

## TÍTULO DO PROJETO

Bionic Flex: Protótipo de Antebraço Mioelétrico de Baixo Custo para Democratização do Acesso à Tecnologia Assistiva no Brasil

## CATEGORIA

- ☐ Ciências da Natureza e Exatas
- ☐ Informática
- ☐ Ciências Humanas e Linguagens
- ☒ Engenharias

## RESUMO

A crescente incidência de amputações de membros superiores no Brasil, associada ao custo proibitivo das próteses biônicas comerciais, configura uma barreira significativa à reabilitação e à reintegração social de milhares de indivíduos. Este projeto aborda diretamente essa lacuna, propondo o desenvolvimento de um protótipo de antebraço biônico de baixo custo, denominado Bionic Flex. O objetivo geral é projetar, construir e validar um sistema protético funcional, controlado por sinais de eletromiografia de superfície (sEMG), utilizando componentes eletrônicos acessíveis e uma estrutura fabricada via manufatura aditiva (impressão 3D). A metodologia abrange desde a análise biomecânica da preensão humana para o design mecânico até a implementação de uma arquitetura de controle embarcada, baseada na plataforma Arduino. Um pilar central do projeto é a validação funcional e de usabilidade do protótipo, que será conduzida com voluntários mediante protocolo aprovado por Comitê de Ética em Pesquisa (CEP). Serão utilizados instrumentos padronizados, como o *Southampton Hand Assessment Procedure* (SHAP) e o *Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology* (QUEST 2.0), para quantificar o desempenho e a satisfação do usuário. Os resultados esperados incluem um protótipo funcional, uma análise de custo detalhada que demonstre uma redução drástica em relação às alternativas comerciais, e a publicação de toda a documentação em formato *open source*. Ao demonstrar a viabilidade de uma solução eficaz e acessível, o projeto Bionic Flex visa não apenas contribuir para o avanço científico no campo da tecnologia assistiva, mas também fornecer um modelo replicável que pode catalisar a democratização do acesso as próteses avançadas no Brasil, melhorando substancialmente a qualidade de vida da população amputada.

## PALAVRAS-CHAVE

Prótese Mioelétrica, Manufatura Aditiva, Tecnologia Assistiva de Baixo Custo.

## RELATÓRIO FINAL

### INTRODUÇÃO

A amputação de um membro é um evento de profundo impacto na vida de um indivíduo, e sua incidência representa um importante indicador de saúde pública. No Brasil, os dados revelam um cenário preocupante e heterogêneo. De acordo com informações do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DataSUS), a taxa de incidência de amputações totais por 100.000 habitantes em 2019 apresentou uma variação expressiva entre os estados, oscilando de 5,06 no Rio Grande do Sul a 27,15 em Alagoas. Essa disparidade de mais de cinco vezes entre a menor e a maior taxa não é apenas um dado estatístico, mas um reflexo das profundas desigualdades socioeconômicas e de acesso a serviços de saúde preventiva e de emergência no país. Regiões com taxas mais elevadas podem estar enfrentando uma confluência de fatores de risco, como maior prevalência de acidentes de trabalho em ambientes com pouca fiscalização, altas taxas de acidentes de trânsito e dificuldades no manejo de doenças crônicas, como o diabetes mellitus, que, embora mais associado a amputações de membros inferiores, contribui para o panorama geral da morbidade (OLIVEIRA et. al, 2016).

Quando o foco é direcionado especificamente para as amputações de Membros Superiores (MMSS), as principais causas são lesões traumáticas, frequentemente decorrentes de acidentes, e tumores malignos (OLIVEIRA et. al, 2016). Os dados do DataSUS para 2019 indicam uma faixa de incidência para MMSS de 0,21 a 2,38 amputações por 100.000 habitantes, com a região Norte apresentando a maior incidência nesse período. A análise histórica de 2010 a 2019 revela uma liderança das regiões Centro-Oeste e Norte nesses índices, sugerindo que atividades econômicas e condições de vida nessas áreas podem expor a população a maiores riscos de acidentes traumáticos.

Em escala global, o problema é igualmente significativo. Estima-se que ocorra mais de um milhão de amputações por ano em todo o mundo, um número que sublinha a necessidade universal de soluções de reabilitação eficazes (FREITAS, 2024). As etiologias são diversas, abrangendo desde amputações traumáticas súbitas — causadas por acidentes com máquinas, no trânsito, explosões ou choques elétricos — até amputações cirúrgicas planejadas, que podem ser necessárias para tratar complicações vasculares graves, infecções que não respondem a tratamento, ou como parte de cirurgias corretivas para malformações congênitas. Este complexo panorama epidemiológico, tanto nacional quanto global, estabelece a urgência e a relevância de se pesquisar e desenvolver novas tecnologias assistivas que possam atender a essa crescente demanda. A distribuição desigual das taxas de amputação no Brasil reforça a necessidade de que tais soluções sejam não apenas tecnologicamente avançadas, mas fundamentalmente acessíveis, para que possam de fato alcançar as populações mais



dos usuários.

Contudo, essa alta tecnologia vem acompanhada de um custo extremamente elevado, criando um paradoxo de acesso. O preço de uma prótese mioelétrica comercial pode variar de dezenas a centenas de milhares de reais. A título de exemplo, o projeto Bionicohand, ao ser desenvolvido, estimou o custo de uma versão comercial equivalente em cerca de 65.000 euros, um valor proibitivo para a esmagadora maioria da população mundial, e em especial, a brasileira (EFE, 2015). Este custo não se deve apenas aos materiais e componentes, mas também a um modelo de negócio baseado em pesquisa e desenvolvimento (P&D) de ciclo fechado, proteção de propriedade intelectual por meio de patentes e os onerosos processos de certificação regulatória exigidos para dispositivos médicos.

Essa barreira econômica gera uma lacuna imensa no atendimento à saúde. De um lado, existem soluções tecnológicas capazes de transformar vidas; do outro, uma população que necessita dessas soluções, mas não tem meios para acessá-las (CASELAS e HILDEBRAND, 2019). No contexto do Brasil, onde a desigualdade social é acentuada e grande parte da população depende do Sistema Único de Saúde (SUS), a incorporação de tecnologias de tão alto custo é um desafio complexo. O resultado é que muitos amputados recorrem a próteses puramente estéticas ou a ganchos mecânicos, que, embora funcionais para certas tarefas, oferecem uma recuperação limitada da funcionalidade e podem carregar um estigma social.

