

PRÓTESE MIOELÉTRICA PARA ACIONAMENTO AUTOMÁTICO - GARRA: DESENVOLVIMENTO E TESTES PILOTO

MYOELECTRIC PROSTHESIS FOR AUTOMATIC DRIVE - GRIPPER: DEVELOPMENT AND PILOT TESTING

DOI: 10.16891/2317-434X.v14.e1.a2026.id3183

Recebido em: 22.04.2025 | Aceito em: 28.02.2026

**Katiúcia Pezzi Corlatti^a, Nicole Zinani Pedroni^a, Fernanda Trubian^a,
Mosart Roque Longhi Junior^a, Matheus Parmegiani Jahn^a, Leandro Viçosa Bonetti^b,
Raquel Saccani^{a*}**

*Universidade de Caxias do Sul – UCS, Caxias do Sul – RS, Brasil^a
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre – UFCSPA, Porto Alegre – RS, Brasil^b
E-mail: rsaccani@ucs.br

RESUMO

As amputações de membros superiores costumam causar impacto na funcionalidade e qualidade de vida, restringindo atividades laborais, de lazer e do dia a dia. A maior expectativa do amputado durante a reabilitação é o uso da prótese, sua funcionalidade e aparência. As próteses disponibilizadas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) são pouco funcionais por serem mecânicas. Entretanto, existem próteses mioelétricas, capazes de devolver o movimento de pinça acionadas por meio de sinais mioelétricos captados por eletrodos, porém, com custo elevado e não disponibilizadas pelo SUS. Considerando os impactos decorrentes da amputação de membro superior, e os dispositivos disponibilizados pelo SUS, o objetivo desta pesquisa foi descrever o processo de desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de baixo custo, bem como, testar sua funcionalidade. A pesquisa foi dividida em 2 etapas: 1ª - desenvolvimento da prótese; 2ª - testes clínicos com 6 não amputados (GNA) e 2 amputados (GA). Foram utilizados o teste *Pick and Place* (PAP) e o *Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology*. Como resultado inicial verificou-se que a prótese desenvolvida demonstrou ser funcional para as atividades propostas de preensão, busca e condução de objetos. A prótese desenvolvida demonstrou ser um dispositivo seguro e estável, proporcionando confiança e eficiência no uso.

Palavras-chave: Amputação; Prótese; Tecnologia assistiva.

ABSTRACT

Upper limb amputations often have a significant impact on functionality and quality of life, limiting work, leisure, and daily activities. During rehabilitation, the amputee's main expectation is the use of a prosthesis, particularly its functionality and appearance. Prosthetic devices provided by the Brazilian Unified Health System (SUS) are typically mechanical and offer limited functionality. Myoelectric prostheses, which are capable of restoring pincer movements through electrodes, represent a more advanced alternative, but their high cost and unavailability within SUS restrict access. Considering the functional impact of upper limb amputation and the limited prosthetic options available through public health services, the objective of this study was to describe the development process of a low-cost myoelectric prosthesis and to evaluate its functionality. The study was divided into two phases: (1) prosthesis development, and (2) clinical testing with six non-amputated individuals (control group) and two amputees (test group). The *Pick and Place* (PAP) test and the *Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology* were employed. Preliminary results showed that the developed prosthesis was functional for the proposed tasks involving grasping, reaching, and object manipulation. The prosthesis demonstrated safety and stability, offering users confidence and efficiency during use.

Keywords: Amputation; Prosthesis; Assistive technology.

INTRODUÇÃO

Além de ser um meio de interação física e social, a mão humana permite que qualquer indivíduo possa operar movimentos diversos, além de permitir diferentes sensações. Através do sinergismo entre cintura escapular, cotovelo e punho, movimentos sofisticados e tarefas de precisão permitem independência e liberdade para que a mão se movimente ao redor do corpo. Portanto, a perda deste membro pode limitar a capacidade de realizar atividades laborais, sociais e de vida diária (AVD's), impactando na autonomia e no estilo de vida do amputado (CORDELLA *et al.*, 2016; KRISTJANSDDOTTIR, F. *et al.*, 2020; NAYAR; ALCOCK; EDWARDS, 2022). De acordo com a Organização Mundial da Saúde, cerca de 1,3 bilhão de pessoas - 16% da população mundial - têm alguma deficiência permanente, chegando a 3 milhões o número de pacientes com amputação de membros superiores, configurando um problema de saúde pública com extensões globais. (WHO, 2023)

As amputações de membros superiores ocorrem geralmente por traumas acidentais, sejam automobilísticos ou industriais (SHAHSAVARI *et al.*, 2020) e podem ocasionar um choque físico e emocional no indivíduo. Transtornos psiquiátricos são relatados, além de um extenso sofrimento muito além da dor do próprio membro residual (ATERNALI, A.; KATZ, J., 2019) Perda de autonomia, ansiedade, estresse pós-traumático, luto, tendência a esconder o membro amputado, dificuldade ocupacional e limitação para atividades de esporte e lazer são alguns dos impactos descritos pelos amputados. Além disso, os mesmos relatam que o impacto estético é um dos fatores de maior repercussão na adaptação, refletindo na qualidade de vida (POMARES *et al.*, 2020 ; MIDDLETON, A.; ORTIZ-CATALAN, M, 2020).

As próteses de membro superior são divididas em cinco tipos: 1) próteses passivas estabilizam objetos e não fornecem uma preensão da mão; 2) acionadas pelo corpo fornecem um sistema que captura o movimento escapular e umeral e opera uma espécie de gancho; 3) próteses mioelétricas possuem sensores que detectam o movimento do membro residual, acionando a prótese, com maior precisão e força de preensão do que as anteriores; 4) híbridas correspondem àquelas que combinam recursos daquelas acionadas pelo corpo e das mioelétricas e 5) próteses para atividades específicas são designadas para

atividades que o amputado precisa em especial (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2019; STOKOSA, 2024).

