

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

**DEVELOPMENT AND ANALYSIS OF CUSTOMIZED PROSTHESES USING PLA-
CL COMPOSITES WITH A FOCUS ON ADDITIVE MANUFACTURING AND
SENSOR INTEGRATION**

Johnny Cassius Batiston; Professor: Jonathan Oliveira Nery

Centro Universitário do Sul De Minas – Unis, Varginha-MG
johnny.batiston@alunos.unis.edu.br / jonathannery@yahoo.com.br

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. 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.

1 INTRODUÇÃO

A pesquisa aborda o impacto da perda parcial da função do membro superior e a limitação de acesso a próteses mioelétricas comerciais por custo e complexidade. Como alternativa, o trabalho propõe o desenvolvimento de um dedo protético mioelétrico de baixo custo, impresso em 3D com materiais poliméricos e acionado por microcontrolador e servo motor, usando uma arquitetura simples e fácil de reproduzir em laboratórios com poucos recursos. O desenvolvimento é organizado em etapas (planejamento, fabricação, testes e melhoria) e apoiado por ferramentas de gestão da qualidade, para identificar fontes de instabilidade, priorizar ajustes e registrar decisões de projeto. Os ensaios são feitos em bancada, sem foco clínico, para analisar parâmetros de impressão, montagem mecânica e processamento do sinal EMG, observando efeitos em fluidez, resposta e repetibilidade do movimento. Ao final, o estudo busca estabelecer um método claro e replicável de prototipagem e melhoria contínua, gerando diretrizes práticas e um material de referência que facilite futuros desenvolvimentos de próteses mioelétricas acessíveis, com propósito social.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Polímeros em aplicações biomédicas

Polímeros em aplicações biomédicas cresceu muito porque eles são versáteis, fáceis de processar e podem ter sua estrutura modificada. PLA, PCL e PETG são amplamente usados em próteses, implantes e scaffolds, com destaque para o PLA pela biodegradabilidade, origem renovável e boa impressão em 3D, o que o torna atrativo para uso clínico, acadêmico e em tecnologia assistiva de baixo custo. Pesquisas internacionais e nacionais indicam que, quando reforçado com fibras, o PLA pode atingir propriedades mecânicas adequadas para próteses e outros dispositivos estruturais. No Brasil, há expansão do uso de impressão 3D com polímeros na saúde, especialmente em ortopedia e odontologia, ajudando a democratizar soluções assistivas. Além disso, o PLA se destaca pelo apelo ambiental, ao contrário do PETG que não é biodegradável, enquanto o PCL é mais flexível e usado em liberação de fármacos e tecidos moles. Estudos com blendas, copolímeros, tratamentos de superfície e a adoção de normas de biocompatibilidade como a ISO 10993 vêm consolidando o PLA como uma alternativa promissora em contextos com recursos limitados.

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/cm ³]	1,04 [g/cm ³]	1,27 [g/cm ³]
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 HDT	55,11°C	86,13°C	67,3 °C

Fonte: Adaptado de 3D LAB (2022).

2.2 Impressão 3D e manufatura aditiva na saúde

A manufatura aditiva, em especial a impressão 3D, vem transformando a área da saúde ao permitir produzir próteses, órteses, implantes e modelos anatômicos de forma rápida, personalizada e com menor custo. Entre as tecnologias, o FDM se destaca por ser acessível, fácil de operar e compatível com termoplásticos como o PLA. No caso de próteses, o uso de PLA na impressão 3D traz vantagens como baixo custo, agilidade na prototipagem, menor geração de resíduos e possibilidade de adaptar o desenho à anatomia e às necessidades funcionais de cada paciente. O controle de parâmetros como espessura de parede, infill e orientação de camadas impacta diretamente o desempenho mecânico e o conforto. A simulação em software antes da impressão reduz falhas e aumenta a eficiência. Embora materiais como PETG e ABS também sejam usados, o PLA se destaca por extrudar em menor temperatura, definir melhor detalhes e deformar menos no resfriamento, o que favorece precisão geométrica e sustentabilidade. Por fim, a impressão 3D permite produção descentralizada: arquivos podem ser compartilhados e impressos localmente, o que é especialmente importante em regiões com pouco acesso a tecnologias assistivas industrializadas, promovendo inclusão e independência tecnológica.

