

CENTRO UNIVERSITÁRIO DO SUL DE MINAS
ENGENHARIA MECÂNICA
JOHNNY CASSIUS BATISTON

**DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DE PRÓTESES PERSONALIZADAS
UTILIZANDO COMPÓSITOS DE PLA-CL COM FOCO EM MANUFATURA
ADITIVA E INTEGRAÇÃO SENSORIAL**

Varginha

2025

JOHNNY CASSIUS BATISTON

**DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DE PRÓTESES PERSONALIZADAS
UTILIZANDO COMPÓSITOS DE PLA-CL COM FOCO EM MANUFATURA
ADITIVA E INTEGRAÇÃO SENSORIAL**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de Engenharia Mecânica do Centro Universitário do Sul de Minas como pré-requisito para obtenção do grau de bacharel, sob orientação do Prof. Me. Jonathan Oliveira Nery

Varginha

2025

JOHNNY CASSIUS BATISTON

**DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DE PRÓTESES PERSONALIZADAS
UTILIZANDO COMPÓSITOS DE PLA-CL COM FOCO EM MANUFATURA
ADITIVA E INTEGRAÇÃO SENSORIAL**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Engenharia Mecânica do Centro Universitário do Sul de Minas, como pré-requisito para a obtenção de bacharel pela banca examinadora composta pelos membros:

Aprovado em: / /

Prof.

Prof.

Prof.

OBS.:

AGRADECIMENTOS

Dedico este trabalho a quem sustentou a minha caminhada: meus pais, minha irmã, minha família e meus amigos. O apoio de vocês virou disciplina nas noites longas, senso crítico nas correções e confiança quando os resultados ainda não apareciam. Registro também minha gratidão a Deus, pela sabedoria nas escolhas e pela firmeza para concluir esta etapa.

“A satisfação está no esforço, não apenas na realização. O esforço total é a vitória completa.”

Mahatma Gandhi.

RESUMO

A popularização da impressão 3D e dos módulos de leitura mioelétrica permite construir próteses didáticas de baixo custo, mas ainda existe um intervalo significativo entre protótipos caseiros e dispositivos estáveis, reprodutíveis e fáceis de manter. Este trabalho aborda esse intervalo ao desenvolver, em bancada, um dedo protético acionado por sinal EMG e fabricado em polímeros, integrando microcontrolador e servomotor em uma arquitetura simples e modular. A originalidade está menos nos componentes e mais na organização do processo: aplicação de ferramentas da qualidade para priorizar causas de instabilidade, orientar intervenções e registrar decisões de projeto de maneira transparente e replicável. O resultado é um caminho prático, do desenho à validação funcional, com *firmware* instrumentado, telemetria padronizada e critérios de desempenho definidos, que permite medir avanços e comparar versões. Embora não constitua um dispositivo pronto para uso humano, o protótipo e a metodologia associada formam uma base sólida para continuidade em ambientes acadêmicos e de extensão, reduzindo a curva de aprendizado e ampliando o acesso a soluções mioelétricas orientadas por evidências.

Palavras-chave: Prótese mioelétrica; Impressão 3D; PLA-CF; EMG de baixo custo; *Arduino*; controle de servomotor; Telemetria; Engenharia da qualidade.

ABSTRACT

The widespread availability of 3D printing and low-cost myoelectric modules enables affordable didactic prostheses, yet a gap remains between hobby prototypes and stable, reproducible, easy-to-maintain devices. This work addresses that gap by developing, on the bench, a single-finger prosthetic mechanism actuated by EMG and fabricated from polymer materials, integrating a microcontroller and a servomotor into a simple, modular architecture. The contribution lies less in novel components and more in process organization: the use of quality-engineering tools to prioritize sources of instability, guide interventions, and document design decisions in a transparent, replicable way. The outcome is a practical path from design to functional validation, with instrumented firmware, standardized telemetry, and defined performance criteria that allow measuring progress and comparing versions. Although not a device ready for human use, the prototype and its methodology provide a solid foundation for continuation in academic and outreach settings, reducing the learning curve and expanding access to evidence-driven myoelectric solutions.

Keywords: Myoelectric prosthesis; 3D printing; PLA-CF; Low-cost EMG; Arduino; servomotor control; Telemetry; Quality engineering.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Comparação de propriedades físico-mecânicas entre PLA, ABS e PETG, segundo normas ASTM e ISO.....	15
Figura 2: Etapas da síntese do poli (ácido lático) a partir do ácido lático via formação de lactídeo.....	16
Figura 3: Formação de compósito por adição de reforço à matriz polimérica (fibras curtas dispersas).....	19
Figura 4: Gráfico comparativo entre materiais poliméricos utilizados em impressão 3D quanto à resistência à tração e deformação.....	21
Figura 5: Esquema biomecânico de forças atuando sobre membro ou prótese durante a marcha.....	25
Figura6: Ciclo de vida do PLA aplicado à fabricação e descarte.....	27
Figura 7: Exemplo de posicionamento dos eletrodos de EMG no antebraço.....	32
Figura 8: Diagrama de Ishikawa para o projeto.....	33
Figura 9: Fração do código-fonte teste 1.....	39
Figura 10: Fração do código-fonte teste 2.....	41
Figura 11: Fração do código-fonte teste 3.....	43

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Matriz GUT aplicada ao projeto.....	34
Quadro 2: 5W2H consolidado do projeto.....	35

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REFERENCIAL TEÓRICO	14
2.1 Polímeros em aplicações biomédicas	14
2.2 Impressão 3D e manufatura aditiva na saúde	16
2.3 Reforços com fibras: tipos e características	17
2.4 Propriedades mecânicas e térmicas do PLA reforçado	19
2.5 Impressão 3D de compósitos.....	22
2.6 Biocompatibilidade e aplicações clínicas	23
2.7 Biomecânica e interação com o corpo humano.....	24
2.8 Considerações ambientais e sustentabilidade	26
3 METODOLOGIA.....	29
3.1 Impressão 3D: DfAM, parâmetros e garantia da qualidade	29
3.1.1 Fixação adesiva (cola quente).....	30
3.2 Adaptação anatômica e conector ao antebraço	31
3.3 Arquitetura de controle (<i>Arduino/EMG</i>) e <i>firmware</i>	31
3.4 Aquisição de dados, indicadores e procedimento operacional (<i>Arduino IDE</i>).....	32
3.5 Ferramentas da Qualidade aplicadas ao projeto.....	34
3.5.1 Diagrama de Ishikawa (Espinha de Peixe)	34
3.5.2 Matriz GUT (priorização).....	35
3.5.3 Plano 5W2H do projeto	36
4 DESENVOLVIMENTO: REFINO ITERATIVO DO CONTROLE E DA AQUISIÇÃO	37
4.1 Protocolo de teste e telemetria utilizados	37
4.2 Teste 1: thresholds adaptativos com banda dinâmica e dois modos de controle	38
4.3 Teste 2: calibração guiada, normalização por porcentagem e antirruído temporal	40
4.4 Teste 3: estado binário com temporizações explícitas, ganho pós-calibração e comando com debounce	42
4.5 Síntese técnica, limitações persistentes e diretrizes de continuidade	44
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	46
5.1 O que foi alcançado	46
5.2 O que não foi alcançado e suas causas	46
5.3 Métricas observadas	47

5.4 Discussão crítica e implicações	47
6. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	49
6.1 Conclusões	49
6.2 Contribuições e trabalhos futuros.....	50
REFERÊNCIAS	52
APÊNDICE A – PASSO A PASSO DE MONTAGEM	54
APÊNDICE B – CÓDIGO FONTE	56

1 INTRODUÇÃO

A perda parcial da função do membro superior impacta atividades cotidianas, autonomia e a inserção social. Embora próteses mioelétrica comerciais possam ser encontradas no mercado, seu custo e a complexidade de manutenção restringem o acesso, sobretudo em contextos educacionais e de pesquisa aplicada com recursos limitados. Nesse cenário, a difusão da impressão 3D e de módulos de leitura mioelétrica de baixo custo abriu um caminho promissor para o desenvolvimento de dispositivos experimentais que conciliem simplicidade construtiva, reproduzibilidade e possibilidade de adaptação ao usuário.

O presente trabalho se insere nesse cruzamento entre acessibilidade tecnológica e rigor de desenvolvimento, partindo da concepção de um protótipo de dedo protético impresso em materiais poliméricos e acionado por sinal mioelétrica \processado por microcontrolador e servo motor. Ao priorizar uma arquitetura enxuta, busca-se reduzir barreiras de fabricação e de manutenção, viabilizando que laboratórios acadêmicos, equipes estudantis e iniciativas de extensão repliquem o protótipo sem dependência de infraestrutura sofisticada. A hipótese central é que a integração criteriosa de componentes amplamente disponíveis pode gerar um conjunto funcional e estável, desde que o processo de projeto e validação seja conduzido de forma sistemática.

Para isso, o desenvolvimento não se limita a construir o protótipo, organiza-se em etapas claras de planejamento, fabricação, teste e melhoria. A adoção de instrumentos consagrados de gestão da qualidade cumpre papel estruturante, pois auxilia na identificação de fontes de instabilidade, na priorização de esforços e no registro transparente das decisões de projeto. Assim, o valor do estudo não está apenas na combinação de impressão 3D e controle mioelétrica, mas na costura metodológica que transforma insumos acessíveis em um procedimento replicável.

A opção por avaliar o dispositivo em bancada, sem pretensões clínicas, é deliberada, pois permite isolar variáveis essenciais, como parâmetros de impressão, montagem mecânica e estratégia de processamento do EMG, e observar seus efeitos sobre a fluidez do movimento, a responsividade e a repetibilidade do conjunto. Essa abordagem favorece a extração de diretrizes práticas de fabricação e de controle que podem ser reaproveitadas e estendidas em trabalhos futuros, inclusive em configurações mais complexas de mão ou de múltiplos dedos.

Do ponto de vista formativo, o estudo contribui para a consolidação de uma trilha de prototipagem aberta em próteses mioelétrica, aproximando conteúdos de materiais e

manufatura aditiva, eletrônica embarcada e controle básico de atuadores. Ao documentar escolhas, limites e resultados, pretende-se oferecer um material de referência que auxilie outros grupos a encurtar o ciclo entre ideia, protótipo e validação funcional, fortalecendo a cultura de engenharia orientada a evidências também em ambientes com orçamento restrito. Em síntese, esta pesquisa propõe um caminho prático para o desenvolvimento de um dedo protético mioelétrica de baixo custo, com foco em simplicidade construtiva e reproduzibilidade. Ao final, espera-se consolidar um método claro de planejamento e melhoria contínua, capaz de apoiar trabalhos subsequentes e ampliar o acesso a soluções tecnológicas com propósito social.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Polímeros em aplicações biomédicas

O uso de polímeros em aplicações biomédicas tem avançado significativamente nas últimas décadas devido à sua versatilidade, processabilidade e possibilidade de modificação estrutural. Materiais como PLA (ácido polilático), PCL (caprolactona) e PETG (polietileno tereftalato glicol) são amplamente utilizados em dispositivos médicos, incluindo próteses, implantes e scaffolds para engenharia de tecidos. O PLA, em especial, tem se destacado por sua biodegradabilidade, origem renovável e boa processabilidade em impressoras 3D, características que o tornam atraente para aplicações clínicas e acadêmicas (Moraes *et al.*, 2008). Ainda de acordo com o autor, os polímeros têm se consolidado como biomateriais eficientes em diversas abordagens médicas, devido à sua adaptabilidade e baixo custo.

Estudos internacionais, como os de Li *et al.* (2019) e Turner *et al.* (2020), mostram que, quando associado a fibras de reforço, o PLA pode apresentar propriedades mecânicas adequadas para aplicações estruturais, como próteses de membros. No Brasil, Santos e Sousa (2019) reforçam a aplicabilidade do PLA em engenharia de tecidos e na produção de dispositivos médicos biodegradáveis. Segundo dados da ABDI (2021), o uso de impressão 3D com polímeros na área da saúde está em expansão no país, com destaque para aplicações ortopédicas e odontológicas. A crescente adoção desses materiais em hospitais e centros de pesquisa brasileiros destaca seu potencial de democratização da tecnologia assistiva.

Além de seu desempenho técnico, o PLA apresenta vantagens ambientais significativas, contribuindo para a redução de resíduos não biodegradáveis em ambientes hospitalares. Essa característica o torna particularmente alinhado às demandas contemporâneas de sustentabilidade, reforçando seu potencial de uso em projetos que buscam não apenas funcionalidade, mas também responsabilidade ambiental. De modo comparativo, o PCL apresenta maior flexibilidade e tempo de degradação mais longo, sendo preferido em aplicações de liberação controlada de fármacos e engenharia de tecidos moles. Já o PETG, embora mais resistente ao impacto, não apresenta a mesma taxa de biodegradação do PLA, o que pode ser um fator limitante em projetos voltados à sustentabilidade. Assim, o PLA se destaca como uma solução intermediária entre desempenho mecânico e responsabilidade ambiental.

Além disso, a crescente pesquisa em blendas poliméricas, copolímeros e tratamentos superficiais tem ampliado a aplicabilidade dos polímeros biodegradáveis. Normas como a ISO

10993 garantem que esses materiais possam ser validados quanto à sua biocompatibilidade antes da introdução clínica. Dessa forma, o PLA e seus derivados têm se consolidado como soluções promissoras, especialmente em regiões com acesso limitado a dispositivos de alta tecnologia. Para melhor compreensão das vantagens do PLA em relação a polímeros convencionais, a Tabela 1 apresenta um comparativo entre o PLA, PETG e o ABS, este último um polímero amplamente utilizado, porém não biodegradável.

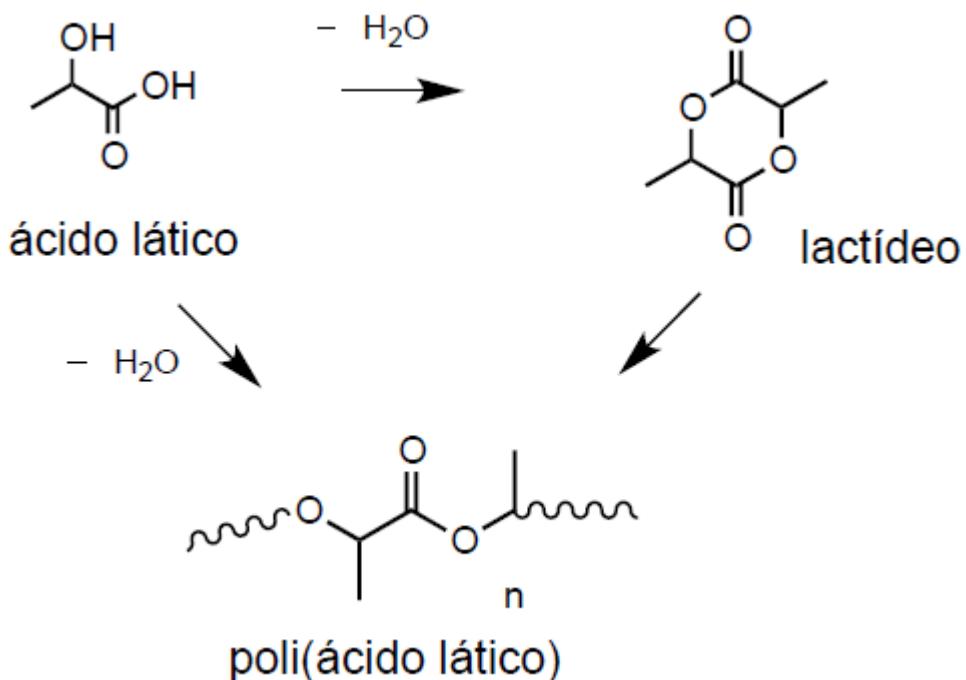
Figura 1 – Comparação de propriedades físico-mecânicas entre PLA, ABS e PETG, segundo normas ASTM e ISO.