É precisamente neste cenário que a relevância de projetos como o Bionic Flex se torna evidente. A proposta de desenvolver uma prótese de baixo custo não é apenas um exercício de engenharia para reduzir despesas; é uma tentativa de quebrar o paradigma de que alta tecnologia deve ser sinônimo de alto custo. Ao buscar alternativas acessíveis, o projeto se posiciona como uma resposta direta a um problema de equidade em saúde, visando criar uma solução que possa, futuramente, ser viável para uma implementação em larga escala, seja por meio de políticas públicas ou pela capacitação de comunidades locais. Dessa forma, o projeto contribuirá também para o cumprimento de um dos Objetivos de Desenvolvimento Sustentável da ONU, relacionados à saúde e bem-estar (ONU, 2025).

A resposta ao paradoxo do acesso tem sido catalisada por uma confluência de avanços tecnológicos e mudanças culturais: a popularização da manufatura aditiva (impressão 3D) e a ascensão do movimento "maker" e da filosofia open source. A impressão 3D, que há algumas décadas era uma tecnologia restrita a grandes indústrias, tornou-se significativamente mais acessível, revolucionando a forma como produtos são projetados, prototipados e fabricados (MORIMOTO et al., 2021). Utilizando softwares de Desenho Assistido por Computador (CAD), como o SolidWorks, é possível criar modelos tridimensionais complexos e materializá-los camada por camada, com um custo de produção drasticamente reduzido em comparação com métodos tradicionais como a moldagem por injeção (CASELAS e HILDEBRAND, 2019).

Essa tecnologia é particularmente transformadora no campo da tecnologia assistiva, pois permite um nível de personalização sem precedentes. Cada prótese pode ser digitalmente ajustada às dimensões antropométricas exatas do usuário, melhorando o

encaixe do soquete, o conforto e a funcionalidade geral do dispositivo (RODRIGUES et al., 2016). Essa capacidade de customização em massa, a baixo custo, é algo que a produção industrial tradicional dificilmente consegue oferecer.

Paralelamente, a cultura "Faça-Você-Mesmo" (DIY - Do It Yourself), impulsionada pela internet e por comunidades colaborativas, tem desafiado o modelo de inovação de ciclo fechado. Projetos e comunidades globais como e-NABLE, My Human Kit e inúmeros projetos acadêmicos e independentes demonstraram que é possível desenvolver próteses funcionais, incluindo modelos mioelétricos, por uma fração ínfima do custo comercial (RODRIGUES et al., 2016). O projeto Bionicohand, por exemplo, almeja um custo de produção entre 1.000 e 1.500 euros, em contraste com os 65.000 euros de uma alternativa comercial (EFE, 2015).

A filosofia *open source* é o pilar deste movimento. Ao compartilhar livremente os arquivos de design, os esquemas eletrônicos e o código-fonte, os desenvolvedores criam um ecossistema de inovação colaborativa. Outros pesquisadores, engenheiros, estudantes e os próprios usuários podem replicar, modificar e aprimorar os projetos, acelerando o ciclo de desenvolvimento de forma coletiva. Este modelo não apenas reduz custos, mas também empodera os usuários, que deixam de ser receptores passivos de uma tecnologia para se tornarem participantes ativos na criação de suas próprias soluções (EFE, 2015).

O projeto Bionic Flex se insere diretamente nesta vanguarda, adotando seus princípios e ferramentas. Ele não busca apenas criar um produto mais barato, mas participar de um movimento de inovação disruptiva que visa democratizar a tecnologia.

A questão de pesquisa que norteia este trabalho, portanto, é formulada nos seguintes termos: Diante do alto índice de amputações de membro superior no Brasil e da barreira econômica imposta pelas próteses comerciais, é viável projetar, construir e validar um protótipo de antebraço biônico funcional (Bionic Flex), utilizando uma arquitetura de controle mioelétrico, componentes eletrônicos de baixo custo e estrutura fabricada via manufatura aditiva, que demonstre desempenho satisfatório em tarefas funcionais e apresente um custo de produção drasticamente inferior às alternativas comerciais, viabilizando assim um caminho para a democratização do acesso a esta tecnologia assistiva?

## OBJETIVOS

Projetar, desenvolver e validar um protótipo funcional de um antebraço biônico de baixo custo, controlado por sinais mioelétricos (EMG), com o propósito de restaurar funções motoras de preensão para indivíduos com amputação transradial, e avaliar sua viabilidade como uma alternativa acessível no contexto do sistema de saúde brasileiro.

Para alcançar o objetivo geral, o projeto será decomposto nos seguintes objetivos específicos, que guiarão as etapas de pesquisa e desenvolvimento:

- 1) Realizar uma análise dos principais padrões de preensão da mão humana (e.g.,

preensão de força, pinça de precisão) e traduzir esses princípios biomecânicos em um projeto mecânico otimizado para a fabricação via impressão 3D, focando na funcionalidade, durabilidade e na distribuição equilibrada de cargas estruturais.

- 2) Realizar uma análise comparativa sistemática de filamentos poliméricos para impressão 3D, como Ácido Polilático (PLA), Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) e Polietileno Tereftalato Glicol (PETG), para determinar o material ótimo para os diferentes componentes estruturais da prótese, estabelecendo um balanço criterioso entre resistência mecânica, resistência térmica, custo, facilidade de impressão e considerações de biocompatibilidade para as partes em contato com a pele.
- 3) Projetar e implementar um sistema de controle embarcado de baixo custo, que integre sensores de eletromiografia de superfície (sEMG) para a captura não invasiva da intenção motora do usuário, um microcontrolador para o processamento de sinal em tempo real e atuadores (servomotores) para o acionamento dos movimentos de preensão da mão protética.
- 4) Submeter o protótipo Bionic Flex a um protocolo de testes abrangente com voluntários, utilizando instrumentos de avaliação padronizados e validados internacionalmente para quantificar objetivamente o desempenho funcional e avaliar subjetivamente a satisfação do usuário.
- 5) Realizar uma análise de custo detalhada e transparente, discriminando o valor de cada componente e o custo total de fabricação do protótipo.
- 6) Desenvolver um plano para a disseminação ampla dos resultados, incluindo a publicação dos arquivos de projeto, esquemáticos e código-fonte em formato *open source*, para fomentar a replicação e o aprimoramento contínuo pela comunidade.