2.3 Reforços com fibras: tipos e características

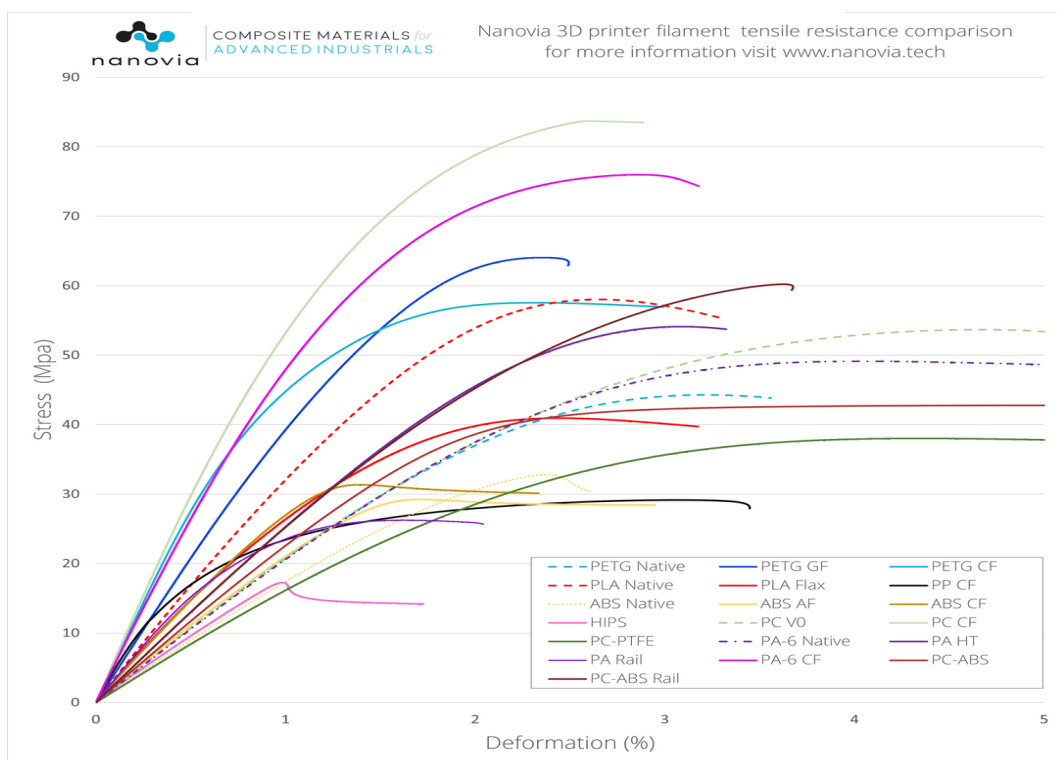
Polímeros como o PLA com fibras é uma estratégia consolidada para superar limitações estruturais, aumentando resistência, rigidez, estabilidade térmica e resistência ao impacto, o que é essencial em próteses personalizadas. Fibras de carbono se destacam pela alta resistência específica, alto módulo elástico e baixo peso, permitindo próteses leves e duráveis, com boa resposta a cargas cíclicas. Fibras de vidro oferecem bom compromisso entre desempenho e custo, com boa resistência à tração, à corrosão e boa estabilidade térmica, sendo adequadas para contextos com recursos mais limitados. Fibras de aramida, como Kevlar, têm grande capacidade de absorção de energia e resistência a impactos repetitivos, sendo indicadas para órteses e próteses voltadas à proteção mecânica; em combinações híbridas, é possível equilibrar rigidez, leveza, absorção de impacto e durabilidade. A eficácia do reforço depende não só do tipo de fibra, mas de como ela é incorporada ao polímero. Fibras curtas são mais comuns em FDM por serem compatíveis com a extrusão, enquanto tecnologias mais novas permitem fibras contínuas, com desempenho estrutural superior. Fatores como orientação das fibras em relação às tensões, distribuição homogênea, teor de reforço e, principalmente, a qualidade da interface fibra-matriz são decisivos para resistência e para evitar delaminação. Por isso se usam tratamentos superficiais nas fibras, como silanização, plasma e modificações químicas, para melhorar a adesão e a transferência de carga dentro do compósito.

