético aplicado (LIU et al., 2006).

Controle em Tempo Real: Uma das maiores vantagens dos freios MR é a capacidade de ajuste instantâneo. O campo magnético pode ser alterado

rapidamente, permitindo variações da resistência em tempo real, o que oferece um controle superior sobre a frenagem. Esse controle é particularmente útil em situações que exigem adaptação rápida, como em veículos de alta performance, sistemas industriais ou dispositivos de amortecimento para equipamentos sensíveis (LIU et al., 2006).

Diferentemente dos sistemas de frenagem tradicionais, que dependem do contato físico entre as pastilhas de freio e o disco ou tambor, os freios MR não exigem esse tipo de atrito direto. Isso pode reduzir o desgaste dos componentes do sistema e aumentar sua durabilidade, além de minimizar a geração de calor, que pode ser uma limitação em sistemas de frenagem convencionais (CARLSON et al., 2000).

Os freios MR podem se ajustar às condições variáveis de operação. Por exemplo, em veículos, eles podem se adaptar automaticamente às diferentes condições da estrada, proporcionando uma frenagem mais eficiente em terrenos irregulares. Isso pode ser especialmente vantajoso em sistemas de suspensão ativa, onde a mesma tecnologia de fluido MR é usada tanto para controle de vibração quanto para controle de frenagem (CHEN et al., 2008).

A aplicação de um campo magnético permite um ajuste muito preciso da viscosidade do fluido, possibilitando um controle de força de frenagem que pode ser ajustado finamente. Isso pode ser vantajoso em sistemas que exigem frenagem precisa e controlada, como em sistemas robóticos ou em equipamentos industriais de precisão (LIU et al., 2006).

Os freios baseados em fluidos magnetoreológicos têm diversas aplicações em várias indústrias e setores. Algumas das principais áreas de aplicação incluem:

- **Indústria Automotiva:** Em veículos, especialmente em sistemas de suspensão ativa e controle de vibração, os fluidos MR são usados para fornecer frenagem e amortecimento dinâmicos. Essa tecnologia permite um controle superior da resposta de frenagem, otimizando o desempenho do veículo em diferentes condições de estrada (LIU et al., 2006).
- **Indústria Aeroespacial e Automação:** Em sistemas de controle de vibração em aeronaves e outros equipamentos sensíveis, os freios MR podem ser empregados para garantir que as vibrações sejam controladas de maneira eficaz, mantendo a estabilidade e a segurança. Esses sistemas também podem

ser usados em robôs e atuadores industriais, onde a precisão no controle de movimento é essencial (JOLLY et al., 1996).

- Equipamentos de Proteção e Dispositivos de Segurança: A aplicação de freios MR em dispositivos de proteção, como coletes à prova de balas e outros equipamentos de segurança, permite que o sistema reaja instantaneamente a impactos, oferecendo maior proteção sem comprometer a mobilidade. Quando um impacto forte ocorre, o fluido MR pode endurecer rapidamente, ajudando a dissipar a energia do impacto de forma eficaz (CHEN et al., 2008).
- Indústria de Máquinas e Ferramentas: Em sistemas industriais, como em máquinas-ferramentas e equipamentos pesados, os freios MR podem ser utilizados para melhorar a precisão e o controle durante operações de usinagem e outros processos que exigem controle rigoroso do movimento e da frenagem (JOLLY et al., 1996).

Apesar das vantagens, os freios MR também enfrentam desafios. O principal desafio é a necessidade de um campo magnético suficientemente forte para ativar e manter a fluidez do sistema. Isso exige o uso de ímãs ou bobinas de alta potência, o que pode aumentar o custo e a complexidade do sistema. Além disso, a durabilidade e estabilidade do fluido magnetoreológico ao longo do tempo, em condições extremas de temperatura ou em ambientes de alta pressão, precisam ser monitoradas para garantir a eficácia do sistema. A manutenção dos fluidos, que podem sofrer degradação com o tempo devido à contaminação ou ao desgaste das partículas magnéticas, também representa um desafio (CARLSON et al., 2000).

Os freios baseados em fluidos magnetoreológicos representam uma inovação significativa nos sistemas de controle de movimento, oferecendo uma alternativa dinâmica, adaptável e eficiente aos sistemas de frenagem convencionais. A capacidade de controlar a resistência ao movimento em tempo real, sem a necessidade de atrito físico direto, torna esses sistemas altamente flexíveis e duráveis. Embora ainda haja desafios técnicos a serem superados, as aplicações dessa tecnologia têm o potencial de transformar diversos setores, incluindo a indústria automotiva, aeroespacial e de equipamentos industriais, proporcionando um controle de movimento mais preciso e eficaz (CHEN et al., 2008).

2.3 Controle PID-Fuzzy-PSO

2.3.1 Controle PID

O controle PID é um dos métodos de controle mais amplamente utilizados em sistemas de automação e engenharia para a regulação de processos dinâmicos. "PID" é uma sigla que representa Proporcional, Integral e Derivativo, que são os três termos que formam a base desse algoritmo de controle. Ele é empregado para ajustar a saída de um sistema de forma que a diferença entre o valor desejado (referência) e o valor atual (medido) seja minimizada de maneira eficiente e com uma resposta estável. O controle PID é utilizado em uma grande variedade de aplicações, desde o controle de temperatura em fornos industriais até o controle de velocidade em motores e sistemas de navegação de veículos autônomos (TAN, W.; MARQUEZ, H. J.; CHEN, T, 2004).

O objetivo do controle PID é minimizar o erro entre a variável de processo (aquela que está sendo controlada) e o valor desejado (referência). O controlador PID realiza esse ajuste por meio de três componentes principais, o proporcional, integral e derivativo (SCHULTZ, W. C.; RIDEOUT, V. C,1961).

O termo proporcional é responsável por calcular um valor proporcional ao erro atual (Equação (1)). O erro é a diferença entre a variável medida e o valor desejado. O componente proporcional aplica um ajuste proporcional a essa diferença, o que significa que um erro maior resultará em um ajuste maior. O ganho proporcional (denotado como K_p) determina a intensidade dessa resposta. Um aumento no valor de K_p leva a um controle mais agressivo, mas pode causar oscilações ou instabilidade se for excessivo (ANG, K. H.; CHONG, G.; LI, Y,2005).

$$P = K_p e(t) \quad (1)$$

Onde $e(t)$ é o erro no tempo t , em segundos, medido pela diferença do valor esperado pelo obtido, e K_p é o ganho proporcional.

O termo integral é projetado para eliminar o erro residual que pode permanecer após a aplicação do controle proporcional. Mesmo que o erro seja pequeno, o controle integral acumula o erro ao longo do tempo e aplica um ajuste adicional com base na

soma de todos os erros passados. O objetivo é corrigir desvios persistentes, como pequenos erros que não são resolvidos com o controle proporcional (ANG, K. H.; CHONG, G.; LI, Y,2005). O ganho integral é representado por K_i , e o cálculo do componente integral é dado por:

$$I = K_i \int_0^t e(t) dt \quad (2)$$

O termo derivativo é responsável por prever o comportamento futuro do erro com base na taxa de variação do erro ao longo do tempo. Em vez de apenas reagir ao erro atual, o componente derivativo tenta antecipar a tendência do erro, ajustando a resposta do sistema para reduzir as oscilações e melhorar a estabilidade (ANG, K. H.; CHONG, G.; LI, Y,2005). O ganho derivativo é denotado por K_d , e o cálculo do componente derivativo é dado por:

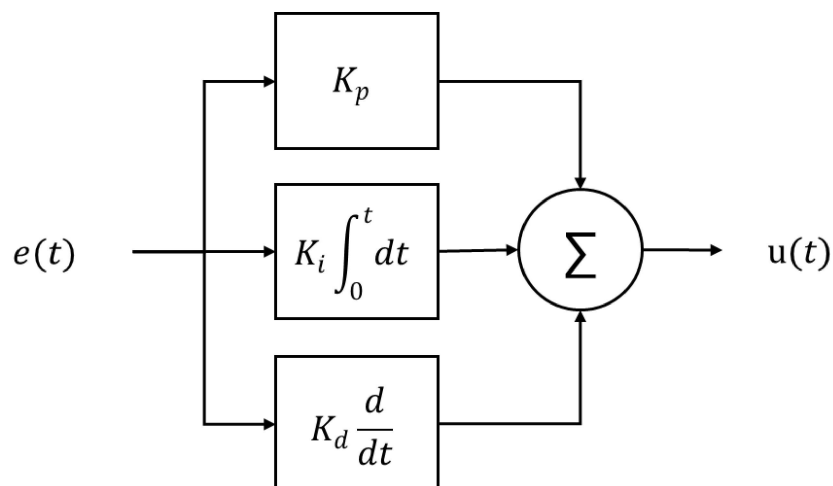
$$D = K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (3)$$

A equação geral do controlador PID é a soma dos três componentes mencionados anteriormente (TAN, W.; MARQUEZ, H. J.; CHEN, T, 2004):

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (4)$$

Onde $u(t)$ é a saída do controlador, ou seja, a ação de controle aplicada ao sistema. A Figura 4 apresenta o diagrama de um controle PID.

Figura 4 - Diagrama de blocos do controlador PID.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A eficácia do controle PID depende de um ajuste adequado dos três parâmetros K_p , K_i e K_d . O processo de sintonização desses parâmetros, ou seja, encontrar os valores ideais para cada um deles, é essencial para garantir que o controlador PID funcione de maneira eficiente (SCHULTZ, W. C.; RIDEOUT, V. C, 1961). Existem diversas abordagens para o ajuste dos parâmetros, sendo as mais comuns:

Método Ziegler-Nichols: Uma técnica experimental que envolve a alteração dos parâmetros do controlador até que o sistema comece a oscilar de forma estável, e, a partir daí, determina-se os valores de K_p , K_i e K_d .

Métodos de otimização computacional: Algoritmos como o método de descida de gradiente ou algoritmos genéticos podem ser usados para ajustar os parâmetros PID de forma automatizada, buscando otimizar o desempenho do sistema com base em critérios definidos (como tempo de resposta ou minimização de erro).

O controle PID é simples de implementar e eficaz em uma ampla gama de aplicações, o que o torna uma escolha popular em sistemas industriais, automação e controle de processos. Sua implementação não requer modelos matemáticos complexos do sistema, o que facilita a aplicação em sistemas que não possuem um modelo preciso (OGATA, 2010).

Quando sintonizado corretamente, o controlador PID proporciona uma resposta estável e precisa, mantendo o erro mínimo durante a operação. O componente proporcional ajuda a corrigir rapidamente o erro, o integral elimina erros persistentes, e o derivativo ajuda a prevenir oscilações (ANG, K. H.; CHONG, G.; LI, Y, 2005).

O controlador PID pode ser usado em uma grande variedade de sistemas, de processos térmicos (como controle de temperatura) até sistemas mecânicos e elétricos (como controle de velocidade de motores).

Apesar de suas vantagens, o controle PID tem algumas limitações. Uma delas é a dificuldade de se ajustar adequadamente os parâmetros K_p , K_i e K_d em sistemas altamente não lineares ou sistemas com mudanças bruscas de comportamento. Além disso, o controlador PID pode ser sensível a ruídos e distúrbios no sistema, já que a componente derivativa amplifica as altas frequências. Em alguns casos, a solução para esses problemas pode envolver o uso de filtros ou outras abordagens de controle mais avançadas, como o controle adaptativo ou o controle preditivo (ÅSTRÖM; HÄFNER, 2008).

O controle PID é amplamente utilizado em diversas indústrias, incluindo:

- Indústria Automotiva: Controle de sistemas de suspensão, controle de velocidade de motores e controle de sistemas de frenagem;
- Indústria de Processos: Controle de temperatura, nível de líquidos, pressão, entre outros, em processos químicos e industriais;
- Sistemas de Robótica: Controle de movimento em braços robóticos e outros sistemas automatizados;
- Eletrônica de Potência: Controle de conversores de energia, reguladores de tensão e outros dispositivos eletrônicos.

2.3.2 Otimização PSO

O algoritmo de otimização por enxame de partículas (PSO, do inglês Particle Swarm Optimization) é uma técnica de otimização global inspirada no comportamento social de grupos de organismos, como aves ou cardumes de peixes. PSO foi desenvolvido por Kennedy e Eberhart em 1995, inspirado no estudo do comportamento coletivo de aves em busca de alimentos (KENNEDY; EBERHART, 1995). A seguir, detalharemos seus princípios fundamentais, etapas de funcionamento, vantagens e limitações, bem como suas principais aplicações.

O PSO baseia-se no conceito de enxame e no movimento social dos indivíduos dentro do grupo. Cada solução potencial de um problema é representada por uma partícula no espaço de busca, e cada partícula tem uma posição e uma velocidade associadas. O objetivo do PSO é encontrar a posição ótima (ou solução) ao longo de várias iterações, em que as partículas "voam" em busca da melhor solução possível, ajustando suas posições com base na melhor posição conhecida por elas próprias e pela melhor posição já encontrada por qualquer partícula do enxame (KENNEDY; EBERHART, 1995).

Essencialmente, cada partícula segue duas fontes de informação: sua própria melhor solução conhecida, chamada de "pbest" (personal best), e a melhor solução já encontrada por qualquer outra partícula, chamada de "gbest" (global best). A partícula ajusta sua velocidade e posição de acordo com estas duas informações, o que permite um comportamento de exploração e exploração do espaço de busca. O ajuste das

velocidades e posições é governado por um conjunto de parâmetros de controle, que são fundamentais para o desempenho do algoritmo.

O funcionamento do PSO envolve um ciclo iterativo que ocorre até que um critério de parada seja atendido, como um número máximo de iterações ou a obtenção de uma solução satisfatória. As etapas principais incluem:

O algoritmo começa com a criação de um conjunto de partículas com posições e velocidades aleatórias dentro do espaço de busca. Cada partícula é associada a um valor de "pbest" (sua posição inicial) e, no início, o "gbest" é geralmente a melhor posição encontrada entre todas as partículas.

O algoritmo PSO foi utilizado para ajustar os ganhos do PID em cada cenário (BENNETT; GOLDFARB, 2018).

Para cada partícula, a nova velocidade e posição são calculadas usando a seguinte fórmula:

$$v_i(t + 1) = wv_i(t) + c_1r_1(pbest_i - x_i(t)) + c_2r_2(gbest - x_i(t)) \quad (5)$$

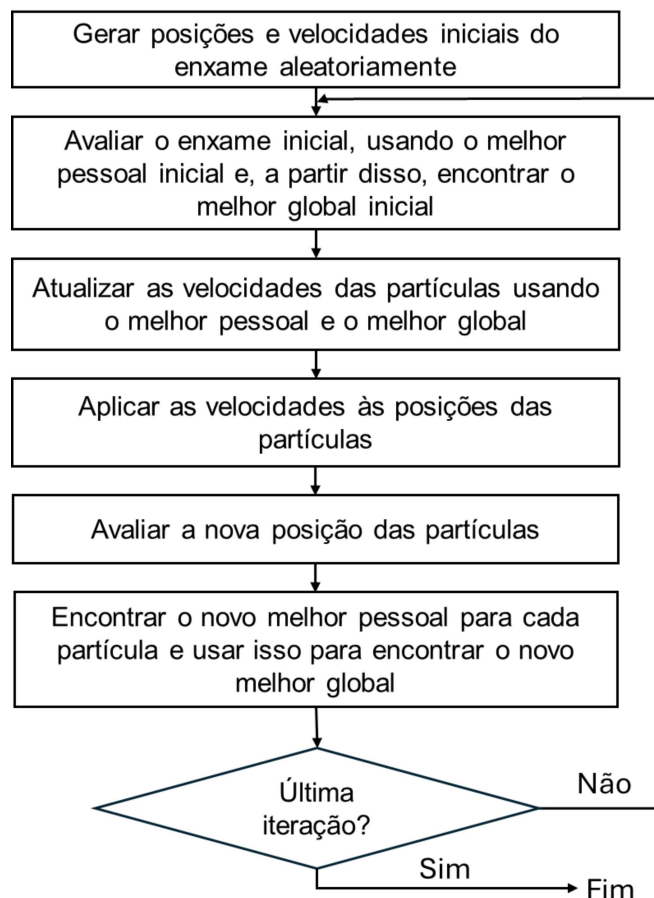
$$x_i(t + 1) = x_i(t) + v_i(t + 1) \quad (6)$$

Onde x_i é a posição da partícula i (ganho PID), v_i é a velocidade da partícula i , w é o fator de inércia, que controla a influência da velocidade anterior sobre a nova velocidade, c_1, c_2 são os coeficientes de aprendizado, que controla a exploração no espaço de busca, r_1, r_2 são números aleatórios entre 0 e 1, usados para introduzir aleatoriedade no processo, $pbest_i$ é a melhor posição conhecida pela partícula i e $gbest$ é a melhor posição global encontrada.

Após a atualização das posições, cada partícula é avaliada em termos da qualidade da solução que representa. A qualidade é medida por uma função de avaliação ou custo, e com base neste valor, o "pbest" de cada partícula é atualizado se uma melhor solução for encontrada.

A melhor posição global ("gbest") é atualizada a cada iteração, com base nas soluções encontradas pelas partículas. Quando uma partícula encontra uma solução melhor do que a posição global, essa solução é adotada como a nova "gbest".

O processo continua até que um critério de parada seja atendido, como um número máximo de iterações ou a convergência das soluções. A Figura 5 apresenta o Fluxograma do funcionamento do PSO.

Figura 5 - Fluxograma do funcionamento do PSO

Fonte: Elaborado pelo autor.

O PSO apresenta várias vantagens que o tornam uma opção popular para problemas de otimização. O algoritmo é simples de implementar e entender, com poucos parâmetros a serem ajustados. A maioria dos problemas de otimização pode ser modelada de maneira eficaz usando PSO, sem a necessidade de uma modelagem matemática complexa (KENNEDY; EBERHART, 1995). O PSO tem uma boa capacidade de encontrar soluções globais ou de aproximação global devido ao seu comportamento de busca tanto local quanto global. Isso é particularmente útil em espaços de busca grandes e complexos (POLI; KENNEDY; BLACKWELL, 2007). O PSO pode ser usado para resolver problemas com múltiplas variáveis, e sua natureza estocástica ajuda a evitar a convergência prematura, que é um problema comum em algoritmos determinísticos (SHI; EBERHART, 1998).

Apesar de suas vantagens, o PSO também apresenta algumas limitações. O PSO pode, em alguns casos, sofrer de convergência prematura, especialmente em

espaços de busca complexos ou com múltiplos ótimos locais. Isso ocorre quando o algoritmo começa a explorar apenas uma região do espaço de busca, ignorando outras áreas promissoras (POLI et al., 2007). O desempenho do PSO é altamente dependente dos parâmetros como o fator de inércia w e os coeficientes de aprendizado c_1 e c_2 . Ajustá-los inadequadamente pode comprometer a capacidade de exploração e exploração do algoritmo, afetando a qualidade da solução final (VAN DEN BERGH, 2006). Embora o PSO seja eficaz em muitos problemas, sua eficiência pode diminuir à medida que a dimensionalidade do problema aumenta, devido ao crescimento exponencial do espaço de busca (KENNEDY, 2006).