## METODOLOGIA

### FASE 1: DESENVOLVIMENTO E MONTAGEM DO PROTÓTIPO

A materialização do Bionic Flex ocorrerá em uma sequência lógica de fabricação e montagem. O ponto de partida é o trabalho de modelagem digital. Utilizando o software CAD selecionado (e.g., SolidWorks), todas as partes mecânicas da prótese — falanges, palma, estrutura do antebraço e componentes do soquete — serão desenhadas em detalhe. Este processo digital permite a verificação de encaixes, a simulação de movimentos e a otimização do design antes de qualquer fabricação física.

Com os modelos 3D finalizados e exportados no formato STL, a fabricação será realizada por meio de uma impressora 3D que utiliza a tecnologia de Modelagem por Fusão e Deposição (FDM - *Fused Deposition Modeling*). O material escolhido na análise comparativa (Objetivo Específico 2), provavelmente o PETG, será utilizado para imprimir

as peças. Parâmetros de impressão como altura da camada (e.g., 0.2 mm para um balanço entre velocidade e qualidade), densidade do preenchimento (e.g., 20-40%, maior para peças que exigem mais resistência) e a necessidade de estruturas de suporte serão cuidadosamente ajustados para otimizar tanto a resistência mecânica das peças quanto o tempo e o custo de fabricação.

Após a impressão e o acabamento das peças (remoção de suportes e rebarbas), a fase de montagem se inicia. A montagem mecânica consiste em unir as partes da mão e do antebraço, instalar as articulações dos dedos e passar os fios que servirão como tendões. Em seguida, os micro-servomotores serão fixados em seus alojamentos na estrutura do antebraço e conectados aos tendões. A montagem eletrônica ocorrerá em paralelo, com a soldagem dos componentes em uma placa de prototipagem ou em uma placa de circuito impresso (PCB) customizada, conectando os sensores EMG, o regulador de tensão, a bateria e o microcontrolador Arduino Nano. Por fim, a eletrônica será integrada à estrutura mecânica, resultando no primeiro protótipo completo do Bionic Flex.

## FASE 2: IMPLEMENTAÇÃO DO SOFTWARE E ALGORITMOS DE CONTROLE

O comportamento funcional da prótese é definido pelo software embarcado no microcontrolador. O desenvolvimento do firmware será realizado na Interface de Desenvolvimento Integrado (IDE) do Arduino, uma plataforma conhecida por sua simplicidade e robustez para projetos de prototipagem (PESTANA e AGNOLETTI, 2023).

O algoritmo de controle inicial será projetado para ser direto e eficaz. O loop principal do programa irá continuamente ler os valores de tensão analógica das saídas dos dois sensores *MyoWare*. Esses valores brutos serão submetidos a um processo de filtragem digital simples (e.g., média móvel) para reduzir ruídos e flutuações. Em seguida, um processo de calibração inicial definirá os níveis de sinal de repouso e de contração máxima para cada músculo do usuário.

Com base nessa calibração, serão estabelecidos limiares de ativação (*thresholds*). Quando o sinal do sensor posicionado sobre os músculos flexores ultrapassar seu respectivo limiar, o software interpretará isso como um comando intencional para "fechar a mão" e enviará sinais PWM aos servomotores para que girem a um ângulo pré-definido, tensionando os tendões e fechando os dedos. De forma análoga, quando o sinal do sensor sobre os músculos extensores ultrapassar seu limiar, o comando será para "abrir a mão", e os servos retornarão à posição original.

Este controle inicial será essencialmente binário (totalmente aberto ou totalmente fechado). Embora simples, ele já permite a execução de uma vasta gama de tarefas de preensão. É importante notar que esta é uma base para futuras melhorias. Iterações posteriores do projeto poderão explorar algoritmos mais sofisticados, como o controle proporcional (onde a força da preensão é proporcional à intensidade da contração muscular) ou até mesmo o uso de técnicas de aprendizado de máquina (*machine learning*) para reconhecer padrões de sinais EMG mais complexos, permitindo o controle de diferentes tipos de preensão com o mesmo conjunto de sensores.

FASE 3: PROTOCOLO DE VALIDAÇÃO ÉTICA E FUNCIONAL

Antes de qualquer contato com voluntários, o projeto de pesquisa completo, incluindo a metodologia detalhada, os instrumentos de avaliação e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), será submetido para apreciação e aprovação por um Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) credenciado pelo sistema CEP/CONEP. Esta etapa é mandatória e visa assegurar a proteção, a dignidade e os direitos dos participantes da pesquisa, em estrita conformidade com a Resolução nº 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. A pesquisa só prosseguirá após a obtenção do parecer favorável.

Após a aprovação ética, será iniciado o processo de recrutamento de um pequeno grupo de voluntários (e.g., N=5 a 10 participantes). Os critérios de inclusão definirão o perfil dos participantes (e.g., indivíduos com amputação transradial unilateral, maiores de 18 anos, com coto em boas condições clínicas). Cada potencial participante passará por uma sessão de esclarecimento, onde todos os detalhes do estudo serão explicados. Aqueles que concordarem em participar assinarão o TCLE, um documento que garante que sua participação é voluntária e que eles podem se retirar da pesquisa a qualquer momento, sem qualquer prejuízo.

A avaliação do protótipo não pode ser meramente observacional. É fundamental utilizar instrumentos padronizados que permitam a coleta de dados objetivos e quantificáveis, além de avaliações subjetivas da experiência do usuário. Neste sentido, o Bionic Flex utilizará uma bateria de testes mista, combinando avaliações funcionais e de satisfação. A combinação de testes quantitativos com questionários qualitativos oferece uma visão holística, medindo não apenas se a prótese funciona, mas quão bem ela funciona na perspectiva de quem a utiliza. Esta abordagem transforma o projeto de uma simples "demonstração de tecnologia" em uma "validação científica", cujos resultados podem ser comparados com outros estudos e publicados em veículos científicos de prestígio. O Quadro 1 detalha o protocolo de avaliação proposto.