Pensando em próteses funcionais, em geral, as mioelétricas seriam as mais recomendadas. Tais próteses utilizam tecnologia de leitura de impulsos elétricos da musculatura remanescente para que o usuário possa controlar de forma ativa e consciente movimentos executados pela prótese (BRACK; AMALU, 2021; TOBIAS *et al.*, 2025) Apresentando sensores de eletromiografia de superfície, este tipo de prótese é capaz de tornar as atividades de vida diárias mais fáceis, aumentando a qualidade de vida. Entretanto, não são disponibilizadas no SUS e possuem um custo muito elevado, não sendo viável para grande parte da população (OTTOBOCK, 2022; PASKETT *et al.*, 2021).

Considerando os impactos decorrentes da amputação de membro superior, e os dispositivos disponibilizados pelo SUS, o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de baixo custo possibilita melhor efetividade no processo de reabilitação, impactando nos gastos do sistema de saúde. Deste modo, esta pesquisa teve como objetivo descrever o processo de desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de baixo custo, bem como, testar sua funcionalidade.

MÉTODOS

A pesquisa foi realizada de acordo com as Diretrizes e Normas Reguladoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos (Resolução 466/2012) e foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Universidade de Caxias do Sul (CAAE 70739023.0.0000.5341).

Etapas do Estudo e Participantes

O estudo foi desenvolvido em duas etapas: Etapa 1 - desenvolvimento da prótese; Etapa 2 - testes clínicos com grupo de não amputados (GNA) (fase 1) e posterior grupo de amputados (GA) (fase 2).

A etapa 1 contou com a participação de uma equipe multidisciplinar composta por médico, fisioterapeuta, engenheiros mecânicos e elétricos. Esta etapa ocorreu no período de 2021 a 2023 contando com as fases de desenvolvimento do projeto conceitual, desenvolvimento de projeto de eletrônica,

desenvolvimento do projeto de firmware (software), desenvolvimento do projeto mecânico, desenvolvimento de protótipo funcional e testes de bancada.

A etapa 2 contou inicialmente com a participação de 6 indivíduos não amputados. Os voluntários foram professores da Universidade de Caxias do Sul, de diferentes áreas e formações, sendo 2 mulheres e 4 homens, com idade entre 30 e 50 anos (GNA). E para a segunda fase da etapa 2, foram selecionados 2 participantes amputados congênitos voluntários da comunidade (GA). Fizeram parte desta fase, um indivíduo do sexo masculino de 23 anos, com desarticulação ao nível de punho esquerdo, almoxarife em uma empresa de manutenção. A outra participante, do sexo feminino, com 46 anos, bancária, possuía uma amputação transradial, coto longo, à direita. Importante ressaltar que os participantes amputados nunca foram protetizados, o que faz com que utilizem o membro contralateral para execução de atividades de vida diária e laborais.

Etapa 1 – Desenvolvimento da Prótese: Instrumentos e Procedimentos

Após a revisão dos conceitos básicos, em interface com a equipe clínica e de engenharia do projeto, buscou-

se através dos parâmetros posicionamento, sistema de alimentação, definições mecânicas e funcionais, entre outros, o desenvolvimento de um projeto inicial de equipamento. Realizou-se a modelagem com a criação do design e testes de interação de peças e movimentos.

O sistema mecânico da prótese foi constituído de três pinças fixas sobre um conjunto de peças metálicas apoiadas sobre dois frames laterais, conformando no equivalente a uma mão. Este foi composto por peças metálicas e de polímero, sendo metálicas de aço inox, as peças internas provenientes dos processos de usinagem e corte a laser e de polímero injetado, as pinças e os frames laterais. A prótese equivale a uma mão humana, apenas com os dedos indicador, médio e polegar, limitada ao movimento de pinça. (Figura 1.A). O movimento das pinças tem seus limites em fins de curso mecânicos limitando o movimento de abertura e fechamento. Na abertura da pinça, o limitador mecânico está no próprio frame lateral, na abertura este elemento trava o curso do polegar impedindo o movimento de todo o sistema. No fechamento, o limite mecânico está no término do curso do fuso, assim como, no encontro das pinças e ao agarrar algum objeto as pinças o prensam, travando o movimento do sistema e impondo o desligamento do motor pela placa eletrônica.

Figura 1. Desenvolvimento da Prótese Mioelétrica.



Legenda: A- Composição da prótese; B - Eletrodos.

O conjunto eletrônico é composto especificamente por quatro partes: placa-mãe, módulo de

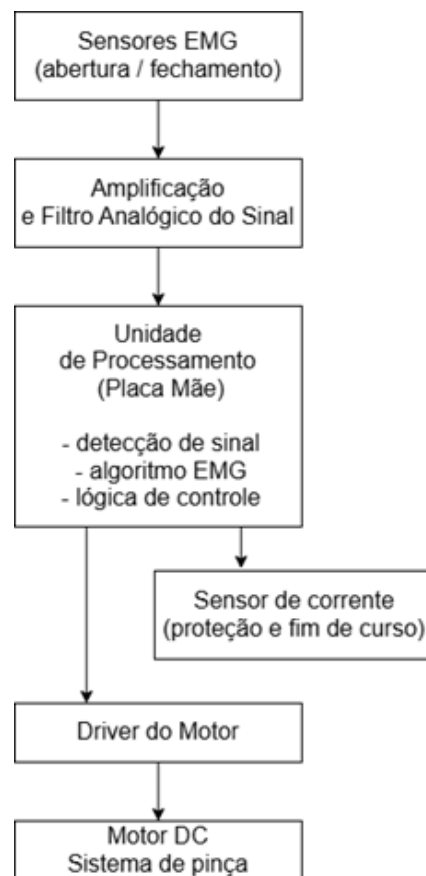
bateria, sensores mioelétricos e motor. O princípio geral de funcionamento consiste no acionamento do motor

(responsável pelo movimento de abertura e fechamento das pinças) por meio de estímulos musculares detectados pelos sensores mioelétricos. O controle do motor tanto para acioná-lo, como para desligá-lo, é realizado por meio dos sensores a partir das contrações musculares e pelo sensor de corrente integrado à placa-mãe, que tem por finalidade desligar o motor nos limites de abertura e

fechamento das pinças assim como no momento em que as pinças “agarram” um objeto.