O PSO tem sido amplamente utilizado em uma variedade de campos e problemas de otimização, incluindo:

- Otimização de funções: PSO é comumente usado para otimizar funções matemáticas complexas, particularmente aquelas com múltiplos ótimos locais (POLI et al., 2007).
- Engenharia e design: O algoritmo tem sido aplicado em problemas de engenharia, como otimização de parâmetros em sistemas de controle, redes neurais, e modelagem de sistemas dinâmicos (EBERHART; SHI, 2001).
- Otimização de redes de comunicação: PSO é utilizado para otimizar parâmetros em redes de comunicação, como alocação de recursos e otimização de tráfego em redes de dados (PAVITHRA; NAGARAJ, 2012).
- Aprendizado de máquina: PSO é utilizado para otimizar os parâmetros de algoritmos de aprendizado de máquina, como redes neurais, máquinas de vetores de suporte e outros modelos de aprendizado (SHI; EBERHART, 1998).
- Bioinformática e engenharia genética: O algoritmo tem sido aplicado para otimizar problemas de análise de dados genéticos, como o ajuste de modelos de previsão e a otimização de processos de bioinformática (PAVITHRA; NAGARAJ, 2012).

O PSO é uma técnica poderosa e versátil de otimização que combina simplicidade com eficácia na busca por soluções ótimas em espaços de busca complexos. Embora apresente algumas limitações, como a possibilidade de

convergência prematura e a sensibilidade aos parâmetros, suas vantagens, como a facilidade de implementação e a capacidade de lidar com problemas de múltiplos parâmetros, tornam-no uma escolha atrativa para uma ampla gama de aplicações.

2.3.3 *Lógica Fuzzy*

A correta seleção e configuração do controlador do processo é crucial para obter determinadas performances funcionais de aspectos como consumo, estabilidade, velocidade e precisão (ANG, K. H.; CHONG, G.; LI, Y., 2005).

A lógica fuzzy (ou lógica difusa) é uma extensão da lógica clássica que permite trabalhar com valores intermediários entre "verdadeiro" e "falso", ao contrário da lógica tradicional que só admite esses dois estados. Essa abordagem é inspirada na imprecisão e incerteza encontradas em muitos sistemas do mundo real, como o controle de temperatura, velocidade ou posição (ZADEH, 1973). Ao aplicar a lógica fuzzy a um controlador PID (Proporcional, Integral, Derivativo), busca-se melhorar o desempenho e a robustez do controle, permitindo que o sistema se adapte melhor a condições variáveis, com um controle mais flexível e preciso, especialmente em sistemas não lineares e incertos (LEE, 1990).

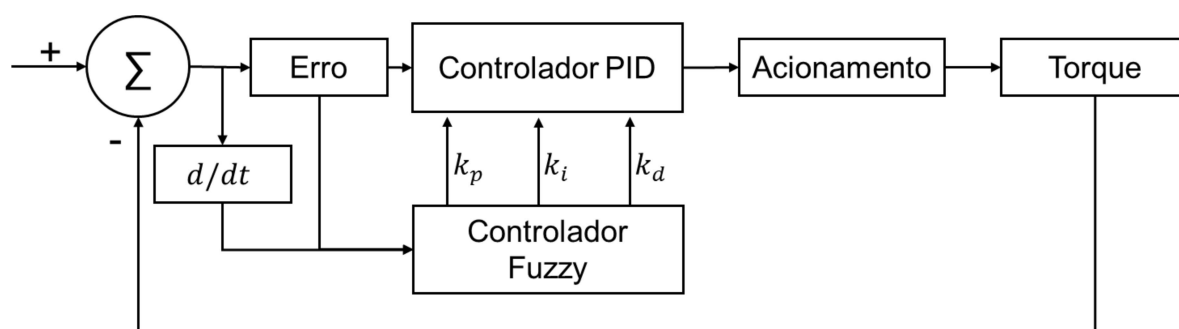
O controlador PID tradicional pode enfrentar dificuldades em ambientes com comportamentos não lineares, variações inesperadas ou sistemas com dinâmica difícil de modelar. É nesse contexto que entra a lógica fuzzy, que pode ser aplicada para ajustar os parâmetros do PID de forma adaptativa e mais robusta a incertezas e não linearidades (PASSINO; YURKOVICH, 1998).

O conceito de controle fuzzy PID se baseia na ideia de substituir os termos fixos do controlador PID tradicional por regras fuzzy que ajustam dinamicamente os parâmetros K_p , K_i e K_d (os ganhos proporcional, integral e derivativo) com base na situação do sistema. A principal vantagem é que a lógica fuzzy pode lidar com incertezas, ruídos e não linearidades, permitindo um controle mais adaptativo e inteligente (MENDES et al., 2008).

A aplicação da lógica fuzzy em um controlador PID pode ocorrer de duas formas principais:

Ajuste dinâmico dos parâmetros PID usando lógica fuzzy, nesse modelo, os parâmetros K_p , K_i e K_d não são fixos, mas ajustados de acordo com o comportamento do erro e sua taxa de variação (MOHAMED; EL-HAG, 2011). O controlador fuzzy, portanto, ajusta esses parâmetros dinamicamente com base em regras fuzzy definidas a partir da análise do sistema. Em vez de um ganho fixo, o sistema usa um conjunto de regras do tipo "se-então" para determinar como os ganhos devem ser ajustados dependendo do valor do erro atual, do erro passado e da taxa de variação do erro (derivada). A Figura 6 apresenta o esquema de aplicação da lógica fuzzy com controle PID.

Figura 6 - Esquema de aplicação da lógica fuzzy com controle PID.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Exemplo de regras fuzzy para PID:

- Se o erro é pequeno e a taxa de variação do erro é positiva, então o ganho proporcional K_p pode ser aumentado para acelerar a resposta (LI; ZHAO, 2006);
- Se o erro é grande e persistente, o ganho integral K_i pode ser aumentado para corrigir o erro acumulado (TANAKA, 1996);
- Se o erro está mudando rapidamente, o ganho derivativo K_d pode ser ajustado para reduzir a oscilação e melhorar a estabilidade (JANTZEN, 1998).

Substituição do PID tradicional por um controlador fuzzy completo, nesse modelo, o controlador PID é completamente substituído por um controlador fuzzy que é projetado para lidar diretamente com as variáveis de controle (LEE, 1990). A lógica fuzzy é usada para controlar o erro e a taxa de variação do erro diretamente, sem a necessidade dos termos proporcionais, integrais ou derivativos explícitos. A vantagem

desse modelo é que ele pode ser muito mais flexível e capaz de lidar com sistemas altamente não lineares, que são difíceis de modelar com um controlador PID convencional.

O processo começa com a fuzzificação das variáveis de entrada, como o erro $e(t)$ e a taxa de variação do erro $de(t)/dt$. Essas variáveis contínuas são transformadas em valores fuzzy usando conjuntos difusos, que são representados por funções de pertinência (ZADEH, 1973). Essas funções de pertinência definem os graus de pertencimento de um valor numérico a diferentes categorias ou classes. Por exemplo, a variável "erro" pode ser dividida em categorias como "pequeno", "médio" e "grande", com funções de pertinência que indicam em que grau um erro é considerado pequeno, médio ou grande.

A seguir, as variáveis fuzzy (erro e variação do erro) são utilizadas nas regras fuzzy. Estas regras são do tipo "se... então...", e descrevem como os parâmetros do controlador PID devem ser ajustados com base nas condições do sistema. Um exemplo de regra poderia ser: "Se o erro é grande e a taxa de variação do erro é positiva, então o ganho proporcional K_p deve ser elevado."

A inferência fuzzy combina as regras fuzzy para determinar as ações de controle apropriadas. Em vez de calcular um valor único como no caso do controlador PID tradicional, o controlador fuzzy combina todas as respostas possíveis das regras para gerar uma saída difusa, ou seja, uma ação de controle que reflete o comportamento do sistema de maneira mais suave e contínua.

Após a inferência fuzzy, a saída do controlador é desfuzzificada para gerar um valor numérico preciso (PASSINO; YURKOVICH, 1998). Isso é feito por meio de um processo de desfuzzificação, que transforma a variável fuzzy de volta em um valor crisp (não fuzzy) que pode ser usado para ajustar o sistema.

A lógica fuzzy é altamente eficaz em lidar com sistemas não lineares, onde um controlador PID tradicional pode ter dificuldade em fornecer um controle eficiente (MENDES et al., 2008). Isso ocorre porque a lógica fuzzy pode representar e lidar com incertezas e imprecisões no modelo do sistema (MOHAMED; EL-HAG, 2011).

O controle fuzzy PID é mais robusto a ruídos e perturbações do que os controladores PID convencionais. Isso porque a lógica fuzzy pode suavizar as oscilações e reduzir os efeitos de pequenas variações no sistema.

O controle fuzzy permite que os parâmetros do PID sejam ajustados dinamicamente com base nas condições do sistema, o que proporciona um controle mais flexível e eficiente em comparação com o uso de parâmetros fixos.

Em sistemas complexos ou altamente variáveis, onde o comportamento do sistema muda frequentemente, o controlador fuzzy PID pode ser mais eficaz na adaptação às mudanças do que um controlador PID convencional.

O desenvolvimento de um controlador fuzzy PID pode ser mais complexo, pois exige a definição de um conjunto de regras fuzzy adequado, o que pode exigir um conhecimento profundo do sistema e da experiência prática (JANTZEN, 1998).

A criação de um conjunto de regras fuzzy adequado pode ser um desafio. As funções de pertinência e as regras precisam ser cuidadosamente projetadas para representar corretamente o comportamento desejado do sistema (TANAKA, 1996).

Dependendo da implementação, o uso de lógica fuzzy pode ser mais intensivo em termos computacionais do que um controlador PID tradicional, o que pode ser uma limitação em sistemas com restrições de processamento ou em tempo real.

O controle fuzzy PID tem sido aplicado com sucesso em diversos campos, incluindo:

- Controle de processos industriais: Como controle de temperatura, pressão e fluxo em sistemas de automação industrial (LI; ZHAO, 2006);
- Controle de motores e sistemas mecânicos: Em robótica, controle de velocidade de motores e sistemas de movimento (PASSINO; YURKOVICH, 1998);
- Controle de sistemas de energia e elétricos: Em sistemas de conversores de energia e controladores de sistemas elétricos de potência (MOHAMED; EL-HAG, 2011);
- Controle de sistemas de transporte e veículos autônomos: Para fornecer uma navegação mais precisa e eficiente em veículos, drones e outros sistemas autônomos (MENDES et al., 2008).

O uso de lógica fuzzy no controle PID oferece uma abordagem poderosa e flexível para lidar com sistemas dinâmicos complexos e não lineares, proporcionando um controle adaptativo e robusto. Ao combinar a simplicidade do controlador PID com a capacidade de lidar com incertezas e variações do controlador fuzzy, o controle fuzzy PID se torna uma ferramenta extremamente útil em diversas aplicações, como

na automação industrial, na robótica e em sistemas de controle de processos (LEE, 1990). Apesar das suas vantagens, como maior flexibilidade e robustez, ele também apresenta desafios relacionados à implementação e à definição das regras e parâmetros (JANTZEN, 1998). Contudo, quando projetado corretamente, o controle fuzzy PID pode oferecer uma solução eficaz e eficiente para sistemas complexos.

2.3.4 Combinação dos Métodos: PID, PSO e Lógica Fuzzy

O controle PID (Proporcional, Integral e Derivativo) é amplamente utilizado em sistemas de controle automático devido à sua simplicidade e eficácia. Contudo, sua performance pode ser limitada em cenários complexos ou dinâmicos, onde o ajuste dos parâmetros (K_p , K_i e K_d) se torna desafiador (ÅSTRÖM; HÄGGLUND, 2006). Em contrapartida, a otimização por algoritmos, como o PSO, oferece uma abordagem eficiente para ajustar esses parâmetros (EBERHART; KENNEDY, 1995), enquanto a lógica Fuzzy pode ser empregada para fazer a troca dinâmica entre diferentes conjuntos de coeficientes de controle em função das condições do sistema (ZADEH, 1973). A combinação desses métodos é um estado da arte emergente que visa melhorar a precisão e adaptabilidade dos sistemas de controle (RAMOS; NETO, 2011).

A combinação de PID com PSO e lógica Fuzzy oferece uma solução híbrida que pode superar as limitações dos métodos individuais. O PSO otimiza os coeficientes PID de forma global (EBERHART; KENNEDY, 1995), enquanto a lógica Fuzzy oferece uma flexibilidade adicional, adaptando os parâmetros PID em tempo real com base nas condições do sistema (MENDEL, 1995).

O PSO encontra um conjunto inicial de parâmetros PID que minimiza o erro de controle para uma determinada configuração do sistema (SHI; EBERHART, 1998).

Em tempo real, a lógica Fuzzy ajusta os parâmetros PID com base em variações nas condições do sistema, permitindo uma resposta mais adaptável e eficiente (ROSS, 2010).

Essa abordagem híbrida é especialmente útil em sistemas não lineares ou com variações dinâmicas, como sistemas de controle de processos industriais ou sistemas

robóticos. Ela garante um controle mais robusto e flexível, que pode se adaptar às mudanças rápidas e imprevisíveis no ambiente (RAMOS; NETO, 2011).

A combinação dos métodos pode levar a um controle mais preciso e estável, especialmente em sistemas não lineares ou com comportamento dinâmico (JIANG et al., 2018). A lógica Fuzzy permite ajustes dinâmicos, enquanto o PSO oferece uma boa convergência para soluções ótimas (EBERHART; KENNEDY, 1995). O PSO não exige um modelo detalhado do sistema, o que facilita a aplicação em sistemas complexos e desconhecidos (SHI; EBERHART, 1998).

O PSO, devido à sua natureza iterativa, pode exigir grandes recursos computacionais, especialmente para sistemas de controle em tempo real (EBERHART; KENNEDY, 1995). Desafios na implementação: A integração de PID, PSO e lógica Fuzzy pode ser complexa, exigindo cuidados na implementação e na escolha dos parâmetros adequados para cada componente.

A combinação de PID, PSO e lógica Fuzzy tem sido aplicada com sucesso em várias áreas:

- Controle de processos industriais: Ajustes dinâmicos de PID em sistemas de controle de temperatura, pressão e fluxo (JIANG et al., 2018);
- Robótica: Otimização de movimentos em robôs, onde o controle precisa ser altamente preciso e adaptável (MENDEL, 1995);
- Sistemas de controle de veículos autônomos: Garantia de estabilidade e desempenho em ambientes dinâmicos e imprevisíveis (JIANG et al., 2018);
- Controle de sistemas elétricos: Ajustes de PID em sistemas de controle de potência e frequência (ROSS, 2010).

O uso conjunto do controle PID, PSO e lógica Fuzzy representa um avanço significativo no campo do controle automático, proporcionando um método robusto e adaptativo para sistemas complexos. Embora a implementação possa ser desafiadora e computacionalmente intensiva (EBERHART; KENNEDY, 1995), as vantagens em termos de desempenho e flexibilidade fazem dessa abordagem uma escolha atraente para uma vasta gama de aplicações (JIANG et al., 2018).

2.3.5 Avaliação do erro

A questão natural que surge é como comparar as configurações de PID obtidas por diferentes métodos ou, de forma mais geral, como avaliar o desempenho de um controlador. No controle de processos, a variância mínima tem sido usada como critério para avaliar o desempenho de malha fechada por décadas, mas não considera adequadamente o rastreamento de setpoint e a rejeição de distúrbios, além de não abordar diretamente a robustez do sistema. Um critério ideal deve ser aplicável a processos estáveis, integradores ou instáveis, de malha única ou múltipla, e incluir propriedades de domínio de tempo e especificações de robustez de domínio de frequência. Para processos de malha única, o erro integral é uma boa medida de desempenho e a margem de ganho-fase é uma boa medida de robustez, combinando esses elementos para avaliar o desempenho do sistema (TAN, W.; MARQUEZ, H. J.; CHEN, T, 2004).

O erro integral é uma boa medida para avaliar a resposta ao ponto de ajuste e à perturbação (TAN, W.; MARQUEZ, H. J.; CHEN, T, 2004). A seguir estão alguns critérios comumente usados baseados no erro integral para uma resposta a um degrau no ponto de ajuste ou na perturbação (SCHULTZ, W. C.; RIDEOUT, V. C, 1961).

ISE (Integral of Squared Error) penaliza mais severamente grandes desvios, promovendo respostas rápidas, porém com possível aumento no sobressinal. Expresso pela equação:

$$ISE = \int_0^T e^2(t) dt \quad (7)$$

IAE (Integral of Absolute Error) proporciona equilíbrio entre erro transitório e estacionário, sendo um critério robusto e frequentemente preferido em aplicações industriais (TAN; MARQUEZ; CHEN, 2004). Expresso pela equação:

$$IAE = \int_0^T |e(t)| dt \quad (8)$$

ITAE (Integral Time Absolute Error) e ISTE (Integral Squared Time Error) ponderam o erro pelo tempo, valorizando o desempenho em regime permanente e

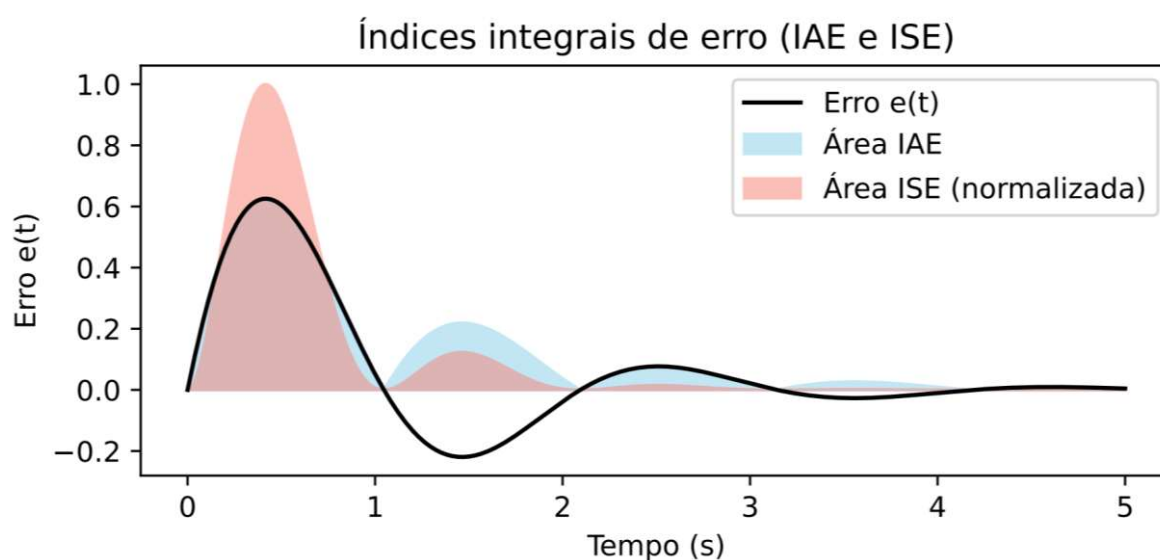
reduzindo oscilações persistentes (ASTROM; HÄGGLUND, 1995). Expresso pelas equações:

$$ITAE = \int_0^T t|e(t)|dt \quad (9)$$

$$ISTE = \int_0^T t^2 e^2(t)dt \quad (10)$$

A Figura 7 representa graficamente as métricas IAE e ISE, para exemplificar a forma de análise dos índices integrais de erro.

Figura 7 – Representação grafica das métricas IAE e ISE.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Esses índices são particularmente úteis quando aplicados em processos de otimização automática de parâmetros de controle, como em técnicas baseadas em Particle Swarm Optimization (EBERHART; KENNEDY, 1995).