Quadro 1: Protocolo de Validação Funcional e de Usabilidade

| INSTRUMENTO DE AVALIAÇÃO                     | DESCRIÇÃO                                                                                                                                                                                 | MÉTRICAS COLETADAS                                                           | OBJETIVO NO BIONIC FLEX                                                                                 |
|----------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Southampton Hand Assessment Procedure (SHAP) | Teste funcional que avalia a capacidade de realizar 26 tarefas que simulam atividades de vida diária, classificadas em 6 tipos de preensão (esférica, de força, lateral, de ponta, etc.). | Tempo para completar cada tarefa; Índice de Funcionalidade (IoF) de 0 a 100. | Quantificar objetivamente a eficácia da prótese em realizar uma gama padronizada de tarefas funcionais. |
| Box and Block Test (BBT)                     | Medida de destreza manual grossa. O participante deve mover o maior número possível de blocos de um lado                                                                                  | Número de blocos movidos em 60 segundos.                                     | Avaliar a velocidade e a eficiência da prótese em tarefas repetitivas de preensão e soltura.            |

|                                                                              |                                                                                                                                                                              |                                                               |                                                                                                                                                            |
|------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                                                              | para o outro de uma caixa em 60 segundos.                                                                                                                                    |                                                               |                                                                                                                                                            |
| Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST 2.0) | Questionário padronizado que mede a satisfação do usuário com um dispositivo de tecnologia assistiva, dividido em subescalas como dimensões, peso, segurança, eficácia, etc. | Escores de satisfação (escala Likert de 1 a 5) para 12 itens. | Avaliar a percepção subjetiva do usuário sobre a prótese, identificando pontos fortes e áreas para melhoria no design.                                     |
| Questionário de Qualidade de Vida (e.g., SF-36)                              | Questionário genérico de avaliação de qualidade de vida, com 36 itens que cobrem 8 domínios (capacidade funcional, dor, vitalidade, saúde mental, etc.).                     | Escores de 0 a 100 para cada domínio da saúde.                | Medir o impacto potencial do uso da prótese na percepção geral de saúde e qualidade de vida do participante (aplicado antes e depois do período de teste). |

Fonte: Protocolo desenvolvido com base nos instrumentos descritos em (RITA, 2018).

Os testes serão realizados em um ambiente de laboratório controlado. Cada participante passará por um período de treinamento para se familiarizar com o controle da prótese antes da coleta de dados formal. Os resultados serão analisados estatisticamente para avaliar o desempenho do protótipo e identificar correlações entre o desempenho funcional e a satisfação do usuário.

### CRONOGRAMA

Conforme descrição presente no Quadro 2, a execução do presente projeto é dividida em cinco etapas: 1. Fundamentação e Planejamento; 2. Projeto e Desenvolvimento; 3. Montagem e Prototipagem; 4. Validação e Testes; 5. Análise e Disseminação.

Quadro 2: Cronograma de Atividades

| FASE                            | ATIVIDADE ESPECÍFICA                               | 2025  |       |       |       |       | 2026  |       |       |       |
|---------------------------------|----------------------------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
|                                 |                                                    | 03/04 | 05/06 | 07/08 | 09/10 | 11/12 | 01/02 | 03/04 | 05/06 | 07/08 |
| 1. Fundamentação e Planejamento | 1.1. Revisão Bibliográfica e Estado da Arte        | X     | X     |       |       |       |       |       |       |       |
|                                 | 1.2. Análise Biomecânica e Definição de Requisitos |       | X     |       |       |       |       |       |       |       |
|                                 | 1.3. Análise Comparativa e Seleção de Materiais    |       | X     |       |       |       |       |       |       |       |

|                              |                                                             |  |   |   |   |   |   |   |   |   |
|------------------------------|-------------------------------------------------------------|--|---|---|---|---|---|---|---|---|
|                              | 1.4. Orçamento e Aquisição de Componentes                   |  | X | X |   |   |   |   |   |   |
| 2. Projeto e Desenvolvimento | 2.1. Projeto Mecânico em CAD (Mão, Antebraço, Soquete)      |  | X | X | X |   |   |   |   |   |
|                              | 2.2. Projeto da Arquitetura Eletrônica (Esquemáticos)       |  |   | X | X |   |   |   |   |   |
|                              | 2.3. Desenvolvimento do Firmware e Algoritmos de Controle   |  |   |   | X | X |   |   |   |   |
|                              | 2.4. Simulações Virtuais e Otimização do Design             |  |   |   |   | X |   |   |   |   |
| 3. Montagem e Prototipagem   | 3.1. Impressão 3D dos Componentes Estruturais               |  |   |   |   | X | X |   |   |   |
|                              | 3.2. Montagem Mecânica e Integração dos Atuadores           |  |   |   |   | X | X |   |   |   |
|                              | 3.3. Montagem e Integração do Sistema Eletrônico            |  |   |   |   |   | X |   |   |   |
|                              | 3.4. Testes de Bancada e Calibração do Protótipo            |  |   |   |   |   | X | X |   |   |
| 4. Validação e Testes        | 4.1. Elaboração do Protocolo de Pesquisa e TCLE             |  |   |   |   |   |   | X |   |   |
|                              | 4.2. Submissão e Aprovação pelo Comitê de Ética (CEP)       |  |   |   |   |   |   | X | X |   |
|                              | 4.3. Recrutamento e Treinamento dos Voluntários             |  |   |   |   |   |   |   | X |   |
|                              | 4.4. Coleta de Dados (Testes Funcionais e de Usabilidade)   |  |   |   |   |   |   |   | X |   |
| 5. Análise e Disseminação    | 5.1. Análise Estatística dos Dados Coletados                |  |   |   |   |   |   |   | X | X |
|                              | 5.2. Redação do Relatório Final                             |  |   |   |   |   |   |   | X | X |
|                              | 5.3. Preparação da Documentação <i>Open Source</i> (GitHub) |  |   |   |   |   |   |   |   | X |
|                              | 5.4. Apresentação Final                                     |  |   |   |   |   |   |   |   | X |

RESULTADOS OBTIDOS

**ARQUITETURA MECÂNICA:** Design Inspirado na Biomecânica e Otimizado para Manufatura Aditiva

O design mecânico do Bionic Flex tenta conciliar funcionalidade biomecânica, robustez estrutural, conforto para o usuário e viabilidade de fabricação com tecnologias de baixo custo. O desenvolvimento foi inteiramente realizado em um ambiente de Desenho Assistido por Computador (CAD), como o software SolidWorks, que permite a modelagem precisa de cada componente e a montagem virtual do conjunto.