O sistema de acionamento do motor foi baseado em um driver de potência para acionamento bidirecional do motor de corrente contínua (DC). A Figura 2 apresenta o diagrama de blocos do sistema eletrônico da prótese.

Figura 2. Arquitetura da prótese mioelétrica.



Alimentação: Bateria recarregável (< 8V)

Os sensores mioelétricos utilizados na prótese são não invasivos e alocados sobre a superfície da pele. Estes sensores são posicionados de modo a captar os sinais mioelétricos provenientes da atividade muscular. (Figura 1.B) O posicionamento do sensor depende de cada usuário, o importante é a captação do sinal independentemente do músculo utilizado, ficando sobre a

competência da equipe de fisioterapia avaliar e treinar cada usuário para o correto posicionamento e utilização. A contração muscular é proveniente de estímulos denominados de “potencial de ação da unidade motora” e este potencial, ao percorrer a fibra muscular, gera um campo eletromagnético sobre a fibra muscular. O sensor posicionado dentro deste campo é capaz de detectar o

potencial elétrico proveniente da contração por indução, não havendo a necessidade de uma ação invasiva, apenas o posicionamento do sensor sobre a pele próxima ao músculo de interesse.

Sobre o fluxo de operação, a placa-mãe fica monitorando constantemente o sensor de corrente e os dois sensores mioelétricos e quando ocorre uma contração muscular o sensor correspondente envia o sinal à placa para processamento. Primeiramente, a placa trata o sinal para identificar se ele é oriundo de uma contração muscular ou é apenas um ruído. Para o processamento do sinal eletromiográfico (EMG), foi calculado o valor médio absoluto (Mean Absolute Value – MAV), conforme a Equação (1):

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |s_i|$$

em que s_i representa cada amostra do sinal EMG e N corresponde ao número total de amostras consideradas.

A identificação da contração muscular ocorreu quando o valor de MAV ultrapassou um limiar previamente definido, conforme descrito na Equação (2), permitindo distinguir a atividade muscular do ruído de base.

$$MAV \geq T$$

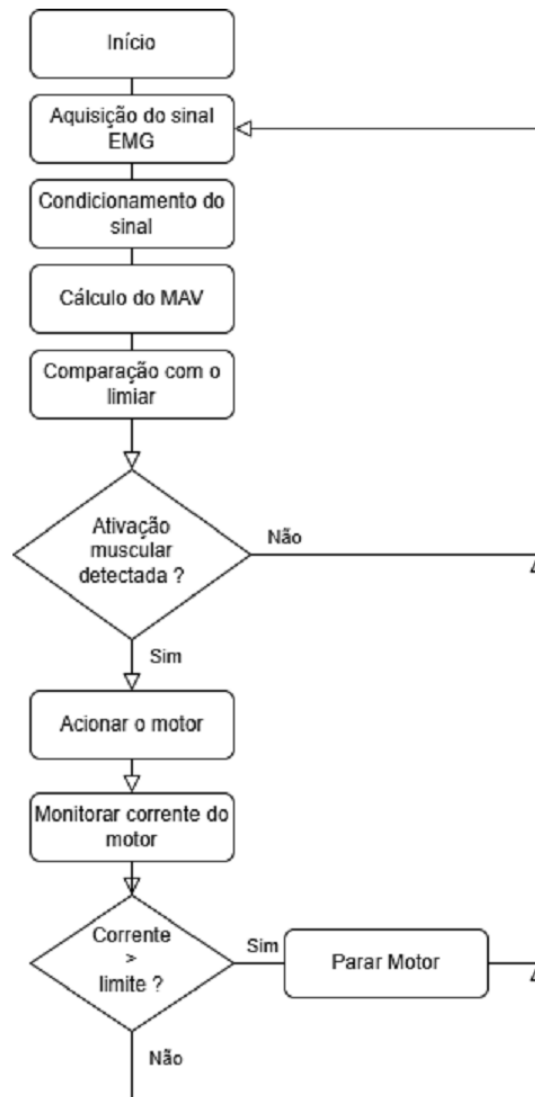
em que T representa o limiar de ativação definido

experimentalmente durante os testes do sistema.

Ao confirmar ser um sinal proveniente de uma contração muscular, a placa identifica de qual sensor ela teve origem, sendo que um sensor é responsável pelo comando de abertura e o outro é responsável pelo comando de fechamento das pinças, ou seja, determina o sentido de rotação do motor.

Após o tratamento do sinal do sensor mioelétrico e acionamento do motor, a placa continua monitorando os sensores mioelétricos e o de corrente. Com o motor ligado, no caso de haver outro comando pelos sensores mioelétricos, novamente a placa realiza todo o processo anteriormente descrito e desta vez desliga o motor, independentemente do sensor que foi acionado, ou seja, o primeiro comando liga, e o segundo desliga. Caso não haja comando do sensor mioelétrico para o motor desligar, com o motor em movimento o sensor de corrente é igualmente monitorado e quando as pinças chegarem ao seu limite de abertura ou fechamento, o motor é travado mecanicamente, provocando o aumento da corrente, monitorada pelo sensor. Neste momento, a placa identifica o fim de curso das pinças e desliga o motor. Situação similar ocorre quando ocorre a apreensão de um objeto, o motor tende a fazer mais força vindo a parar mecanicamente, ocasionando o aumento da corrente, o que leva ao desligamento do motor pela placa. O fluxograma lógico desse processo de controle está representado na Figura 3.