Além dos índices integrais, o desempenho transitório pode ser caracterizado por métricas temporais, que descrevem o comportamento dinâmico da resposta a um degrau de referência. De acordo com Nise (2011), os principais parâmetros são:

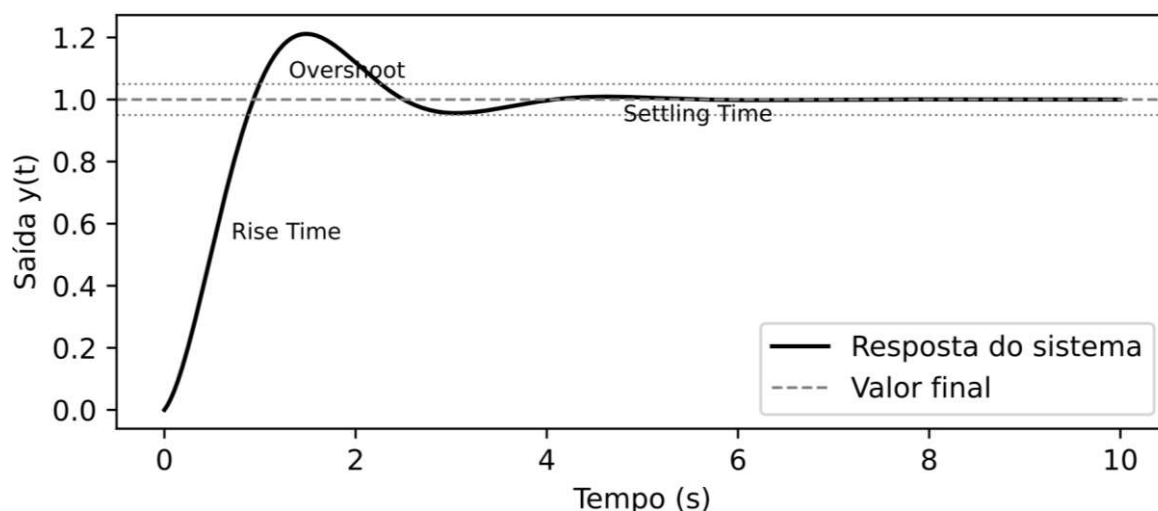
- Sobressinal (*Overshoot*) e Sobressinal de Pico (*Peak Overshoot*): indicam a magnitude máxima da resposta em relação ao valor de regime permanente, refletindo estabilidade relativa e conforto em sistemas

biomecânicos (JIMENEZ-FABIAN; VERLINDEN, 2012).

- Tempo de Subida (*Rise Time*): intervalo necessário para a resposta atingir a primeira vez o valor de referência.
- Tempo de Acomodação (*Settling Time*): tempo até que a resposta permaneça dentro de uma faixa de tolerância (tipicamente $\pm 2\%$ ou $\pm 5\%$) do valor final.
- Erro em Regime Permanente (*Steady-State Error*): diferença entre o valor final da resposta e o valor de referência.

Esses parâmetros estão intimamente relacionados à forma da resposta temporal e fornecem medidas diretas da velocidade e precisão do controle. A Figura 8 representa graficamente as métricas de *overshoot*, *rise time* e *settling time*.

Figura 8 - Representação gráfica de *overshoot*, *rise time* e *settling time*.



Fonte: Elaborado pelo autor.

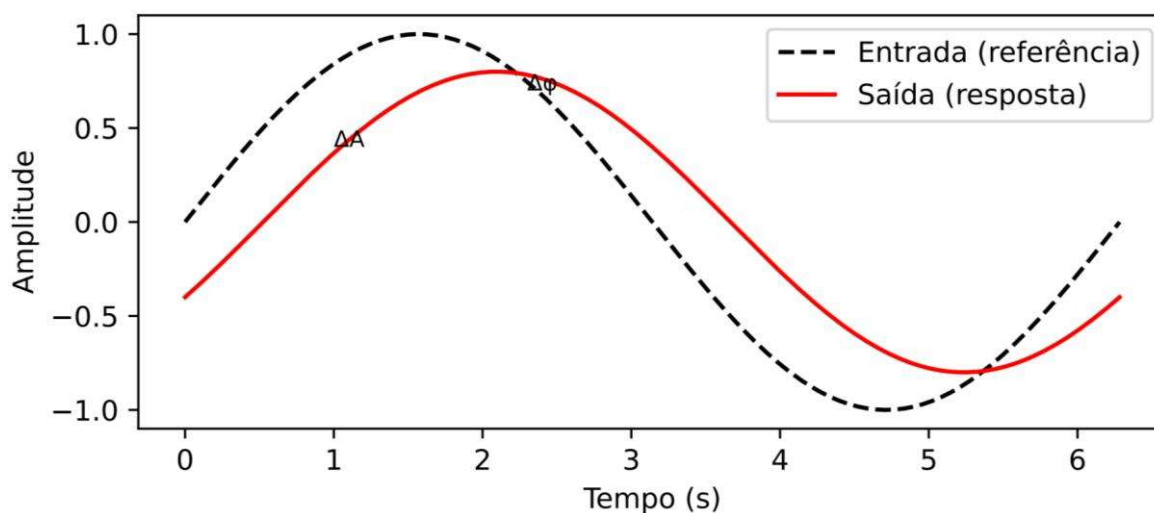
Quando o sistema é testado sob entradas periódicas ou senoidais, como nos cenários de rastreamento contínuo de torque em próteses, métricas harmônicas se tornam mais relevantes, como:

- A Razão de Amplitude (*Amplitude Ratio*) avalia o ganho entre a amplitude da saída e a da entrada, refletindo o efeito de atenuação ou amplificação na banda de frequência considerada (DORF; BISHOP, 2017);
- A Defasagem de Fase (*Phase Lag*) indica o atraso temporal entre entrada e saída, refletindo a resposta dinâmica do controlador e a latência dos atuadores (NISE, 2011);

- O Erro Quadrático Médio (*RMS Error*) sintetiza a diferença média entre os sinais ao longo de um ciclo completo, sendo útil para avaliar o desempenho global em regime permanente (TAN; MARQUEZ; CHEN, 2004).

Essas métricas são amplamente adotadas em sistemas de rastreamento de trajetória, robótica e controle de torque, fornecendo indicadores diretos da precisão harmônica e da suavidade de movimento, características desejáveis em próteses ativas de membro superior. A Figura 9 representa graficamente as métricas da razão de amplitude e defasagem de fase.

Figura 9 - Representação gráfica de razão de amplitude e defasagem.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O conjunto de métricas apresentado integrais, temporais e harmônicas oferece uma base robusta para avaliação quantitativa do desempenho do sistema de controle.

Enquanto os índices integrais (ISE, IAE, ITAE, ISTE) fornecem uma medida global de erro acumulado, os parâmetros temporais descrevem a resposta transitória e a estabilidade relativa.

Por fim, as métricas harmônicas capturam a precisão de rastreamento em regimes periódicos, complementando a análise no domínio do tempo com uma interpretação física do comportamento dinâmico.

A integração dessas métricas garante uma avaliação abrangente e comparável entre diferentes estratégias de controle, possibilitando não apenas a otimização numérica dos parâmetros, mas também a análise qualitativa dos efeitos sobre estabilidade, suavidade e conforto do usuário.

3 METODOLOGIA

Neste capítulo são descritos os procedimentos metodológicos empregados para o desenvolvimento, ajuste e validação do sistema de controle híbrido inteligente aplicado ao punho protético transradial.

A metodologia compreende as etapas de modelagem dinâmica do sistema, projeto e otimização do controlador híbrido (PID-PSO-Fuzzy) e avaliação de desempenho em cenários distintos de operação.

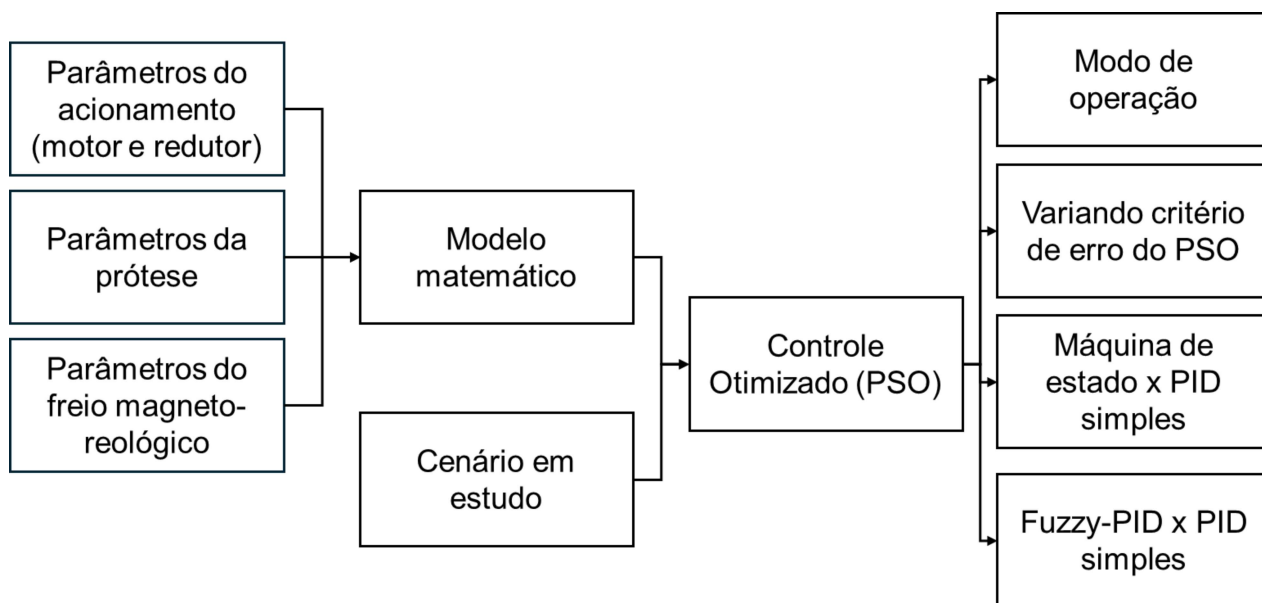
Os resultados obtidos são apresentados, destacando as contribuições de cada abordagem de controle testada o controlador PID fixo, o controlador baseado em Máquina de Estados e o controlador Fuzzy-PID adaptativo.

Para a realização do estudo foram seguindo os seguintes passos:

1. Consideração dos dados de entrada para o sistema com base na prótese desenvolvida pelo Labbio;
2. Desenvolvimento do modelo matemático para calcular o torque resultante considerando o sistema com motor, redutor harmônico e freio magnetoreológico;
3. Definição das curvas de torque de referência, considerando um cenário para uma aplicação de força abrupta, um cenário que demande um controle mais preciso e um cenário híbrido;
4. Desenvolvimento do controle dinâmico, usando um controle PID, otimizando os coeficientes para cada caso considerado, por meio do algoritmo PSO e desenvolvimento de uma lógica Fuzzy para controlar qual coeficientes usar em cada momento;
5. Validar computacionalmente os resultados obtidos, considerando a avaliação dos resultados em diferentes modos de operação, otimizando os coeficientes com diferentes critérios, comparando a máquina de estado e Fuzzy com um controlador PID simples, com coeficientes fixos.

A Figura 10 apresenta um fluxograma das etapas do estudo.

Figura 10 - Fluxograma da metodologia seguida no estudo.

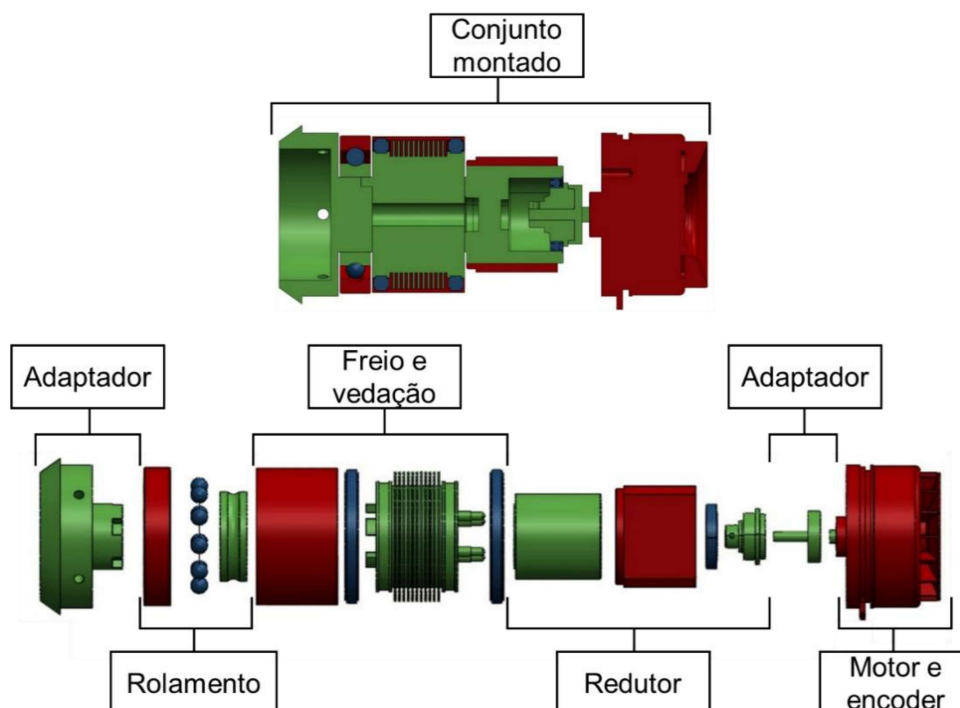


Fonte: Elaborado pelo autor.

3.1 Acionamento da prótese de punho

O sistema estudado é composto por um motor de corrente contínua acoplado a um redutor harmônico e um freio magnetorreológico (MR), integrados em uma arquitetura de controle híbrida. Essa configuração, desenvolvida no Laboratório de Bioengenharia (Labbio/UFMG), permite tanto o controle ativo de torque quanto o controle resistivo, tornando o sistema adequado a diferentes regimes de movimento do usuário. A Figura 11 apresenta o esquemático dos componentes da prótese.

Figura 11 - Esquemático dos componentes da prótese



Fonte: Adaptado de Dutra (2022).

O acionamento da prótese desenvolvida no Labbio consiste nos componentes mecânicos:

- Motor EC (EC 45 Flat Maxon Motors, Sachseln, Suíça) (90W e 115g);
- Encoder (MILE, Maxon motors, Sachseln, Suíça) (2048cpt e 10g);
- Caixa de engrenagens (CSF-8-100-1U-CC-F, Harmonic Drive AG, Limburg na der Lahn, Alemanha) (relação de redução de 100:1 e 100g);
- Freio magnetoreológico.

As Tabelas 1 e 2 apresentam, respectivamente, a especificação do conjunto motor e redutor harmônico e a especificação do freio magnetoreológico utilizados na prótese desenvolvida neste trabalho.

A Tabela 1 reúne as principais informações do sistema de acionamento, incluindo as características do motor, como potência nominal, velocidade de rotação, torque máximo e rendimento, bem como a relação de redução do redutor harmônico acoplado ao eixo de saída. Além disso, são apresentadas as propriedades inerciais e a massa total da prótese, de forma a oferecer uma visão abrangente sobre o comportamento dinâmico do conjunto. Essas informações são fundamentais para o

dimensionamento do sistema, permitindo avaliar o desempenho esperado em diferentes condições de operação.

Tabela 1 – Parâmetros do acionamento do punho.

Parâmetro	Símbolo	Valor
Resistência da armadura do motor	R_a	0,447 Ω
Indutância da armadura do motor	L_a	0.243 mH
Constante elétrica do motor	K_b	1.27 V/s rad
Constante de proporcionalidade do torque do motor	K_t	29.5 mN.m/A
Momento de inércia polar do motor	J_m	135 g.cm ²
Momento de inércia polar do redutor	J_r	0.33 mkg.m ²
Razão de redução	n	0,01
Momento de inércia polar da carga	J_c	0.406 g.m ²
Coefficiente de amortecimento viscoso do motor	C_m	1.352 μ kg.m/(rad/s)
Coefficiente de amortecimento viscoso do freio	C_f	0.122 μ kg.m ² /s
Corrente no motor sem carga	I_s	281 mA
Velocidade angular do motor sem carga	ω_s	601,09 rad/s
Atraso na resposta	D_m	200 ms

Fonte: Adaptado de Dutra (2022).

A Tabela 2, por sua vez, descreve as características do freio magnetoreológico, componente responsável pelo controle resistivo do movimento. São detalhadas suas propriedades eletromagnéticas, faixa de torque resistivo, tempo de resposta e demais parâmetros relevantes ao seu funcionamento. Também são incluídos os valores de massa e inércia associados ao freio, uma vez que esses aspectos influenciam diretamente na dinâmica global da prótese e no comportamento de controle durante o uso.

Tabela 2 – Parâmetros do freio MR.

Parâmetro	Símbolo	Valor
Raio externo dos discos	r_o	20,04 mm
Raio da base do núcleo da bobina	r_2	6,59 mm
Número de gaps	N	23 gaps
Densidade de fluxo magnético na região do fluido MR	B_{MR}	0,6176 T
Corrente na bobina	I	1,1167 A
Espessura dos discos laterais	L_2	3,59 mm
Tensão limite de cisalhamento do fluido MR	τ_y	37,48 kPa
Permeabilidade magnética relativa do fluido MR	μ_{MR}	$7,51 \times 10^{-6}$ T.m/A
Número de voltas das bobinas	N_b	328
Densidade de fluxo magnético na parte inferior do núcleo de ferro	B_{nf}	1,71 T
Torque no estado desligado	T_{off}	0,0231 N.m
Torque do freio MR	T	4,87 N.m
Largura do freio MR	L	17,2 mm
Massa total	M	0,1157 kg
Potência da bobina para alcançar torque máximo do freio MR	P	3,06 W
Atraso na resposta	D_f	112 ms

Fonte: Adaptado de Dutra (2022).

A prótese pode operar segundo diferentes modos de operação (Tabela 3), no qual pode incluir o uso do motor para movimentar (ativo), do freio para resistir ao movimento (resistivo), dos dois junto para resistir um torque mais elevado (resistivo-ativo) e livre, no qual ambos estão desligados.

Tabela 3 – Modos de operação da prótese.

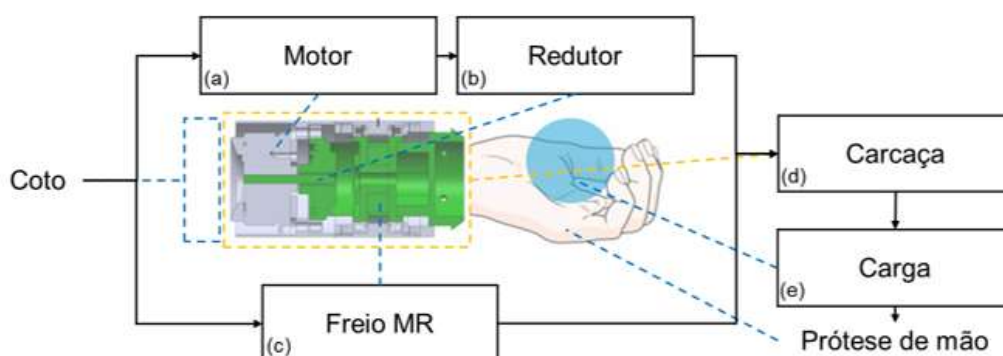
Modo	Motor	Freio
Ativo	Ligado	Desligado
Resistivo	Desligado	Ligado
Resistivo-ativo	Ligado	Ligado
Livre	Desligado	Desligado

Fonte: Adaptado de Dutra (2022).