2.4 Propriedades mecânicas e térmicas do PLA reforçado

O PLA é um dos polímeros biodegradáveis mais usados na impressão 3D por ser fácil de processar, rígido e dimensionamento estável, mas tem limitações importantes para uso estrutural, como baixa resistência ao impacto, fratura frágil e amolecimento em temperaturas relativamente baixas. Para contornar isso, o reforço com fibras (carbono, vidro, aramida ou híbridas) melhora de forma significativa suas propriedades mecânicas e térmicas. Ensaio de tração (ASTM D638) mostram, por exemplo, que cerca de 20 % de fibra de carbono pode elevar o módulo elástico em até 120 % e dobrar a resistência ao impacto em relação ao PLA puro. Fibras de carbono favorecem rigidez e resistência à fadiga, fibras de vidro ampliam a estabilidade térmica e resistência ao escoamento, enquanto fibras de aramida aumentam muito a tenacidade. A escolha do reforço depende das exigências biomecânicas de cada aplicação. Do ponto de vista térmico, o PLA reforçado pode atingir HDT em torno de 100 a 120 °C, contra 55 a 65 °C do PLA puro, o que amplia a segurança em ambientes com variação de temperatura. Ensaio como TGA e DSC confirmam a maior estabilidade térmica e o comportamento de

transição vítrea adequado para uso biomecânico. A performance também depende fortemente dos parâmetros de impressão FDM: orientação de camada, infill, temperatura de extrusão e espessura de camada podem alterar a resistência em dezenas de por cento se mal ajustados. Comparado a outros biopolímeros, o PLA se destaca pela rigidez e biodegradabilidade, enquanto o PCL é mais flexível e adequado a partes articuladas, e o PETG é mais resistente ao impacto, porém não biodegradável. Em próteses, onde as peças sofrem esforços cíclicos, atrito, suor e umidade, o reforço com fibras permite que o PLA suporte essas condições sem perder segurança estrutural, e o uso de corpos de prova impressos diretamente (ASTM D638, D790, ISO 527-2) facilita testar e ajustar iterativamente o projeto, afinando orientação de camadas, preenchimento e espessura de paredes.

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



Fonte: Adaptado de Nanovia (2022) – <https://nanovia.tech>

2.5 Impressão 3D de compósitos

A impressão 3D de compósitos em FDM com PLA reforçado permite produzir próteses personalizadas com alto desempenho mecânico, controle fino da geometria interna e uso eficiente de material. Como o compósito é anisotrópico, a orientação das camadas, o tipo de

infill, a espessura de parede e a densidade influenciam diretamente a resistência, a distribuição de tensões e o conforto biomecânico. Filamentos com fibras curtas são os mais comuns, mas tecnologias com fibras contínuas de carbono já permitem alcançar resistências próximas a ligas metálicas leves. As principais vantagens são customização imediata, produção sob demanda, menos resíduos e menor tempo em relação a métodos tradicionais. Além disso, é possível projetar, já no CAD, canais internos e cavidades para sensores mioelétricos ou cabos, integrando funções inteligentes na própria peça. Assim, a impressão 3D de compósitos se destaca como uma das abordagens mais promissoras para 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 lático, 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.