Figura 3. Fluxograma Lógico do sistema de controle da prótese mioelétrica.



Com o objetivo de complementar a caracterização do sistema, foram estimados alguns parâmetros técnicos relevantes do protótipo, incluindo a força de prensão da pinça, o tempo de resposta entre a detecção do sinal mioelétrico e o acionamento do motor, bem como o

comportamento energético do sistema durante sua operação (Tabela 1). O consumo energético do sistema apresenta comportamento variável, sendo mais elevado durante o acionamento do motor e reduzido em condição de repouso.

Tabela 1. Parâmetros técnicos estimados do protótipo.

Parâmetro	Valor aproximado
Força de preensão máxima	5 – 10 N
Tempo de resposta do sistema (EMG–motor)	< 200 ms
Tensão nominal do sistema	6 V
Tensão do conjunto de baterias	< 8 V
Tipo de atuador	Motor DC com redução (GA25-370)

Posteriormente ao desenvolvimento do protótipo, foi realizado um relatório de segurança para testes clínicos. Este documento técnico avalia e descreve os riscos associados ao uso da prótese durante os testes em

seres humanos. Este relatório é fundamental para garantir que o dispositivo está apto a ser testado em voluntários, cumprindo exigências técnicas e regulatórias (Tabela 2).

Tabela 2. Relatório de segurança do equipamento para testes clínicos.

Item	Risco	Medida Protetiva
1	Acesso ao conjunto mecânico	A prótese é coberta por uma luva estética em silicone, não permitindo ao usuário acessar os elementos mecânicos.
2	Acesso ao sistema rotativo acionado (Motor)	Não há acesso ao sistema, pois o motor está encapsulado pela carenagem além da proteção da luva.
3	Sistema elétrico – risco de choque/interferência	A placa eletrônica trabalha com uma tensão máxima de 8V, nível de tensão baixo não oferecendo risco de choque elétrico. Como medidas adicionais a placa eletrônica, o motor e o módulo da bateria são isolados, não havendo contato com a pele. O sensor EMG trabalha com uma tensão ainda menor (de 5V), este sensor é especialmente projetado para entrar em contato com a superfície da pele, não sendo invasivo, e seu funcionamento é baseado em amplificadores operacionais compondo um sistema de alta impedância não oferecendo risco de choque elétrico.
4	Aquecimento das baterias	O aquecimento de uma bateria é oriundo de uma elevada corrente elétrica transformada em calor em virtude da resistência interna da bateria. No geral uma corrente elétrica elevada é ocasionada por um curto-circuito ou uma sobrecarga. O sistema eletrônico foi projetado para trabalhar com uma corrente elétrica inferior à corrente máxima suportada pela bateria, inibindo o problema de sobrecarga. Como medidas adicionais o módulo da bateria conta com proteção contra a inversão de polaridade assim como faz uso de um componente cujo propósito é limitar a corrente elétrica impondo uma alta impedância caso esta ultrapasse o valor projetado, servindo de proteção contra sobrecarga e curto-circuito. A placa de controle também conta com o componente para a limitação de corrente.
5	Esmagamento da pinça	O conjunto da prótese conta com um sensor de corrente limitando a força da pinça inibindo o esmagamento por aplicação de uma força excessiva.

Etapas 2 - Testes Clínicos: Instrumentos e Procedimentos

Finalizados os testes de bancada, foram iniciados os testes clínicos com o GNA. O intuito em testar este acionamento em participantes não amputados visou identificar qualquer inconsistência na execução do movimento, minimizando possíveis problemas na execução dos testes funcionais nos participantes do grupo GA. As coletas com participantes não amputados buscaram a comparação de sinais mioelétricos em diferentes biotipos e o aperfeiçoamento dos eletrodos utilizados. Somente após os testes com os participantes

não amputados (GNA), a segunda fase da etapa 2 foi iniciada, avaliando os pacientes amputados (GA).

Em dia e horário agendados, os participantes foram recebidos pelos pesquisadores, em uma sala ampla, climatizada e foram explicados todos os procedimentos de coleta. Posteriormente, foi assinado o TCLE e foi aplicado um questionário inicial elaborado pelos pesquisadores com os seguintes dados: nome, data de nascimento, idade, sexo, peso, altura, profissão, além de algumas perguntas apenas para o GA, sobre o histórico da amputação, tratamentos e dados referentes à reabilitação como acompanhamento fisioterapêutico e uso prévio de algum