3.2 Modelo matemático

Para a compreensão do sistema de estudo foi desenvolvido um modelo matemático, considerando o sistema eletromecânico da prótese do punho. O sistema consiste em um motor de indução CC, um redutor harmônico e o freio magnetoreológico, segundo o esquemático da Figura 12.

Figura 12 - Esquemático do modelo dinâmico do atuador protético.



(a) Motor expresso pelas variáveis: momento de inércia polar do motor (J_m); coeficiente de amortecimento viscoso do motor (c_m); constante elétrica do motor (K_b); constante de proporcionalidade do torque do motor (K_T). (b) Redutor expresso pelas variáveis: momento de inércia polar do redutor (J_r); coeficiente de amortecimento viscoso do redutor (c_r); redução da carga (n). (c) Freio MR expresso pelo momento de inércia polar do encapsulamento (J_h). (d) Carcaça expressa pelo momento de inércia polar da carga (J_c). (e) Carga expressa pelo coeficiente de amortecimento viscoso do freio (c_b).

Fonte: Adaptado de Dutra (2022).

Os acionamentos, motor e redutor, são responsáveis por gerar torque ativo e o freio MR por gerar torque resistivo. O torque do motor (τ_{motor}), em N.m, é obtido segundo a Equação (11) no qual o torque é calculado em função da corrente da armadura, em A, multiplicada por uma constante de proporcionalidade do torque do motor (K_t).

$$\tau_{motor} = I_a K_t \quad (11)$$

O momento de inércia polar efetivo (J_e), em kg.m², representado na Equação (12), é a soma dos momentos de inércias polares e da carga (J_c), considerando um fator multiplicador da redução na carga (n^2), uma vez que o momento de inércia polar da carga está localizado após o redutor.

$$J_e = J_m + J_r + n^2 J_c \quad (12)$$

De forma similar, o amortecimento viscoso efetivo do sistema (C_e), em kg.m/(rad/s), é a soma dos amortecimentos viscosos do motor (C_m), do redutor (C_r) e do freio (C_f), considerando um fator multiplicador da redução na carga (n^2). Como expresso na equação:

$$C_e = C_m + C_r + n^2 C_f \quad (13)$$

O torque do motor (τ_{motor}) é obtido segundo a Equação (14) no qual saturação foi introduzida no modelo dinâmico do acionamento, limitando a corrente e a tensão conforme a faixa operacional do motor. A saturação foi limitada a 20% do fornecido pelo catálogo (8,06 A) para gerar menos aquecimento. A saturação da tensão do motor limitou a tensão de entrada em até 18 V, valor que representa a alimentação do motor. Valores superiores a esse podem ocasionar o aquecimento do sistema.

O freio magnetorreológico foi modelado conforme o modelo plástico de Bingham, que descreve o comportamento viscoplástico do fluido MR sob ação de um campo magnético (CHEN; LIAO, 2010), conforme expresso por:

$$\tau_{freio} = 2N\pi \left[\frac{\tau_y}{3} (r_0^3 - r_i^3) + \frac{\omega \mu_{MR}}{4h} (r_0^4 - r_i^4) \right] \quad (14)$$

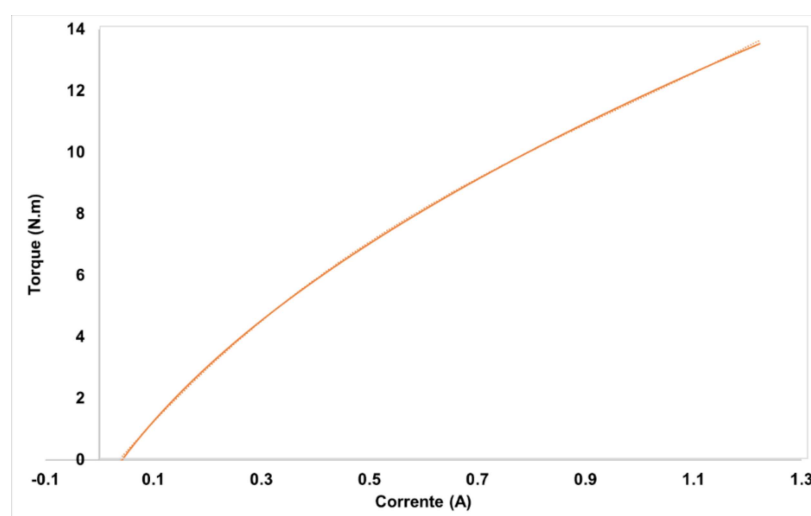
Onde N é o número de lacunas de cisalhamento ativas, τ_y é o limite de escoamento do fluido MR (função da intensidade do campo magnético), r_o, r_i são o raio externo e o raio interno do disco, em m, h é a espessura da lacuna, em m, μ_{MR} é o coeficiente de amortecimento viscoso, em Pa.s, e ω é a velocidade angular, rad/s.

A curva experimental do valor da tensão limite de cisalhamento em função da força do campo magnético é fornecida pela fabricante do fluido MR (MRF-140CG, Lord Corporation), segundo Dutra (2022) a curva pode ser expressa pela Equação (15).

$$\tau_y = 2 * 10^{-12}H^3 - 2 * 10^{-6}H^2 + 0,6092 * H + 20,899 \quad (15)$$

Com base nas Equação (15) e (16) foi possível criar uma curva do modelo dinâmico teórico do freio MR, com torque, em N.m, em função da corrente, em A, (Figura 13).

Figura 13 - Curva teórica do torque em função da corrente para o freio MR.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Considerando as limitações físicas do freio MR, a saturação foi introduzida para limitar a corrente na bobina em 2,5 A, uma vez que a corrente máxima suportada no fio da bobina é este valor. O torque máximo foi restringido para 4,87 N.m para o freio MR, próximo das faixas experimentais relatadas na literatura especializada (CHEN; LIAO, 2010).

Para descrever o movimento rotativo de um rotor, é necessário considerar as forças e momentos que atuam sobre o sistema. Essas forças podem ser oriundas de torques aplicados, como o torque do motor, e de torques de resistência, como os torques de freio. A equação que rege o movimento rotativo é análoga à equação de movimento linear, mas é expressa em termos de ângulo e momento de inércia.

A equação fundamental que descreve o movimento rotativo é dada por:

$$\tau_{net} = I \cdot \alpha \quad (16)$$

Onde τ_{net} é o torque resultante, em N.m, I é o momento de inercia do rotor, em kg.m², e α é a aceleração angular, em rad/s².

A fórmula acima é derivada das leis de Newton para a rotação e pode ser encontrada em muitos textos de dinâmica rotacional, como "Classical Mechanics" de Herbert Goldstein (2002).

O torque líquido τ_{net} é a diferença entre o torque do motor τ_{motor} e o torque de freio τ_{freio} , ou seja:

$$\tau_{net} = \tau_{motor} - \tau_{freio} \quad (17)$$

Agora, para obter a posição final do rotor, integramos a aceleração angular α para encontrar a velocidade angular ω , e depois integramos a velocidade angular para obter a posição angular θ .

Primeiramente, a velocidade angular, em rad/s, pode ser obtida por:

$$\omega(t) = \omega_0 + \int_0^t \alpha(t') dt' \quad (18)$$

onde ω_0 é a velocidade angular inicial.

Em seguida, a posição angular final $\theta(t)$, em rad, pode ser encontrada por:

$$\theta(t) = \theta_0 + \int_0^t \omega(t') dt' \quad (19)$$

Esses procedimentos são descritos em textos clássicos sobre dinâmica rotacional, como "Fundamentals of Engineering Mechanics" de Robert Mott (2012), que detalha a integração das equações de movimento para sistemas rotacionais.

O torque resistivo τ_{freio} pode alterar o sentido a depender da direção do movimento, podendo se somar ao torque do motor quando ambos estão resistindo a

um torque aplicado, como subtraindo quando estão operando em sentidos opostos. O algoritmo considera o funcionamento do freio sempre em sentido oposto ao movimento, com a força resistiva variando segundo a corrente fornecida, no caso de uma corrente igual a zero, o valor do amortecimento passivo permanece.

A dinâmica rotacional do conjunto foi modelada segundo a Segunda Lei de Newton para sistemas rotacionais (OGATA, 2010):

$$J_e \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} + C_e \frac{d\theta(t)}{dt} = \tau_{motor}(t) - \tau_{freio}(t) \quad (20)$$

Onde J_e é a inércia rotacional equivalente, em kg.m^2 , C_e é o coeficiente de amortecimento equivalente, em $\text{kg.m}/(\text{rad/s})$, $\tau_{motor}(t)$ é o torque da unidade motora, em N.m, composto pelo motor e redutor, $\tau_{freio}(t)$ é o torque resistivo gerado pelo freio MR, e $\theta(t)$ é a posição angular, em rad, da articulação ao longo do tempo.

3.3 Controle dinâmico

O sistema de controle híbrido proposto integra três camadas principais:

- Controlador PID, responsável pela ação de controle de baixo nível;
- Otimização por PSO, encarregada do ajuste dos ganhos do PID;
- Módulo Fuzzy adaptativo, que realiza a interpolação contínua dos ganhos conforme o regime de operação.

Essa arquitetura busca conciliar a robustez do controle clássico com a adaptabilidade das técnicas de inteligência computacional, oferecendo desempenho estável mesmo em condições não lineares e variáveis no tempo.

A implementação incluiu:

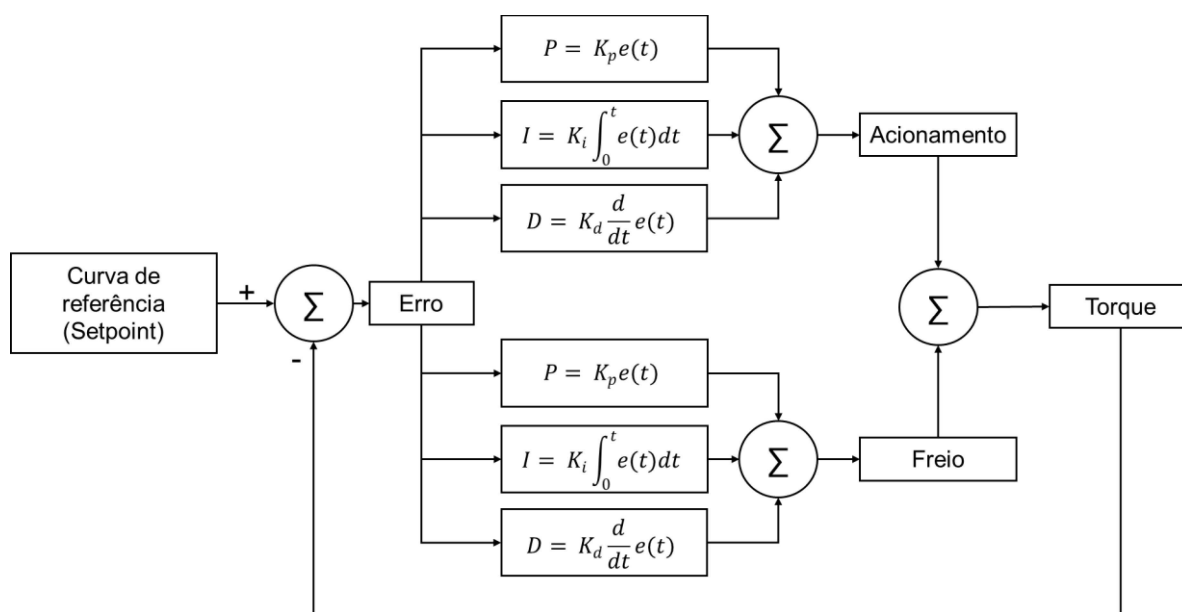
- anti-windup com retrocálculo (back-calculation);
- saturação de torque por clamping nos limites físicos dos atuadores.

O estudo contemplou três cenários distintos, o primeiro, foi um cenário de uma movimentação bruta, com mudança rápida de torque, sendo realizada tanto em sentido ativo do movimento, quanto no sentido resistivo. O segundo, um cenário suave representado por uma senoide. O terceiro e último cenário, é um cenário híbrido

no qual une os dois cenários anteriores, com intuito de testar e validar o controle Fuzzy, permitindo transitar entre modos "ótimos" de cenários distintos.

O primeiro cenário foi representado como uma curva "step" (ou "função degrau"), que é uma representação matemática de uma mudança abrupta em um sistema, simulando um movimento ou alteração brusca em uma variável. O segundo cenário foi representado como uma curva senoidal e o cenário híbrido começa com uma curva senoidal e passa para uma função degrau resistivo. A Figura 14 apresenta o diagrama do controle usado.

Figura 14 - Esquema do controle aplicado a prótese.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.4 Otimização

Para a otimização dos coeficientes para cada caso considerado foi usado o algoritmo PSO. Os coeficientes otimizados foram o k_p , k_i e k_d do controle PID do acionamento, motor e redutor, e os coeficientes o k_p , k_i e k_d do controle PID do freio MR. A otimização foi feita variando a métrica do erro, como funções de custo, foram utilizados quatro índices integrais de erro ISE, IAE, ITAE e ISTE amplamente

empregados em sistemas de controle para quantificação de precisão e estabilidade (OGATA, 2010).

Os parâmetros do método de sintonia PSO-PID utilizados são mostrados na Tabela 1. A triagem de estabilidade descartou respostas instáveis ou oscilatórias. Os ganhos foram limitados dentro de intervalos práticos de 0 a 1, para a corrente elétrica de entrada, com base em testes preliminares. O peso de inércia w foi fixado em 0,9 para garantir a consistência da convergência.

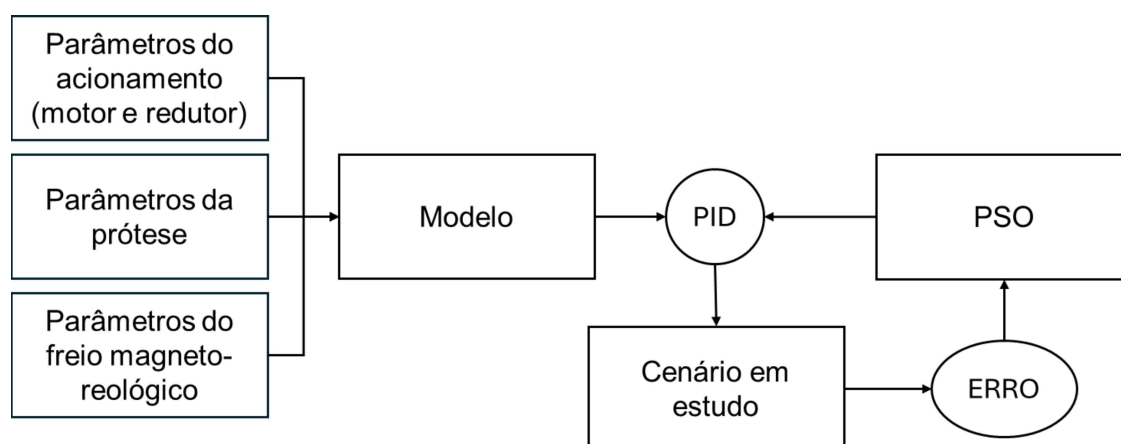
Tabela 4 – Parâmetros do método de sintonia (*tuning*) PSO-PID.

Parâmetros	Símbolos	Valores
Tamanho da população	M	20
Número de iterações	N_i	200
Range do peso da inércia	$[w_{min}, w_{max}]$	0.9
Parâmetro cognitivo	C_1	2.0
Parâmetro social	C_2	2.0

Fonte: Elaborado pelo autor.

Durante a busca, respostas instáveis ou fora dos limites físicos do sistema foram descartadas, garantindo a viabilidade prática dos parâmetros obtidos. A otimização dos coeficientes do controle PID seguiram lógica do fluxograma da Figura 15, repetindo o ciclo com base no número de iterações definidos na Tabela 4.

Figura 15 - Fluxograma da aplicação do PSO na definição dos coeficientes de controle PID.



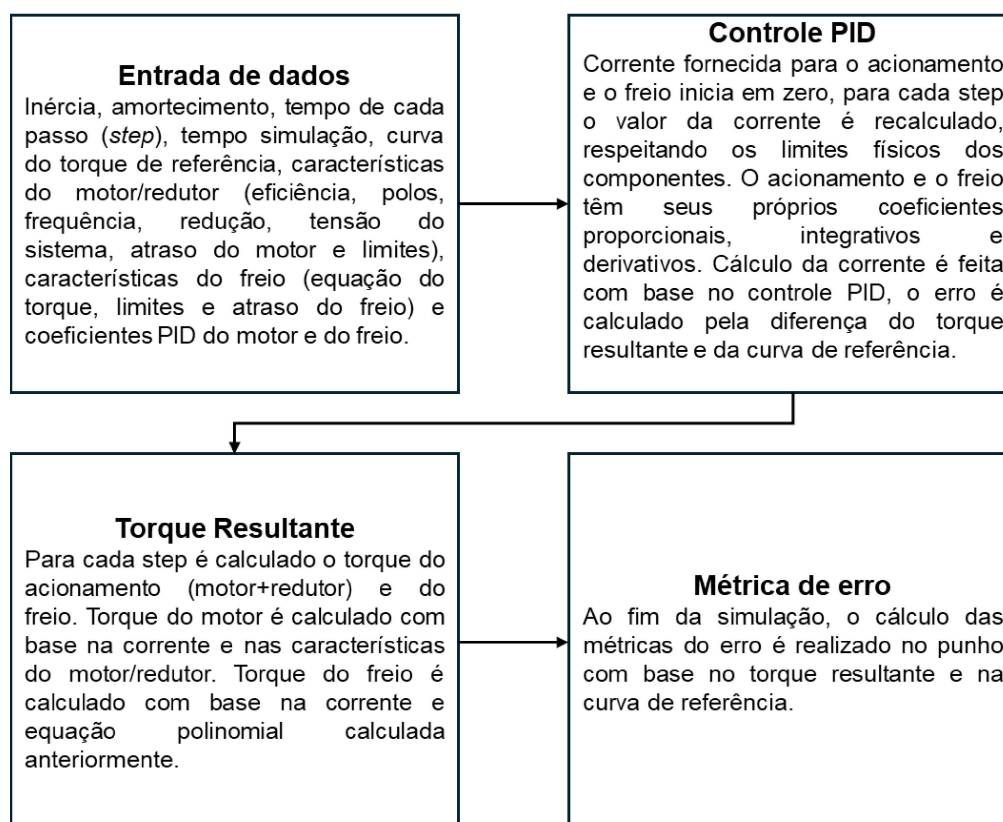
Fonte: Elaborado pelo autor.

3.5 Simulação

O modelo matemático foi implementado em python, no qual foi inserido as configurações do sistema, assim como as funções geradoras de curva, a implementação do controle embutido no modelo matemático, as funções de cálculo de erro e a geração de gráfico.

O funcionamento do programa desenvolvido é apresentado no fluxograma da Figura 16, no qual é descrita a lógica do algoritmo, estruturada em quatro etapas principais: entrada de dados, controle PID, cálculo do torque e avaliação do erro e apresentação dos resultados.