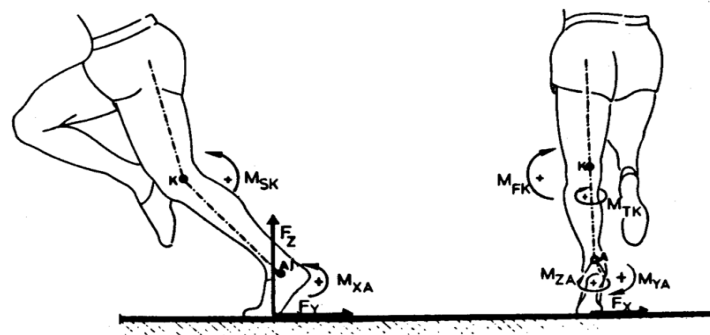
Para garantir segurança clínica, é fundamental que o processo de fabricação preserve a integridade dos materiais, minimize resíduos de aditivos e mantenha a estabilidade dimensional do dispositivo após esterilização. Testes *in vitro* de citotoxicidade, como o ISO 10993-5, são comumente aplicados para 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

Para a prótese funcionar bem com o corpo humano, é preciso equilibrar rigidez, resistência e flexibilidade, e que o PLA reforçado é interessante porque, além de forte, consegue interagir de forma funcional com o sistema musculoesquelético. A biomecânica entra como base para estudar as forças geradas pelo corpo e como elas afetam o desempenho da prótese, garantindo conforto, segurança e eficiência no uso prolongado. Pesquisas brasileiras destacam a importância de ajustar os parâmetros biomecânicos à anatomia de cada usuário, principalmente em próteses personalizadas. Em próteses feitas em PLA reforçado, especialmente para membros inferiores, torna-se crítico suportar esforços cíclicos, fadiga, delaminação e desgaste. Por isso, são usados ensaios normatizados, como o ISO 10328, e análises por elementos finitos para prever o comportamento estrutural, identificar pontos de falha, zonas de maior tensão e distribuir melhor as cargas, inclusive em pacientes com marcha assimétrica.

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



Fonte: Adaptado de Baumann & Stocks (13).

2.8 Considerações ambientais e sustentabilidade

Desenvolver próteses com foco em sustentabilidade não é só uma opção, mas uma obrigação técnica e ética na engenharia biomédica. O PLA aparece como alternativa mais ecológica aos polímeros derivados de petróleo, porque é produzido a partir de fontes renováveis, emite menos carbono na fabricação e pode se decompor em condições controladas,

ajudando a reduzir resíduos plásticos. Em próteses externas e dispositivos temporários, ele gera impacto ambiental menor que materiais como ABS ou PETG e ainda é compatível com compostagem industrial, aproximando o uso de materiais da lógica de economia circular. A impressão 3D com PLA também consome menos energia que processos tradicionais em peças únicas ou personalizadas, e a produção local sob demanda reduz desperdício e logística, diminuindo a pegada de carbono das próteses. Integrar centros de reabilitação e cooperativas à cadeia produtiva pode ampliar o reaproveitamento de materiais e democratizar o acesso a tecnologias assistivas sustentáveis. Por fim, o texto menciona pesquisas com fibras naturais, como linho e cânhamo, reforçando o PLA sem perder a biodegradabilidade, criando compósitos biohíbridos promissores para dispositivos de menor carga e impacto ambiental ainda mais baixo.

3 METODOLOGIA

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 Creality 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 filetes 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 atravessasse 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 próximos 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 2,5 e 3,0 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 C_1 , diâmetros ântero-posterior e médio-lateral, e comprimento útil L_1). 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 liner 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 k Ω em série e capacitor de 1–4,7 μ F 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)