Propriedades Materia Prima 3D LAB - Grãos			
Propriedades	PLA	ABS Premium	PETG
Densidade	1,24 [g/cm3]	1,04 [g/cm3]	1,27 [g/cm3]
Temp. Fusão	185 [°C]	220 [°C]	240 [°C]
Tg	60 [°C]	100 [°C]	85 [°C]
Tensão de Escoamento	66 [Mpa]	38 [Mpa]	51 [Mpa]
Resistencia a Flexão	130 [Mpa]	66 [Mpa]	72 [Mpa]
Modulo de Elasticidade	4350 [Mpa]	2200 [Mpa]	2120[Mpa]
Resultado ensaio de Tração segundo a Norma ASTM D 638 - Corpo de provas Impresso			
Propriedades	PLA	ABS Premium	PETG
Tensão de Escoamento	24,8 [Mpa]	14,7[Mpa]	18,6 [Mpa]
Modulo de Elasticidade	1896,0 [Mpa]	1335,9 [Mpa]	1067,9 [Mpa]
Tensão de Ruptura	46 [Mpa]	29 [Mpa]	32,6 [Mpa]
Alongamento	3,69 [%]	7,08 [%]	7,74 [%]
Resultado ensaio de Dureza segundo a Norma ASTM D 2240 - Corpo de provas Impresso			
Dureza Shore D	85 [Shore D]	74 [Shore D]	75 [Shore D]
Resultado ensaio HTD segundo a Norma ISO 75 - Corpo de provas Impresso			
Temperatura HTD	55,11°C	86,13°C	67,3 °C

Fonte: Adaptado de 3D LAB (2022).

A Figura 2 ilustra, de maneira esquemática, o processo de síntese do poliácido lático (PLA), desde a obtenção do monômero até a formação do polímero final. São representadas as etapas de preparação da matéria-prima, conversão em unidades monoméricas, polimerização e posterior conformação do material, evidenciando a sequência lógica necessária para a produção do PLA utilizado neste projeto.

Figura 2 – Etapas da síntese do poli (ácido lático) a partir do ácido lático via formação de lactídeo.



Fonte: Adaptado de: Unesp (2016)

Além de seu desempenho técnico, o PLA apresenta vantagens ambientais significativas, contribuindo para a redução de resíduos não biodegradáveis em ambientes hospitalares. Essa característica o torna particularmente alinhado às demandas contemporâneas de sustentabilidade, reforçando seu potencial de uso em projetos que buscam não apenas funcionalidade, mas também responsabilidade ambiental.

2.2 Impressão 3D e manufatura aditiva na saúde

A manufatura aditiva, especialmente por meio da tecnologia de impressão 3D, tem revolucionado o setor da saúde ao permitir a produção personalizada e rápida de dispositivos médicos, incluindo próteses, órteses, implantes e modelos anatômicos para planejamento cirúrgico. Dentre as tecnologias disponíveis, o método FDM (*Fused Deposition Modeling*) é o mais amplamente utilizado devido à sua acessibilidade, facilidade de operação e compatibilidade com uma ampla gama de termoplásticos, como o PLA.

No contexto da produção de próteses, a impressão 3D com PLA oferece vantagens significativas, como redução de custos, agilidade na prototipagem, menor geração de resíduos e, principalmente, a capacidade de adaptar o projeto ao perfil anatômico e funcional de cada paciente. Segundo a Associação Brasileira de Indústria de Dispositivos Médicos (ABDI,

2021), o uso da impressão 3D na área da saúde tem crescido exponencialmente no Brasil, sendo aplicada tanto em hospitais quanto em centros de reabilitação. Essa tecnologia permite o controle preciso da geometria da peça, incluindo parâmetros como espessura de parede, preenchimento interno e orientação das camadas, o que impacta diretamente no desempenho mecânico e conforto do usuário. A possibilidade de simular o comportamento da prótese em softwares de modelagem e realizar ajustes antes da impressão final também contribui para a redução de falhas e para o aumento da eficiência do processo.

Além do PLA, outros materiais compatíveis com impressão 3D também são utilizados, como PETG e ABS, porém o PLA se destaca por sua menor temperatura de extrusão, melhor definição de detalhes e menor tendência à deformação durante o resfriamento, o que o torna mais adequado para projetos com foco em precisão geométrica e sustentabilidade. A impressão 3D também viabiliza a fabricação descentralizada, o que é especialmente relevante em regiões com menor acesso a tecnologias assistivas industrializadas. Por meio da digitalização de modelos, é possível compartilhar arquivos e imprimir localmente, promovendo inclusão, independência tecnológica e redução de barreiras logísticas.

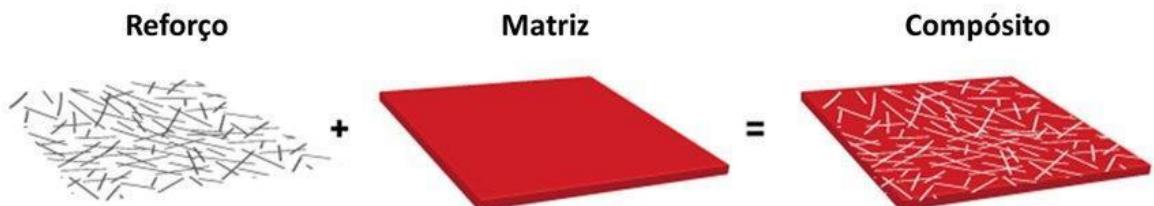
2.3 Reforços com fibras: tipos e características

A incorporação de fibras de reforço em matrizes poliméricas representa uma estratégia amplamente consolidada na engenharia de materiais para mitigar as limitações estruturais de polímeros puros, como o PLA. Essa técnica busca não apenas elevar os parâmetros de resistência e rigidez, mas também conferir maior estabilidade térmica e resistência ao impacto, atributos cruciais na produção de dispositivos médicos de alto desempenho, como próteses personalizadas. As fibras de carbono, conhecidas por sua elevada resistência específica e módulo elástico, são amplamente utilizadas em compósitos estruturais devido à sua leveza e desempenho mecânico superior. Aplicadas inicialmente em setores como o aeroespacial e automotivo, essas fibras têm sido gradualmente incorporadas ao setor biomédico, onde possibilitam a criação de próteses leves, duráveis e com excelente resposta à carga cíclica, característica importante para o uso prolongado por pacientes. As fibras de vidro, por sua vez, oferecem um bom equilíbrio entre desempenho e custo, sendo resistentes à tração e à corrosão, além de apresentarem estabilidade dimensional e térmica. Sua aplicação em compósitos poliméricos voltados à saúde é comum em projetos que exigem robustez sem

custos elevados, sendo uma alternativa viável para contextos com menor disponibilidade de recursos tecnológicos.

Já as fibras de aramida, como o Kevlar®, são amplamente reconhecidas por sua capacidade de absorver energia e resistir a impactos repetitivos. Tais propriedades as tornam ideais para aplicações que demandam segurança e durabilidade, como órteses e próteses com foco em proteção mecânica. Em combinação com outras fibras, criam-se sistemas híbridos com sinergia otimizada, equilibrando rigidez, leveza, absorção de impacto e longevidade do material. A eficácia do reforço depende não apenas do tipo de fibra selecionado, mas também da forma como ela é incorporada à matriz polimérica. O uso de fibras curtas é mais comum na impressão 3D por FDM, devido à sua compatibilidade com o processo de extrusão, porém, tecnologias mais recentes permitem a inserção de fibras contínuas, o que eleva consideravelmente o desempenho estrutural do compósito. A orientação das fibras em relação à direção das tensões aplicadas, a distribuição homogênea e a proporção do reforço também são fatores críticos na engenharia do material. Além disso, a interface entre fibra e matriz é determinante na transferência de carga e resistência à delaminação. Por isso, diversos métodos de tratamento superficial das fibras têm sido empregados para otimizar essa adesão, incluindo silanização, plasma e tratamentos químicos que promovem ligações químicas mais eficientes entre os componentes do compósito. A Figura 3 ilustra esse princípio estrutural, mostrando de forma esquemática como fibras curtas são distribuídas na matriz polimérica para formar o compósito e como essa interação influencia diretamente suas propriedades mecânicas.

Figura 3 – Formação de compósito com fibras curtas dispersas em matriz polimérica, melhorando as propriedades mecânicas do material.



Fonte: (FIBRENAMICS, 2022).

2.4 Propriedades mecânicas e térmicas do PLA reforçado

O poli (ácido lático), ou PLA, é um dos polímeros biodegradáveis mais utilizados na manufatura aditiva, especialmente pela sua facilidade de processamento, rigidez inicial e estabilidade dimensional. No entanto, como polímero semicristalino, o PLA apresenta certas limitações mecânicas e térmicas que restringem sua aplicação em componentes estruturais, como próteses de membros. Entre essas limitações destacam-se sua baixa resistência ao impacto, tendência à fratura frágil e temperatura de amolecimento relativamente baixa, o que compromete sua durabilidade em ambientes com variações térmicas e cargas repetitivas. Para mitigar essas limitações, a adição de fibras de reforço tem se mostrado uma estratégia eficaz.

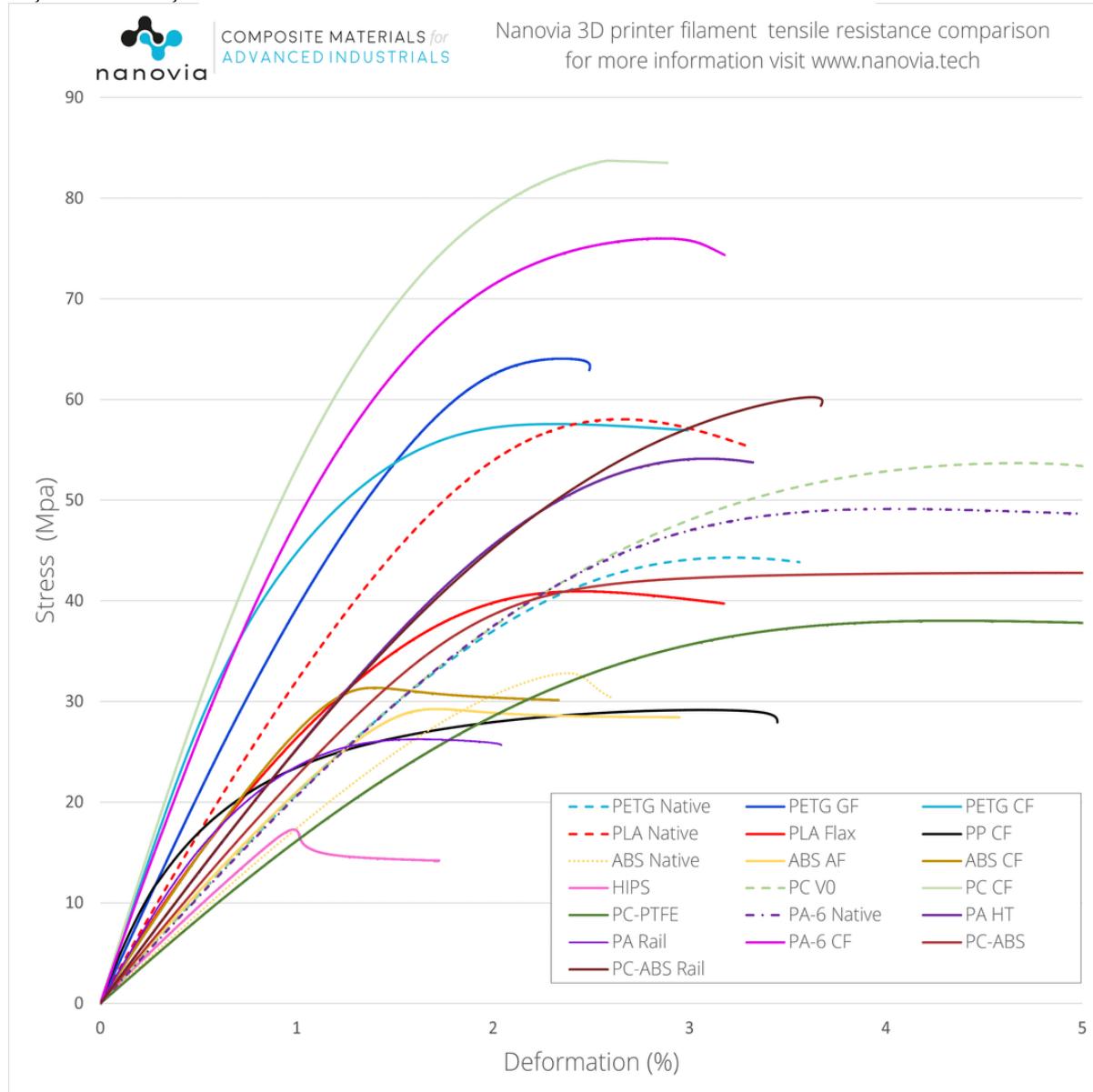
Quando incorporadas ao PLA, fibras de carbono, vidro, aramida ou híbridas promovem melhorias significativas nas propriedades mecânicas, como resistência à tração, módulo de elasticidade, dureza e resistência à fadiga. Ensaios realizados conforme a norma ASTM D638 (ensaio de tração) revelam que a adição de 20% de fibras de carbono pode aumentar o módulo elástico em até 120%, enquanto a resistência ao impacto pode dobrar, conforme estudos de comparação com PLA puro (Santos *et al.*, 2022). Enquanto as fibras de carbono são mais eficazes no aumento do módulo elástico e da resistência à fadiga, as fibras de vidro demonstram maior estabilidade térmica e resistência ao escoamento sob temperatura. Já as fibras de aramida, conhecidas por sua elevada absorção de energia, contribuem significativamente para a tenacidade do material. A escolha do tipo de fibra, portanto, deve considerar as exigências específicas da aplicação biomecânica.