Uma das principais vantagens da abordagem de manufatura aditiva é a capacidade de personalização. O design da prótese foi parametrizado, o que significa que suas dimensões poderão ser facilmente ajustadas em software para se adequar à antropometria específica do coto de cada usuário. Essa customização é crucial para o soquete, a interface entre o membro residual e a prótese. Um soquete bem ajustado distribui a pressão de forma uniforme, evita pontos de desconforto ou lesões na pele e melhora a propriocepção e o controle do dispositivo. O projeto do soquete preverá a inclusão de forros internos de material macio e acolchoado e o uso de tiras de velcro para garantir uma fixação segura e ajustável.

O mecanismo de acionamento dos dedos é baseado em um sistema de tendões, uma solução comprovadamente eficaz e de baixo custo em projetos similares. Fios de alta resistência à tração, como linhas de pesca de multifilamento ou cabos de aço finos, foram conectados da ponta dos dedos até os atuadores (servomotores) alojados no antebraço. A contração do tendão, puxado pelo servomotor, resultará na flexão do dedo (fechamento da mão), enquanto a liberação da tensão, possivelmente auxiliada por elásticos, permitirá a extensão (abertura da mão). Inicialmente, o projeto focará em um movimento de preensão de força, onde todos os dedos fecham simultaneamente, permitindo agarrar objetos de diferentes formatos.

A seleção do material para a impressão 3D dos componentes estruturais é uma decisão crítica que impacta diretamente o desempenho e a durabilidade da prótese. Uma análise sistemática foi conduzida para escolher o filamento mais adequado, conforme detalhado no Quadro 3.

**Quadro 3:** Análise Comparativa de Filamentos para Prototipagem da Prótese Bionic Flex

| Material                                         | Resistên-<br>cia à<br>tração<br>(aprox.) | Resistên-<br>cia ao<br>impacto | Temp. de<br>transição<br>vítrea | Facilidade<br>de<br>impressão                   | Custo<br>aprox.<br>(R\$/kg) | Biocompati-<br>bilidade                                                                                | Recomendação                                                                                                                          |
|--------------------------------------------------|------------------------------------------|--------------------------------|---------------------------------|-------------------------------------------------|-----------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>PLA</b> (Ácido Polilático)                    | Alta (~60 MPa)                           | Baixa (Frágil)                 | ~60°C                           | Excelente (baixo warping, sem odor forte)       | R\$ 80 - 120                | Biodegradá-<br>vel,<br>geralmente<br>seguro para<br>contato<br>casual. Não<br>ideal para<br>implantes. | Ideal para<br>protótipos<br>iniciais,<br>componentes<br>internos não<br>estruturais e<br>peças com alta<br>necessidade de<br>detalhe. |
| <b>ABS</b><br>(Acrilonitrila Butadieno Estireno) | Média (~40 MPa)                          | Alta                           | ~105°C                          | Difícil (alto warping, emite odores/partículas) | R\$ 90 - 140                | Requer<br>ventilação.<br>Não<br>biocompatí-<br>vel sem<br>tratamento<br>de<br>superfície.              | Indicado para<br>componentes<br>que exigem alta<br>resistência ao<br>impacto e<br>temperatura,<br>como a carcaça                      |

|                                          |                |            |       |                                     |               |                                                                         |                                                                                                                                                                                           |
|------------------------------------------|----------------|------------|-------|-------------------------------------|---------------|-------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                          |                |            |       |                                     |               |                                                                         | externa ou engrenagens.                                                                                                                                                                   |
| PETG<br>(Polietileno Tereftalato Glicol) | Alta (~50 MPa) | Média-Alta | ~80°C | Boa (baixo warping, sem odor forte) | R\$ 100 - 150 | Considerado seguro para contato com alimentos. Boa resistência química. | Principal candidato para a maioria dos componentes estruturais (dedos, palma, antebraço) devido ao seu excelente balanço entre resistência mecânica, facilidade de impressão e segurança. |

Fonte: Dados compilados e adaptados de (SERGIO et al., 2024).

### MONTAGEM E PROTOTIPAGEM: Impressão 3D e Montagem Mecânica

Utilizando o material PLA (Ácido Polilático), foi realizada a impressão 3D do protótipo inicial, conforme vídeo da montagem disponível em: <https://youtu.be/XEvmIttefv0?si=pZxrKKLA9QyE0f8P>.

As etapas da montagem envolvem as seguintes atividades:

1. Colar a Parte 3 na Parte 4 e a Parte 5 na Parte 6 dos Dedos (Figura 1);
2. Encaixar a Parte 2 na Parte 3 e a Parte 4 na Parte 5 dos Dedos;
3. Cortar 10 linhas com o comprimento de 60 cm para a movimentação dos Dedos;
4. Inserir as linhas em cada Dedo (Figura 2);



Figura 1: Partes do Dedo.



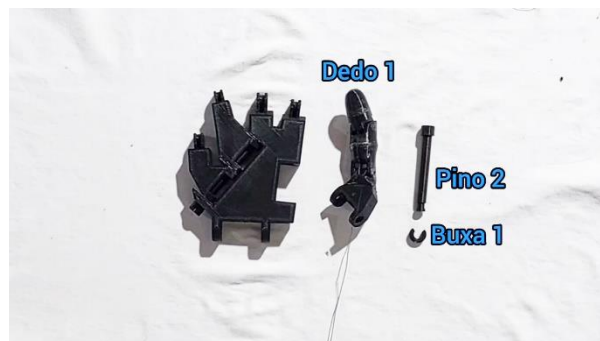
Figura 2: Dedos.