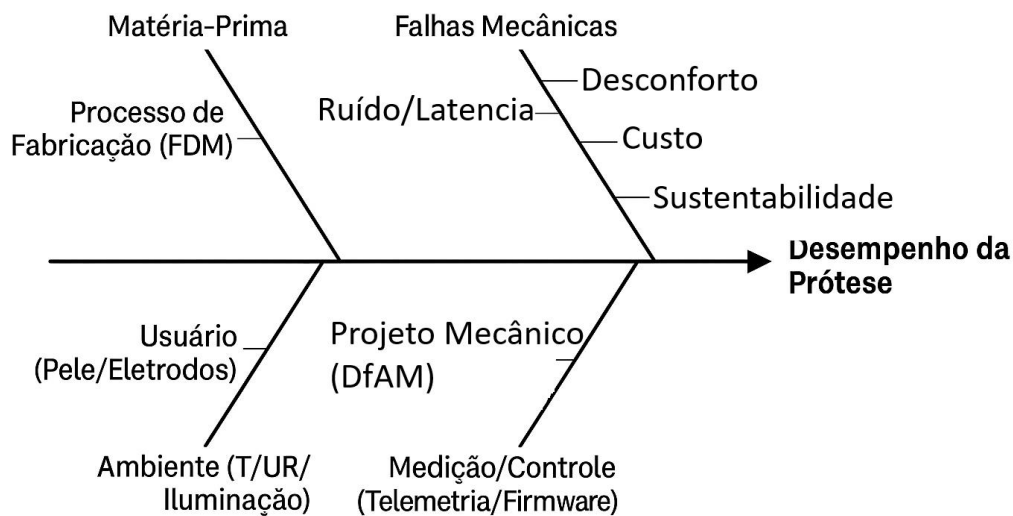
A aquisição e a instrumentação são feitas diretamente no Arduino IDE por meio do Monitor e do Serial Plotter, com telemetria contínua a 115200 bps. O firmware transmite, em linha única e separada por espaços, tempo em milissegundos, sinal bruto do EMG, baseline estimado, envoltória filtrada, alvo de 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.

3.5 Ferramentas da Qualidade aplicadas ao projeto

3.5.1 Diagrama de Ishikawa (Espinha de Peixe)

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



Fonte: Autor, (2025).

3.5.2 Matriz GUT (priorização)

Quadro 1: Matriz GUT.

Fator	G	U	T	G×U×T	Prioridade
Ruído e latência do EMG, aterramento, cabeamento, filtragem	5	5	4	100	1
Delaminação na base da palma, orientação, paredes, infill	4	4	3	48	2
Conforto do soquete e encaixe, pressão, liner, 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).

3.5.3 Plano 5W2H do projeto

Quadro 2: 5W2H.

5W2H	Definição global do projeto
What, o que	Projeto, impressão, montagem e calibração de prótese de dedo/ mão em PLA com reforço, controle por EMG via AD8232 e Arduino, atuada por servos; desenvolvimento de firmware com filtragem e histerese; preparação de documentação técnica e de segurança.
Why, por que	Attingir 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.

Where, onde	Laboratório de impressão 3D com K1 Max, bancada Arduino/EMG, ambiente controlado no campus.
When, quando	Cronograma TCC1 e TCC2
Who, quem	Autor como responsável técnico, orientação do professor, apoio de técnicos de laboratório, fornecedores de insumos.
How, como	DfAM, parâmetros validados por varreduras planejadas, POP de montagem, cabeamento com GND comum e fonte segregada de servos, firmware com baseline adaptativo, thresholds com histerese e rampa de comando, registro de versões.
How much, quanto	Orçamento agregado estimado de 350 a 400 reais (filamento, servos, módulo EMG, Arduino, fixadores, cabos e consumíveis), a ajustar conforme necessidade e retrabalho.

Fonte: Autor, (2025).

4. DESENVOLVIMENTO: REFINO ITERATIVO DO CONTROLE E DA AQUISIÇÃO

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, o firmware tentou tornar a decisão menos sensível à deriva do sinal e às variações de contato dos eletrodos usando limiares de entrada e saída calculados dinamicamente a partir de duas médias exponenciais do envelope, representando piso (repouso) e teto (picos). O teste foi feito em bancada, com Arduino Uno, módulo EMG de superfície, servo com alimentação dedicada e telemetria contínua em cerca de 80 a 100 Hz. O envelope tinha ataque rápido e liberação moderada, e duas EMAs modelavam piso e teto para formar uma banda mínima, de onde saíam limiares com histerese. Foram avaliados dois modos do servo, FAST (velocidade proporcional) e SNAPPY (mapeamento direto em ângulo com suavização), além de ajuste de offset físico em tempo real. A telemetria registrou amostra bruta, baseline, envoltória, limiares, estado lógico e ângulo do servo. Na prática, em repouso prolongado, piso e teto nem sempre mantiveram uma banda estável. Quando a banda estreitava, pequenas oscilações em torno dos limiares geravam alternâncias rápidas e tremor. A deriva de baseline por mudanças sutis de contato elevava o piso, aproximando-o do teto e reduzindo ainda mais a faixa útil. Em parte dos ciclos a latência foi aceitável, mas a repetibilidade caiu quando a envoltória passou a orbitar as fronteiras, aumentando o erro angular e o abre e fecha rápido do servo. A principal conclusão foi que a adaptação em amplitude ajuda, mas não resolve diante de deriva e intermitências: a lógica de decisão precisa de barreiras temporais claras, como permanência mínima acima ou abaixo dos limiares, janela morta após transições e suavização local antes da comparação, além de limitação de comandos redundantes ao servo.