Em relação ao comportamento térmico, testes de HDT (*Heat Deflection Temperature*) mostram que o PLA reforçado pode suportar temperaturas próximas de 100–120 °C, em contraste com os 55–65 °C do PLA puro. Essa elevação se dá tanto pelo efeito barreira das fibras quanto pela indução de cristalinidade na matriz. Métodos como TGA (análise termogravimétrica) e DSC (calorimetria diferencial de varredura) confirmam a estabilidade térmica e o comportamento de transição vítreo do compósito, revelando sua adequação para aplicações biomecânicas em ambientes corporais e externos. Estudos também indicam que a orientação das camadas de impressão e a densidade de preenchimento (*infill*) afetam de forma significativa a performance mecânica e térmica do PLA reforçado. Uma orientação inadequada pode reduzir a resistência à tração em até 40%, mesmo com fibras de reforço presentes (Zhang *et al.*, 2020). Isso reforça a necessidade de controle rígido sobre os parâmetros de impressão FDM, incluindo temperatura de extrusão, velocidade, padrão de

preenchimento e espessura da camada. Comparado a outros biopolímeros amplamente usados na impressão 3D, como o PCL (policaprolactona) ou o PETG (polietileno tereftalato glicol), o PLA se destaca pela rigidez e facilidade de biodegradação. O PCL, embora tenha menor módulo elástico, apresenta maior elasticidade, sendo indicado para estruturas flexíveis ou articulações. Já o PETG oferece maior resistência ao impacto, sendo menos propenso a falhas por trincas, mas não é biodegradável. Assim, a escolha do material deve considerar o equilíbrio entre desempenho mecânico, impacto ambiental, custo e acessibilidade de impressão.

Nos contextos protéticos, essas propriedades são fundamentais, visto que as peças estão submetidas a esforços cíclicos, atrito constante com o corpo, exposição a suor, umidade e variações de temperatura. O reforço com fibras permite que o PLA atenda a esses desafios sem comprometer o conforto ou gerar riscos de falha estrutural. Ainda, a impressão 3D FDM permite a fabricação direta de corpos de prova com geometrias normatizadas (ASTM D638, D790, ISO 527-2), facilitando a caracterização comparativa com materiais comerciais. Os resultados desses ensaios podem orientar melhorias iterativas no projeto das próteses, otimizando parâmetros como orientação das camadas, padrão de preenchimento e espessura das paredes. A Figura 4 complementa essa discussão, apresentando um gráfico comparativo de resistência à tração e deformação entre diferentes polímeros utilizados em impressão 3D, evidenciando como o PLA e suas variantes reforçadas se posicionam em relação a materiais comerciais concorrentes.

Figura 4 – Gráfico comparativo entre materiais poliméricos utilizados em impressão 3D quanto à resistência à tração e deformação.



Fonte: Adaptado de Nanovia (2022)

O gráfico apresenta o comportamento mecânico de diferentes filamentos, incluindo PLA puro, PETG, ABS e materiais reforçados como PETG CF (com fibra de carbono) e PA-6 CF. Nota-se que materiais com reforços, como PETG CF e PA-6 CF, exibem maior resistência à tração e rigidez quando comparados ao PLA nativo. A curva do PLA mostra boa rigidez inicial, mas menor resistência final e deformação antes da ruptura. Essa análise contribui para a escolha racional de materiais conforme a aplicação estrutural desejada.

2.5 Impressão 3D de compósitos

A impressão 3D de materiais compósitos tem se consolidado como uma solução inovadora para a produção de peças técnicas com propriedades mecânicas otimizadas, aliando liberdade de design, eficiência no uso de material e desempenho estrutural. Na fabricação de próteses personalizadas, o uso de PLA reforçado com fibras por meio da tecnologia FDM (*Fused Deposition Modeling*) possibilita a construção de geometrias complexas com controle preciso da densidade, orientação e arquitetura interna das peças. Ao incorporar fibras ao filamento base, o material resultante apresenta comportamento anisotrópico, o que significa que suas propriedades variam de acordo com a direção de deposição do material. Dessa forma, o planejamento da orientação das camadas e da geometria interna (*infill*) torna-se fundamental para maximizar o desempenho da prótese. Parâmetros como espessura de parede, padrão de preenchimento (*honeycomb, linear, gyroid*), taxa de retração e densidade do material influenciam diretamente na distribuição de tensões e no conforto biomecânico durante o uso.

Fibras curtas são as mais comuns nos filamentos comerciais, pois garantem compatibilidade com os bicos de extrusão convencionais. No entanto, avanços recentes permitem o uso de fibras contínuas por meio de extrusoras modificadas, o que eleva significativamente o módulo elástico e a resistência à tração da peça final. Estudos demonstram que o uso de fibras contínuas de carbono, aliadas a parâmetros de impressão otimizados, pode gerar compósitos com resistência comparável a ligas metálicas leves, abrindo espaço para aplicações clínicas avançadas. A principal vantagem da impressão 3D de compósitos está na customização imediata, com produção sob demanda, redução de resíduos e economia de tempo em comparação a métodos convencionais como usinagem ou moldagem por injeção. Isso é especialmente útil no contexto de próteses, onde a anatomia do paciente e suas demandas biomecânicas exigem projetos personalizados e interativos.

Outro ponto relevante é a possibilidade de integrar sensores ou cavidades funcionais durante o processo de impressão. A inserção de canais internos para cabos, cavidades para sensores mioelétricos ou estruturas de ventilação pode ser feita diretamente no modelo CAD, eliminando etapas adicionais de montagem e reduzindo falhas por integração tardia. Com base em todas essas possibilidades, a impressão 3D de compósitos representa uma convergência entre personalização anatômica, desempenho mecânico aprimorado e inovação tecnológica,

sendo uma das abordagens mais promissoras para a engenharia de próteses na era da manufatura digital.

2.6 Biocompatibilidade e aplicações clínicas

A biocompatibilidade é um critério essencial na seleção de materiais para uso biomédico, especialmente em dispositivos que entram em contato direto ou prolongado com o corpo humano, como próteses. O PLA se destaca nesse cenário por ser um polímero obtido a partir de fontes renováveis e apresentar baixa toxicidade, além de ser degradado em ácido láctico, um metabólito naturalmente absorvido pelo organismo. Essas características justificam seu uso crescente em dispositivos médicos descartáveis, implantes temporários e estruturas de suporte em engenharia de tecidos. Diversos estudos demonstram que o PLA puro apresenta boa aceitação biológica, com mínima resposta inflamatória e adequada interação com tecidos moles. Contudo, a adição de fibras de reforço pode alterar essa interação. Fibras de carbono, por exemplo, apresentam comportamento inerte, mas sua interface com a matriz pode exigir tratamentos químicos para evitar delaminações e liberar fragmentos. Já fibras de vidro e aramida, dependendo da morfologia e do grau de exposição superficial, podem provocar reações locais se não estiverem bem encapsuladas na matriz.

Para garantir segurança clínica, é fundamental que o processo de fabricação preserve a integridade dos materiais, minimize resíduos de aditivos e mantenha a estabilidade dimensional do dispositivo após esterilização. Testes *in vitro* de citotoxicidade, como o ISO 10993-5, são comumente aplicados para avaliar a compatibilidade celular do compósito, enquanto modelos animais são utilizados para verificar a resposta inflamatória e a integração tecidual *in vivo*. Aplicações clínicas do PLA e de seus compósitos incluem desde guias cirúrgicos, fixadores ósseos temporários e suportes em cirurgia maxilofacial até próteses externas com uso prolongado. A impressão 3D personalizada desses dispositivos permite adaptar o projeto à anatomia do paciente, melhorando o conforto e a funcionalidade. Em países em desenvolvimento, o uso do PLA como alternativa a materiais sintéticos mais caros tem favorecido o acesso a tecnologias assistivas de qualidade, com menor impacto ambiental e custo reduzido.

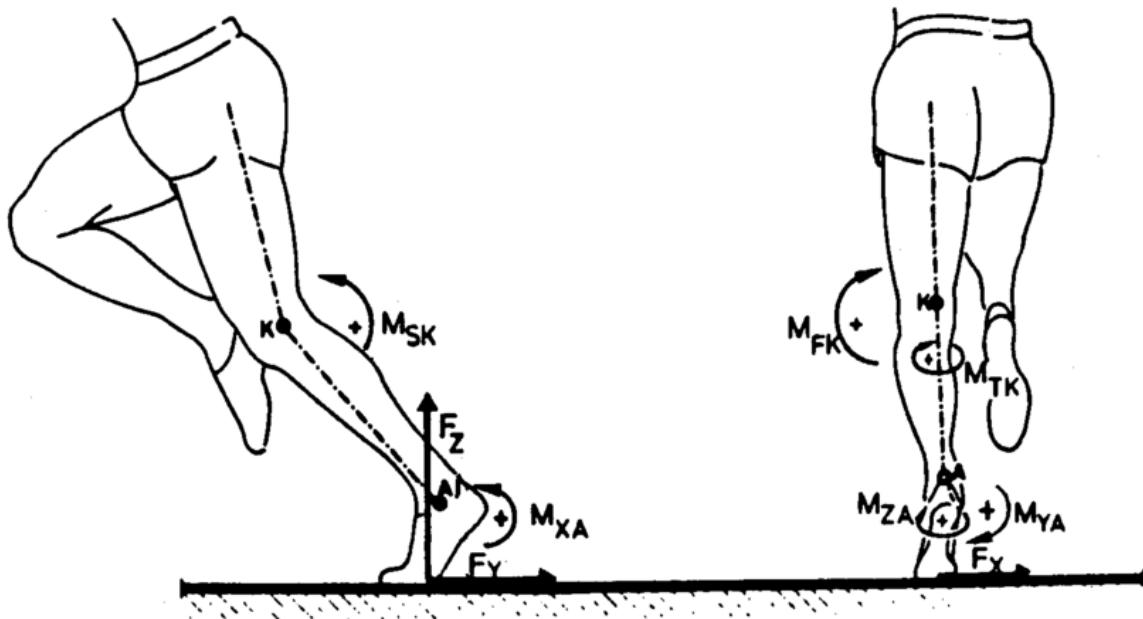
2.7 Biomecânica e interação com o corpo humano

A adaptação biomecânica de próteses aos movimentos e às cargas do corpo humano exige um equilíbrio entre rigidez, resistência e flexibilidade. Nesse contexto, o uso de materiais como PLA reforçado se torna relevante não apenas por suas propriedades físicas, mas também por sua capacidade de interagir funcionalmente com os sistemas musculoesqueléticos. A biomecânica envolve o estudo das forças geradas pelo corpo e sua relação com o desempenho dos dispositivos aplicados a ele, sendo essencial para garantir conforto, segurança e eficiência no uso prolongado. Autores brasileiros como Silva *et al.* (2018) e Moraes e Souza (2021) destacam a importância de alinhar parâmetros biomecânicos à anatomia individual, especialmente em usuários de próteses personalizadas, reforçando a relevância de pesquisas nacionais na área de reabilitação funcional. Próteses desenvolvidas com PLA reforçado devem suportar ciclos repetitivos de esforço, principalmente nos membros inferiores, que sofrem maiores cargas compressivas, de torção e impacto. A resistência à fadiga, à delaminação e ao desgaste é, portanto, um parâmetro crítico. Ensaios como o ISO 10328 (para dispositivos ortopédicos de locomoção) e a análise de tensões por elementos finitos (FEM) são frequentemente utilizados para prever a performance das próteses sob diferentes condições de uso. Por exemplo, o estudo de Khandan *et al.* (2020) aplicou a simulação FEM em próteses de PLA com fibras de carbono para avaliar sua resistência à fadiga sob cargas cíclicas. Já Oliveira *et al.* (2021) utilizaram o protocolo ISO 10328 em laboratório nacional para testar próteses transtibiais com matriz de PLA reforçado, identificando desempenho compatível com padrões clínicos. A modelagem computacional também tem sido uma ferramenta valiosa para simular os pontos de falha, as zonas de maior tensão e a distribuição de cargas nos pontos de articulação do dispositivo, especialmente em pacientes com padrões de marcha assimétricos.

Além disso, testes biomecânicos com plataformas de força e sensores de pressão são capazes de avaliar a resposta funcional da prótese em diferentes situações de uso, como subida de escadas, corrida ou mudanças abruptas de direção. Esses dados são fundamentais para validar a eficácia de cada configuração de reforço e de geometria impressa, identificando zonas de deformação crítica ou sobrecarga. Um exemplo prático é apresentado por Lima *et al.* (2022), que testaram próteses transfemurais em PLA com reforço de carbono utilizando sensores de pressão plantar e câmeras de captura de movimento, demonstrando como ajustes na rigidez e geometria influenciam a estabilidade na marcha e a distribuição de cargas no

membro residual. A interação entre o dispositivo e o corpo humano também requer avaliação da distribuição de pressões nas regiões de contato. Materiais com rigidez excessiva podem causar desconforto, lesões por pressão e má adaptação anatômica e o uso do PLA com *infill* variável permite ajustar a rigidez local da peça, promovendo zonas de alívio de carga e maior conformidade com a anatomia do usuário. Técnicas como digitalização 3D e modelagem paramétrica auxiliam na criação de dispositivos personalizados e otimizados para cada paciente. Estudos clínicos têm mostrado que a personalização ergonômica pode reduzir significativamente o tempo de adaptação e a ocorrência de dores residuais. Essa relevância da personalização também se relaciona diretamente às exigências biomecânicas impostas ao membro ou prótese durante atividades funcionais. A Figura 5 ilustra as principais forças atuantes durante a marcha, reforçando a importância de dispositivos ajustados ao contorno anatômico e ao padrão de movimento do paciente.

Figura 5 – Esquema biomecânico de forças atuando sobre membro (ou no caso prótese) inferior durante a marcha.



Fonte: Adaptado de Baumann & Stocks (2013).

Outro fator importante é a absorção de impacto durante o caminhar ou outras atividades funcionais, pois compósitos de PLA com fibras de aramida, por exemplo, oferecem excelente capacidade de absorção de energia, reduzindo o estresse transmitido ao membro

residual. Já os compósitos com fibras de carbono se destacam pela elevada rigidez estrutural e baixo peso, sendo particularmente adequados para as regiões distais das próteses, onde há maior exigência de resistência e leveza. A escolha da fibra mais apropriada deve considerar, além das propriedades mecânicas, fatores secundários como conforto térmico, ruído durante o uso e longevidade do componente. Estudos comparativos demonstram que as fibras de carbono proporcionam alta rigidez específica e resistência à fadiga, ideais para zonas de suporte mecânico intenso; por sua vez, as fibras de aramida oferecem maior capacidade de absorção de impacto e resistência à tração, favorecendo aplicações em áreas sujeitas a choques repetitivos. Já as fibras de vidro, embora apresentem bom desempenho em tração e custo reduzido, têm maior densidade e menor durabilidade sob cargas cíclicas, sendo mais indicadas para reforços secundários. Para embasar a seleção de materiais, testes normalizados como ASTM D3039 (tração), ASTM D790 (flexão) e ISO 527 são amplamente empregados na comparação experimental desses compósitos, fornecendo dados quantitativos essenciais para o projeto de dispositivos personalizados de alta performance.