Figura 16 - Fluxograma da simulação do movimento do punho.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A etapa de entrada de dados compreende as variáveis de inércia polar efetiva, conforme a equação (12), e de amortecimento viscoso efetivo do sistema, conforme a equação (13), além do tempo de cada passo (*step*), do tempo total de simulação, da

curva de torque de referência, das características do conjunto motor/redutor (eficiência, número de polos, frequência, relação de redução, tensão do sistema, atraso do motor e limites operacionais), das características do freio (equação do torque, limites e atraso) e dos coeficientes do controlador PID do acionamento e do freio. Os valores adotados para o motor são apresentados na Tabela 1, enquanto os parâmetros do freio encontram-se na Tabela 2.

O controle PID é responsável pelo ajuste da corrente fornecida ao acionamento e ao freio, ambos inicializados com corrente nula. A cada *step*, a corrente é recalculada, considerando-se a aplicação da técnica de *anti-windup* por retrocálculo e a saturação do torque por *clamping*, respeitando os limites físicos dos atuadores. O acionamento e o freio possuem conjuntos independentes de ganhos proporcional, integral e derivativo. O cálculo da corrente baseia-se na ação do controlador PID, sendo o erro determinado pela diferença entre o torque resultante do sistema e a curva de torque de referência.

O torque resultante é calculado a cada *step*, considerando as contribuições do torque do acionamento (motor e redutor) e do torque do freio. O torque do motor é obtido a partir da corrente aplicada e das características do conjunto motor/redutor. O torque do freio, por sua vez, é determinado com base na corrente e na equação polinomial apresentada na equação (15).

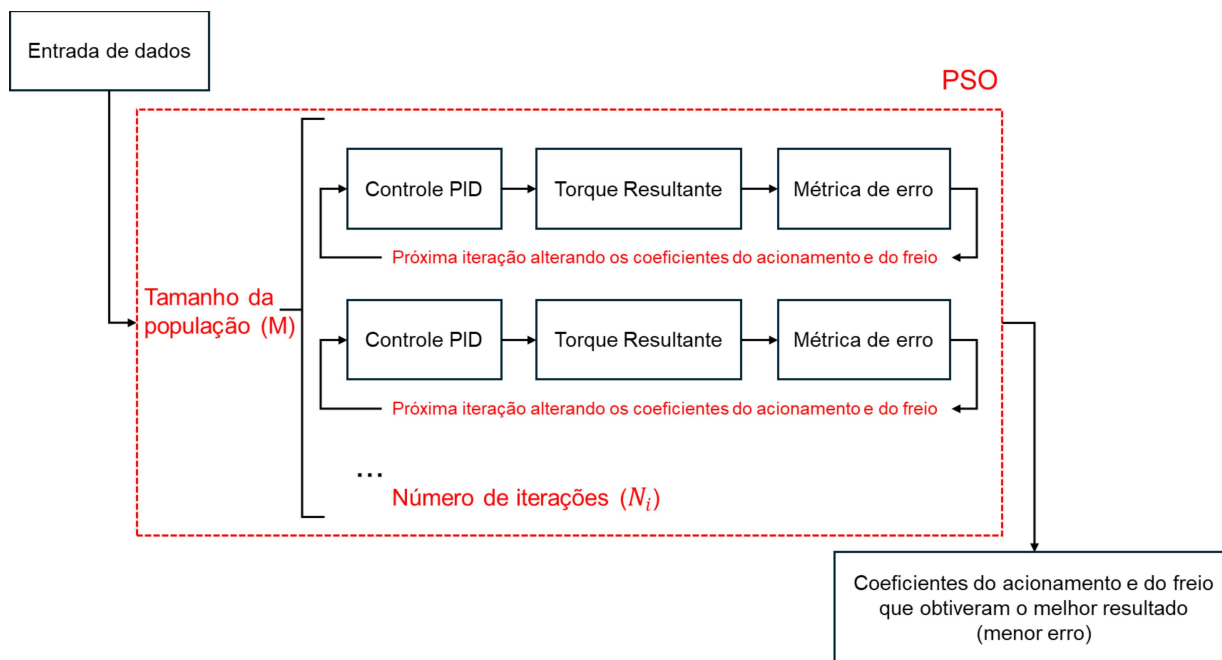
Ao final da simulação, são calculadas as métricas de erro no punho, a partir da comparação entre o torque resultante e a curva de referência. Em seguida, são gerados os gráficos correspondentes aos resultados obtidos.

Nos casos em que são empregadas técnicas de lógica Fuzzy ou máquina de estados, é incluída uma etapa adicional anterior à aplicação do controle PID. Essa etapa é responsável pela modificação dos coeficientes do controlador e/ou pela seleção dos atuadores a serem utilizados, em função da condição de operação do sistema.

A definição dos coeficientes otimizados do controlador PID segue o fluxograma apresentado na Figura 17. Para essa finalidade, é empregado o algoritmo de Otimização por Enxame de Partículas (PSO). Em cada iteração, a rotina descrita no fluxograma da Figura 16 é executada para cada partícula da população. Os coeficientes do controlador são atualizados iterativamente com base nos melhores valores pessoais e globais. O tamanho da população (número de partículas) e o

número de iterações utilizados no processo de otimização são apresentados na Tabela 4. Ao término do processo, o algoritmo fornece os coeficientes do acionamento e do freio que apresentaram o melhor desempenho de acordo com as métricas de erro adotadas.

Figura 17 - Fluxograma do uso do PSO na otimização dos coeficientes de controle.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.5.1 Comutação com Lógica Fuzzy

Foi implementado um sistema de Lógica Fuzzy para possibilitar a comutação em tempo real entre conjuntos de parâmetros PID otimizados para cada cenário. As variáveis de entrada fuzzy foram baseadas na magnitude e na taxa de variação do torque desejado. As variáveis de saída determinaram o conjunto de parâmetros PID adequado.

A camada de Lógica Fuzzy foi implementada para permitir a comutação suave entre diferentes conjuntos de ganhos PID, conforme o regime de torque e a taxa de variação da referência.

Essa abordagem segue a filosofia de controle por inferência linguística (PASSINO; YURKOVICH, 1998), sendo adequada para sistemas não lineares com incertezas estruturais. As variáveis de entrada do sistema Fuzzy foram a magnitude do torque desejado e a derivada temporal do torque.

A saída do sistema Fuzzy correspondeu ao fator de ponderação para interpolar entre os ganhos PID ajustados para as condições operacionais:

- Movimento abrupto (degrau positivo);
- Movimento resistivo (degrau negativo);
- Movimento de precisão (senoidal).

Essa abordagem evitou os efeitos de descontinuidade inerentes às estratégias de comutação discretas, como no controlador do tipo Máquina de Estado (LIBERZON, 2003) e aplicado a dispositivos biomecânicos (JIMENEZ-FABIAN; VERLINDEN, 2012).

3.5.2 *Configuração da Simulação e Definição das Curvas*

As simulações foram realizadas utilizando Python para avaliar o desempenho em várias trajetórias de referência: movimento abrupto, movimento abrupto com frenagem e movimento de precisão. Estas foram representadas, respectivamente, por curvas do tipo degrau, degrau resistivo e senoidal. O desempenho foi avaliado com base nos critérios de erro descritos anteriormente. Para as trajetórias de referência do tipo degrau e degrau resistivo, uma amplitude de 4,5 N·m foi escolhida, pois está abaixo do limite máximo de torque de frenagem de 4,87 N·m. Para as trajetórias de referência senoidais, foi utilizada uma amplitude de 1,5 N·m, que corresponde ao torque típico necessário para atividades básicas diárias (KENNEDY; EBERHART, 1995).

As simulações foram conduzidas em ambiente computacional, com taxa de amostragem de 100 Hz e passo de integração de 10 ms.

Foram considerados os tempos de resposta reais dos atuadores, de acordo com medições experimentais, atraso de 200 ms para o motor e atraso de 112 ms para o freio MR (CHEN; LIAO, 2010).

Os cenários de referência foram definidos como:

- Degrau positivo – torque ativo de 4,5 N·m;
- Degrau negativo – torque resistivo de -4,5 N·m;
- Senoidal – amplitude de 1,5 N·m;
- Híbrido – inicia com senoidal e termina com degrau negativo.

Esses casos representam, respectivamente, movimentos bruscos, resistivos e de alta precisão, refletindo condições reais de uso do punho protético (JIMENEZ-FABIAN; VERLINDEN, 2012).

3.6 Avaliação do controle

A avaliação do controle foi realizada comparando os resultados obtidos, no qual foi confrontado a otimização usando diferentes critérios de erro, assim como combinações de atuadores, uso de máquina de estado, que alterna entre movimento usando só o freio e só o motor, e uso de lógica Fuzzy, alterando entre coeficientes de controle dependendo do torque solicitado.

Os resultados foram comparados usando as seguintes métricas:

- Critérios de erro integrativos (ISE, IAE, ITAE, ISTE);
- Sobressinal (*Overshoot*);
- Sobressinal de pico (*Peak overshoot*);
- Tempo de subida (*Rise time*);
- Tempo de acomodação (*Settling time*);
- Erro em regime permanente (*Steady state error*).

Para os resultados com trajetória senoidal, foram utilizadas as seguintes métricas:

- Razão de amplitude (*Amplitude ratio*);
- Defasagem de fase (*Phase lag*);
- Erro RMS (*RMS error*).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Esse tópico apresenta as análises dos resultados obtidos nesse estudo. Os resultados foram apresentados segundo os tópicos:

- Avaliação de diferentes modos de atuação;
- Avaliação considerando otimização com diferentes critérios de erros;
- Comparação entre máquina de estado e controle com coeficientes fixos;
- Comparação entre lógica Fuzzy-PID e controle com coeficientes fixos.

Os resultados obtidos demonstram que:

- O modo de operação para o movimento abrupto resistivo recomendado foi uso só do freio, para o movimento abrupto foi o freio com o motor e para o movimento suave uso só do motor;
- O índice IAE é o mais apropriado para otimização via PSO (EBERHART; KENNEDY, 1995);
- A máquina de estado, embora simples, sofre com as limitações da comutação discreta entre atuadores (LIBERZON, 2003);
- O Fuzzy-PID supera as demais abordagens, oferecendo controle contínuo, menor sobre-elevação e maior suavidade de torque (PASSINO; YURKOVICH, 1998).

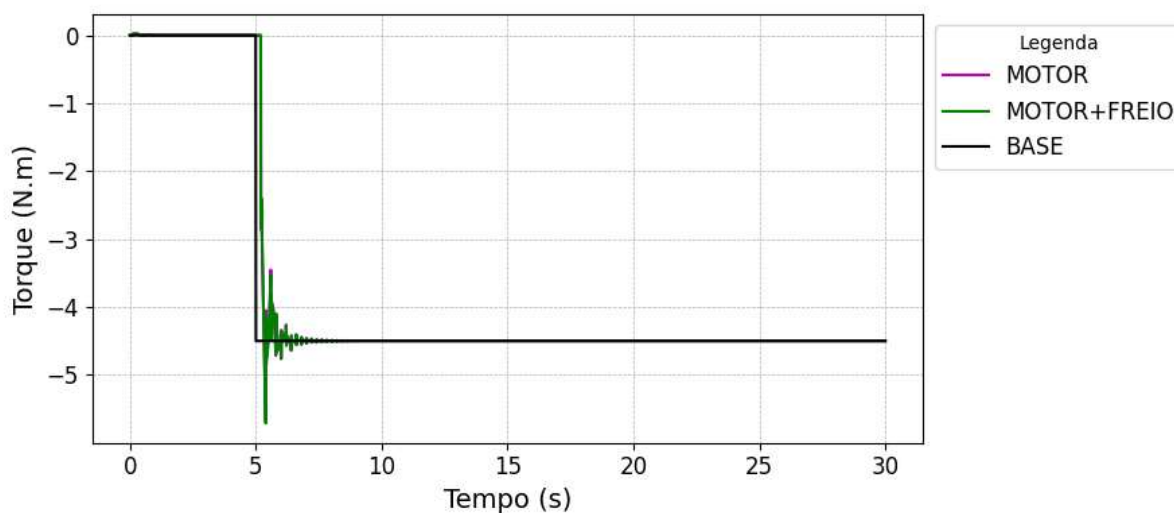
Assim, a combinação de controle clássico (PID), otimização bioinspirada (PSO) e adaptação inteligente (Fuzzy) constitui uma solução eficiente para sistemas biomecânicos de múltiplos atuadores, como próteses de punho transradiais.

Todos os resultados apresentados tiveram os coeficientes do controle PID calculados com base no algoritmo de otimização PSO. Os resultados foram apresentados, quando aplicável, segundo as métricas: *Overshoot* (OS); *Peak overshoot* (POS); *Rise time* (RT); *Settling time* (ST); *Steady state error* (SSE); *Amplitude ratio* (AR); *Phase lag* (PL); *RMS error* (RE); Critérios de erro integrativos (ISE, IAE, ITAE, ISTE).

4.1 Modos de Operação

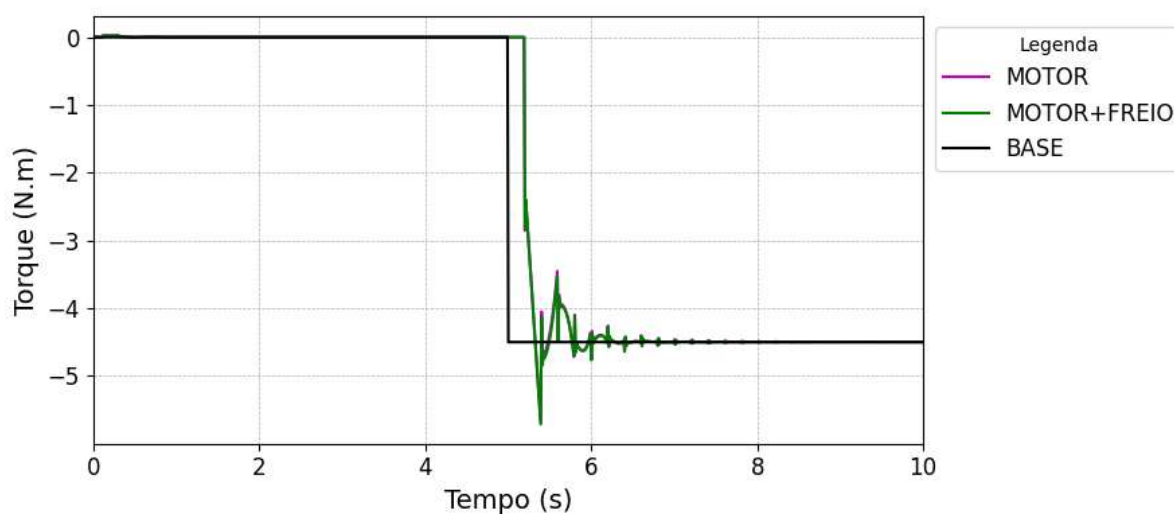
A prótese é capaz de operar segundo uma variedade de modos, que define a sincronia dos atuadores para cada cenário. Foi realizado a comparação dos resultados considerando três modos distintos, o uso do motor, do freio e dos dois simultaneamente. Os resultados para a função degrau (Figuras 18, 19, 20 e Tabela 5) demonstram um melhor desempenho do uso do motor com o freio e os resultados da função degrau resistivo (Figuras 21, 22, 23 e Tabela 6) possui melhor resultado no uso apenas do freio.

Figura 18 – Resultado variando o modo de operação para a função degrau.



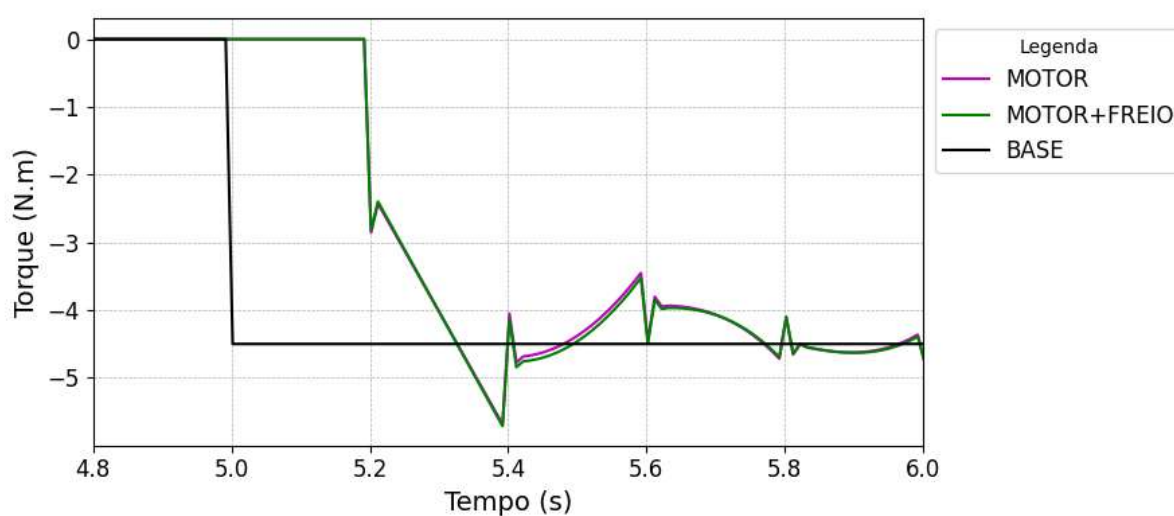
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 – Resultado variando o modo de operação para a função degrau – intervalo de 0 a 10 segundos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 20 – Resultado variando o modo de operação para a função degrau – intervalo de 4,8 a 6 segundos.



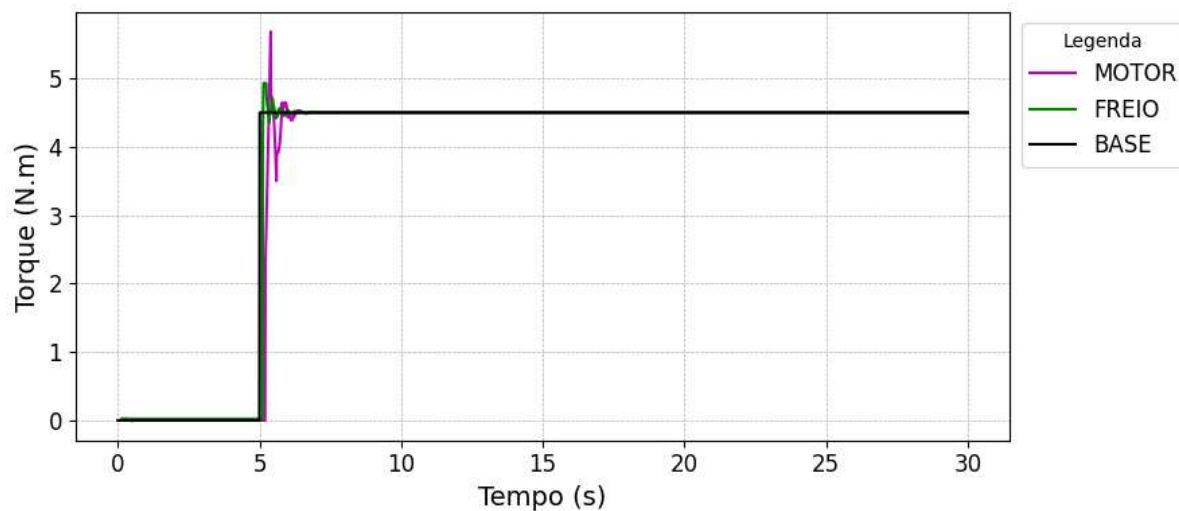
Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 5 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau.