Esses pontos motivaram a iteração seguinte com calibração guiada de repouso e pico, normalização em porcentagem, contagem de amostras consecutivas, tempo mínimo em estado e deadband na escrita do servo.

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

Nesse ensaio, o firmware passou a usar uma calibração explícita e a normalização do sinal EMG em porcentagem entre repouso e pico, medidos no início da sessão. Primeiro, em CALM, o usuário ficava relaxado para estimar baseline e envelope de repouso; depois, em MAX, fazia uma contração forte para registrar o pico; em seguida, no modo RUN, a decisão ocorria em uma escala de 0 a 100 por cento, com limiares de entrada e saída definidos nesse domínio. A troca de estado só acontecia se o sinal ficasse, por algumas amostras consecutivas, acima do limiar superior ou abaixo do limiar inferior, com tempo mínimo em cada estado, janela morta logo após a calibração e deadband no comando ao servo para reduzir microcomandos. Os resultados de telemetria mostraram melhora inicial de estabilidade em comparação ao Teste 1, com menos piscadas e tremores logo após a calibração. Porém, à medida que a sessão avançava, deriva de baseline e mudanças sutis de contato e pressão dos eletrodos deslocavam a porcentagem, aproximando o sinal dos limiares e reintroduzindo falsos acionamentos e tremor perto da fronteira. Em sessões longas, esses efeitos comprometeram a consistência das transições, mesmo com amostras consecutivas e tempos mínimos. A principal conclusão é que a normalização em porcentagem e os mecanismos temporais simples melhoraram a previsibilidade, mas não foram suficientes para compensar a aquisição irregular, motivando a criação da iteração seguinte, com máquina de estados consolidada, permanências mínimas mais rígidas, repouso absoluto sustentado, janela refratária e debounce temporal no comando ao servo.

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

Na terceira iteração, o firmware passou a usar uma máquina de estados mínima com foco em estabilidade: primeiro o sistema entra em CAL_RELAX, onde observa o repouso por alguns segundos e calcula um baseline lento e representativo; depois vai para CAL_PEAK, registrando um pico voluntário forte para estimar a amplitude útil. A partir desses dois pontos, calcula um ganho pós-calibração que normaliza a envoltória em uma faixa utilizável e gera dois limiares com histerese, um de entrada e outro de saída. No estágio RUN, a envoltória

retificada é comparada aos limiares, mas as mudanças de estado só ocorrem se a condição se mantiver válida por um tempo mínimo, com permanência mínima no estado fechado e regra extra baseada em repouso absoluto, enquanto o servo só recebe comandos quando há de fato mudança e após um intervalo mínimo, o que reduz tremores e microcomandos. Como a calibração inicial nem sempre se mantinha ao longo da sessão por deriva de baseline, sudorese e variação de contato dos eletrodos, o sistema passou a usar a telemetria para aplicar microajustes lentos no ganho, observando mediana em repouso, taxa de alternâncias indevidas e estabilidade dos contadores, recalculando limiares quando identificava tendência consistente de degradação. Em vários cenários isso melhorou a estabilidade e reduziu piscadas perto do limiar, mas em sessões longas e com movimentação dos eletrodos o tremor retornou. A conclusão é que a combinação de máquina de estados, temporizações, ganho pós-calibração e debounce aumentou a previsibilidade em condições controladas, porém a repetibilidade ainda depende muito da qualidade física da aquisição e das condições de contato, apontando a necessidade de reforçar o algoritmo com janela refratária explícita, filtragem por mediana em janela curta, checagem gradual de relaxo e pico em sessões longas e um arranjo físico de eletrônica, cabeamento e fixação de eletrodos mais robusto.