5. Encaixar as peças Palma 2 e Palma 3 na peça Palma 1 (Figura 3);
6. Encaixar a peça Palma 4 na peça Palma 1 (Figura 4);
7. Guiar as pontas das linhas do Dedo 1 nos furos da frente da peça Palma 4 e em seguida nos furos da frente da peça Palma 1, guiar as pontas das linhas do

Dedo 2 e Dedo 3 nos furos da frente da peça Palma 1, guiar as pontas das linhas do Dedo 4 nos furos da frente da peça Palma 2 e guiar as pontas das linhas do Dedo 5 nos furos da frente da peça Palma 3 (Figura 5);



**Figura 3:** Destaque das partes da Palma.



**Figura 4:** Peças da Mão.



**Figura 5:** Montagem da Mão.

8. Parafusar as peças Superfícies com a peça Palma (Figura 6);
9. Colar as peças Dedos na peça Palma (Figura 7);



**Figura 6:** Destaque das Superfícies.

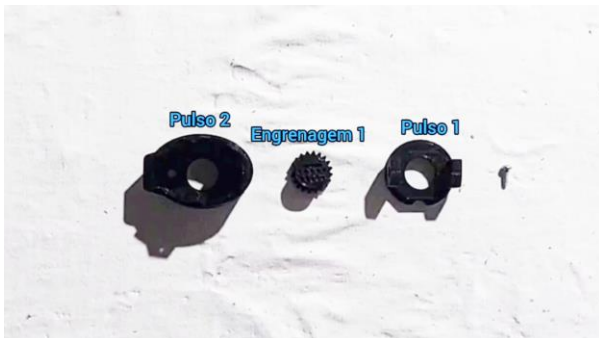


**Figura 7:** Integração das superfícies.



**Figura 8:** Mão com as peças Superfícies.

10. Sobrepor a peça Pulso 1 na peça Pulso 2 e unir com a peça Engrenagem 1 (Figura 9), de modo a realizar a montagem do pulso (Figura 10);
11. Encaixar a peça Pulso com a Palma (Figura 11);



**Figura 9:** Peças do Pulso.



**Figura 10:** Montagem do Pulso.



**Figura 11:** Encaixe da peça Pulso na Palma.

12. Colar as peças do Antebraço (Figuras 12 e 13);
13. Parafusar as peças de suporte Servos com as peças Antebraço (Figuras 14 e 15);



**Figura 12:** Peças do Antebraço.



**Figura 13:** Peças do Antebraço.



**Figura 14:** Peça Suporte Servos.



**Figura 15:** Peça Suporte Servos no Antebraço.

14. Encaixar a peça Antebraço com o Pulso (Figura 16).



**Figura 16:** Antebraço Biônico.

### **ARQUITETURA ELETRÔNICA:** Um Sistema de Controle Mioelétrico de Baixo Custo

O "cérebro" do Bionic Flex será um sistema eletrônico embarcado, projetado com o duplo objetivo de ser funcionalmente eficaz e economicamente acessível. A arquitetura se baseia na captação de sinais biológicos do usuário para um controle intuitivo da prótese. O sistema é composto por três subsistemas principais: sensorização, processamento e atuação.

#### **1. SENSORIZAÇÃO**

A interface entre o usuário e a prótese será realizada por meio de sensores de eletromiografia de superfície (sEMG). Estes sensores são capazes de detectar os sinais elétricos gerados pelos músculos durante a contração, de forma não invasiva (NAMBA, 2023). Para este projeto, optou-se pelo sensor MyoWare AT-04-001, uma escolha estratégica devido a várias vantagens: ele integra em um único módulo compacto as etapas de captação, amplificação e filtragem do sinal EMG, simplificando o design do circuito; possui baixo custo; e é projetado para fácil integração com plataformas de prototipagem como o Arduino (ALVES JUNIOR; MELLO; IMENES, 2016). Serão utilizados dois sensores, posicionados estrategicamente sobre os músculos flexores e extensores do antebraço do usuário. A contração do grupo muscular flexor será interpretada como o comando para "fechar a mão", enquanto a contração do grupo extensor será o comando para "abrir a mão" (PESTANA; AGNOLETTI, 2023).

#### **2. PROCESSAMENTO**

O núcleo do sistema de controle será uma placa microcontroladora da plataforma Arduino. Especificamente, será utilizada a versão Arduino Nano. Esta escolha é justificada por suas dimensões extremamente reduzidas (essencial para a integração em uma prótese vestível), baixo consumo de

energia, custo acessível e, crucialmente, pelo vasto ecossistema de desenvolvimento *open source*, com ampla documentação e bibliotecas disponíveis que aceleram o desenvolvimento do software (ALVES JUNIOR; MELLO e IMENES, 2023). O Arduino Nano será responsável por ler os sinais analógicos provenientes dos sensores MyoWare, processá-los para identificar a intenção do usuário e enviar os comandos correspondentes aos atuadores.

### 3. ATUAÇÃO

O movimento mecânico da mão protética será realizado por micro servomotores, como o popular modelo SG90 ou similar. Estes atuadores são pequenos, leves e oferecem um torque suficiente para as tarefas de preensão de objetos do dia a dia. Eles são controlados por sinais de modulação por largura de pulso (PWM), que podem ser gerados diretamente pelas saídas digitais do Arduino Nano. A sua combinação de baixo custo, tamanho compacto e facilidade de controle os torna a escolha ideal para protótipos de próteses de baixo custo (DOMINGUES, 2022).

O Quadro 4 detalha os componentes eletrônicos chave, formando a base para a lista de materiais (*Bill of Materials* - BOM) e para a análise de custo do projeto.

**Quadro 4:** Arquitetura do Sistema Eletrônico e Especificação de Componentes

| Componente          | Modelo Específico                       | Especificações Chave                                                          | Função no Sistema                                                           | Custo Estimado (Unitário - R\$) |
|---------------------|-----------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|---------------------------------|
| Sensor Mioelétrico  | Advancer Technologies MyoWare AT-04-001 | Tensão: +3.1V a +5V; Saída analógica                                          | Captura, amplifica e filtra o sinal elétrico dos músculos do usuário.       | R\$ 150 - 200                   |
| Microcontrolador    | Arduino Nano (baseado no ATmega328)     | Tensão: 5V (operação); Dimensões: 18.5mm x 43.2mm                             | Processa os sinais dos sensores EMG e controla os servomotores.             | R\$ 30 - 50                     |
| Atuador             | Micro Servomotor SG90                   | Torque: 1.8 kgf·cm (a 4.8V); Peso: 9g                                         | Aciona os tendões para realizar os movimentos de flexão/extensão dos dedos. | R\$ 15 - 25                     |
| Fonte de Energia    | Bateria de LiPo (Polímero de Lítio)     | 7.4V, ~1000mAh                                                                | Fornecer energia portátil para todo o sistema eletrônico.                   | R\$ 40 - 60                     |
| Regulador de Tensão | Módulo Step-Down (e.g., LM2596)         | Converte a tensão da bateria (7.4V) para 5V, estável para o Arduino e servos. | Garante a alimentação correta e segura dos componentes.                     | R\$ 10 - 20                     |