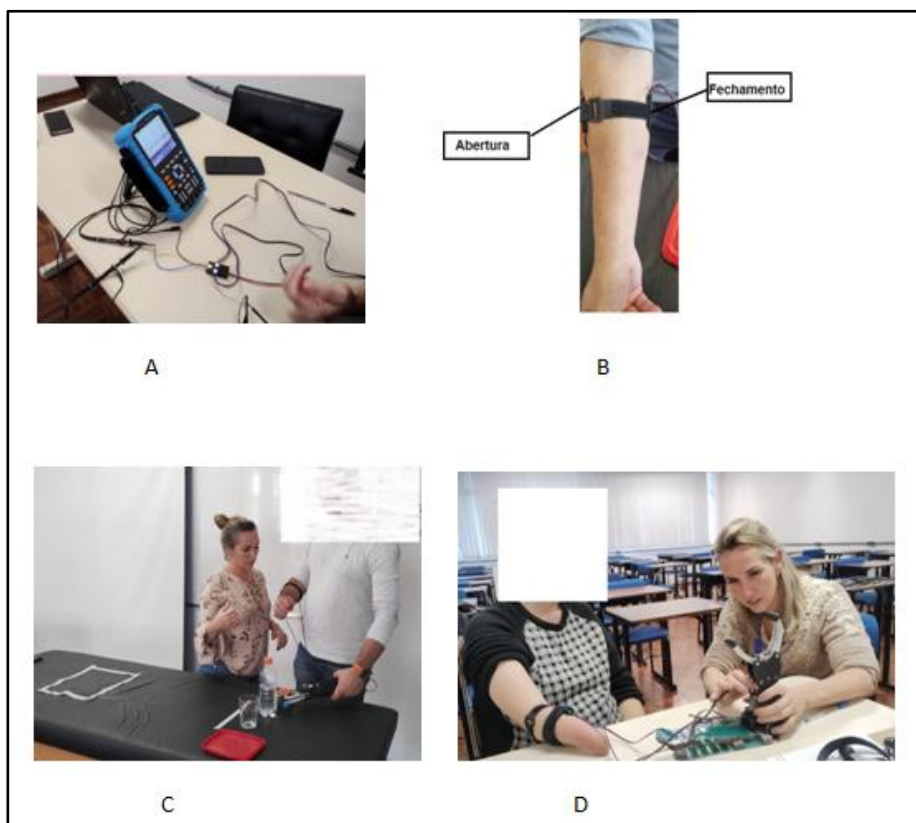
dispositivo protético.

Após, o participante foi posicionado sentado em uma cadeira com apoio de tronco, pés apoiados no chão com joelho e quadril a 90°. À frente foi posicionada uma mesa no nível do processo xifoide para apoio do braço. Em seguida um sistema de medição (osciloscópio) foi utilizado para identificar os pontos de posicionamento dos sensores mioelétricos que acionaram a abertura e fechamento da prótese (Figura 4A e B). Após a etapa inicial de identificação e captação do sinal mioelétrico com o auxílio de um osciloscópio, foi realizado um período de familiarização do participante com o sistema protético. Nessa fase os participantes receberam treinamento específico voltado à compreensão do funcionamento da prótese e ao controle voluntário necessário para sua utilização. O treinamento incluiu orientações e práticas supervisionadas por um fisioterapeuta relacionada principalmente a abertura e

fechamento do dispositivo. Este processo teve como objetivo adaptação ao controle mioelétrico, reduzir possíveis dificuldades em operar o dispositivo e promover segurança na execução dos movimentos. Somente após a etapa de aprendizagem e adaptação foi iniciada a fase de avaliação funcional.

Para avaliação da funcionalidade da prótese, foram realizadas atividades que consistiram em pegar um objeto de um local e posicioná-lo em outro local determinado. O teste *Pick and Place* (PAP) consiste em três fases. Na primeira fase, um objeto é retirado de uma área quadrada de 15 cm. Na segunda fase, o objeto é levado da primeira área para outra área retangular localizada a 50 cm de distância. Na terceira fase, o objeto é colocado na mesa. Foi avaliada a capacidade do paciente em pegar e largar o objeto, sem perder o movimento de pinça que o segura e a precisão em realizar este movimento (YABUKI *et al.*, 2019). (Figura 4.C e D)

Figura 4. Testes Clínicos nos grupos não amputados (GNA) e amputados (GA).



Legenda: A - Osciloscópio; B - Posicionamento dos sensores; C - PAP teste; D - Teste participante amputado.

Ao final, com o objetivo de avaliar a satisfação em relação à prótese, o participante respondeu ao *Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology*, que corresponde à satisfação quanto ao uso do dispositivo. Este questionário possui 12 questões, sendo oito que avaliam características diretamente relacionadas ao dispositivo: peso, tamanho, facilidade de uso, conforto, segurança, durabilidade, eficácia e estética e outras quatro referentes aspectos relacionados ao processo de obtenção e suporte da tecnologia assistiva: serviço de reparo, formação e instruções fornecidas, atendimento ao cliente e tempo de entrega. O questionário é estruturado com perguntas objetivas, onde cada item é avaliado em uma escala de 1 a 5 onde: 1= nada satisfeito, 2= pouco satisfeito, 3= mais ou menos satisfeito, 4= satisfeito e 5= muito satisfeito. Após responder as questões estruturadas, o usuário destacou três itens entre dimensão, peso, ajuste, segurança, durabilidade, facilidade de uso, conforto e eficácia que foram mais expressivos durante a realização dos testes funcionais. Esta etapa reflete o nível geral de satisfação com a tecnologia assistiva e a análise dos itens considerados mais importantes pelo usuário permite orientar intervenções específicas. O questionário foi adaptado somente para a primeira parte relacionada diretamente ao dispositivo. (DEMERS *et al.*, 2000; DE CARVALHO; GOIS JÚNIOR; SÁ, 2014).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Etapa 1- Desenvolvimento da Prótese

A prótese mioelétrica foi submetida a testes em bancada, os quais resultaram em desempenho satisfatório, evidenciando sua funcionalidade. A ênfase inicial foi dada à sua robustez, resposta aos estímulos dos sensores e integridade do sistema mecânico, culminando na validação de sua operacionalidade.

Durante os testes clínicos, verificou-se que o conjunto mecânico apresenta considerável robustez. No entanto, com o primeiro voluntário, ao término do teste, o eixo do motor desprende-se do fuso, ocasionando o giro livre do motor. O defeito foi ocasionado em virtude da vibração exercida sobre o parafuso de fixação das peças, induzida pelo movimento do motor. Essa vulnerabilidade já havia sido identificada previamente como um ponto crítico. A solução encontrada foi a aplicação de uma cola

anaeróbica especialmente destinada ao travamento de parafusos. Após a correção, a prótese não apresentou mais falhas. É importante salientar que a falha ocorrida não compromete a segurança da prótese, impedindo apenas o movimento.