Modo	ISE	IAE	ITAE	ISTE	OS	POS	RT (s)	ST (s)	SSE
Motor	438,41	134,29	760,12	11474,60	0,21	0,26	0,10	6,61	0,0020
Motor e Freio	438,27	133,54	754,46	11466,80	0,21	0,27	0,10	6,41	0,0020

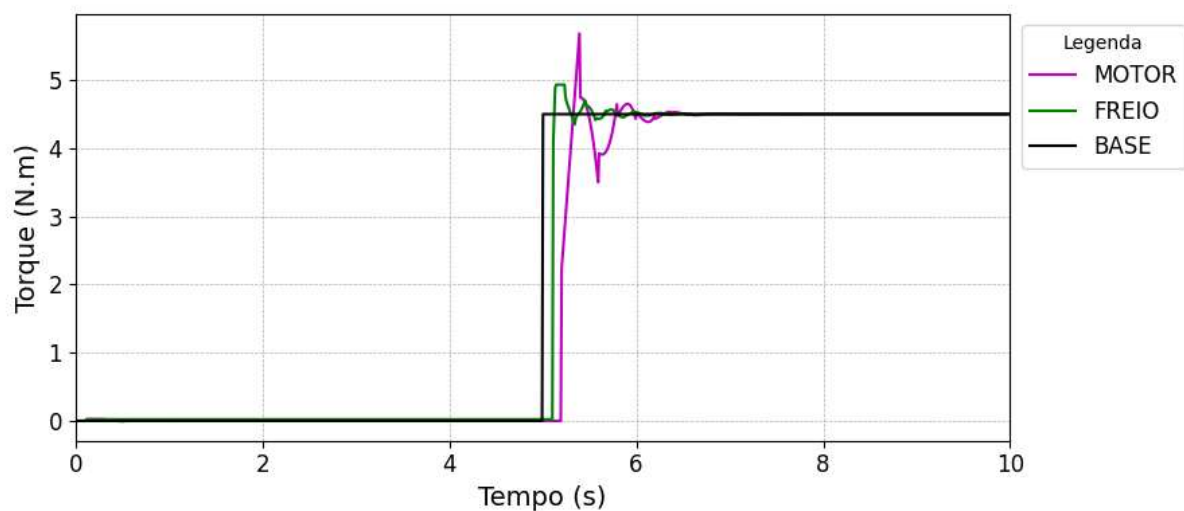
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 21 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau resistivo.



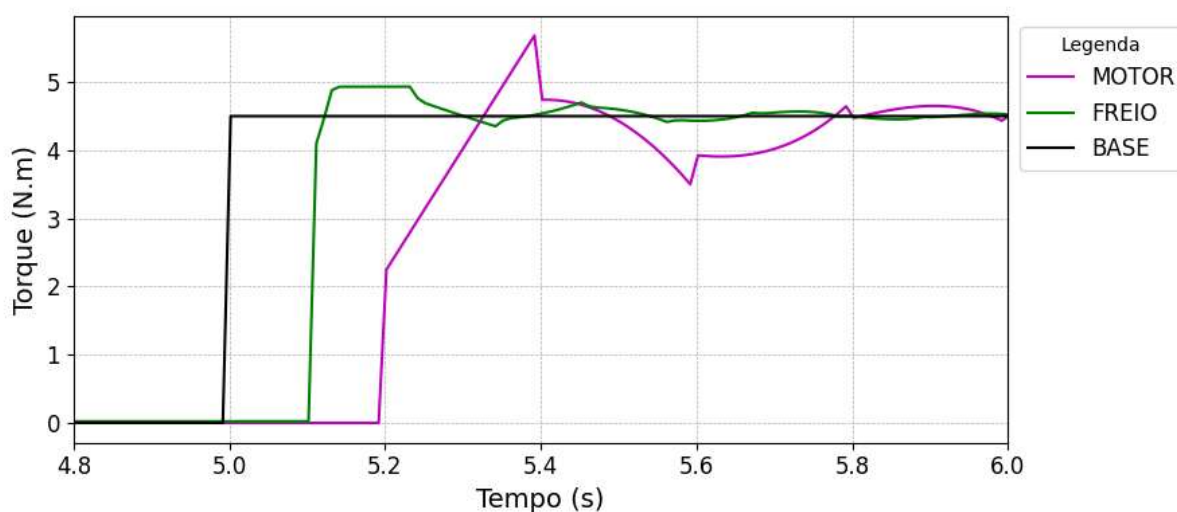
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 22 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau resistivo – intervalo de 0 a 10 segundos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 23 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau resistivo – intervalo de 4,8 a 6 segundos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 6 - Resultado variando o modo de operação para a função degrau resistivo.

Modo	ISE	IAE	ITAE	ISTE	OS	POS	RT (s)	ST (s)	SSE
Motor	438,41	134,29	760,12	11474,60	0,21	0,26	0,10	6,61	0,0020
Freio	223,35	73,11	374,51	5697,34	0,09	0,10	0,00	5,51	0,0010

Fonte: Elaborado pelo autor.

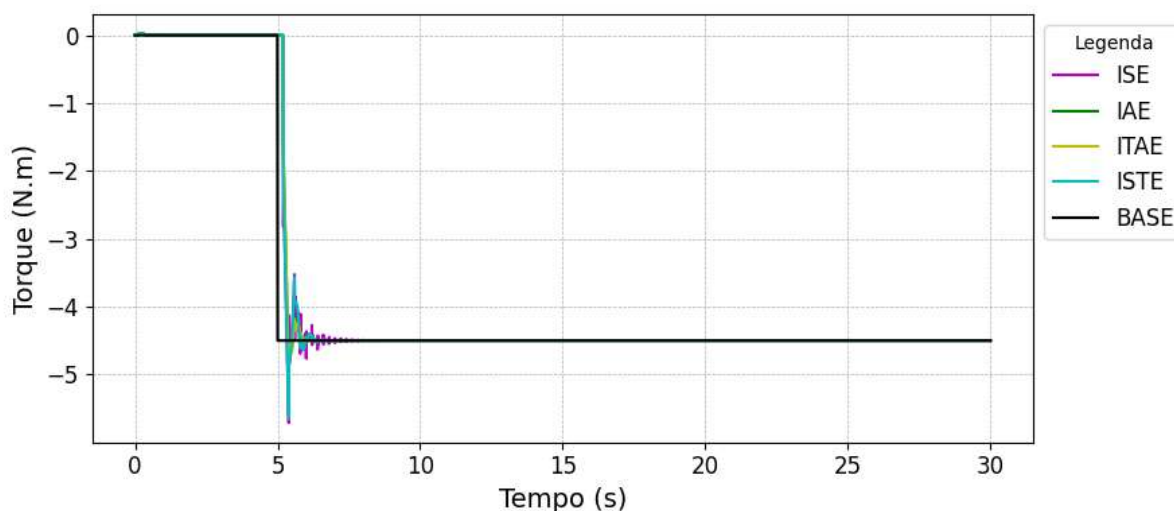
Os resultados para a trajetória senoidal não foram apresentados, uma vez que não é possível usar apenas o freio para representá-la e o uso conjunto do motor e freio apresentaram resultados ruidosos para esse cenário. Logo, o uso só do motor para esse cenário é o mais aconselhado.

Para o resultado de torque resistivo o freio sozinho apresentou melhores resultados que o motor sozinho, a otimização dos coeficientes do uso síncrono do motor e freio foram “otimizados” para o uso apenas do freio.

4.2 Otimização PID com Diferentes Critérios de Erro

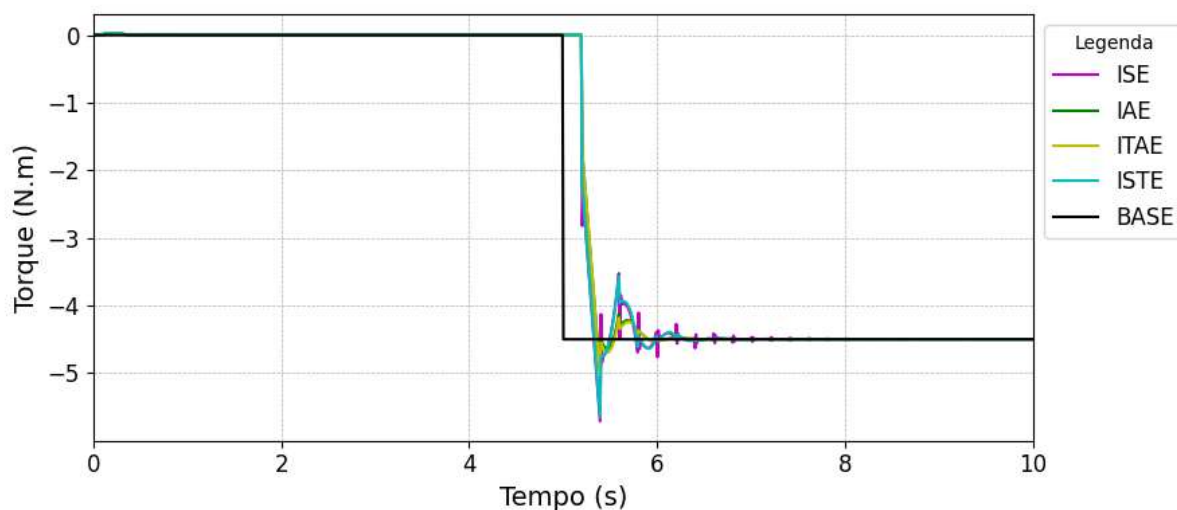
Os controladores PID foram otimizados para cada cenário utilizando quatro critérios de erro diferentes: ISE, IAE, ITAE e ISTE. Nos cenários de aplicação de torque do tipo degrau, degrau resistivo e senoidal, conforme mostrado respectivamente nas Figuras 24, 27 e 30. As Figuras 25, 26, 28, 29 e 31 apresentam os resultados em maiores detalhes, focando nos intervalos de tempo mais relevantes para a análise. No cenário de aplicação de torque abrupto, os controladores otimizados com IAE apresentaram os menores valores absolutos de erro, mantendo um *overshoot* aceitável, superando os outros critérios (Tabela 7). Da mesma forma, para o cenário de degrau resistivo (Tabela 8), a otimização baseada em IAE proporcionou uma melhor resposta transitória e menor *overshoot*. No caso de rastreamento senoidal (Tabela 9), o controlador ajustado com IAE apresentou um desempenho superior de rastreamento e uma resposta mais suave. Esses achados estão alinhados com estudos anteriores, que enfatizam a robustez e o desempenho equilibrado do IAE em sistemas com múltiplos requisitos de desempenho (TAN; MARQUEZ; CHEN, 2004).

Figura 24 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau.



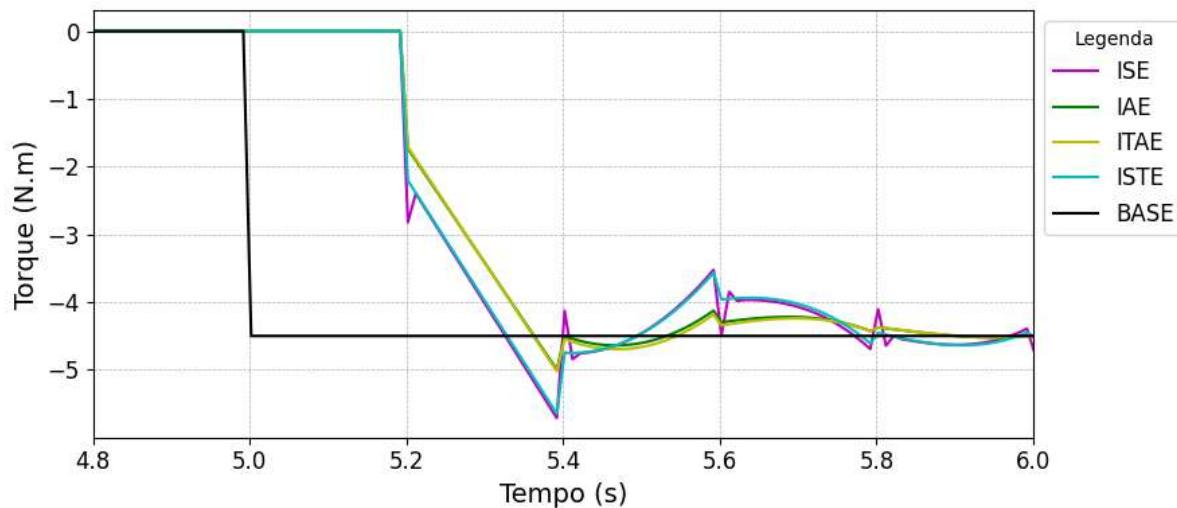
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 25 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau – intervalo de 0 a 10 segundos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 26 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau – intervalo de 4,8 a 6 segundos.



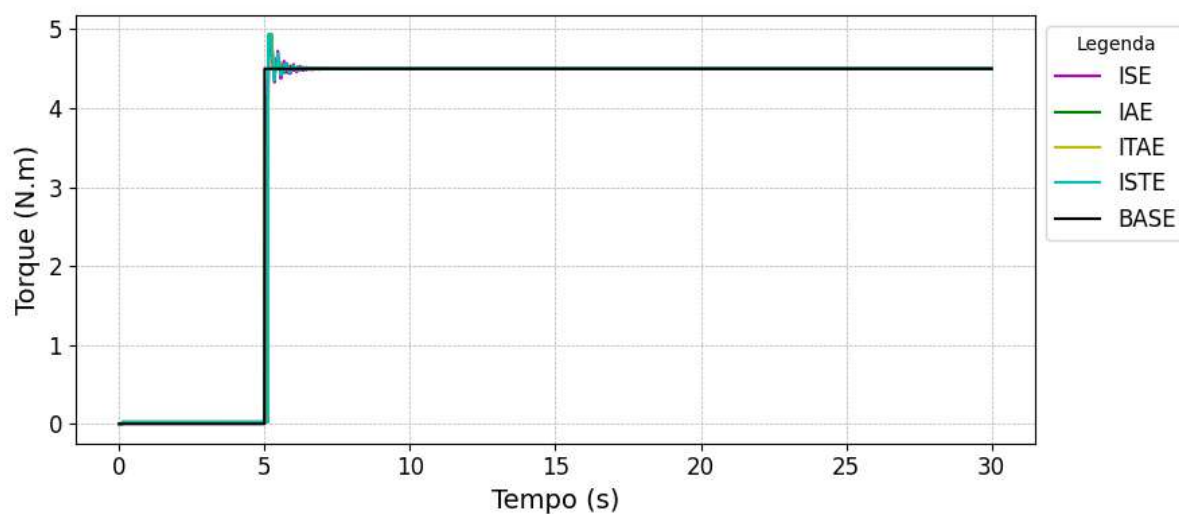
Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 7 – Índices de desempenho para cada critério de otimização (curva degrau).

Critério do Erro	ISE	IAE	ITAE	ISTE	OS	POS	RT (s)	ST (s)	SSE
ISE	438.27	133.54	754.46	11466.80	0.21	0.27	0.10	6.41	0.0020
IAE	451.91	128.51	726.26	11812.47	0.10	0.11	0.14	5.83	0.0021
ITAE	452.36	128.59	725.58	11823.81	0.10	0.12	0.14	5.83	0.0021
ISTE	440.68	133.25	752.53	11530.21	0.20	0.25	0.11	6.16	0.0020

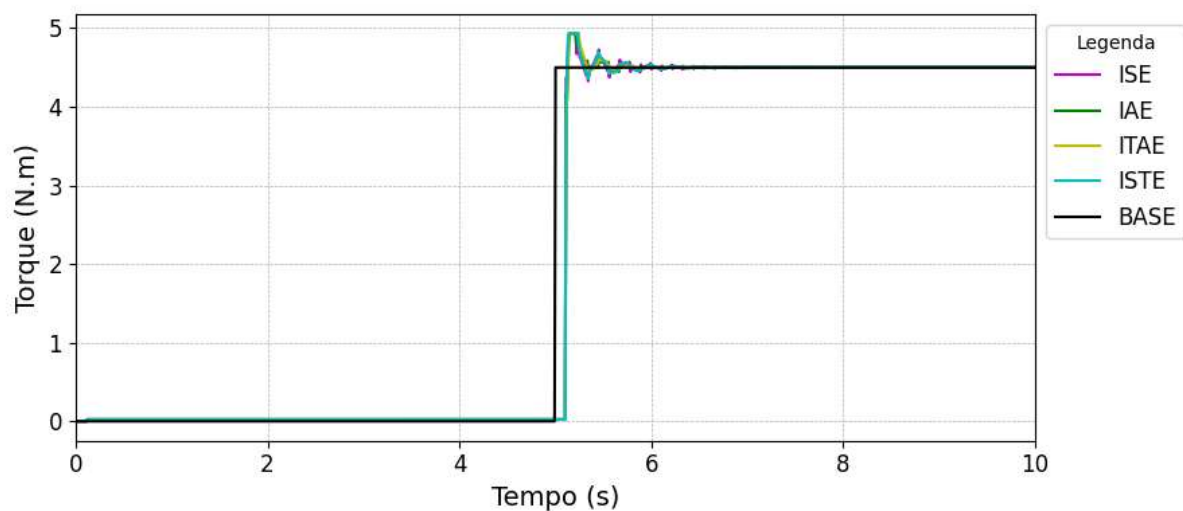
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 27 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau resistivo.



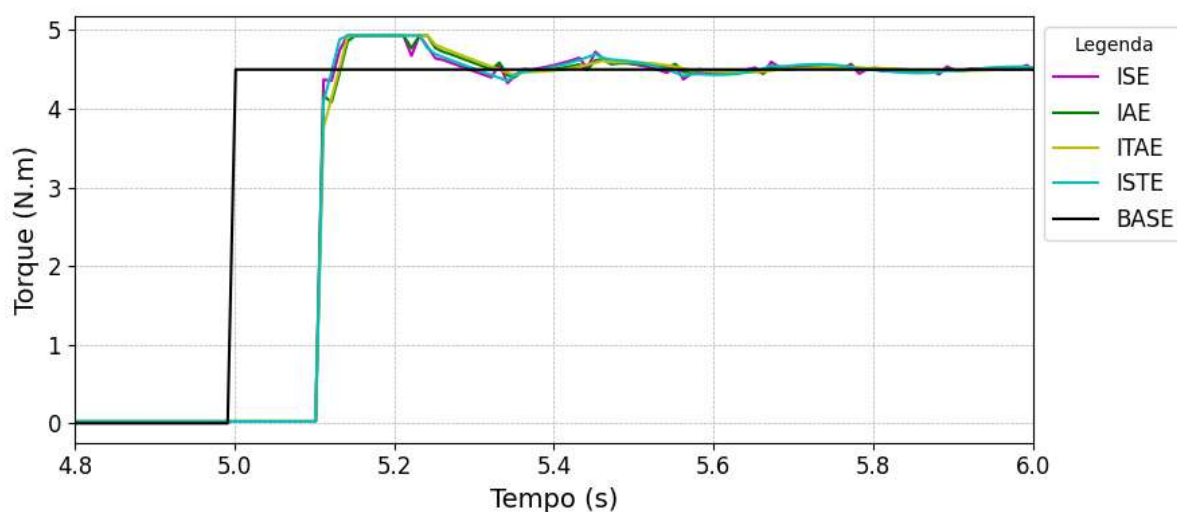
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 28 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau resistivo – intervalo de 0 a 10 segundos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 29 - Resultado variando o critério do erro para a função degrau resistivo – intervalo de 4,8 a 6 segundos.