4.5 Síntese técnica, limitações persistentes e diretrizes de continuidade

Os desdobramentos do desenvolvimento do protótipo mioelétrico de baixo custo, consolidando a prova de conceito do pipeline que envolve aquisição do sinal EMG, processamento embarcado, tomada de decisão e acionamento do servomotor em bancada. Embora o dispositivo ainda não esteja apto para uso humano, a arquitetura proposta operou de ponta a ponta, gerou telemetria estruturada e permitiu identificar de forma objetiva as condições em que o desempenho se degrada, em especial pela deriva de baseline e pelas decisões em regiões limítrofes. O trabalho saiu do nível estritamente conceitual e alcançou um estágio funcional inicial, ainda sensível à qualidade da aquisição, mas suficiente para sustentar um programa de melhoria orientado por métricas claras de latência, erro angular e repetibilidade. A principal contribuição é, ao mesmo tempo, prática e metodológica, pois foi estruturado um protocolo reproduzível de calibração, ensaio e avaliação, apoiado em firmware comentado, registros padronizados e critérios de aceite explícitos. Esse arranjo torna o comportamento do sistema observável, auditável e comparável entre versões, criando um caminho de evolução em que cada intervenção de hardware e software pode ser medida e discutida com base em evidências.

A partir dessa base, o estudo passa a oferecer uma infraestrutura organizada que permite a outros grupos continuar o desenvolvimento, com redução da curva de aprendizado e foco direto nas limitações já mapeadas. Os trabalhos futuros devem priorizar, de forma integrada, a estabilização da aquisição do sinal por meio de cabeamento adequado, desacoplamento elétrico próximo às cargas e filtragem analógica leve que mitigue deriva e variações de contato, ao mesmo tempo em que se reforça a robustez da decisão temporal por meio de janelas refratárias após as transições, uso de uma mediana de curto alcance antes da comparação com os limiares e reajuste gradual do relaxo ao longo da sessão, preservando o autoajuste lento de ganho guiado por telemetria. Em paralelo, é pertinente avaliar sensores EMG com melhor relação sinal-ruído e atuadores mais precisos, desde que a execução em tempo real no microcontrolador seja mantida. Em estágios mais maduros de desenvolvimento, tornam-se viáveis extensões como inclusão de feedback de posição, adoção de motores alternativos, implementação de classificação leve de gestos e realização de ensaios com usuários sob protocolo ético. Com isso, o projeto se configura menos como um produto acabado e mais como um arcabouço de desenvolvimento e avaliação que encurta o caminho até próteses mioelétricas acessíveis com desempenho previsível, oferecendo uma trilha de evolução tecnicamente factível e diretamente ancorada nas evidências coletadas ao longo deste trabalho.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Consolidou-se as iterações de firmware desenvolvidas para transformar o pipeline EMG → processamento → decisão → servo em uma prova de conceito funcional em bancada. Os testes confirmaram a operação ponta a ponta: aquisição do sinal mioelétrico, extração de envoltória, decisão binária com temporizações e acionamento do servomotor dentro de limites seguros. Em condições controladas de eletrodos e ambiente, observou-se separação prática entre repouso e contração, permitindo transições estáveis por períodos relevantes. A telemetria estruturada (amostra bruta, baseline, envoltória normalizada, limiares, estados e ângulo comandado) foi fundamental para diagnosticar o comportamento do sistema e comparar versões sucessivas do código. Apesar disso, as metas de suavidade e repetibilidade ($\geq 95\%$) ainda não foram atingidas. A latência permaneceu entre 220 e 320 ms, acima da referência de 200 ms, e o erro angular médio por ciclo se manteve entre 6 e 12°, superando o alvo de 5°. As principais limitações estão associadas à qualidade do sinal e à lógica de decisão: deriva de baseline por variações de contato, sudorese e interferências aproximou a envoltória dos limiares, gerando alternâncias indevidas; mesmo com histerese, tempos mínimos e debounce