Em relação à resposta aos estímulos musculares, o algoritmo utilizado para interpretar os dados dos sensores demonstrou-se altamente adaptativo, permitindo a utilização da prótese por diversos usuários sem necessidade de ajustes prévios. Destaca-se, ainda, a baixa susceptibilidade a interferências externas, devido à alta sensibilidade dos sensores. Embora os sensores se encontrem expostos a possíveis fontes de ruído externo, que poderiam resultar em acionamentos falsos, o dispositivo se mostrou robusto, não apresentando tais falhas.

Em termos gerais, a prótese apresentou resultados satisfatórios nos testes realizados, não registrando falhas críticas e superando as expectativas iniciais. Entretanto, identificaram-se pontos passíveis de aprimoramento, entre os quais se destacam: a implementação de um ajuste de sensibilidade nos sensores, para permitir a regulação da intensidade de contração requerida para o acionamento da prótese, tornando-a mais confortável para o usuário; o desenvolvimento de sensores com design mais anatômico, a fim de proporcionar melhor adaptação à superfície da pele; e a elaboração de um software destinado a auxiliar tanto o profissional de fisioterapia quanto o paciente na captação dos estímulos e posicionamento dos sensores.

Etapa 2 - Testes Clínicos

Na etapa inicial da pesquisa com o Grupo NA, quatro participantes (66,66%) conseguiram acionar através da contração dos músculos proximais ao cotovelo, local de inserção dos eletrodos, a abertura e fechamento da prótese e foram capazes de conduzir diferentes objetos: copo de vidro, garrafa pet 250ml, cubo plástico, pelo trajeto proposto pelo PAP teste. Neste grupo, constatou-se variação no tempo de realização do teste, o que pode estar associado às particularidades de adaptação e compreensão do mecanismo de funcionamento da prótese por parte de cada participante, além de fatores como trefismo muscular, consciência corporal e cinestesia.

Os dois participantes considerados insucesso (33,33%), eram do sexo masculino, brancos, na faixa

etária de 50 anos. Em ambos foi identificada contração muscular na avaliação mediada pelo osciloscópio, com sinal forte e efetivo de contração. Contudo, ao fixar os eletrodos, ambos não conseguiram executar a abertura e fechamento da prótese.

Na fase seguinte, com o GA, foi possível a identificação do sinal mioelétrico suficiente para acionamento da prótese em grupos musculares do compartimento flexor do coto para fechamento e extensor para abertura da pinça. Os testes demonstraram resultados satisfatórios quanto a funcionalidade da prótese, pois ambos conseguiram concluir o PAP test com sucesso, retirando os objetos (cubo, garrafa pet 250 ml e copo de vidro) de uma área para a outra, sem perder o movimento de pinça e preensão. Importante destacar que foi possível perceber que ambos os participantes, apesar dos diferentes níveis de amputação, conseguiram completar a tarefa proposta, o que possibilita ampliarmos testes futuros incluindo no grupo indivíduos com diferentes níveis de amputação e dimensão do coto.

No que se refere à satisfação do usuário avaliada através do questionário QUEST (2.0), 100% dos participantes indicaram estar satisfeitos em relação à funcionalidade, facilidade de uso e dimensões da prótese.

A dificuldade com eletrodos em próteses mioelétricas é uma questão comum enfrentada pelos usuários e profissionais de saúde envolvidos na protetização de membros superiores. As versões de eletrodos secos apresentam limitações relacionadas principalmente a rigidez estrutural e menor capacidade de adaptação às deformações da pele, podendo resultar em redução do sinal captado e aumento da impedância entre pele e eletrodo, elevando o risco de falhas de aquisição do sinal mioelétrico (STEENBERGEN, N. *et al.*, 2023). Nesse contexto, sugere-se como possibilidade futura, a realização de testes comparativos entre eletrodos secos e com gel condutor, a fim de analisar diferenças relacionadas a estabilidade do sinal eletromiográfico e desempenho durante testes funcionais. Além disso, devemos considerar que a adaptação de uma prótese mioelétrica é um processo individualizado e dependente do paciente. Estudos anteriores indicam que diferentes fatores podem impactar na capacidade de uso e funcionalidade da prótese, assim como na adaptação do paciente (CÔMERT; FOUIGNER *et al.*, 2011; HONKALA; HYTTINEN, 2013; JIANG *et al.*, 2012;

SIMAO *et al.*, 2019; YANG *et al.*, 2019; ZULLO *et al.*, 2020). Esta variabilidade de fatores influentes pode ajudar a justificar a dificuldade encontrada nos testes clínicos realizados com os dois participantes não amputados.

Pesquisas têm demonstrado que fatores como a hidratação da pele e sua textura podem afetar significativamente a qualidade da transmissão do sinal mioelétrico em próteses (CÔMERT; HONKALA; HYTTINEN, 2013). Isto pode acontecer porque o principal componente de movimentação é o potencial através da epiderme, sugerindo, portanto, que variáveis como a elasticidade da pele, no momento da avaliação, pode impactar diretamente na detecção do sinal. Ademais, variações fisiológicas, como a espessura da pele e o aumento da pressão sobre os eletrodos ocasionado pela alteração da circunferência decorrente da movimentação do membro, podem resultar em uma interface instável e, conseqüentemente, em falhas na captura do sinal.