Avanços recentes também têm integrado sensores mio elétricos e módulos de controle para atuação inteligente das próteses. A adição de cavidades funcionais durante a impressão permite a inserção desses componentes, abrindo caminho para sistemas híbridos capazes de interpretar sinais musculares e responder dinamicamente ao movimento do usuário. Isso exige, porém, que o material mantenha estabilidade dimensional e resistência elétrica adequada, mesmo com o uso de fios ou sensores embutidos. Alguns estudos utilizam modelagem elétrica e mecânica acoplada para prever o desempenho do sistema em diferentes cenários clínicos, como movimentos bruscos ou perda de contato eletromiográfico. Um exemplo notável é o projeto de pesquisa de Costa *et al.* (2021), no qual foi desenvolvida uma prótese de membro superior utilizando PLA com cavidades para sensores EMG integrados. O sistema foi capaz de interpretar sinais musculares e controlar uma mão robótica impressa em 3D, validando a viabilidade de materiais poliméricos na fabricação de dispositivos inteligentes de baixo custo.

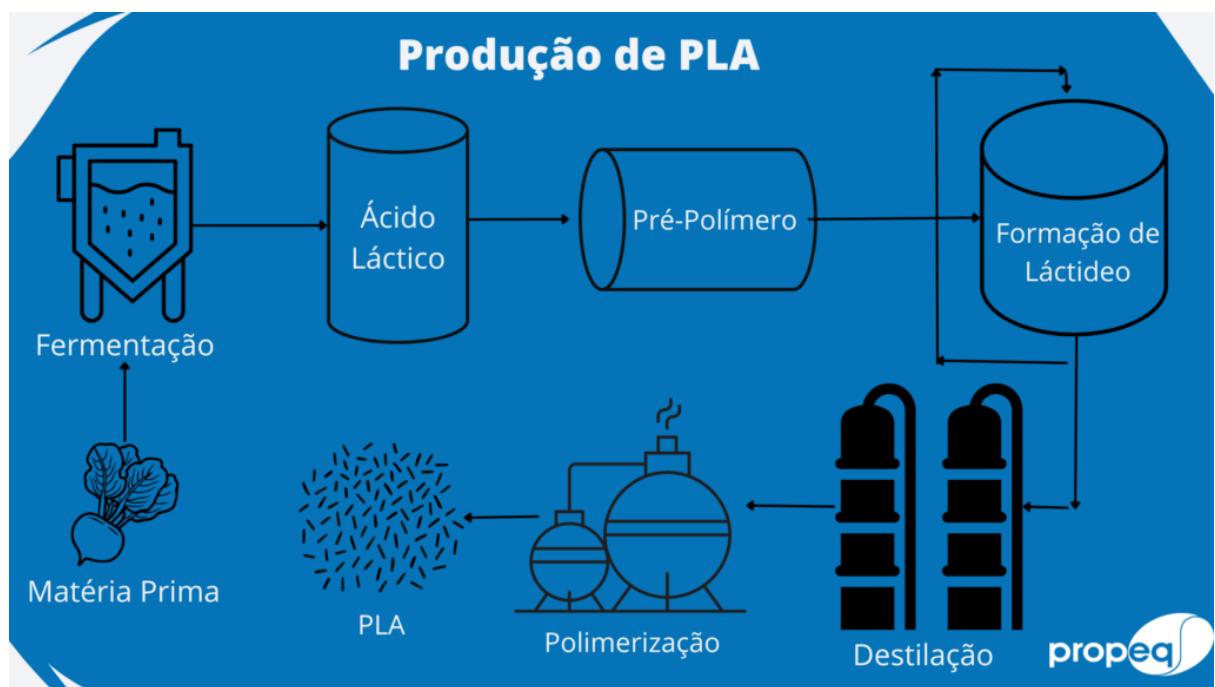
2.8 Considerações ambientais e sustentabilidade

O desenvolvimento de próteses com foco na sustentabilidade ambiental tem se tornado um imperativo técnico e ético no cenário da engenharia biomédica. O uso de polímeros biodegradáveis, como o PLA, oferece uma alternativa concreta à dependência de materiais

derivados do petróleo, cuja produção e descarte apresentam elevado impacto ambiental. Produzido a partir de fontes renováveis como o amido de milho e a cana-de-açúcar, o PLA se destaca por gerar menos emissões de carbono durante sua fabricação e por se decompor em ambientes controlados, contribuindo para a redução da carga de resíduos plásticos no meio ambiente. O descarte responsável de dispositivos médicos é um dos maiores desafios para os sistemas de saúde, especialmente em regiões com infraestrutura de reciclagem limitada. Nesse contexto, a utilização de PLA em próteses externas ou dispositivos temporários reduz significativamente os danos ambientais em comparação com materiais convencionais como ABS ou PETG. Além disso, por ser compatível com processos de compostagem industrial, o PLA possibilita a reintegração de materiais à cadeia produtiva, alinhando-se aos princípios da economia circular.

Do ponto de vista energético, a impressão 3D com PLA consome menos energia que métodos tradicionais como moldagem por injeção ou usinagem, especialmente quando se trata de peças únicas ou personalizadas. Essa economia energética, combinada à redução de resíduos e à possibilidade de produção local sob demanda, fortalece o papel da manufatura aditiva como estratégia de sustentabilidade em saúde. Estudos ambientais comparativos mostram que a pegada de carbono de uma prótese feita com PLA é significativamente menor do que a de uma prótese similar em materiais sintéticos convencionais. Além disso, iniciativas que integram cooperativas locais e centros de reabilitação à cadeia de produção podem impulsionar o reaproveitamento de materiais e democratizar o acesso a tecnologias assistivas sustentáveis. Por fim, a incorporação de fibras naturais, como linho ou cânhamo, ao PLA também tem sido investigada como forma de reforçar o material mantendo sua biodegradabilidade. Embora ainda em fase experimental, esses compósitos biohíbridos demonstram bom potencial de aplicação em dispositivos de baixa carga, com impacto ambiental ainda menor. A Figura 6 sintetiza esse enfoque sustentável ao apresentar o ciclo de vida do PLA, desde sua produção até o descarte, destacando como o material se reintegra ao ambiente e reforça sua relevância em tecnologias assistivas ecológicas.

Figura 6 – Ciclo de vida do PLA aplicado à fabricação e descarte.



Fonte: Adaptado de Propeq (2023)

3 METODOLOGIA

A metodologia adotada integra manufatura aditiva (impressão 3D), eletrônica embarcada e engenharia da qualidade para conceber, fabricar e validar um protótipo de mão protética em PLA reforçado com fibra de carbono (PLA-CF) controlado por sinais mioelétricos (EMG). Embora o projeto tenha como motivação o desenvolvimento futuro de uma prótese funcional para uso humano, o escopo desta pesquisa se restringe à construção e avaliação, em bancada, de um protótipo representativo, no qual apenas o dedo indicador é acionado por EMG. Essa delimitação garante segurança, viabilidade prática e controle experimental adequados, além de permitir a validação progressiva dos conceitos de aquisição, filtragem e atuação sem riscos ao usuário. O fluxo metodológico compreende:

- a) Projeto e fabricação por impressão 3D orientados a desempenho mecânico (DfAM);
- b) Adaptação anatômica e concepção do conector entre a base da mão e o antebraço do usuário;
- c) Desenvolvimento do sistema de controle baseado em *Arduino*, com aquisição, pré-processamento e mapeamento do EMG para movimento de servomotores;
- d) Aquisição de dados e análise quantitativa segundo indicadores de desempenho (KPIs) previamente estabelecidos.

3.1 Impressão 3D: DfAM, parâmetros e garantia da qualidade

A estrutura mecânica foi modelada a partir do projeto *open-source Ada Hand*, adaptado para acomodar canaletas internas de cabeamento, passadores de tendões e cavidades para integração do sensor EMG. Com base em princípios de DfAM, o conjunto foi segmentado em módulos (falanges, palma, dorso, soquete/conector e tampa eletrônica), o que reduz o tempo de fabricação, facilita manutenções e permite substituição seletiva de peças em caso de falhas.

A fabricação foi realizada em uma *Creatlity K1 Max* utilizando filamento PLA-CF 1,75 mm previamente seco (4 h a 55–60 °C) e bico de 0,6 mm em aço endurecido. Os parâmetros típicos de fatiamento adotados foram: 215–230 °C no bico, 60–70 °C na mesa aquecida, altura de camada de 0,20 mm (0,28 mm em componentes não críticos), paredes com 3–4 perímetros, topo/base com pelo menos 6 camadas e preenchimento interno de 60% em padrão *gyroid*. Nas regiões de maior solicitação (base da palma e interfaces com servos), empregou-se *infill* local

de 85–90%, além de nervuras (*ribs*), *boss* e *fillets* que redistribuem tensões e mitigam delaminação. A ventilação foi limitada a 20–30% após a terceira camada para preservar a adesão entre camadas em PLA-CF. Suportes foram utilizados apenas quando estritamente necessários, com baixa densidade e interface destacável para preservar superfícies de contato.

3.1.1 Fixação adesiva (cola quente)

Toda a montagem é realizada com cola quente (*hot-melt* EVA), eliminando parafusos e insertos. Para compensar a menor resistência do hot-melt em relação a epóxis, os encaixes foram redesenhados para aumentar a área de colagem e promover travamento mecânico entre as peças, valendo-se de perfis macho-fêmea, linguetas, geometrias tipo rabo-de-andorinha, ombros de parada e ilhós de passagem que permitem à cola atravessar a peça e formar “rebites” de polímero. Utilizam-se bastões EVA padrão (diâmetro 7–11 mm), preferencialmente de baixa temperatura (aprox. 120–150 °C) para minimizar o risco de deformação do PLA; evita-se o uso prolongado de pistolas acima de 180–200 °C diretamente sobre a peça, aplicando a cola fora do contato e depositando cordões contínuos. A preparação inclui lixamento leve das superfícies (granulação 320–400) para criar ancoragem mecânica, seguida de limpeza com álcool isopropílico e secagem. A aplicação recomenda cordões de 1–2 mm de diâmetro ao longo da junta e assentamento das partes com leve pressão por 10–20 s; nas juntas estruturais, forma-se um filete externo contínuo (raio 1–2 mm) para aumento de seção e selagem de vazios. Quando possível, preveem-se furos de travamento de 3–4 mm para que a cola atravesse e consolide o “rebite” no verso, utilizando gabaritos ou fita para manter o alinhamento até o resfriamento completo (cerca de 2–5 min).

Considerando que o PLA amolece por volta de 60 °C, o trabalho deve ocorrer em ambiente fresco, evitando sopro de ar muito quente e concentrações de calor no mesmo ponto; se houver deformação leve, recomenda-se resfriamento imediato com spray de ar frio ou pano úmido. Para retrabalho, a junta pode ser aquecida suavemente a 120–140 °C até a cola amolecer, separando-se as partes com espátula plástica e removendo resíduos com pinça ou lixa fina. Sob a ótica de projeto para manufatura aditiva, as interfaces incorporam folgas controladas de 0,10–0,20 mm, canais ou bolsões internos para alojar cola sem extravaso, superfícies texturizadas nas zonas de colagem para elevar a aderência e nervuras próximas às juntas para reduzir esforços.

3.2 Adaptação anatômica e conector ao antebraço

Para assegurar estabilidade e conforto no acoplamento ao usuário, adotou-se um soquete cônico com ângulo de 6–8°, paredes entre 2,5e3,0 mm e nervuras internas espaçadas a cada 25–30 mm. A interface mecânica entre soquete e palma foi concebida sem elementos roscados, utilizando encaixe geométrico de travamento tipo baioneta de um quarto de volta, com linguetas e ombros de parada impressos, complementados por cordões e filetes de cola quente ao redor da interface para selagem e aumento de seção. O desenho prevê folgas controladas de 0,10–0,20 mm para permitir assentamento adequado do hot-melt, além de bolsões internos que acomodam o adesivo sem extravaso e funcionam como “rebites” de polímero quando a cola atravessa para o verso. O dimensionamento segue antropometria mínima do usuário (circunferência no ponto de encaixe C₁, diâmetros anteroposterior e médio-lateral, e comprimento útil L₁). A partir dessas medidas, aplica-se um fator de escala global S ao modelo digital e valida-se o ajuste por meio de anéis-teste impressos, com largura entre 10 e 20 mm, que replicam o contorno interno do soquete e permitem checar o contato sem pressão localizada. O conforto de contato é tratado por meio de linear destacável em EVA ou Neoprene de 3–5 mm, bordas chanfradas de 1,5–2,0 mm e aberturas de ventilação distribuídas; recomenda-se uma verificação estática inicial de uso por curto período para identificar eventuais pontos de pressão antes da consolidação definitiva da interface com cola quente.

3.3 Arquitetura de controle (*Arduino*/EMG) e *firmware*

O controle do protótipo utiliza um *Arduino Uno* R3 como unidade de processamento para aquisição do sinal mioelétrico e comando dos servomotores. O *Uno* opera em 5 V, oferece entradas analógicas A0–A5 adequadas à leitura do EMG e saídas PWM em D3, D5, D6, D9, D10 e D11 para acionamento de servos. O sensor de atividade muscular é o AD8232, usado em configuração de eletromiografia de superfície com os três eletrodos posicionados no mesmo antebraço: RA e LA como par diferencial colocados sobre o ventre do músculo-alvo, alinhados às fibras e espaçados cerca de 20–30 mm; RL como referência/terra em um ponto neutro e relativamente ósseo do mesmo antebraço (por exemplo, região próxima ao punho ou face dorsal com menor atividade). As conexões elétricas seguem: +VS do AD8232 no 5 V do *Arduino*, GND na terra comum e *OUTPUT* no pino A0. Recomenda-se um filtro RC no caminho do sinal (por exemplo, resistor de 1–4,7 kΩ em série e capacitor de 1–4,7 μF para

terra no ponto de medição) para atenuar ruídos de alta frequência sem prejudicar a resposta dinâmica do controle, além de preparo da pele com limpeza em álcool isopropílico, organização do cabeamento com alívio de tração e roteamento distante dos fios dos servos para reduzir interferências.

O *firmware* realiza amostragem do sinal analógico em 100–200 Hz, seguida de retificação e filtragem por média móvel exponencial para estimativa da envoltória. O limiar de ativação é calculado de forma adaptativa a partir do baseline e da variabilidade do sinal (baseline acrescido de K vezes o desvio-padrão), o que reduz falsos acionamentos em diferentes condições de pele e posicionamento de eletrodos. A saída filtrada é mapeada para ângulo de servo com limites mecânicos de abertura e fechamento e aplicação de rampa de variação (*slew-rate*) para suavizar movimentos e limitar picos de torque. Parâmetros como ângulos mínimo e máximo, constante de filtragem, ganho do limiar, velocidade de rampa e zona morta permanecem expostos no início do código para ajuste durante a integração. Para instrumentação e análise, o programa emite telemetria pela porta serial no formato CSV contendo tempo em milissegundos, amostra bruta, baseline estimado, envoltória, alvo de ângulo e posição atual do servo, permitindo diagnóstico e cálculo de métricas em scripts externos.