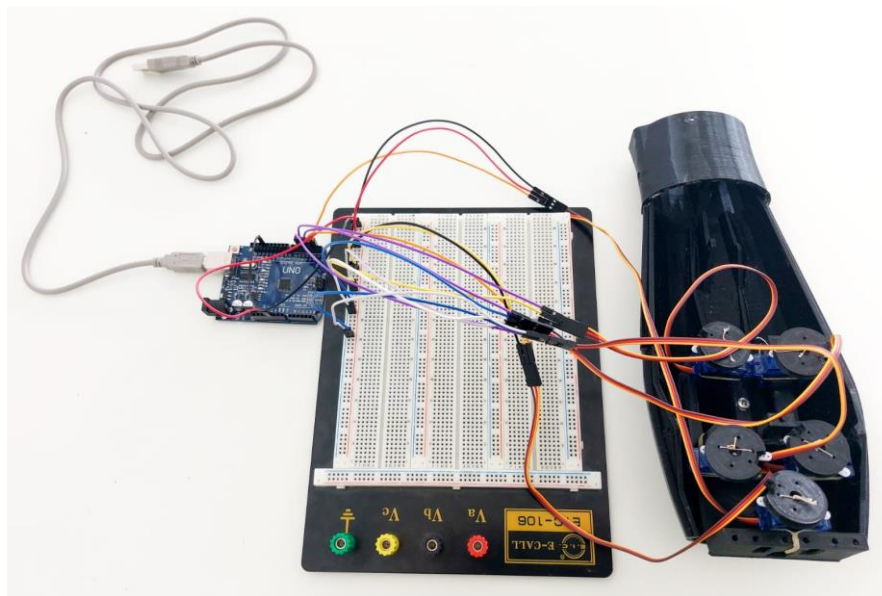
Fonte: Especificações e custos baseados em (DOMINGUES, 2022) e pesquisa de mercado de componentes eletrônicos.

Esta arquitetura eletrônica, baseada em componentes *off-the-shelf* (de prateleira), *open source* e de baixo custo, é fundamental para a viabilidade econômica do projeto Bionic Flex, permitindo a construção de um sistema de controle mioelétrico avançado por uma fração do custo dos sistemas proprietários comerciais.

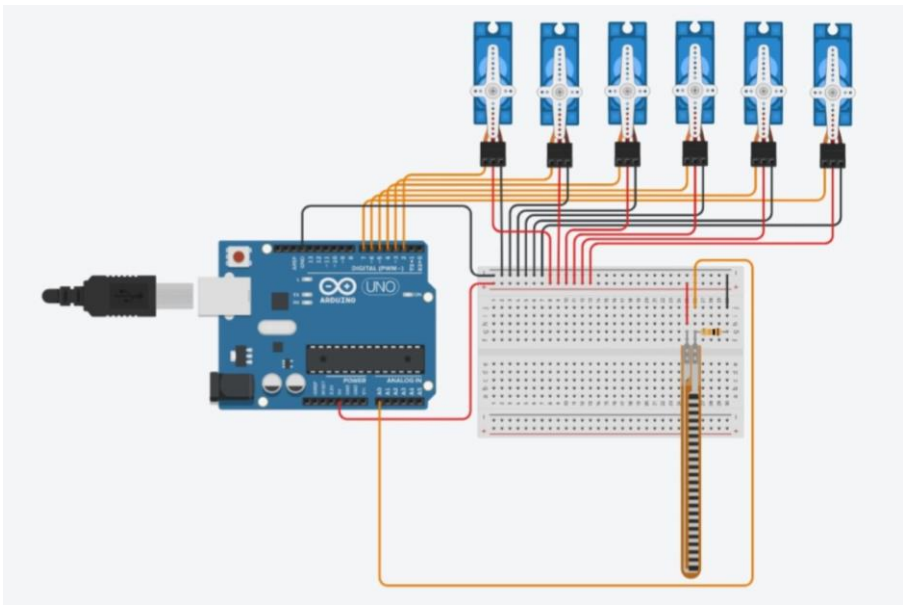
#### **MONTAGEM E PROGRAMAÇÃO:** Montagem eletrônica e programação

As etapas na montagem eletrônica envolvem os seguintes passos:

1. Conectar a saída 5V do Arduino UNO na linha positiva da protoboard e a saída GND na linha negativa;
2. As saídas VCC dos micro-servomotores conectar na linha positiva da protoboard e as saídas GND conectar na linha negativa;
3. As saídas Signal dos micro-servomotores conectar nas entradas 2, 3, 4, 5, 6 e 7 do Arduino UNO;
4. Conectar o sensor de flexão na área de sinais da protoboard. Conectar a saída VCC do sensor com a linha positiva e conectar a saída GND, com um resistor de resistência de 10K $\Omega$ , na linha negativa, anteriormente citados;
5. Conectar a linha de barramento central conectado com o GND do sensor na entrada A0 do Arduino UNO.



**Figura 17:** Circuito Eletrônico.



**Figura 18:** Sensor de Flexão.

A programação segue as seguintes etapas logicas:

- Chamar a biblioteca Servo.h:

```
#include <Servo.h>
```
- Criar as variáveis “valor”, responsável por captar os dados do sensor de flexão, e “angulo”, responsável por armazenar os dados dos ângulos dos servos motores, com valores inteiros (int), as variáveis das entradas do Arduino UNO e das entradas dos micro-servosmotores, que é indicado pelo comando Servo:

```
int valor = 0;
int angulo = 0;
int pinoA0 = A0;
int pino2 = 2;
int pino3 = 3;
int pino4 = 4;
int pino5 = 5;
int pino6 = 6;
int pino7 = 7;
Servo dedo1;
Servo dedo2;
Servo dedo3;
```

Servo dedo4;

Servo dedo5;

Servo pulso;

3. Declarar o pino do Arduino UNO conectado com o sensor para receber dados (INPUT), os pinos dos micro-servomotores ligados nas saída dos respectivos pinos do arduino e é definido a velocidade de transmissão do monitor serial de 9600 bauds, dentro de um loop (void setup):

```
void setup()
{
  pinMode(pinosensor,INPUT);
  dedo1.attach(2);
  dedo2.attach(3);
  dedo3.attach(4);
  dedo4.attach(5);
  dedo5.attach(6);
  Serial.begin(9600);
}
```