Outro fator que pode ter influenciado o insucesso dos eletrodos secos nos testes clínicos realizados, é a presença do suor fisiológico, que desempenha um papel essencial na conexão galvânica entre o eletrodo e a pele (CÔMERT; HONKALA; HYTTINEN, 2013; JIANG *et al.*, 2012). Este eletrólito é originado das glândulas sudoríparas e depende totalmente do metabolismo e termorregulação próprias de cada indivíduo para ser produzido em quantidades ideais. (HU *et al.*, 2018). Isso porque, fatores individuais como nível de atividade física, temperatura ambiente e estado fisiológico do paciente podem influenciar diretamente a produção de suor e, conseqüentemente, a confiabilidade da aquisição do sinal (CÔMERT; HONKALA; HYTTINEN, 2013). Assim, pode ser considerado um fator importante, com ampla possibilidade de variação, visto que em indivíduos com uma secreção menor de suor, o contato entre o eletrodo e a pele pode ser comprometido, criando lacunas ou espaços de ar que não são perceptíveis pelo avaliador, mas que podem prejudicar a qualidade da transmissão do sinal (CÔMERT; HONKALA; HYTTINEN, 2013; JIANG *et al.*, 2012).

A força muscular do indivíduo vem sendo citada como fator determinante para a efetividade do controle da prótese. O sistema nervoso central (SNC) regula a força gerada por um músculo por meio do recrutamento progressivo de unidades motoras, que descarregam potenciais de ação conforme a demanda do movimento. A

literatura indica que a variação de sinal do eletrodo está relacionada com uma variação de força, uma vez que, a força necessária para a movimentação de uma articulação, mesmo que artificial, depende diretamente da contração muscular (FOUGNER *et al.*, 2011; SIMAO *et al.*, 2019; YANG *et al.*, 2019). Nesse contexto, a idade dos indivíduos constitui um fator relevante na efetividade. Evidências da literatura demonstram que o envelhecimento está associado a um declínio progressivo da função neuromuscular, caracterizado pela redução da força muscular e da velocidade de encurtamento das fibras musculares. Em conjunto, essas modificações contribuem para diminuição da capacidade de geração de força e potência muscular observada com o avanço da idade, podendo influenciar diretamente nas respostas adaptativas e intervenções terapêuticas. (ZULLO *et al.*, 2020).

Além disso, Simão *et al.* (2019) relatam que a capacidade máxima de contração muscular, representada pelo sinal máximo de EMG que um indivíduo pode alcançar durante uma contração efetiva, está diretamente relacionada ao índice de massa corporal (IMC). Isso ocorre devido à influência da espessura do tecido subcutâneo, que afeta a impedância na interface entre o músculo e o eletrodo (SIMAO *et al.*, 2019). Nesse sentido, é evidente que a quantidade de potenciais de ação gerados influencia diretamente na precisão e funcionalidade da prótese, reforçando a importância de considerar a força muscular e o condicionamento físico do paciente na calibração e no uso eficiente desses dispositivos.

Cabe ainda ressaltar que pesquisas indicam que a amplitude dos sinais eletromiográficos é influenciada também pela postura do braço do paciente no momento dos testes, sugerindo que variações posturais podem modificar o padrão de ativação muscular e, conseqüentemente, afetar a eficácia de dispositivos controlados por sinais mioelétricos, como as próteses (FOUGNER *et al.*, 2011; YANG *et al.*, 2019). Isso se deve ao fato de que a estrutura do sistema neuromuscular sofre alterações mesmo com pequenas variações posturais, como, por exemplo, mudanças no comprimento dos tendões, que impactam na eficiência da contração muscular. Além disso, a postura interfere nos músculos recrutados e na intensidade de sua ativação, modificando o padrão de recrutamento das unidades motoras. Essas alterações, mesmo que pequenas, podem alterar a composição temporal e espacial dos sinais de mioelétricos,

e assim sendo, é evidente que este fator pode ter contribuído para as falhas apresentadas por alguns participantes, visto que os testes não foram realizados com o membro superior em uma postura estática (YANG *et al.*, 2019).

A integração sensório-motora é definida como o processo amplo do controle motor fisiológico. Os comandos motores, mediados por controladores neurais, são responsáveis por gerar movimentos intencionais como preensão palmar e alcance de objetos. Para que esses movimentos voluntários ocorram adequadamente, é necessário o envolvimento de feedbacks sensoriais multimodais como a visão, propriocepção, tato/pressão. A atuação conjunta desses sistemas é fundamental para um controle motor eficaz, bem como para o aprendizado e a adaptação motora. Pacientes que apresentam déficits nesse sistema enfrentam dificuldades, exigindo maior esforço mental para executar tarefas motoras, mesmo quando há integridade completa das vias motoras (JIANG *et al.*, 2012). Ainda, considerando que o funcionamento do sistema sensório-motor diminui com a idade, pode-se considerar o envelhecimento como um possível fator de interferência na capacidade de utilização de um dispositivo protético, isso porque, considerando que o avançar da idade está associado a alterações estruturais e funcionais do sistema nervoso, incluindo redução da coordenação motora e da excitabilidade cortical, bem como remodelação das unidades motoras, o que pode comprometer a qualidade do sinal eletromiográfico (EMG), a capacidade de modulação da força e a precisão dos comandos motores. (ZULLO *et al.*, 2020). Dessa forma, diferentes fatores individuais e relacionados à interface eletrodo-pele podem ter contribuído para as dificuldades observadas, embora o delineamento do presente estudo não permita determinar os mecanismos responsáveis pelo insucesso nesses participantes.