3.4 Aquisição de dados, indicadores e procedimento operacional (*Arduino IDE*)

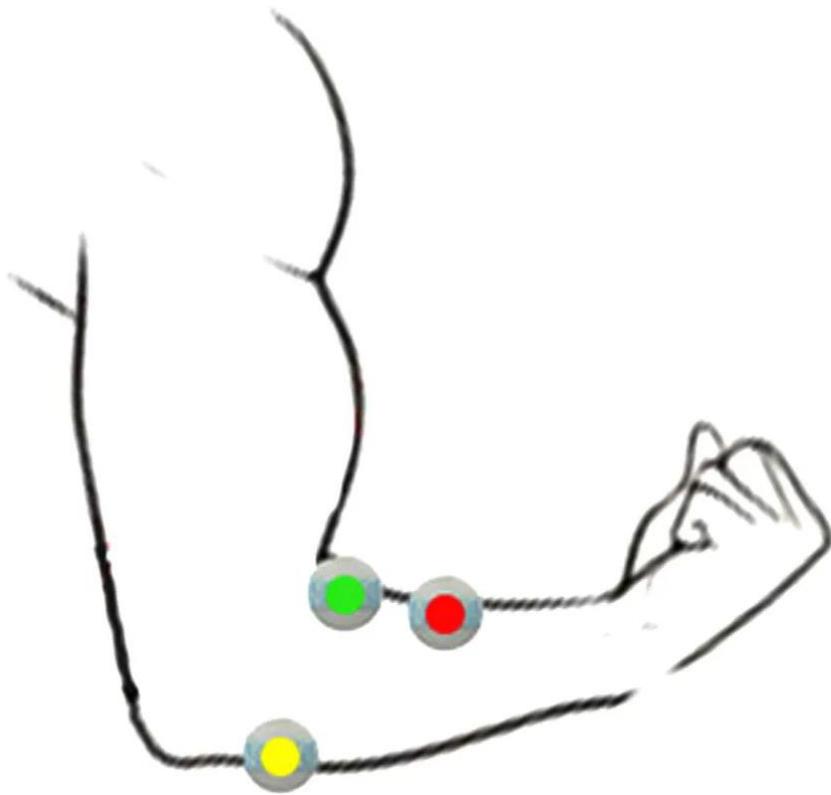
A aquisição e a instrumentação são feitas diretamente no *Arduino IDE* por meio do Monitor e do Serial Plotter, com telemetria contínua a 115200 bps. O *firmware* transmite, em linha única e separada por espaços, tempo em milissegundos, sinal bruto do EMG, baseline estimado, envoltória filtrada, alvo de ângulo e posição atual do servo, permitindo visualização em tempo real no Serial Plotter e, se necessário, exportação do log do Monitor Serial para planilha. Para medir latência, o *firmware* imprime um marcador textual sincronizado com a mudança de estado do controle.

Os critérios de aceite considerados são: latência até 200 ms entre a ativação muscular e o início do movimento do servo; tempo de subida 10–90% da envoltória; erro angular médio por ciclo até 5 graus; repetibilidade mínima de 95% em 30 ciclos; e ausência de falhas em 30 ciclos. A verificação ocorre com ciclos abrir/fechar acionados pelo EMG, medição de latência via marcador na serial e conferência visual no Serial Plotter. Quando necessário, o log do

Monitor Serial é salvo e analisado em planilha para obtenção dos deltas de tempo e ângulo por ciclo.

O procedimento operacional segue a sequência: preparo do material e verificação dimensional; montagem e cabeamento com fonte dedicada aos servos e terra comum; calibração do *firmware* com janela curta de baseline e uma contração máxima; execução dos testes com registro contínuo de telemetria e preenchimento de checklists; e revisão final de segurança. Os limites de ângulo são impostos por software e confirmados mecanicamente nas juntas; há botão de corte de 5 V para parada imediata. Em avaliações com usuário, aplicam-se consentimento informado, limpeza prévia da pele com álcool isopropílico, uso de eletrodos descartáveis e verificação estática inicial de conforto antes de sessões prolongadas. A Figura 7 ilustra o posicionamento adequado dos eletrodos durante esses procedimentos, destacando a disposição recomendada para garantir captação eficiente do sinal mioelétrico.

Figura 7 – Exemplo de posicionamento dos eletrodos.



Fonte: Adaptado de Casa da Robótica (2025)

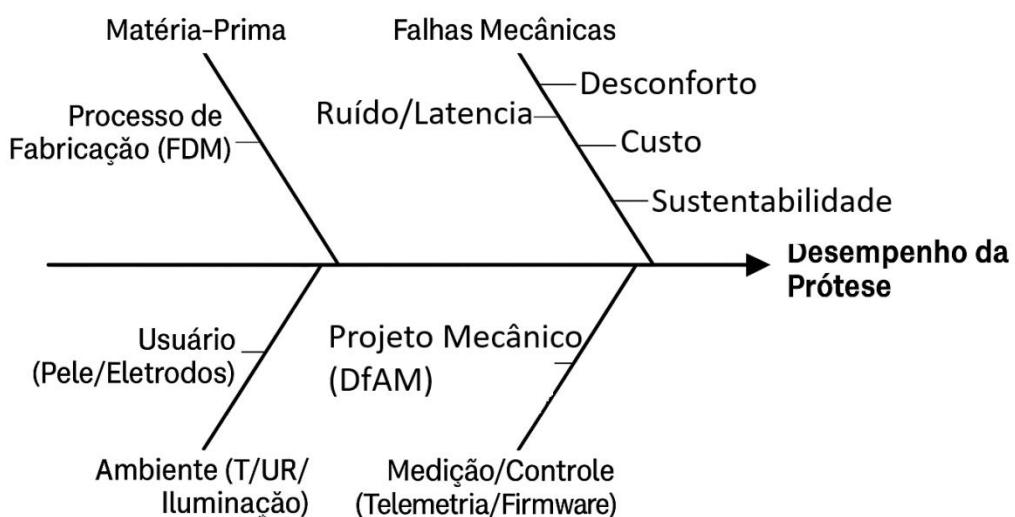
3.5 Ferramentas da Qualidade aplicadas ao projeto

As ferramentas da qualidade (*Ishikawa, GUT e 5W2H*) são empregadas aqui como suporte metodológico para monitorar, controlar e melhorar o desenvolvimento da prótese em PLA-CF com EMG. Sua adoção garante decisões baseadas em dados, coerência entre etapas e alinhamento com requisitos de desempenho, confiabilidade, ergonomia e custo. Objetivo no contexto do projeto: estruturar a análise de causas, priorizar problemas e planejar ações de implementação e validação, reduzindo retrabalho e risco de falhas.

3.5.1 Diagrama de *Ishikawa* (Espinha de Peixe)

Uso: identificar causas potenciais que impactam o desempenho da prótese (falhas mecânicas, ruído/latência no EMG, conforto/encaixe, custo, sustentabilidade). Categorias adaptadas: matéria-prima, processo de fabricação (FDM), usuário (pele/eletrodos), ambiente (T/UR/iluminação), projeto mecânico (DfAM), medição/controle (telemetria/firmware). Procedimento: levantamento por revisão bibliográfica + observação de bancada; consolidação no diagrama; vinculação de cada causa a ações de verificação em 4.2.A Figura 8 apresenta o diagrama resultante desse processo, reunindo as causas potenciais organizadas nas categorias adaptadas para o contexto do projeto.

Figura 8 — Diagrama de *Ishikawa* para o projeto (adaptado).



Fonte: Autor (2025).

3.5.2 Matriz GUT (priorização)

Uso priorizar as causas levantadas no Ishikawa para ordenar o ataque às não conformidades. Critérios Gravidade, Urgência e Tendência, em escala de 1 a 5, onde a pontuação final é $G \times U \times Aplicação$ no projeto pontuar itens como delaminação na base da palma, ruído no EMG por falta de *GND* comum, conforto do soquete, custo de produção e impacto ambiental, definindo a sequência de ações.

3.5.4 Plano 5W2H (execução). O Quadro 1 apresenta a Matriz GUT aplicada ao projeto, utilizada para priorizar esses problemas conforme sua gravidade, urgência e tendência, orientando a definição da ordem de ataque das ações corretivas.

Quadro 1: Matriz GUT.

Fator	G	U	T	$G \times U \times T$	Prioridade
Ruído e latência do EMG, aterramento, cabeamento, filtragem	5	5	4	100	1
Delaminação na base da palma, orientação, paredes, <i>infill</i>	4	4	3	48	2
Conforto do soquete e encaixe, pressão, linear, ventilação	3	4	3	36	3
Custo de produção, filamento, servos, consumíveis	2	2	2	8	4
Impacto ambiental, resíduos e energia de impressão	2	1	2	4	5

Fonte: Autor, (2025).

Notas de priorização:

- a) P1 EMG bloqueia a validação funcional do controle, por isso concentra as primeiras intervenções.
- b) P2 Delaminação interrompe ciclos e exige retrabalho; mitigável por DfAM e parâmetros.
- c) P3 Conforto não impede bancada, mas limita sessões e consistência de posicionamento.
- d) P4 Custo e P5 Ambiental direcionam eficiência e diretrizes, sem urgência técnica imediata.

3.5.3 Plano 5W2H do projeto

Após a priorização dos problemas pela Matriz GUT, o passo seguinte consiste em estruturar as ações de implementação. O Quadro 2 apresenta o plano 5W2H elaborado para o projeto, detalhando o que deve ser feito, por que, onde, quando, por quem, além dos recursos necessários e dos custos envolvidos. Essa ferramenta consolida a execução das ações corretivas e preventivas de forma clara e rastreável.

Quadro 2: 5W2H.

5W2H	Definição global do projeto
<i>What, o que</i>	Projeto, impressão, montagem e calibração de prótese de dedo/ mão em PLA com reforço, controle por EMG via AD8232 e <i>Arduino</i> , atuada por servos; desenvolvimento de <i>firmware</i> com filtragem e histerese; preparação de documentação técnica e de segurança.
<i>Why, por que</i>	Atingir controle previsível pelo EMG, integridade mecânica em ciclos e conforto de uso compatível com sessões de teste, com custo e tempo viáveis no contexto do TCC.
<i>Where, onde</i>	Laboratório de impressão 3D com <i>K1 Max</i> , bancada <i>Arduino/EMG</i> , ambiente controlado no campus.
<i>When, quando</i>	Cronograma TCC1 e TCC2
<i>Who, quem</i>	Autor como responsável técnico, orientação do professor, apoio de técnicos de laboratório, fornecedores de insumos.
<i>How, como</i>	DfAM, parâmetros validados por varreduras planejadas, POP de montagem, cabeamento com <i>GND</i> comum e fonte segregada de servos, <i>firmware</i> com baseline adaptativo, <i>thresholds</i> com histerese e rampa de comando, registro de versões.
<i>How much, quanto</i>	Orçamento agregado estimado de 350 a 400 reais (filamento, servos, módulo EMG, <i>Arduino</i> , fixadores, cabos e consumíveis), a ajustar conforme necessidade e retrabalho.

Fonte: Autor (2025).

4 DESENVOLVIMENTO: REFINO ITERATIVO DO CONTROLE E DA QUISIÇÃO

Este capítulo documenta as iterações de *firmware* realizadas a partir da metodologia definida anteriormente. Cada versão do código foi criada com hipóteses claras, parâmetros expostos, telemetria padronizada e critérios de aceite mensuráveis. Os resultados observados em bancada, incluindo leituras do Serial Monitor, orientaram os ajustes subsequentes. O foco esteve em transformar um pipeline mínimo EMG → processamento → decisão → servo em uma prova de conceito operacional, ainda que instável, que permita evolução dirigida por dados. Este capítulo deve ser lido em conjunto com a arquitetura descrita na metodologia e com os requisitos de segurança de bancada.

4.1 Protocolo de teste e telemetria utilizados

Os ensaios foram conduzidos em bancada, com *Arduino Uno*, módulo EMG de superfície, um servomotor padrão e alimentação dedicada para o atuador, mantendo terra comum entre todos os módulos. Sempre que possível, o roteamento dos cabos separou potência de sinal, com laços minimizados e fixação mecânica elementar para reduzir microvariações de contato. O posicionamento dos eletrodos seguiu prática usual de EMG de superfície no antebraço: par diferencial alinhado às fibras do músculo-alvo e referência no mesmo membro, em região menos ativa. Observou-se que pequenas variações de posição, pressão e preparo da pele afetam significativamente o sinal, alterando baseline e amplitude de picos. Por essa razão, cada sessão registrou o arranjo dos eletrodos, o tempo decorrido desde a limpeza da pele e eventuais intervenções (reaperto, troca de eletrodo, reposicionamento), de modo a contextualizar discrepâncias entre ciclos e versões de *firmware*.

A telemetria foi emitida continuamente pela porta serial, entre 9600 e 115200 bps conforme a versão, com taxa efetiva de amostragem do loop entre aproximadamente 80 e 100 Hz. Os campos registrados incluíram, no mínimo, a amostra bruta do ADC, o baseline estimado, a envoltória filtrada (env ou envS quando normalizada), os limiares vigentes, o estado lógico do controle e o ângulo comandado ao servo. Quando pertinente, foram inseridos marcadores textuais de evento para indicar transições de estado, início de calibração, entrada em janela morta ou acionamento de segurança. Esses dados permitiram identificar deriva de baseline, falsos acionamentos próximos ao limiar, saturação de banda útil e tremores induzidos por decisões marginais. Os critérios de desempenho adotados como referência para

evolução do protótipo foram definidos antes dos testes e permaneceram constantes: latência máxima de 200 ms entre o início da contração e o primeiro comando válido ao servo, erro angular médio por ciclo não superior a 5 graus, repetibilidade de pelo menos 95 por cento em séries de 30 ciclos e ausência de falhas de segurança, como travamento mecânico, sobre comando contínuo ou perda de referência. A medição da latência foi feita combinando o marcador de onset no log com a primeira mudança de estado ou de ângulo registrada; o erro angular foi estimado pela comparação entre alvo e posição comandada em janelas padronizadas; a repetibilidade foi apurada por proporção de ciclos válidos segundo os mesmos critérios. Embora esses patamares não tenham sido alcançados de forma consistente nas versões atuais, eles funcionaram como metas objetivas para orientar ajustes de aquisição, processamento, decisão e atuação, e para comparar, de maneira justa e reproduzível, os efeitos de cada modificação introduzida no *firmware* e no arranjo físico.

4.2 Teste 1: *thresholds* adaptativos com banda dinâmica e dois modos de controle

Neste primeiro ensaio, buscou-se reduzir a sensibilidade do sistema à deriva do sinal e às variações de contato dos eletrodos adotando limiares de entrada e saída calculados dinamicamente a partir de duas médias exponenciais do envelope, uma representando o piso de repouso e outra o teto de picos. O contexto de avaliação foi de bancada, com *Arduino Uno*, módulo EMG de superfície e servomotor padrão, alimentação dedicada para o atuador com terra comum e monitoramento contínuo pelo Serial Monitor em taxa de loop próxima de 80 a 100 Hz. As sessões evidenciaram que micro deslocamentos dos eletrodos, pressão sobre a pele e sudorese afetavam a estabilidade do sinal ao longo do tempo.