4. Criar um loop do programa principal que realizara a interligação dos sinais do sensor de flexão com o ângulo dos servos motores, declarando a variável “valor” para receber os dados do sensor de flexão e a variável “angulo” para limiar os limites dos angulos dos micro-servomotores para 0°, 60°, 120° e 180° que são mostrados no monitor serial, e finalmente, um comando para dar uma pausa de 50 milissegundos (delay), assim não sobrecarregando os componentes eletrônicos:

```
void loop()
{
  valor = analogRead(pinosensor);
  angulo = map(valor, 0, 180,-360, 90);
  dedo1.write(angulo);
  dedo2.write(angulo);
  dedo3.write(angulo);
  dedo4.write(angulo);
  dedo5.write(angulo);
}
```

```
Serial.print("Valor: ");  
Serial.print(valor);  
Serial.print(" - Angulo: ");  
Serial.println(angulo);  
delay(50);  
}
```

Obs.: Não foi utilizado o sensor de flexão para controlar o micro-servomotor responsável pelo movimento do pulso pois futuramente será utilizado um outro sensor.

Link do circuito eletrônico no Tinkercad:  
[https://www.tinkercad.com/things/g1zHkBxF3Hw-bionic-flex?sharecode=Nd3G2N60HHO7MkoCgOELg08X5VobrO8\\_oV3WV2LOUeY](https://www.tinkercad.com/things/g1zHkBxF3Hw-bionic-flex?sharecode=Nd3G2N60HHO7MkoCgOELg08X5VobrO8_oV3WV2LOUeY).

## CONCLUSÃO

Conclui-se que o projeto apresenta um potencial para o propósito de restaurar funções motoras de preensão para indivíduos com amputação transradial, além de se mostrar uma alternativa viável e acessível no contexto do sistema de saúde brasileiro. Assim, o desenvolvimento de um protótipo funcional utilizando uma arquitetura de controle mioelétrico, componentes eletrônicos de baixo custo e estrutura fabricada via manufatura aditiva, demonstra o desempenho satisfatório em tarefas funcionais e apresenta um custo de produção drasticamente inferior às alternativas comerciais, viabilizará assim para a democratização do acesso a esta tecnologia assistiva. Ressalte-se, contudo, que a validação funcional deste projeto em seres humanos não foi possível, que será conduzido futuramente após a aprovação do Comitê de Ética.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES JUNIOR, E.; MELLO, G. A. F.; IMENES, M. P. Prótese mioelétrica para membro superior. 2016. 100 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade São Francisco, Campinas, 2016. Disponível em: <https://lyceumononline.usf.edu.br/salavirtual/documentos/2955.pdf>. Acesso em: 25 jun. 2025.

BARROS, K. R. Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional. 2005. 60 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005. Disponível

em: <https://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/14654/1/KRBarros1DISSPRT.pdf>.  
Acesso em: 25 jun. 2025.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção Especializada à Saúde. Guia para Prescrição, Concessão, Adaptação e Manutenção de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção. Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção Especializada à Saúde, Departamento de Atenção Especializada e Temática. Brasília: Ministério da Saúde, 2019. ISBN: 978-85-334-2742-6.

CASELAS, R. G.; HILDEBRAND, H. R. Breve análise da prótese de membro superior, uma abordagem estética e projetual. Anais do VI Simpósio Internacional de Inovação em Mídias Interativas. Buenos Aires: Média Lab/Universidade de Buenos Aires, p. 451-468, 2019.

DOMINGUES, E. R. Prótese de mão biônica simplificada e de baixo custo com controle eletrônico e atuador utilizando impressão 3D. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2022.

EFE. Homem fabrica a própria mão biônica de baixo custo com impressora 3D. 2015. Disponível em: <<https://exame.com/tecnologia/homem-fabrica-a-propria-mao-bionica-low-cost-com-impressora-3d/>>. Acesso em: 25 jun. 2025.

FREITAS, G. B. L. Trauma, Cirurgia e Medicina Intensiva. Irati: Pasteur, 2024.

MORIMOTO, S. Y. U. et al. Órteses e próteses de membro superior impressas em 3D: uma revisão integrativa. Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional, v. 29, p. e2078, 2021.

OLIVEIRA, W. B. et al. Amputação de membros: uma revisão integrativa da literatura. Temas em Saúde, João Pessoa, p 99-123, 2016.

ORGANIZAÇÃO DAS NAÇÕES UNIDAS. Objetivos de Desenvolvimento Sustentável. Brasília: ONU Brasil, 2024. Disponível em: <<https://brasil.un.org/pt-br/sdgs>>. Acesso em: 27 jun. 2025.

NAMBA, N. I. Próteses mioéletricas em membros superiores com modelagem mecânica em impressão 3D. Brasília: Centro Universitário de Brasília (Ceub), 2023. Disponível em: <<https://www.jus.uniceub.br/pic/article/download/9447/5598>>. Acesso em: 25 jun. 2025.

PESTANA, S.; , AGNOLETTI, E. J. Prótese mioelétrica de baixo custo para membros superiores. In: Congresso de Inovação, Ciência e Tecnologia do IFSP, 14., 2023, Capivari. Anais [...] Capivari: IFSP, 2023.

RITA, R. Instrumentos de Avaliação e Medição em Próteses de Membro Superior. Lisboa:

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa/Instituto Politécnico de Lisboa; 2018.

RODRIGUES, R. S. et al. O design de próteses open source para membros superiores por meio da análise documental de projetos. e-Revista LOGO, v. 5, n. 2, p. 93-119, 2016.

RODRIGUES, A. C. T.; MARQUES, T.; MARCIANO, L. H. S. C. Instrumentos de avaliação funcional da mão: uma análise crítica de cinco testes. Rev. Inst. Adolfo Lutz, v. 72, n. 1, 2013.

SANTA CATARINA. Secretaria de Estado da Saúde. Superintendência de Urgência e Emergência. Protocolo catarinense de acolhimento com classificação de risco. 2. ed. atual. – Florianópolis: SES/SC, 2025. ISBN 978-85-62522-23-9.

SERGIO, B. C. S. et al. Análise comparativa dos filamentos PLA, ABS E PETG na impressão 3D: propriedades e aplicações em setores que demandam avanços tecnológicos. Humanização, Ciência, Tecnologia e Trabalho em tempos de inteligência artificial: diálogos necessários. Anais...Instituto Internacional Despertando Vocações, 2024.