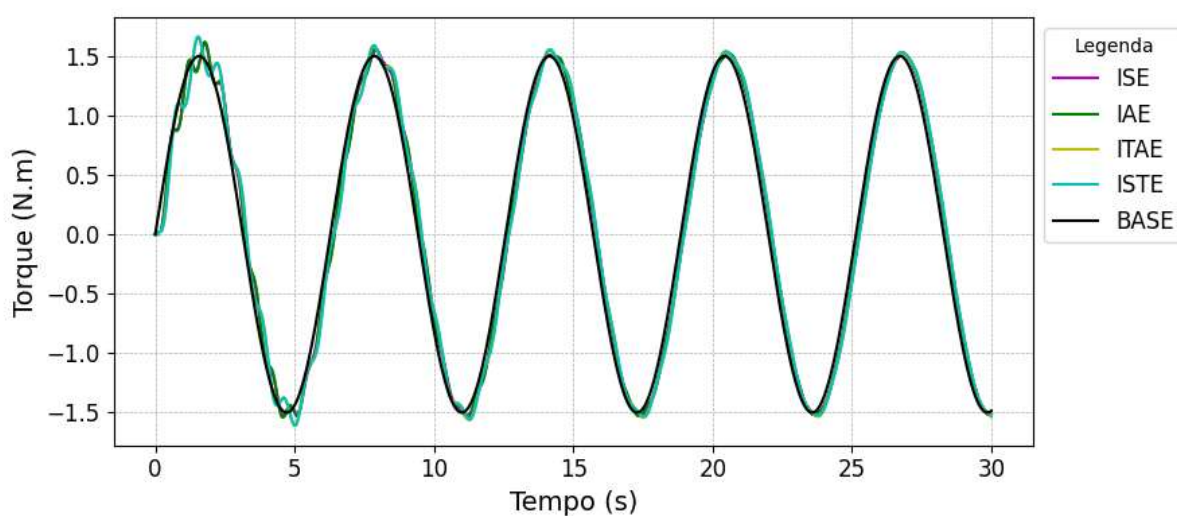
Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 8 – Índices de desempenho para cada critério de otimização (curva degrau resistivo).

Critério do Erro	ISE	IAE	ITAE	ISTE	OS	POS	RT (s)	ST (s)	SSE
ISE	222.94	72.11	369.63	5686.16	0.09	0.10	0.00	5.68	0.0010
IAE	223.20	71.37	364.65	5692.54	0.09	0.10	0.00	5.47	0.0010
ITAE	223.85	72.25	369.04	5709.96	0.09	0.10	0.01	5.51	0.0010
ISTE	223.35	73.06	374.20	5697.33	0.09	0.10	0.00	5.51	0.0010

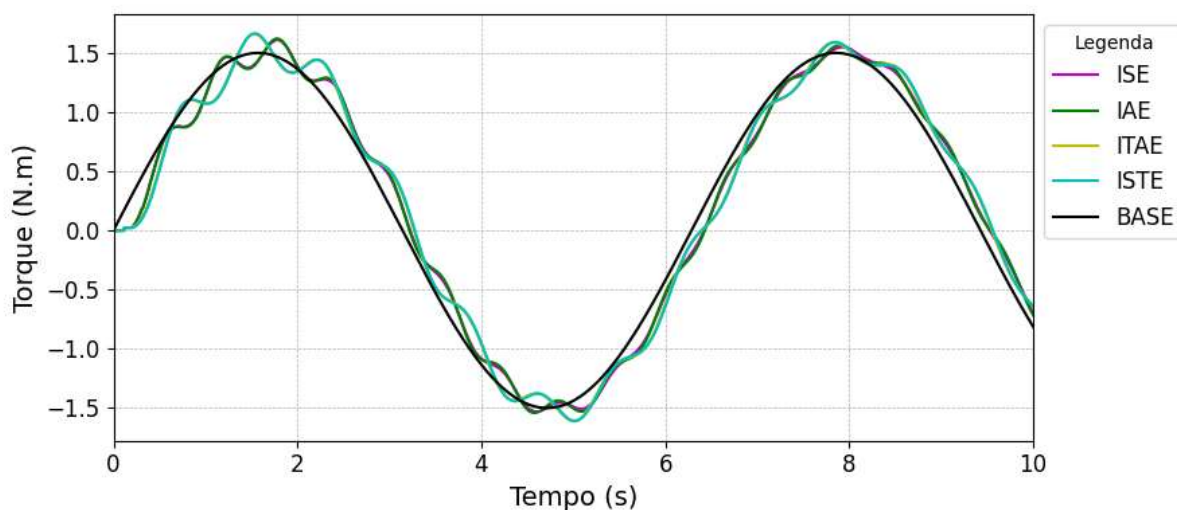
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 30 - Resultado variando o critério do erro para a função senoidal.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 31 - Resultado variando o critério do erro para a função senoidal – intervalo de 0 a 10 segundos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 9 – Índices de desempenho para cada critério de otimização (curva senoidal).

Critério do Erro	ISE	IAE	ITAE	ISTE	AR	PL (°)	RE
ISE	44.38	322.53	4740.27	12317.59	1.05	355.20	0.12
IAE	47.41	331.46	4855.57	12936.06	1.06	355.20	0.13
ITAE	60.75	371.08	5367.11	15782.69	1.09	354.60	0.14
ISTE	65.29	385.38	5583.20	17077.28	1.09	354.60	0.15

Fonte: Elaborado pelo autor.

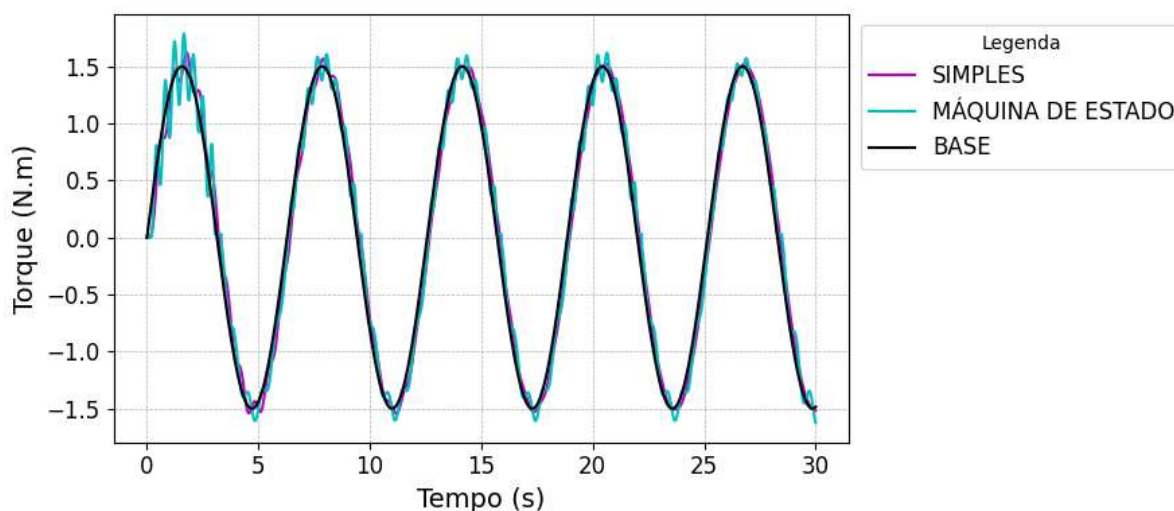
Os resultados da otimização mostraram que o índice IAE (Integral Absolute Error) apresentou o melhor compromisso entre rapidez, estabilidade e precisão.

Controladores otimizados com base nesse índice apresentaram menor sobre-elevação, tempo de acomodação reduzido e erro estacionário inferior em todos os cenários simulados.

4.3 Comparação de Máquina de Estado com Controle PID simples

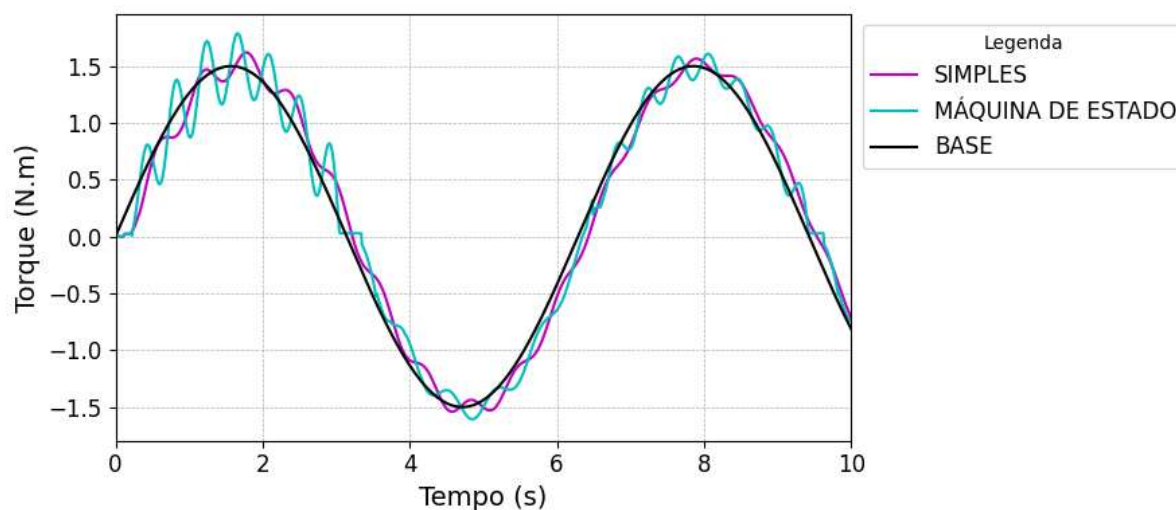
Uma comparação entre um controlador baseado em Máquina de Estados, que alterna entre controle de motor e de freio, e um controlador PID simples com ganhos fixos otimizados para a curva senoidal revelou que o PID simples superou a Máquina de Estados, conforme mostrado nas Figuras 32 e 33. A configuração com PID simples obteve um IAE menor (Tabela 10), demonstrando melhor adaptabilidade à entrada senoidal. Esses resultados sugerem que evitar trocas abruptas entre modos de controle ajuda a prevenir instabilidades durante as transições de regime (RAMOS; NETO, 2011), particularmente devido às transições entre dois atuadores com tempos de resposta distintos.

Figura 32 - Resultado comparando controle PID simples com máquina de estado para a curva senoidal.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 33 - Resultado comparando controle PID simples com máquina de estado para a curva senoidal – intervalo de 0 a 10 segundos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 10 – Índices de desempenho comparando PID simples com Máquina de Estado (curva senoidal).

Tipo	ISE	IAE	ITAE	ISTE	AR	PL (°)	RE
SIMPLES	47.41	331.46	4855.57	12936.06	1.06	355.19	0.13
MÁQ. ESTADO	58.95	342.80	4721.96	14339.96	1.14	357.00	0.14

Fonte: Elaborado pelo autor.

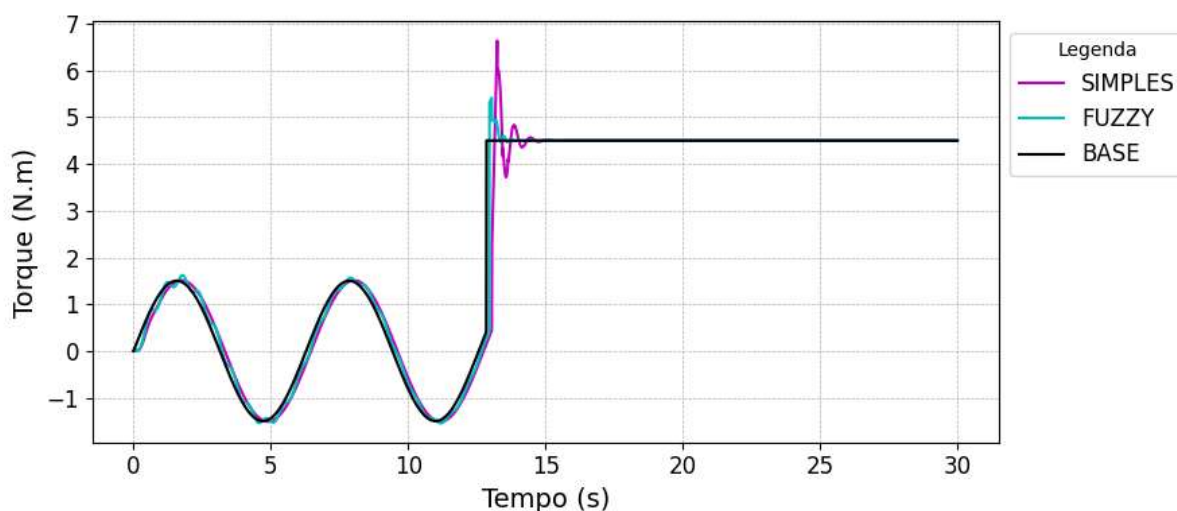
O controlador PID fixo apresentou desempenho superior, com menor erro integral e resposta mais suave. A Máquina de Estado, exibiu picos de torque e aumento no tempo de estabilização. Essa diferença decorre da comutação abrupta entre atuadores com tempos de resposta distintos, que introduz descontinuidades no sinal de controle e degrada o desempenho dinâmico (LIBERZON, 2003; CHEN; LIAO, 2010).

Apesar disso, ressalta-se que o controlador Máquina de Estado pode ser vantajoso em aplicações de segurança ou falha, nas quais a separação clara de modos garante previsibilidade operacional (JIMENEZ-FABIAN; VERLINDEN, 2012).

4.4 Comparação de Fuzzy-PID com Controle PID simples

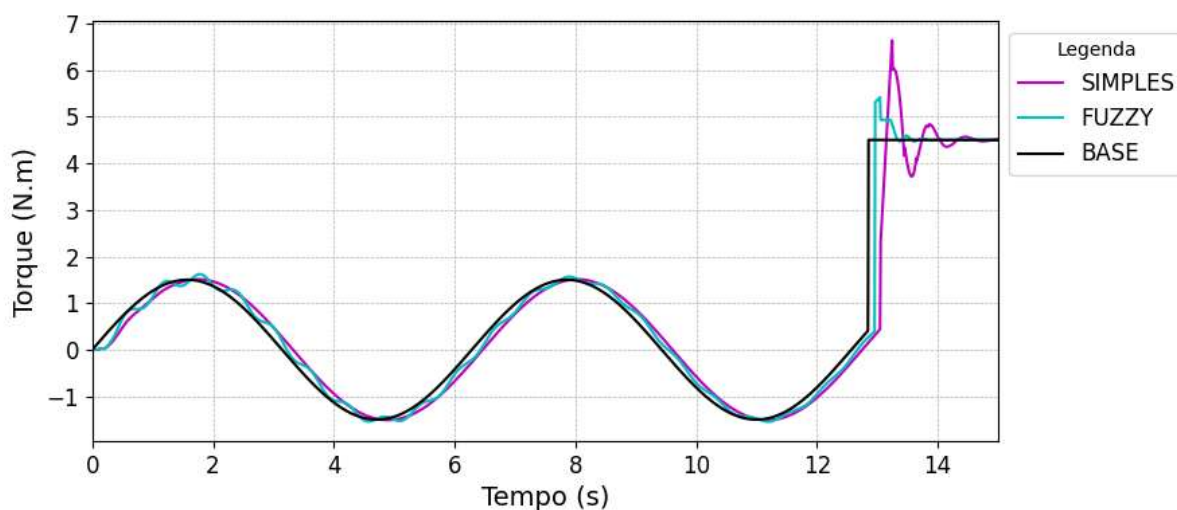
Na comparação final (Figuras 34, 35 e 36), o controlador Fuzzy-PID, ajustando dinamicamente os coeficientes PID com base no regime de torque, superou a configuração PID Simples em cenários envolvendo transições entre entradas senoidais e degrau resistivo. O sistema Fuzzy demonstrou um menor *overshoot* (redução de quase 47%) e melhor desempenho de erro em termos de ISE, IAE, ITAE e ISTE (Tabela 11). Esses achados confirmam a eficácia da adaptação de ganho em tempo real para lidar com mudanças dinâmicas no comportamento do sistema (PASSINO; YURKOVICH; REINFRANK, 1998), (JANTZEN, 1998). Os resultados corroboram achados de outros estudos que demonstram os benefícios do ajuste Fuzzy-PID em sistemas não lineares e variáveis no tempo (HUANG; XIE et al., 2010).

Figura 34 - Resultado comparando PID simples e Fuzzy-PID para o cenário híbrido.



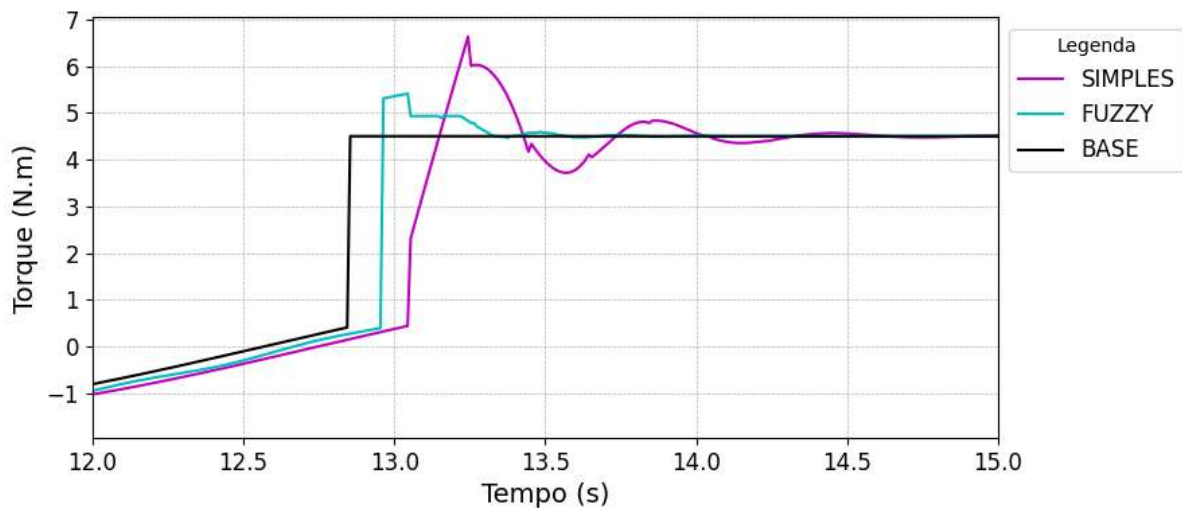
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 35 - Resultado comparando PID simples e Fuzzy-PID para o cenário híbrido – intervalo de 0 a 15 segundos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 36 - Resultado comparando PID simples e Fuzzy-PID para o cenário híbrido – intervalo de 12 a 15 segundos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 11 – Índices de desempenho comparando PID simples e Fuzzy-PID para o (cenário híbrido).

Tipo	ISE	IAE	ITAE	ISTE	OS	POS	RT (s)	ST (s)	SSE
SIMPLES	470.00	375.23	3486.26	74127.39	0.32	0.47	12.64	14.25	0.0015
FUZZY	224.71	215.06	1818.92	34793.13	0.17	0.20	12.54	13.49	0.0010

Fonte: Elaborado pelo autor.