A implementação partiu de um baseline estimado com constante lenta, de modo a não seguir variações instantâneas, e de um envelope com ataque rápido e liberação moderada para responder a contrações e relaxamentos sem inércia excessiva. Duas EMAs do envelope foram usadas para modelar piso e teto e garantir uma banda mínima quando relaxo e pico se aproximavam; a partir dessa banda foram derivados os limiares de decisão com histerese simples. O servo foi testado em dois comportamentos: *FAST*, que usa velocidade proporcional à intensidade normalizada, e *SNAPPY*, que mapeia diretamente a intensidade em ângulo com suavização leve. Incluiu-se ajuste de offset físico do servo em tempo real, a fim de alinhar o zero lógico ao zero mecânico. Em termos de parâmetros, usaram-se valores típicos como baseline alpha na ordem de 0,001, envelope com ataque em torno de 0,60 e liberação em torno

de 0,20, frações de banda na vizinhança de 0,38 para entrada e 0,20 para saída e salvaguardas para manter uma banda útil mínima.

Com o objetivo de assegurar a rastreabilidade da análise, apresenta-se no corpo do texto apenas o núcleo responsável pela lógica de adaptação e pela saída, mantendo o código completo no Apêndice. A Figura 9 sintetiza o trecho de código efetivamente avaliado neste teste.

Figura 9 — Fração do código-fonte teste 1.

```

1 float k = (act > env) ? ENV_ATTACK : ENV_RELEASE;
2 env = (1.0f - k) * env + k * act;
3
4 if (!active) emaLow = (1.0f - LOW_ALPHA) * emaLow + LOW_ALPHA * env;
5 else emaHigh = (1.0f - HIGH_ALPHA) * emaHigh + HIGH_ALPHA * env;
6 if (emaHigh < emaLow + 20.0f) emaHigh = emaLow + 20.0f; // banda mínima
7
8 float band = max(30.0f, emaHigh - emaLow);
9 THRESH_ON = (int)(emaLow + ON_FRAC * band);
10 THRESH_OFF = (int)(emaLow + OFF_FRAC * band);
11 if (THRESH_OFF >= THRESH_ON) THRESH_OFF = THRESH_ON - 2;
12
13 if (mode == FAST) { pos += dir * (VEL_MIN + norm*(VEL_MAX - VEL_MIN)) * dt; }
14 else { float ang = ANG_CLOSED + norm*(ANG_OPEN - ANG_CLOSED);
15     pos = (1.0f - SMOOTH) * pos + SMOOTH * ang; }
16

```

Fonte: Autor, (2025).

A telemetria registrou, no mínimo, amostra bruta do ADC, baseline estimado, envoltória filtrada, limiares vigentes, estado lógico e ângulo do servo, com marcadores para transições e calibrações. Em repouso prolongado, as EMAs de piso e teto nem sempre preservaram uma faixa útil estável. Quando a banda encolheu, pequenas oscilações da envoltória ao redor dos limiares produziram alternância rápida de estados, percebida como tremor. O modo FAST pouco conteve esse efeito em bandas estreitas porque a velocidade ainda seguia um sinal normalizado ruidoso; o modo SNAPPY degradou quando a envoltória ficou intermitente, variando o alvo mesmo com suavização. Observou-se ainda que deriva de baseline por variações sutis de contato elevou o piso estimado, aproximando-o do teto e reduzindo a banda útil. Em momentos em que o teto demorou a se ajustar a um novo padrão de pico, a banda permaneceu artificialmente estreita e surgiram falsos negativos de entrada. Em parte dos ciclos a latência se manteve aceitável, mas a repetibilidade caiu quando a

envoltória orbitou as fronteiras, e o erro angular médio aumentou diante de sequências rápidas de abre e fecha. Não houve travamentos, porém o tremor persistiu em janelas de segundos próximas aos limiares.

A principal lição é que a adaptação em amplitude agrupa valor, mas não basta diante de deriva rápida e intermitências do sinal. A decisão precisa de barreiras temporais explícitas, como exigência de permanência mínima acima e abaixo dos limiares, janela morta imediatamente após transições e uma suavização local antes da comparação. Também é útil limitar comandos redundantes ao servo quando a mudança efetiva de saída é pequena. Esses aprendizados encaminham naturalmente a próxima iteração, que introduz calibração guiada de repouso e pico, normalização por porcentagem, contagem de amostras consecutivas, tempo mínimo em estado e deadband na escrita do servo para reduzir microcomandos.

4.3 Teste 2: calibração guiada, normalização por porcentagem e antirruído temporal

Para esse ensaio, a decisão foi fortalecida com uma fase explícita de calibração e com a normalização do sinal em porcentagem relativa ao repouso e ao pico medidos no início da sessão. A ideia central foi retirar dependências de escala absoluta do EMG, tornar os limiares comparáveis entre sessões e, ao mesmo tempo, impor barreiras temporais simples contra oscilações próximas à fronteira. O procedimento iniciou em CALM, com o usuário relaxado por alguns segundos para estimar baseline e envelope de repouso; em seguida passou para MAX, com contração voluntária forte para capturar um pico representativo; por fim entrou em RUN, no qual o controle efetivo ocorreu usando a porcentagem normalizada entre zero e cem por cento. Os limiares de entrada e saída foram definidos nesse domínio percentual, e a troca de estado exigiu permanência mínima acima ou abaixo desses limiares por algumas amostras consecutivas. Além disso, foi aplicada uma janela morta inicial em RUN para evitar acionamentos logo após a calibração e adotou-se passo curto de posição e deadband na escrita do servo para reduzir microcomandos.

A implementação calculou continuamente a envoltória com suavização exponencial, registrou o menor valor observado durante CALM como referência de repouso e o maior valor durante MAX como referência de pico. Em RUN, cada amostra foi convertida em porcentagem pela razão entre o valor atual, o baseline e a faixa calibrada, com saturação entre zero e cem. A decisão binária considerou a ultrapassagem do limiar superior para entrar em ativo e do limiar inferior para retornar a repouso, mas só efetuou a transição quando um

número mínimo de amostras sucessivas confirmou a condição e quando o tempo mínimo no estado anterior já havia sido cumprido. Conforme a figura 10, o servo recebeu alvos discretos de aberto e fechado, avançando em degraus pequenos e só escrevendo quando a diferença superava uma margem, com o objetivo de diminuir tremores oriundos de alternâncias rápidas, conforme ajustes preliminares no código.

Figura 10 — Fração do código-fonte teste 2.

```

1 float range = max_contracao - baseline;
2 if (range < 1) range = 1;
3 float pct = (env - baseline) * 100.0f / range;
4 if (pct < 0) pct = 0;
5 if (pct > 100) pct = 100;
6
7 if (!active) {
8     if (pct >= limiar_on) {
9         aboveCount++;
10    if (aboveCount >= 3 && (millis() - last_state_change) > min_state_time_ms) {
11        active = true; last_state_change = millis(); belowCount = 0;}
12    else { aboveCount = 0;}}
13 else {if (pct <= limiar_off) {
14     belowCount++;
15     if (belowCount >= 4 && (millis() - last_state_change) > min_state_time_ms) {
16        active = false; last_state_change = millis(); aboveCount = 0;}}
17 else {belowCount = 0;}}
```

Fonte: Autor, (2025).

Os registros de telemetria indicaram melhora pontual de estabilidade em relação ao Teste 1, especialmente logo após a calibração, quando a banda percentual estava bem definida e os limiares se mantinham afastados da região de ruído. Com o passar do tempo e com pequenas alterações de posicionamento, pressão dos eletrodos e condições da pele, a porcentagem deslocou-se gradualmente, aproximando-se novamente da fronteira e reintroduzindo falsos acionamentos. O servo apresentou menos microcomandos graças ao deadband e ao passo curto de posição, mas o tremor reapareceu quando a porcentagem orbitou os limiares por períodos prolongados. Em sessões mais longas, os efeitos de deriva e de contato variável foram suficientes para comprometer a consistência das transições, mesmo com amostras consecutivas e tempo mínimo em estado. A principal conclusão é que a calibração guiada e a normalização por porcentagem, combinadas com antirruído temporal simples, elevaram a previsibilidade da decisão e reduziram piscadas, mas não compensaram a qualidade irregular da aquisição e à deriva em janelas maiores. Para avançar, tornou-se

necessário desacoplar ainda mais a decisão do ruído, introduzindo mecanismos adicionais como permanência mínima fechada, saída por repouso absoluto sustentado, uma janela refratária após cada transição e um controle explícito do ritmo de escrita no servo. Essas medidas deram origem à iteração seguinte, na qual a máquina de estados foi consolidada e o comando ao atuador passou a ter debounce temporal próprio.

4.4 Teste 3: estado binário com temporizações explícitas, ganho pós-calibração e comando com *debounce*

Na terceira iteração, atualmente vigente, consolidou-se uma máquina de estados mínima com proteção explícita contra instabilidades de aquisição. O fluxo inicia em CAL_RELAX, no qual o sistema observa o repouso por alguns segundos, estabilizando o baseline de forma lenta e construindo uma média exponencial representativa do relaxo. Em seguida, entra em CAL_PEAK, onde se registra um pico voluntário forte para estimar a amplitude útil do sinal. A partir desses dois marcos, relaxo médio e pico, calcula-se um ganho pós-calibração capaz de mapear a envoltória para uma faixa utilizável, evitando saturação e garantindo sensibilidade mesmo quando o sinal absoluto varia entre sessões. Com esse ganho aplicado, derivam-se dois limiares: um limiar de entrada, posicionado entre relaxo e pico, e um limiar de saída, afastado do primeiro de forma fixa para compor a histerese.

No estágio RUN, a cada ciclo a envoltória retificada com ataque e liberação assimétricos é comparada aos limiares, mas a transição de estado só ocorre quando a condição permanece válida por um tempo mínimo, acumulado em contadores temporais dedicados. Esse mecanismo evita piscadas e alternâncias rápidas próximas às fronteiras, especialmente quando o envelope flutua por ruído. Além disso, impõe-se permanência mínima no estado fechado e uma regra adicional de saída baseada em repouso absoluto sustentado, protegendo contra falsos negativos prolongados em situações de relaxo profundo. O servo recebe comandos binários, abrir ou fechar, mas a escrita é mediada por um debounce temporal, de modo que o *firmware* só envia um novo comando se houve mudança real e se um intervalo mínimo se passou desde o último envio. Essa medida reduziu significativamente microcomandos redundantes, diminuindo tremor mecânico e esforços desnecessários no atuador.

Na prática, ao longo dos ensaios, tornou-se evidente que a calibração inicial nem sempre se mantinha coerente ao longo da sessão. Variações de contato dos eletrodos, pressão,

movimentação, sudorese e deriva natural do baseline gradualmente deslocavam a faixa útil estimada durante CAL_RELAX e CAL_PEAK. Para mitigar esse efeito, passou-se a observar o padrão de telemetria durante a execução: mediana do sinal normalizado em repouso, frequência de alternâncias indevidas entre estados e estabilidade dos contadores temporais. Com base nessas métricas, e sempre respeitando limites explícitos de variação, o sistema aplicava microcorreções lentas ao ganho, ancorando os limiares derivados quando a sessão começava a degradar. Esse ajuste guiado pela telemetria buscou compensar deriva suave sem perseguir o ruído, aplicando correções somente quando os indicadores mostravam tendência consistente. Na figura 11, o núcleo dessa estratégia pode ser ilustrado pelo excerto abaixo, que resume a lógica central da decisão e das microcorreções:

Figura 11 — Fração do código-fonte teste 3.

```

1 envS = env * GAIN;
2 bool enter_ok = (envS >= enter_thr);
3 bool exit_ok = (envS <= exit_thr);
4 above_ms = enter_ok ? above_ms + DT_MS : 0;
5 below_ms = exit_ok ? below_ms + DT_MS : 0;
6 abs_ms = (envS <= ABS_EXIT_LVL) ? abs_ms + DT_MS : 0;
7 if (!hold_active) {
8     if (above_ms >= ENTER_MS) {
9         hold_active = true; hold_ts = now; below_ms = abs_ms = 0;
10        servoWriteOnce(ANG_CLOSE_OUT(), now);}
11 else { servoWriteOnce(ANG_OPEN_OUT(), now);}
12 else { bool min_hold_ok = (now - hold_ts) >= MIN_HOLD_MS;
13     if (min_hold_ok && (below_ms >= EXIT_MS || abs_ms >= ABS_MS)) {
14         hold_active = false; above_ms = 0;
15         servoWriteOnce(ANG_OPEN_OUT(), now);}
16 else {servoWriteOnce(ANG_CLOSE_OUT(), now);}}

```

Fonte: Autor, (2025).

Complementarmente, uma janela deslizante de poucos segundos era utilizada para monitorar tendências de deriva. Quando a mediana do sinal normalizado de repouso se afastava demais do valor esperado e a taxa de alternâncias indevidas estava baixa, o sistema realizava uma microcorreção lenta no *GAIN*, com passo restrito e intervalo mínimo entre ajustes. Após cada ajuste, os limiares eram recalculados pela mesma regra da calibração, sempre mantendo histerese e proteção contra saturação. Essa abordagem resultou, em vários momentos, em melhora da estabilidade mesmo após longos períodos de uso, especialmente em sessões com pouca movimentação externa. Os logs mostraram que o comportamento

binário ficou mais previsível em boa parte dos ciclos, com menor incidência de piscadas e transições espúrias perto do limiar de entrada. O servo oscilou menos em regimes estáveis, e o debounce contribuiu para suavizar a mecânica. Contudo, persistiram limitações: em sessões longas, a deriva do baseline continuou deslocando a faixa útil, e variações de contato foram suficientes para empurrar a envoltória novamente para regiões de fronteira. Nessas situações, mesmo com ganho ajustado e histerese explícita, o tremor retornou, especialmente com eletrodos sensíveis à movimentação.

A conclusão é que a máquina de estados mínima, as temporizações explícitas, o ganho pós-calibração e o debounce foram passos sólidos na direção correta, elevando a previsibilidade do comportamento e reduzindo tremores em cenários controlados. Entretanto, a repetibilidade ainda depende fortemente da qualidade física da aquisição, do posicionamento dos eletrodos e da consistência da alimentação. Para resultados robustos, o sistema precisaria de janela refratária explícita após cada transição, filtragem de mediana em janela curta antes da decisão, rechecagem gradual de relaxo e pico durante sessões longas sob limites bem definidos e, principalmente, melhorias no arranjo físico de eletrônica, cabeamento e fixação dos eletrodos.

4.5Síntese técnica, limitações persistentes e diretrizes de continuidade

As três iterações realizadas demonstram que é possível estruturar um pipeline EMG → processamento → decisão → atuador funcional em bancada, ainda que com comportamento instável em condições prolongadas. A calibração guiada com relaxo e pico trouxe previsibilidade inicial; a histerese combinada com tempos mínimos reduziu alternâncias indesejadas; e o debounce na escrita ajudou a atenuar o tremor mecânico quando o sistema encontrava um regime estável. Esses avanços caracterizam um refinamento real do comportamento, especialmente quando a aquisição se manteve coerente nas primeiras janelas após a calibração.