na terceira iteração, houve oscilações em regiões de fronteira. A mecânica, por sua vez, não se mostrou fator crítico. As implicações são claras: o esforço de melhoria deve se concentrar em três frentes — estabilização física e elétrica da aquisição (cabearmento otimizado, filtragem RC leve, desacoplamento de alimentação), refinamento da decisão temporal (janela refratária, filtro de mediana antes da comparação, atualização controlada do relaxo) e consolidação de um autoajuste lento de ganho guiado por telemetria. Com essas correções, a tendência é reduzir deriva, eliminar entradas/saídas espúrias e aproximar o sistema das metas de latência, precisão angular e repetibilidade, sem necessidade de alterações estruturais na arquitetura ou na mecânica, fortalecendo o protótipo como base sólida para desenvolvimentos futuros.

6. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O desenvolvimento do protótipo mioelétrico de baixo custo, consolidando a prova de conceito do pipeline aquisição EMG, processamento embarcado, decisão e acionamento por servo em bancada. Embora o dispositivo ainda não esteja apto para uso humano, a arquitetura proposta operou de ponta a ponta, gerou telemetria estruturada e permitiu identificar, de forma objetiva, as condições em que o desempenho degrada, sobretudo por deriva de baseline e decisões em regiões limítrofes. O trabalho saiu do nível conceitual e alcançou um estágio funcional inicial, sensível à qualidade da aquisição, mas suficiente para sustentar um programa de melhoria baseado em métricas claras de latência, erro angular e repetibilidade. A principal contribuição é simultaneamente prática e metodológica: foi estruturado um protocolo reprodutível de calibração, ensaio e avaliação, apoiado em firmware comentado, logs padronizados e critérios de aceite explícitos, que torna o comportamento do sistema observável, auditável e comparável entre versões, criando um caminho claro de evolução em que cada intervenção de hardware e software pode ser medida e discutida. A partir dessa base, o estudo oferece uma infraestrutura organizada para que outros grupos possam continuar o desenvolvimento, reduzindo a curva de aprendizado e direcionando esforços diretamente às limitações mapeadas. Os trabalhos futuros devem se concentrar, de forma integrada, em estabilizar a aquisição do sinal — por meio de cabearmento adequado, desacoplamento elétrico próximo às cargas e filtragem analógica leve que mitigue deriva e variações de contato — ao mesmo tempo em que se reforça a robustez da decisão temporal, com janelas refratárias após as transições, uso de mediana de curto alcance antes da comparação com os limiares e reajuste gradual do relaxo ao longo da sessão, mantendo o autoajuste lento de ganho guiado por telemetria. Paralelamente, é pertinente avaliar sensores EMG com melhor relação sinal-ruído

e atuadores mais precisos, desde que preservada a execução em tempo real no microcontrolador; em estágios mais maduros, tornam-se viáveis extensões como a inclusão de feedback de posição, adoção de motores alternativos, implementação de classificação leve de gestos e realização de ensaios com usuários sob protocolo ético. Dessa forma, o projeto resulta menos em um produto acabado e mais em um arcabouço de desenvolvimento e avaliação que encurta o caminho até próteses mioelétricas acessíveis com desempenho previsível, oferecendo uma trilha de evolução tecnicamente factível e diretamente ancorada nas evidências coletadas ao longo deste trabalho.

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.

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.

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. 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. Disponível em: <https://nanovia.tech/en/>. Acesso em: 01 jun. 2025.

PROPEQ. Polímeros, biopolímeros sustentáveis e renováveis. Disponível em: <https://propeq.com/polimeros-biopolimeros-sustentaveis-renovaveis/>. Acesso em: 01 jun. 2025.

REDALYC. Tecnologias de manufatura aditiva aplicadas à saúde. Disponível em: <https://www.redalyc.org/journal/429/42955130005/html/>. Acesso em: 31 maio 2025.

RUNRUN.IT. Diagrama de Ishikawa: o que é, para que serve e como fazer. Disponível em: <https://blog.runrun.it/diagrama-de-ishikawa/>. Acesso em: 30 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. Disponível em: <https://www.casadarobotica.com/sensores-modulos/sensores/outros/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.