CONCLUSÃO

A protetização de membros superiores é um campo em constante evolução, oferecendo novas perspectivas para a reabilitação e inclusão de indivíduos amputados. No entanto, ainda persistem desafios significativos, como a acessibilidade financeira, a escassez de recursos em regiões menos desenvolvidas e a necessidade de aprimoramento contínuo das tecnologias

disponíveis, aspectos que exigem atenção e investimentos consistentes. O Projeto Garra foi estruturado em diversas etapas, concretizando o desenvolvimento de um dispositivo mioelétrico funcional, com potencial para constituir uma alternativa de menor custo para indivíduos com amputação de membro superior.

Como limitação do presente estudo, destaca-se o reduzido tamanho amostral, característica inerente ao delineamento piloto adotado. Essa condição restringe a

generalização dos resultados e não permite a realização de análises estatísticas inferenciais robustas, incluindo estimativas formais de poder estatístico. No entanto, o objetivo principal desta investigação foi avaliar a viabilidade, funcionalidade e segurança do dispositivo em condições iniciais de uso. Estudos futuros com amostras maiores poderão contribuir para ampliar a compreensão sobre o desempenho do dispositivo em diferentes perfis de usuários.

REFERÊNCIAS

ATERNALI, A.; KATZ, J. Recent advances in understanding and managing phantom limb pain. **F1000Research**, v. 8, p. 1167, 2019. DOI: <https://doi.org/10.12688/f1000research.19355.1>.

BRACK, R.; AMALU, E. H. Myoelectric control. **Journal of Orthopaedics**, [S. l.], v. 26, n. 2, p. 78–84, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jor.2021.01.005>.

CÖMERT, A.; HONKALA, M.; HYTTINEN, J. Effect of pressure and padding on motion artifact of textile electrodes. **Biomedical engineering online**, v. 12, n. 1, p. 26, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-26>.

CORDELLA, F. *et al.* Literature review on needs of upper limb prosthesis users. **Frontiers in neuroscience**, v. 10, p. 209, 2016. DOI: <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00209>.

DE CARVALHO, K. E. C.; GOIS JÚNIOR, M. B.; SÁ, K. N. Tradução e validação do Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST 2.0) para o idioma português do Brasil. **Revista brasileira de reumatologia**, v. 54, n. 4, p. 260–267, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rbr.2014.04.003>.

DEMERS L, WEISS-LAMBROU R, SKA B. Manual for the administration of the Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST version 2.0): an outcome measure for assistive technology. **Institute for Matching Person and Technology**; 2000.

FOUGNER, A. *et al.* Resolving the limb position effect in myoelectric pattern recognition. **IEEE transactions on**

neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the **IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 19, n. 6, p. 644–651, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2163529>.

HU, Y. *et al.* Neural control of sweat secretion: a review. **The British journal of dermatology**, v. 178, n. 6, p. 1246–1256, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1111/bjd.15808>

JIANG, N. *et al.* Myoelectric control of artificial limbs— is there a need to change focus? **IEEE signal processing magazine**, v. 29, n. 5, p. 152–150, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1109/MSP.2012.2203480>.

KRISTJANSDDOTTIR, F. *et al.* Social participation in persons with upper limb amputation receiving an esthetic prosthesis. **Journal of hand therapy: official journal of the American Society of Hand Therapists**, v. 33, n. 4, p. 520–527, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jht.2019.03.010>.

MIDDLETON, A.; ORTIZ-CATALAN, M. Neuromusculoskeletal arm prostheses: Personal and social implications of living with an intimately integrated bionic arm. **Frontiers in neurorobotics**, v. 14, p. 39, 2020. DOI: <https://doi.org/10.3389/fnbot.2020.00039>.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, **Ministério da Saúde**. 2021. Disponível em: www.saude.gov.br Acesso em: 31 maio 2022.

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. 108 p.: Il.

NAYAR, S. K.; ALCOCK, H. M. F.; EDWARDS, D. S. Primary amputation versus limb salvage in upper limb major trauma: a systematic review. **European journal of orthopaedic surgery & traumatology: orthopedie traumatologie**, v. 32, n. 3, p. 395–403, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00590-021-03008-x>.

OTTOBOCK. **Ottobock**. 2022. Disponível em: <https://www.ottobock.com/pt-br/home> Acesso em: 31 maio 2022.

PASKETT, M. D. *et al.* Activities of daily living with bionic arm improved by combination training and latching filter in prosthesis control comparison. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 18, n. 1, p. 45, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00839-x>.

POMARES, G. *et al.* Psychological effects of traumatic upper-limb amputations. **Orthopaedics & traumatology, surgery & research: OTSR**, v. 106, n. 2, p. 297–300, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2019.12.013>.

SIMAO, M. *et al.* A review on electromyography decoding and pattern recognition for human-machine interaction. **IEEE access: practical innovations, open solutions**, v. 7, p. 39564–39582, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2906584>.

STOKOSA, J. J. **Opções para próteses de membros**. Disponível em: <https://www.msmanuals.com/pt/profissional/t%C3%B3picos-especiais/pr%C3%B3teses-de-membros/op%C3%A7%C3%B5es-para-pr%C3%B3teses-de-membros>. Acesso em: 24 maio. 2024.

TOBIAS, M. *et al.* Evaluation of a myoelectrical arm for transradial amputation in functional activities. **Applied Sciences**, [S. l.], v. 15, n. 7, p. 3769, 2025. DOI: <https://doi.org/10.3390/app15073769>.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Disability and health**. Geneva: WHO, 2023. Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>.

YABUKI, Y. *et al.* Development of new cosmetic gloves for myoelectric prosthetic hand using superelastic rubber. **Robotics and autonomous systems**, v. 111, p. 31–43, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.robot.2018.09.004>.

ZULLO, A. *et al.* Structural and functional changes in the coupling of fascial tissue, skeletal muscle, and nerves during aging. **Frontiers in physiology**, v. 11, p. 592, 2020. DOI: <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00592>.