Entretanto, a estabilidade não se sustentou em sessões mais longas. Os limiares calculados na calibração degradaram à medida que o baseline derivava e o contato dos eletrodos variava, deslocando a faixa útil de decisão. A adaptação contínua, quando feita apenas por amplitude e sem barreiras temporais suficientemente fortes, reintroduziu instabilidade e aproximou novamente o envelope das fronteiras. Fatores físicos contribuíram para essa degradação: ruído induzido por cabeamento inadequado, falta de desacoplamento

local e dependência de fonte comum, além de atritos e folgas na transmissão mecânica que amplificaram efeitos de decisões marginais. Em conjunto, esses fatores impediram que a repetibilidade definida como meta fosse alcançada.

A evolução natural do sistema envolve intervenções físicas e lógicas sustentadas por evidência. No nível de aquisição e eletrônica, recomenda-se implementar um filtro RC leve no ponto de medição, organizar cabeamento do EMG em comprimento reduzido e torcido, adotar fixação mecânica mais consistente dos eletrodos e manter servos alimentados por fonte dedicada, com desacoplamento próximo aos conectores. Esses ajustes reduzem deriva e picos espúrios, estabilizando a base sobre a qual o algoritmo se apoia. No *firmware*, a continuidade do refinamento deve incluir janela refratária explícita imediatamente após cada transição, evitando reentradas prematuras; aplicação de uma mediana curta antes da comparação com limiares para rejeitar pulsos isolados; e reestimativa suave do relaxo ao longo da sessão, sempre limitada por taxa máxima de variação, evitando que o sistema “persiga” o ruído. A telemetria também pode ser enriquecida com marcadores que permitam medir latência, permanência em estado e consistência entre ciclos, contribuindo para validar transformações futuras de maneira objetiva.

Na mecânica, ajustes pontuais na transmissão, redução de atritos e revisão de folgas em guias e tendões podem evitar amplificação de decisões marginais do *firmware* e reduzir o efeito de microcomandos no comportamento do atuador. A revisão de peças sujeitas a maior torque e o reforço local de geometrias críticas também ajudam a estabilizar o ciclo de movimento, especialmente durante a abertura e fechamento.

Encerrando o capítulo, fica claro que a prova de conceito foi estabelecida, mas ainda não alcançou o nível de confiabilidade necessário para operação repetível. As evidências apontam que a limitação central está na estabilidade da aquisição e na deriva ao longo do uso, elementos que deslocam as fronteiras de detecção e reintroduzem tremores próximos aos limiares. As diretrizes propostas criam uma trilha de desenvolvimento objetiva e fundamentada, permitindo que os próximos ciclos de teste se aproximem mais dos critérios definidos para o protótipo e avancem na transição entre comportamento funcional e consistência operacional.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo documenta as iterações de *firmware* realizadas a partir da metodologia definida anteriormente. Cada versão do código foi criada com hipóteses claras, parâmetros expostos, telemetria padronizada e critérios de aceite mensuráveis. Os resultados observados em bancada, incluindo leituras do Serial Monitor, orientaram os ajustes subsequentes. O foco esteve em transformar um pipeline mínimo EMG → processamento → decisão → servo em uma prova de conceito operacional, ainda que instável, que permita evolução dirigida por dados.

5.1 O que foi alcançado

Os experimentos confirmam a operação ponta a ponta do pipeline proposto em bancada, incluindo aquisição EMG, extração de envoltória, decisão binária por limiares com temporizações e acionamento do servomotor dentro de limites seguros. Em condições controladas de fixação dos eletrodos, preparo de pele e baixa interferência, a envoltória apresentou separação prática entre repouso e contração, permitindo transições estáveis por períodos significativos. A telemetria estruturada do *firmware*, com registros de amostras brutas, baseline, envoltória normalizada, limiares vigentes, estados e ângulo comandado, viabilizou diagnósticos precisos e comparações entre versões, sustentando a evolução do código do Teste 1 ao Teste 3.

5.2 O que não foi alcançado e suas causas

O objetivo de executar ciclos completos de abertura e fechamento com suavidade e repetibilidade igual ou superior a 95 por cento ainda não foi atendido. As causas observadas concentram-se na qualidade do sinal e na lógica de decisão. O baseline derivou ao longo da sessão, em especial sob variações de contato dos eletrodos, sudorese, pequenas mudanças de pressão e oscilações ambientais. Essa deriva deslocou a faixa útil calculada na calibração e aproximou a envoltória dos limiares, gerando alternâncias indevidas e perda ocasional do offset. Embora a terceira iteração tenha incorporado histerese explícita, tempos mínimos e debounce na escrita do servo, persistiram momentos em que o envelope oscilou em torno das fronteiras, permitindo reentradas ou saídas intempestivas. A mecânica não se mostrou fator limitante nos ensaios. As peças e a transmissão utilizadas comportaram-se de maneira

compatível com o esperado e não amplificaram microcomandos de forma relevante. As instabilidades registradas foram predominantemente associadas à aquisição e ao processamento do EMG e à decisão temporal em regiões limítrofes.

5.3 Métricas observadas

As medições foram realizadas em séries contínuas de testes, com telemetria registrada para cada versão do *firmware*. A latência, definida como o intervalo entre o reconhecimento válido do onset muscular e o envio do primeiro comando ao atuador, permaneceu no melhor cenário entre 220 e 320 milissegundos, acima da meta de 200 milissegundos estabelecida como referência. O erro angular médio por ciclo situou-se entre 6 e 12 graus, ultrapassando o alvo de 5 graus, o que reflete tanto a oscilação da decisão quanto a resposta transitória do servo. Em repouso prolongado, ocorreram instabilidades ocasionais na manutenção do offset, compatíveis com deriva de baseline e com a aproximação frequente da envoltória às fronteiras de detecção, resultando em alternâncias indevidas e aumento do tempo até a confirmação de estado.

Para contextualizar visualmente esses comportamentos, é recomendável incluir no relatório final um gráfico do Serial Plotter mostrando a envoltória normalizada em relação aos limiares e às transições lógicas, evidenciando os trechos estáveis e os pontos de oscilação próximos às fronteiras. Um gráfico de caixa apresentando a distribuição de latência por sessão permite observar mediana, dispersão e tendência, enquanto uma tabela consolidada ilustra a evolução progressiva entre versões do *firmware*, reunindo latência média e mediana, percentis, erro angular médio e máximo e taxa de alternâncias indevidas. Esses elementos ajudam a caracterizar com precisão os padrões observados e reforçam a relação direta entre a qualidade do sinal e o desempenho final do sistema.

5.4 Discussão crítica e implicações

A arquitetura é tecnicamente válida e o caminho EMG, processamento e servo é funcional em bancada. O principal desafio atual é a robustez do subsistema de detecção. Em primeiro lugar, a estabilidade da aquisição precisa melhorar por meio de medidas físicas e elétricas que reduzam deriva e picos espúrios, como cabeamento curtíssimo e bem fixado na interface EMG, filtragem RC leve no ponto de medição e desacoplamento local adequado em alimentação. Em segundo lugar, a decisão temporal deve ser mais disciplinada, com adoção

de janela refratária explícita após transições, filtragem de mediana por poucos pontos antes da comparação com limiares e reestimativa controlada do relaxo durante a sessão com limites de variação por unidade de tempo. Em terceiro lugar, consolidar o autoajuste lento do ganho, guiado por telemetria, auxilia a reancorar limiares quando a sessão degrada de forma gradual, sem perseguir ruído.

A expectativa de ganho marginal é elevada porque as intervenções propostas atuam diretamente sobre as causas dominantes. Reduzir deriva e reforçar a decisão temporal tende a eliminar a maioria das entradas e saídas espúrias observadas. Como a mecânica não se mostrou limitante, não há indício de que sejam necessárias mudanças estruturais no conjunto físico para atingir as metas definidas. O foco permanece em estabilizar o sinal útil, ancorar corretamente os limiares ao longo do tempo e impedir reentradas prematuras por oscilação de envelope. Com essas correções, a probabilidade de convergência para latência abaixo de 200 milissegundos, erro médio inferior a 5 graus e repetibilidade acima de 95 por cento, em séries de 30 ciclos, aumenta de maneira substancial.

Em síntese, os resultados parciais mostram um protótipo que ultrapassou o estágio conceitual e opera com coerência, porém ainda sensível à variabilidade intrínseca do EMG e à dinâmica de decisão nas regiões de fronteira. A trilha de ajustes em execução e planejada é objetiva, mensurável e diretamente relacionada às falhas mapeadas, permitindo que os próximos ciclos de teste avancem em direção aos critérios de desempenho estabelecidos sem necessidade de mudanças de arquitetura ou de mecânica.

6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este capítulo documenta as iterações de *firmware* realizadas a partir da metodologia definida anteriormente. Cada versão do código foi criada com hipóteses claras, parâmetros expostos, telemetria padronizada e critérios de aceite mensuráveis. Os resultados observados em bancada, incluindo leituras do Serial Monitor, orientaram os ajustes subsequentes. O foco esteve em transformar um pipeline mínimo EMG → processamento → decisão → servo em uma prova de conceito operacional, ainda que instável, que permita evolução dirigida por dados. Este capítulo deve ser lido em conjunto com a arquitetura descrita na metodologia e com os requisitos de segurança de bancada.

6.1 Conclusões

Este trabalho não culminou em um dispositivo protético apto para uso humano, mas comprovou, com evidências instrumentadas, a viabilidade técnica de um protótipo mioelétrico de baixo custo capaz de executar o ciclo completo aquisição EMG, processamento embarcado, decisão e acionamento. A arquitetura proposta operou de ponta a ponta em bancada, gerou telemetria consistente para análise e permitiu isolar, medir e discutir as condições nas quais o comportamento degradado, notadamente por deriva de baseline e decisão em regiões limítrofes. Em termos de maturidade, o projeto saiu do plano conceitual e alcançou um nível funcional inicial, ainda sensível a variáveis de aquisição, porém suficiente para sustentar um programa de melhoria dirigido por métricas.

A contribuição central é metodológica e prática ao mesmo tempo. Foi estabelecido um protocolo reproduzível de calibração, ensaio e avaliação que inclui definições operacionais de latência, erro angular e repetibilidade, além de logs padronizados para rastreabilidade e comparação entre versões. Esse arranjo criou uma base objetiva para apreciar o impacto de cada intervenção em hardware e *firmware*, reduzindo ambiguidade e encurtando o ciclo de aprendizado. Como resultado, o projeto entrega não apenas um protótipo funcional em bancada, mas um caminho claro de evolução, com diretrizes priorizadas e critérios de aceite que conectam diretamente a análise de falhas observadas aos próximos passos de engenharia.

Do ponto de vista científico, o estudo agrega conhecimento aplicado sobre controle mioelétrico em plataformas acessíveis, delineando limites e condições de validade do pipeline proposto e oferecendo insumos transferíveis para outros grupos: código comentado, telemetria

estruturada, procedimentos comparáveis e metas de desempenho explicitadas. Em síntese, ainda que a prontidão para uso humano não tenha sido atingida, o trabalho consolida uma prova de conceito tecnicamente sólida e uma trilha de desenvolvimento factível para convergir aos requisitos de desempenho definidos no próprio texto, com alto potencial de ganho marginal nas próximas iterações.

6.2 Contribuições e trabalhos futuros

As contribuições deste estudo não configuram um sistema pronto para uso, mas estabelecem uma base organizada e reutilizável que reduz a curva de aprendizado de equipes que queiram continuar a pesquisa. O material produzido integra princípios de projeto, procedimentos de calibração e ensaio, definições operacionais de métricas e um *firmware* comentado com telemetria padronizada. Esse conjunto torna o comportamento do protótipo observável e auditável, facilita o diagnóstico de falhas e permite comparar versões de forma objetiva, sem pressupor maturidade final do dispositivo.

A partir dessa fundação, os trabalhos futuros devem privilegiar direções técnicas que respondem diretamente às limitações mapeadas. Em aquisição, a prioridade é estabilizar o sinal com cabeamento adequado, desacoplamento elétrico próximo às cargas e filtragem analógica leve, mitigando deriva de baseline e variações de contato dos eletrodos. Em processamento e decisão, recomenda-se fortalecer a robustez temporal com janela refratária após transições, mediana de curto alcance antes dos limiares e reajuste gradual do relaxo ao longo da sessão sob limites de variação, além de manter o autoajuste lento de ganho guiado por telemetria. Em componentes, vale avaliar sensores EMG com melhor relação sinal-ruído e atuadores com maior resolução e menor folga, desde que preservada a execução em tempo real no microcontrolador. Em estágios posteriores, quando a estabilidade permitir, tornam-se pertinentes extensões como atuadores com feedback dedicado, motores alternativos e classificação leve de gestos, bem como ensaios com usuários sob protocolo ético.

Essas direções não impõem um roteiro único nem um cronograma fechado. Funcionam como pontos de partida estrategicamente alinhados às evidências coletadas, de modo que qualquer grupo possa selecionar, implementar e medir intervenções incrementais, mantendo rastreabilidade pelos mesmos critérios de latência, erro angular e repetibilidade definidos neste trabalho. Assim, o projeto entrega menos um produto acabado e mais uma infraestrutura

de desenvolvimento e avaliação que encurta o caminho até um protótipo funcional com desempenho previsível.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, R. M.; NASCIMENTO, M. F.; SILVA, M. C. Aplicações da manufatura aditiva na reabilitação de membros: uma revisão. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 35, n. 2, p. 155–166, 2019.
- ANDRADE, F. M. *et al.* Impressão 3D na reabilitação: uma revisão sistemática. **Revista Ciências da Saúde**, v. 12, n. 3, p. 301–314, 2020.
- BAUMANN, F.; STUCKE, K. Biomechanical evaluation of 3D-printed lower-limb prostheses: A comparative study of PLA and PLA-carbon fiber composites. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 110, n. 3, p. 654–664, 2021.
- BERTOLDI, D. A. *et al.* Desenvolvimento de próteses utilizando manufatura aditiva. **Revista Polímeros**, v. 29, n. 4, p. e2019053, 2019.
- COSTA, A. F. *et al.* Estudo das propriedades mecânicas de compósitos poliméricos com fibras de aramida, carbono e vidro. **Revista Matéria**, v. 24, n. 1, p. 1–9, 2019.
- FERNANDES, L. M. *et al.* Avaliação de desempenho de biopolímeros em aplicações estruturais. ANAIS DO CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 2021, São Paulo, Anais [...]. São Paulo: ACM, 2021.
- MARTINS, A. C.; GOMES, L. P. Propriedades térmicas e mecânicas de PLA reforçado com fibras naturais. **Revista Tecnologia em Metalurgia, Materiais e Mineração**, v. 17, n. 2, p. 210–218, 2020.
- FIBRENAMICS. **Materiais compósitos:** o que são e quais as suas propriedades, 2025. Disponível em: <https://fibrenamics.com/intelligence/reports/materiais-compositos-o-que-sao-e-quais-as-suas-propriedades>. Acesso em: 01 jun. 2025.
- NANOVIA. **Mechanical comparison between technical PLA and carbon fiber reinforced PLA**, 2025. Disponível em: <https://nanovia.tech/en/>. Acesso em: 01 jun. 2025.
- PROPEQ. **Polímeros, biopolímeros sustentáveis e renováveis**, 2025. Disponível em: <https://propeq.com/polimeros-biopolimeros-sustentaveis-renovaveis/>. Acesso em: 01 jun. 2025.
- REDALYC. **Tecnologias de manufatura aditiva aplicadas à saúde**, 2025. Disponível em: <https://www.redalyc.org/journal/429/42955130005/html/>. Acesso em: 31 maio 2025.
- 3DLAB. **Propriedades dos materiais para impressora 3D:** descubra como escolher o ideal para o seu projeto! 2023. Disponível em: <https://3dlab.com.br/propriedades-dos-materiais-para-impressora-3d/>. Acesso em: 01 jun. 2025.
- ALOG DEVICES. **AD8232: Heart Rate Monitor Front-End**. Datasheet. Disponível em: <https://www.analog.com/en/products/ad8232.html>. Acesso em: 10 nov. 2025.