Comparado ao PID fixo, o Fuzzy-PID reduziu o *overshoot* em aproximadamente 47%, apresentou menor erro IAE e tempos de acomodação mais curtos.

O comportamento mais suave observado nas curvas de torque evidencia a eficácia da adaptação contínua de ganhos proposta por (PASSINO; YURKOVICH, 1998).

5 CONCLUSÕES

O presente trabalho desenvolveu e avaliou um sistema de controle dinâmico para o punho de uma prótese transradial, combinando controle PID, lógica fuzzy e otimização por Enxame de Partículas (PSO) aplicado a um conjunto de acionamento composto por um motor, redutor harmônico e freio magnetorreológico (MR).

Primeiramente, foi desenvolvido um modelo físico compacto e coerente com as características reais dos atuadores. O modelo incluiu a dinâmica rotacional equivalente, perdas viscosas, eficiência do redutor harmônico e o comportamento do freio MR baseado no modelo plástico de Bingham, permitindo calcular o torque resistivo e viscoso em função da corrente aplicada. Esse modelo possibilitou simulações condizentes aos limites físicos dos atuadores e serviu como base para todas as etapas de controle e otimização.

Em seguida, foi projetada a estrutura de controle PID com anti-windup por retrocálculo e saturação compatível com os limites de cada atuador. Sobre essa estrutura, foram aplicados algoritmos PSO para a obtenção de ganhos ótimos, avaliando quatro índices integrais: ISE, IAE, ITAE e ISTE. Os experimentos demonstraram que o critério IAE forneceu o melhor compromisso entre minimização do erro e suavidade da resposta, motivo pelo qual foi adotado como índice principal de otimização.

A comparação entre os diferentes modos de atuação (motor, freio MR e operação combinada) permitiu identificar a melhor estratégia para cada tipo de movimento. Para o movimento suave (senoidal) o melhor desempenho foi usando apenas o motor, para o movimento abrupto resistivo o freio MR apresentou os menores erros e maior estabilidade e para o movimento abrupto ativo a combinação motor e freio levou à melhor resposta dinâmica.

Além disso, a comparação entre os controladores PID Simples e Máquina de Estados demonstrou os benefícios da ação contínua de controle, minimizando transições abruptas e melhorando a estabilidade. Mais notavelmente, o controlador Fuzzy-PID, no cenário híbrido (passando do movimento suave para o abrupto), melhorou significativamente o desempenho do sistema durante as transições de regime, reduzindo o overshoot e melhorando tanto o comportamento transitório quanto o comportamento em regime permanente.

Por fim, foi realizada uma avaliação abrangente do desempenho do sistema usando métricas temporais (rise time, settling time, overshoot, steady-state error), índices integrais (ISE, IAE, ITAE e ISTE) e métricas harmônicas para trajetórias periódicas (amplitude ratio, phase lag e RMS). Os resultados demonstram que a integração entre PSO, PID e lógica fuzzy melhora substancialmente a precisão, robustez e a adaptabilidade do sistema, confirmando a hipótese central de que um controle híbrido otimizado é capaz de lidar de forma eficiente com cenários distintos de operação do punho protético.

Como continuidade, recomenda-se a validação experimental em bancada utilizando um protótipo físico, o aperfeiçoamento do modelo do freio MR (incluindo histerese e efeitos térmicos), e a ampliação da base de regras fuzzy para lidar com movimentos mais complexos e perturbações externas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRADE, R. M.; FILHO, A. B.; VIMIEIRO, C. B. S.; PINOTTI, M. Optimal design and torque control of an active magnetorheological prosthetic knee. **Smart Materials and Structures**, v. 27, n. 10, p. 105031, 2018.

ASTRÖM, K. J.; HÄGGLUND, T. PID Controllers: Theory, Design, and Tuning. 2. ed. **Research Triangle Park: ISA**, 1995.

ASTRÖM, K. J.; HÄFNER, J. **PID Control**. Springer, 2008.

ÅSTRÖM, K. J.; HÄGGLUND, T. Advanced PID Control. **ISA-The Instrumentation, Systems, and Automation Society**, 2006.

ANG, K. H.; CHONG, G.; LI, Y. PID control system analysis, design, and technology. **IEEE Transactions on Control Systems Technology**, v. 13, n. 4, p. 559-576, 2005.

BAJAJ, N.; SPIERS, A.; DOLLAR, A. State of the art in artificial wrists: a review of prosthetic and robotic wrist design. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 35, n. 2, p. 261–277, 2019.

BEQUETTE, B. W. Process Control: Modeling, Design, and Simulation. **Prentice Hall**, 2003.

BENNETT, D. A.; GOLDFARB, M. IMU-based wrist rotation control of a transradial myoelectric prosthesis. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 26, n. 2, p. 419–427, 2018.

BIDDIS, E. A.; CHAU, T. T. Upper-limb prosthetics: critical factors in device adoption. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 86, n. 1, p. 19-30, 2007.

CARLSON, J. D.; JOLLY, M. R. "MR fluid dampers." **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**, v. 11, n. 6, p. 509-515, 2000.

CHEN, J. Z.; LIAO, W. H. Design, testing and control of a magnetorheological actuator for assistive knee braces. **Smart Materials and Structures**, v. 19, p. 035029, 2010.

CHEN, Z.; ZHAO, J.; LIU, Z. Development of MR damper for applications in adaptive protection systems. **Smart Materials and Structures**, v. 17, n. 2, p. 025019, 2008.

DORF, R. C.; BISHOP, R. H. Modern Control Systems. 13. ed. **Upper Saddle River: Pearson**, 2017.

DUTRA, R. M. A. **Projeto de um Punho com Freio Magnetoreológico para Próteses Transradiais**. Texto para Qualificação de Doutorado apresentado ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Engenharia Mecânica, 2022.

EBERHART, R. C.; SHI, Y. Particle swarm optimization: developments, applications and resources. In Proceedings of the 2001 **Congress on Evolutionary Computation**, 2001.

EBERHART, R.; KENNEDY, J. A new optimizer using particle swarm theory. **Proceedings of the Sixth International Symposium on Micro Machine and Human Science**. IEEE, p. 39-43, 1995.

FAN, Y.; FAN, Z.; JIANG, Y.; LIU, H. Development of a variable impedance prosthetic wrist. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 13, n. 1, p. 1–13, 2016.

GUO, H. T.; LIAO, W. H. A novel multifunctional rotary actuator with magnetorheological fluid. **Smart Materials and Structures**, v. 21, p. 065012, 2012.

GUDMUNDSSON, K. H.; JONSDOTTIR, F.; THORSTEINSSON, F. A geometrical optimization of a magneto-rheological rotary brake in a prosthetic knee. **Smart Materials and Structures**, v. 19, p. 035023, 2010.

HARVEY, L. A.; ADA, L.; KOTLENKO, S. The effectiveness of prosthetic training after lower limb amputation: A systematic review. **Clinical Rehabilitation**, v. 31, n. 5, p. 663-673, 2017.

HARGROVE, L.; et al. A novel approach to designing wrist prosthetics with human-centered input. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 25, n. 10, p. 1–9, 2017.

HUANG, X. L.; XIE, L. et al. Design of an adaptive fuzzy-PID controller for time-varying systems. **Control Engineering Practice**, v. 18, n. 4, p. 532–540, 2010.

JANTZEN, J. **Design of fuzzy controllers**. 1998. 27 p.

JIAN, X.; et al. Particle Swarm Optimization for Autonomous Vehicle Control. **International Journal of Robotics and Automation**, 2018.

JIANG, W.; LIU, S.; ZHANG, L. Adaptive fuzzy PID control based on particle swarm optimization for complex systems. **IEEE Access**, v. 6, p. 40653-40665, 2018.

JIMENEZ-FABIAN, R.; VERLINDEN, O. Review of Control Algorithms for Robotic Ankle Systems in Lower-Limb Orthoses, Exoskeletons, and Prostheses. **Medical Engineering & Physics**, v. 34, n. 4, p. 397–408, 2012.

JOLLY, M. R.; CARLSON, J. D. A review of magnetorheological fluids. **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**, v. 7, n. 6, p. 613-626, 1996.

KENNEDY, J.; EBERHART, R. C. Particle swarm optimization. In **Proceedings of the IEEE International Conference on Neural Networks**, p. 1942–1948, 1995.

KENNEDY, J. Particle swarm optimization. In **Encyclopedia of Machine Learning**, p. 760–766, Springer, 2006.

KARRAY, F.; DE SILVA, C. W. **Soft Computing and Intelligent Systems Design**. Addison-Wesley, 2004.

KUMAR, S.; PAUL, P. S.; RAGHUNATHAN, S.; ALEX, A. A review on prosthetic knee joint using magnetorheological fluid. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v. 39, n. 3, p. 336–348, 2019.

LIMA, E. M.; SILVA, A. J.; ANDRADE, F. A comparative study of control strategies for PID tuning. **Journal of Process Control**, v. 75, p. 125-135, 2019.

LIU, X.; et al. Applications of magnetorheological fluids in vibration control systems. **Smart Materials and Structures**, v. 15, n. 6, p. 1551-1563, 2006.

MADKHANLOU, F.; ZITE, J. L.; WASHINGTON, G. N. A magnetorheological fluid-based controllable active knee brace. **Proceedings of SPIE**, v. 6527, art. no. 65270O, 2007.

MAMDANI, E. H.; ASSILIAN, S. An Experiment in Linguistic Synthesis with a Fuzzy Logic Controller. **International Journal of Man-Machine Studies**, v. 7, n. 1, p. 1-13, 1975.

MENDEL, J. M. Fuzzy Logic Systems for Engineering: A Tutorial. **Proceedings of the IEEE**, v. 83, n. 3, p. 345-377, 1995.

MERRILL, D.; et al. Neuroprosthetics for the restoration of limb function. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 67, n. 6, p. 1815–1827, 2020.

MOUSAVI, S. M.; SAYYAADI, H. Magnetorheological brake control with a sliding mode control and integral sliding mode control. **Latin American Journal of Solids and Structures**, v. 15, n. 12, p. e97, 2018.

MONTAGNANI, F.; CONTROZZI, M.; CIPRIANI, C. A Portable, Self-contained Robotic Exoskeleton for Hand Supination and Pronation Assistance Using a Novel Compact Rotatory Actuator. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 1–12, 2015.

MORREY, B. F.; ASKEW, L. J.; CHAO, E. Y. S. A biomechanical study of normal functional elbow motion. **Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume**, v. 63, n. 6, p. 872–877, 1981.

NGUYEN, S. H.; SEUNG-BOK, C. Design of a magnetorheological brake system and its applications. **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**, v. 23, n. 1, p. 77–87, 2012.

NISE, N. S. **Control Systems Engineering. 7. ed. Hoboken: Wiley**, 2011.

NORDIN, N. M.; MUTHALIF, A. G. A.; SALEH, J.; AZLAN, N. Design and control of a two degree-of-freedom magnetorheological damper for an above-knee prosthetic leg. **Smart Materials and Structures**, v. 24, n. 10, p. 105018, 2015.

O'ROURKE, S.; et al. Advancements in wrist prosthetics: A review of control strategies and materials. **Biomedical Engineering Letters**, v. 10, n. 2, p. 159–175, 2020.

OGATA, K. **Modern Control Engineering. 5th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall**, 2010.

PASSINO, K. M.; YURKOVICH, S.; REINFRANK, M. Fuzzy control. **Addison-Wesley**, California, v. 42, p. 15–21, 1998.

PAVITHRA, P.; NAGARAJ, H. **Particle Swarm Optimization and Its Applications. Springer**, 2012.

POLI, R.; KENNEDY, J.; BLACKWELL, T. Particle swarm optimization: An overview. **Swarm Intelligence**, v. 1, n. 1, p. 33–57, 2007.

RAHMAN, M. F. A.; ONG, S. K.; JULAI, S.; FIRDAUS, R. Magnetorheological brake for haptic application: System identification and controller design. **Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control**, v. 36, n. 3, p. 282–294, 2017.

RAMOS, F. F.; NETO, A. L. Fuzzy Logic Control Systems: Theory and Applications. **Springer**, 2011.

ROSS, T. J. Fuzzy Logic with Engineering Applications. **Wiley**, 2004.

ROSSA, C.; JAEGY, M.; LOZADA, J.; MICAELLI, A. Control of a magnetorheological brake by electromyographic signals for an exoskeleton knee joint. **Smart Materials and Structures**, v. 23, n. 10, p. 105003, 2014.

SCHULTZ, W. C.; RIDEOUT, V. C. Control System Performance Measures: Past, Present, and Future. **IRE Transactions on Automatic Control**, v. 22, n. 1, p. 22–31, 1961.

SEMASENGHE, D.; MADUSANKA, N.; RANAWEERA, R.; GOPURA, R. A. A review on Design and Development of Prosthetic Wrist Mechanisms. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2019, p. 1–16, 2019.

SEMASENGHE, D. S.; MADUSANKA, W. A. S. M.; RANAWEERA, R. A. A. D.; GOPURA, R. A. R. C. A review on lower-limb robotic exoskeletons to assist human lower-limb movements. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2019, p. 1–22, 2019.

SHI, Y.; EBERHART, R. A modified particle swarm optimizer. **Proceedings of the IEEE International Conference on Evolutionary Computation**, p. 69–73, 1998.

SULLIVAN, J.; et al. The role of functional electrical stimulation in improving limb function after amputation: A review. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 56, n. 5, p. 805–819, 2019.

TAN, W.; MARQUEZ, H. J.; CHEN, T. Performance Assessment of PID Controllers. **Journal of Control**, v. 201, n. 3, p. 1–17, 2004.

TAVAKOLAN, M.; MENON, C. Robotics in Lower-Limb Rehabilitation: A Perspective. **Journal of Medical Devices**, v. 6, n. 4, p. 041005, 2012.

TSOUKALAS, L. H.; UHRIG, R. E. Fuzzy and Neural Approaches in Engineering. **Wiley**, 1997.

VAN DEN BERGH, F. **An analysis of particle swarm optimizers**. PhD thesis, University of Pretoria, 2006.

VARGAS, C. D.; SMITH, D.; RICHARDS, D. Performance Metrics for Process Control. **Control Engineering Practice**, v. 13, n. 10, p. 1217-1227, 2017.

VUJAKLIJA, I.; FARINA, D.; ASZMANN, O. C. Ultrasound imaging of the residual ulnar nerve in high-level upper limb amputees. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 13, n. 1, p. 1–9, 2016.

WANG, Y.; LIAO, W. H. Development of an MR brake and its application to vehicle stability control. **Smart Materials and Structures**, v. 20, n. 9, p. 094012, 2011.

WANG, D.; HOU, Y. Design and experimental evaluation of a multidisk magnetorheological fluid actuator. **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**, v. 24, n. 6, p. 640, 2013.

ZADEH, L. A. Outline of a new approach to the analysis of complex systems and decision processes. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**, v. 3, n. 1, p. 28-44, 1973.

ZADEH, L. A. Fuzzy logic, neural networks, and soft computing. **Communications of the ACM**, v. 37, n. 3, p. 77–84, 1994.

ZHAO, X.; et al. Application of Particle Swarm Optimization Algorithm to PID Control. **Mathematical Problems in Engineering**, 2013.

ZOSS, A. B.; et al. Design and control of a prosthetic arm using myoelectric signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 53, n. 7, p. 1425-1434, 2006.

ANEXO A – Publicação gerada

Esse trabalho gerou uma publicação no CONGRESSO IBERO-LATINO AMERICANO SOBRE MÉTODOS COMPUTACIONAIS EM ENGENHARIA (CILAMCE 2025). Como artigo “Hybrid Intelligent Control for a Transradial Prosthetic Wrist Using PID, Fuzzy Logic, and Particle Swarm Optimization”, Gabriel M. C. Machado, Rina M. A. Dutra, Guilherme P. Rúbio, Claysson B. S. Vimieiro. A primeira página do artigo é apresentada abaixo.



Hybrid Intelligent Control for a Transradial Prosthetic Wrist Using PID, Fuzzy Logic, and Particle Swarm Optimization

Gabriel M. C. Machado¹, Rina M. A. Dutra¹, Guilherme P. Rúbio¹, Cádmo A. Rodrigues², Claysson B. S. Vimieiro^{1,2}

¹Graduate Program in Mechanical Engineering, Universidade Federal de Minas Gerais
Av. Antonio Carlos, 6627, Pampulha, Belo Horizonte, 31270-901, Minas Gerais, Brazil
gabrielmudadu@gmail.com, rina@ufsj.edu.br, guilhermeprubio@gmail.com, claysson@gmail.com

²Graduate Program in Mechanical Engineering, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais
R. Dom José Gaspar, 500, Coração Eucarístico, Belo Horizonte, 30535-901, Minas Gerais, Brazil
cadmo.ar@gmail.com, claysson@gmail.com

Abstract. This study presents the development of a hybrid intelligent control system for a transradial prosthetic wrist, integrating Proportional-Integral-Derivative (PID) control, Fuzzy Logic, and Particle Swarm Optimization (PSO). The prosthesis, designed by Labbio, incorporates a motor, harmonic reducer, and magnetorheological (MR) brake to enable precise torque control. Three distinct operation scenarios were considered: abrupt motion, smooth high-precision movement, and a hybrid mode alternating between both. A mathematical model of the wrist mechanism was formulated, relating motor and brake electrical inputs to the output torque while respecting mechanical constraints. For each scenario, torque reference curves were defined, and PID parameters were automatically optimized using PSO. To enable real-time adaptability, a Fuzzy Logic system dynamically selects the most appropriate PID gains based on the movement regime. Simulation results demonstrate that the hybrid control system achieves stable and responsive performance across all scenarios. The Fuzzy-PSO-PID approach enables smooth transitions between motion types, reducing overshoot and delay while enhancing precision and user comfort. This work highlights the potential of combining classical control, soft computing, and bio-inspired optimization techniques to address nonlinear and time-varying challenges in biomedical prosthetic applications.

Keywords: Prosthetic wrist, Intelligent control, Particle Swarm Optimization (PSO), Fuzzy logic, Magnetorheological (MR).

1 Introduction

The growing demand for advanced upper limb prostheses has driven research towards improving user functionality and comfort. Transradial prosthetic wrists play a fundamental role in enhancing the range of motion and user dexterity in daily tasks. However, current commercial prosthetic wrists remain limited in torque capacity, control flexibility, and adaptability to different task demands [1], [2]. To address these limitations, this study presents the development of a hybrid intelligent control system for a transradial prosthetic wrist. The system integrates Proportional-Integral-Derivative (PID) control, Fuzzy Logic, and Particle Swarm Optimization (PSO) techniques. This integration enables dynamic adaptation of control parameters in real time, according to different operational scenarios such as abrupt motion, precision movement, and hybrid transitions between modes [3], [4]. The prosthesis, developed by Labbio, includes a motor, a harmonic drive reducer, and a magnetorheological (MR) brake. This configuration allows both active and resistive torque control with high responsiveness and accuracy [5], [6]. Previous works have shown the potential of combining intelligent control techniques to enhance performance in nonlinear and time-varying systems [7]. However, few studies have applied such hybrid control strategies in biomedical devices, particularly in prosthetic wrists [8], [9]. This paper details the mathematical modeling, controller design, optimization process, and simulation results of the proposed system.