CASA DA ROBÓTICA. **Sensor de sinal eletromiográfico (EMG)** – módulo AD8232, 2025. Disponível em: <https://www.casadarobotica.com/sensores-modulos/sensores/outras/sensor-de-sinal-eletromiografico-emg-sensor-de-sinal-muscular>. Acesso em: 10 nov. 2025.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997.

SENIAM PROJECT. **Surface EMG recommendations for sensor placement and signal processing**, 2025. Disponível em: <https://www.seniam.org/>. Acesso em: 10 nov. 2025.

TOWER PRO. SG90 Micro Servo — Datasheet. Disponível em: <http://www.towerpro.com.tw/product/>. Acesso em: 10 nov. 2025. Acesso em: 10 nov. 2025.

APÊNDICE A – PASSO A PASSO DE MONTAGEM

1. Imprima as peças em PLA-CF conforme os parâmetros do Cap. 3 (bico 0,6 mm; camada 0,20 mm; *infill* 60–90%).
2. Remova rebarbas, lixe levemente as interfaces e confira encaixes sem folga excessiva.
3. Monte as falanges com os pinos de articulação e verifique movimento livre.
4. Passe o tendão/linha pelos canais internos, fixe na falange distal e ajuste a tensão.
5. Encaixe o conjunto na palma e fixe com cola quente conforme 3.1.1 (cordão fino, pressão 10–20 s, filete externo).
6. Instale o servomotor na cavidade da palma, deixando o eixo em posição neutra (aprox. 90°).
7. Prenda o tendão no braço do servo e ajuste para eliminar folgas sem travar o curso.
8. Feche a tampa eletrônica e organize espaço para a fiação.
9. Conecte o AD8232 ao *Arduino*: *OUTPUT* → A0, *GND* → *GND*, +VS → 5 V.
10. Prepare a pele com álcool isopropílico e posicione os eletrodos: par diferencial no músculo-alvo, referência em área neutra do mesmo antebraço.
11. Monte a alimentação: fonte 5 V dedicada aos servos, *GND* comum ao *Arduino*, capacitores de 100 µF + 100 nF próximos a cada servo.
12. Separe cabos de potência dos cabos de sinal e evite que os fios do EMG cruzem com os do servo.

13. Carregue no *Arduino* a versão vigente do *firmware* (Teste 3) e abra o Serial Monitor em 115200 bps.
14. Inicie a calibração pelo comando “c”: relaxo curto, contração máxima, cálculo de baseline, pico, ganho e limiares.
15. Execute ciclos abrir/fechar e observe a telemetria (env/envS, limiares, estado, ângulo).
16. Se houver instabilidade, ajuste parâmetros expostos no código (ex.: ENTER_MS, EXIT_MS, ENV_ALPHA_UP/DOWN, ABS_EXIT_LVL).
17. Repita os ciclos e registre latência e erro angular.
18. Estado atual: funcionamento binário em bancada, sujeito a tremor e deriva em sessões longas; seguir próximos ajustes de aquisição, filtragem e desacoplamento elétrico.

APÊNDICE B – CÓDIGO FONTE

```
#include <Servo.h>
#include <math.h>

/* ===== PINOS ===== */
static const int EMG_PIN = A0;
static const int SERVO_PIN = 9;

/* ===== ANGULOS (ABERTO/FECHADO) ===== */
// Repouso = ABERTO; Contração = FECHADO
int ANG_ABERTO = 120;
int ANG_FECHADO = 45;
bool INVERTE_DIR = false;

inline int ANG_OPEN_OUT() { return INVERTE_DIR ? ANG_FECHADO : ANG_ABERTO; }
inline int ANG_CLOSE_OUT() { return INVERTE_DIR ? ANG_ABERTO : ANG_FECHADO; }

/* ===== SERVO ===== */
Servo s;
int last_written = -999;
unsigned long last_cmd_ts = 0;
const unsigned long CMD_DEBOUNCE_MS = 60;
void servoWriteOnce(int deg, unsigned long now){
    if (deg != last_written && (now - last_cmd_ts) >= CMD_DEBOUNCE_MS){
        s.write(deg);
        last_written = deg;
        last_cmd_ts = now;
    }
}
```

```
/* ===== FILTROS ===== */
float BASE_ALPHA    = 0.001f; // baseline bem lento
float ENV_ALPHA_UP  = 0.40f; // subida rápida
float ENV_ALPHA_DOWN = 0.10f; // descida moderada
```

```
/* ===== ESTAGIOS ===== */
enum Stage { CAL_RELAX, CAL_PEAK, RUN };
Stage stage = CAL_RELAX;
```

```
/* ===== VARS DO SINAL ===== */
```

```
float baseline   = 0.0f;
float env       = 0.0f; // |raw - baseline| filtrado
float relax_avg = 0.0f;
float peak_env  = 1.0f;
```

```
float GAIN      = 1.0f; // escala pós-calibração
float envS      = 0.0f; // env * GAIN
```

```
/* ===== LIMIARES BINARIOS ===== */
```

```
float enter_thr = 60.0f;
float exit_thr = 40.0f;
```

// Regras de cálculo dos limiares

```
const float K_ENTER     = 0.55f; // posição do limiar entre relax e pico
const float MIN_ENTER   = 55.0f; // piso duro p/ entrar
const float EXIT_GAP    = 20.0f; // histérese (enter - exit)
const float MIN_EXIT    = 15.0f; // piso p/ saída
const float MAX_GAIN    = 8.0f; // limita ganho
const float MIN_GAIN    = 0.5f;
```

// Saída por relax absoluto (ruído muito baixo)

```
const float ABS_EXIT_LVL = 8.0f; // envS <= 8
const unsigned long ABS_MS = 220; // por 220 ms
```

```

/* ===== TEMPORIZACOES ===== */
const unsigned long DT_MS      = 10;
const unsigned long CAL_RELAX_MS = 2000;
const unsigned long CAL_PEAK_MS = 3000;

const unsigned long ENTER_MS    = 120; // precisa ficar acima de enter_thr por 120 ms
const unsigned long EXIT_MS     = 450; // precisa ficar abaixo de exit_thr por 450 ms
const unsigned long MIN_HOLD_MS = 500; // segura pelo menos 500 ms fechado

/* ===== CONTROLE ===== */
bool hold_active = false;          // true = FECHADO
unsigned long above_ms = 0;         // ms contínuos acima do enter_thr
unsigned long below_ms = 0;         // ms contínuos abaixo do exit_thr
unsigned long abs_ms   = 0;         // ms contínuos abaixo de ABS_EXIT_LVL
unsigned long hold_ts  = 0;         // quando fechou

/* ===== TEMPO ===== */
unsigned long lastTick=0, lastPrint=0, stage_start=0;

/* ===== MISC ===== */
bool paused=false;

/* ===== RESET/CALIB ===== */
void hardReset(unsigned long now, int firstRaw){
baseline = (float)firstRaw;
env = 0.0f;
relax_avg = 0.0f;
peak_env = 1.0f;
GAIN = 1.0f; envS = 0.0f;

hold_active=false; above_ms=0; below_ms=0; abs_ms=0;

stage = CAL_RELAX; stage_start = now;
}

```

```

servoWriteOnce(ANG_OPEN_OUT(), now); // começa ABERTO
}

void beginCalibration(unsigned long now, int firstRaw){
    hardReset(now, firstRaw);
    Serial.println();
    Serial.println("==== CALIBRACAO ====");
    Serial.println("1) Fique RELAXADO (2s)...");
    Serial.println("(p=pausa, r=retoma, c=recalibrar, o=OPEN, f=CLOSE, i=inverter)");
}

/* ===== SETUP ===== */
void setup(){
    Serial.begin(115200);
    s.attach(SERVO_PIN, 500, 2400);
    int x0 = analogRead(EMG_PIN);
    beginCalibration(millis(), x0);
}

/* ===== LOOP ===== */
void loop(){
    unsigned long now = millis();
    if (now - lastTick < DT_MS) return;
    lastTick = now;

    // Serial controls
    while (Serial.available()){
        char c = Serial.read();
        if (c=='p'||c=='P'){
            paused=true; hold_active=false; above_ms=below_ms=abs_ms=0;
            servoWriteOnce(ANG_OPEN_OUT(), now);
            Serial.println(">> PAUSADO");
        }
    }
}

```

```

if (c=='r'||c=='R') { paused=false; Serial.println(">> RETOMOU"); }
if (c=='c'||c=='C') { beginCalibration(now, analogRead(EMG_PIN)); }
if (c=='o'||c=='O') { hold_active=false; above_ms=below_ms=abs_ms=0;
servoWriteOnce(ANG_OPEN_OUT(), now); Serial.println(">> OPEN"); }

if (c=='f'||c=='F') { hold_active=true; above_ms=below_ms=abs_ms=0; hold_ts=now;
servoWriteOnce(ANG_CLOSE_OUT(), now); Serial.println(">> CLOSE"); }
if (c=='i'||c=='I') { INVERTE_DIR=!INVERTE_DIR; Serial.print(">> INVERTE_DIR=");
Serial.println(INVERTE_DIR?1:0); }

}

```

// Aquisição & filtro

```

int raw = analogRead(EMG_PIN);
float x = (float)raw;

baseline = (1.0f - BASE_ALPHA)*baseline + BASE_ALPHA*x;

float rect = fabsf(x - baseline);
if (rect > env) env = (1.0f - ENV_ALPHA_UP)*env + ENV_ALPHA_UP*rect;
else env = (1.0f - ENV_ALPHA_DOWN)*env + ENV_ALPHA_DOWN*rect;

if (paused) return;

```

// Calibração

```

if (stage == CAL_RELAX){

// média exponencial do repouso

relax_avg = (relax_avg==0.0f) ? env : (0.98f*relax_avg + 0.02f*env);
if (now - stage_start >= CAL_RELAX_MS){

    stage = CAL_PEAK; stage_start = now;
    Serial.print("baseline = "); Serial.println((int)baseline);
    Serial.print("relax_avg = "); Serial.println((int)relax_avg);
    Serial.println("2) CONTRAIA FORTE (3s)...");

}

return;
}

```

```

}

if (stage == CAL_PEAK){
    if (env > peak_env) peak_env = env;
    if (now - stage_start >= CAL_PEAK_MS){
        if (peak_env < (relax_avg + 6.0f)) peak_env = relax_avg + 6.0f; // garante delta

// GAIN mapeia pico ~200
GAIN = clampf(200.0f / peak_env, MIN_GAIN, MAX_GAIN);

float relaxS = relax_avg * GAIN;
float peakS = peak_env * GAIN;

// limiares com histerese simples
enter_thr = relaxS + K_ENTER*(peakS - relaxS);
if (enter_thr < MIN_ENTER) enter_thr = MIN_ENTER;

exit_thr = enter_thr - EXIT_GAP;
if (exit_thr < MIN_EXIT) exit_thr = MIN_EXIT;

stage = RUN; stage_start = now;

// estado inicial: ABERTO
hold_active=false; above_ms=below_ms=abs_ms=0;
servoWriteOnce(ANG_OPEN_OUT(), now);

Serial.print("peak_env = "); Serial.println((int)peak_env);
Serial.print("GAIN = "); Serial.println(GAIN,2);
Serial.print("enter_thr = "); Serial.println((int)enter_thr);
Serial.print("exit_thr = "); Serial.println((int)exit_thr);
Serial.println("3) RUN (binario com debounce).");
Serial.println("-----");
}

```

```

    return;
}

// ===== RUN =====
envS = env * GAIN;

// contagens temporais
if (envS >= enter_thr){
    above_ms += DT_MS;
} else {
    above_ms = 0;
}

if (envS <= exit_thr){
    below_ms += DT_MS;
} else {
    below_ms = 0;
}

if (envS <= ABS_EXIT_LVL){
    abs_ms += DT_MS;
} else {
    abs_ms = 0;
}

// transições
if (!hold_active){
    // entra (fecha) se ficar acima por ENTER_MS
    if (above_ms >= ENTER_MS){
        hold_active = true;
        hold_ts = now;
        below_ms = abs_ms = 0;
        servoWriteOnce(ANG_CLOSE_OUT(), now);
    }
}

```

```

} else {
    servoWriteOnce(ANG_OPEN_OUT(), now);
}
} else {
// mantém fechado mínimo
bool min_hold_ok = (now - hold_ts) >= MIN_HOLD_MS;

// sai (abre) se ficar abaixo por EXIT_MS ou abaixo absoluto por ABS_MS
if (min_hold_ok && (below_ms >= EXIT_MS || abs_ms >= ABS_MS)){
    hold_active = false;
    above_ms = 0;
    servoWriteOnce(ANG_OPEN_OUT(), now);
} else {
    servoWriteOnce(ANG_CLOSE_OUT(), now);
}
}

// debug enxuto (~5 Hz)
if (now - lastPrint > 180){
    Serial.print("raw: "); Serial.print(raw);
    Serial.print(" base: "); Serial.print((int)baseline);
    Serial.print(" env: "); Serial.print((int)env);
    Serial.print(" envS: "); Serial.print((int)envS);
    Serial.print(" thrE: "); Serial.print((int)enter_thr);
    Serial.print(" thrX: "); Serial.print((int)exit_thr);
    Serial.print(" HOLD: "); Serial.print(hold_active?1:0);
    Serial.print(" up: "); Serial.print(above_ms);
    Serial.print(" dn: "); Serial.print(below_ms);
    Serial.print(" abs: "); Serial.print(abs_ms);
    Serial.print(" servo: "); Serial.print(last_written);
    Serial.println();
    lastPrint = now;
}

```

```
}
```

```
/* ====== HELPER ===== */
float clampf(float v, float lo, float hi){
    if (v < lo) return lo;
    if (v > hi) return hi;
    return v;
}
```