

Desenvolvimento de um módulo de acionamento de protótipo de prótese para hand grasping

Petrikic, Djovana*¹; Ribas, Kaike Reichardt²; Hasegawa, Leticia³; Gaiotto, Marcelo do Carmo Camargo⁴; Nohama, Percy⁵; Nogueira Neto, Guilherme Nunes⁶

1 – Engenharia Biomédica, PUCPR, djovanapetrikic@gmail.com

2 – Engenharia Biomédica, PUCPR, kaike.ribas@pucpr.edu.br

3 – Engenharia Biomédica, PUCPR, leticia.hasegawa@pucpr.edu.br

4 – Engenharia Biomédica, PUCPR, m.gaiotto@pucpr.br

5 – Engenharia Biomédica e Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, PUCPR, percy.nohama@pucpr.br

6 – Engenharia Biomédica e Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, PUCPR, nogueira.g@pucpr.br

* - Correspondência: Rua Frei Rogério, 20, Jardim das Américas, Curitiba, Paraná, Brasil, 81.530-080.

DOI 10.52050/9788579177149-20

RESUMO

Amputações de membro superior impactam a funcionalidade motora e a qualidade de vida, evidenciando a necessidade de tecnologias assistivas. Este estudo buscou descrever o desenvolvimento de um módulo de acionamento de uma prótese de mão ativa por meio de controle mioelétrico. Projetou-se um circuito de aquisição de sinais EMG e um sistema de controle com Arduino, integrados em um protótipo funcional. Durante o processo de montagem, pode-se verificar que o acionamento consegue ativar/desativar o fechamento da mão, mas como o módulo está em fase de conclusão da montagem junto à mão, os testes de bancada serão realizados nas próximas etapas.

Palavras-chave: Módulo de Acionamento, Prótese Mioelétrica, Preensão de Objetos.

ABSTRACT

Upper limb amputations significantly impact motor functionality and quality of life, highlighting the need for accessible assistive technologies. This study aimed to describe the development of a control module for an active hand prosthesis through myoelectric control. An EMG signal acquisition circuit and a control system with Arduino were designed, integrated into a functional prototype. During the assembly process, it was confirmed that the actuator can activate/deactivate the closing of

the hand, but since the module is in the final assembly phase with the hand, bench tests will be conducted in the next stages.

Keywords: Actuation Module, Myoelectric Prosthesis, Object Grasping.

1. INTRODUÇÃO

A incidência de amputação de membro superior unilateral decorrente de trauma subiu para no período de 1990 a 2019, com redução das taxas de incidência, prevalência e de anos vividos com a deficiência (YUAN; HU; GU; XIAO *et al.*, 2023). Cerca de 1,6 milhão de novas amputações unilaterais de membros superiores foram apontadas pelo estudo. Apesar de compreender em torno de 12% dos casos, a repercussão nas atividades da vida diária é impactante nos aspectos de realização de atividades motoras finas das mãos, impossibilidade de preensão e de perda sensorial.

As próteses de mão para pessoas com amputação podem ser controladas por movimentos corporais ou sinais mioelétricos (MICERA; CARPANETO; RASPOPOVIC, 2010). Elas se dividem em três tipos: as cosméticas, que são passivas e servem apenas para o impacto visual; as alimentadas pelo corpo, que usam movimentos residuais para acionamento mecânico; e as mioelétricas, controladas pela atividade elétrica neuromuscular.

Um estudo relatou que usuários de próteses mioelétricas já conseguiram realizar tarefas simuladas para se vestir, ou preparar a própria alimentação, indicando que dependendo da tarefa, múltiplos padrões de preensão são necessários (WIDEHAMMAR; HIYOSHI; LIDSTRÖM HOLMQVIST; LINDNER *et al.*, 2022). A também a limitação do acesso, pois o alto custo das próteses comerciais é uma barreira significativa para muitos usuários. Este desafio é ampliado no contexto brasileiro, que sofre com uma carência na disponibilidade de serviços e dispositivos de assistência para pessoas com deficiência nos membros superiores (CAMPOS; DA SILVA; DE ANDRADE MENESES; PORTO *et al.*, 2025).

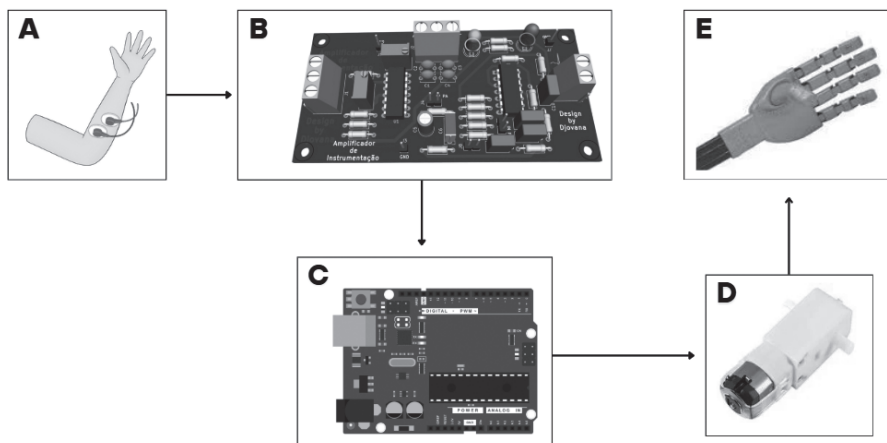
Diante do alto custo das próteses comerciais e da necessidade de restaurar a funcionalidade básica para amputados, o presente relato se apresenta como uma prova de conceito (*proof-of-concept*), objetivando o desenvolvimento e a validação de bancada de um módulo de acionamento mioelétrico de baixo custo para hand grasping, focado na preensão básica de pequenos objetos. A relevância deste trabalho reside na demonstração de uma solução acessível que pode servir como base para futuras tecnologias assistivas.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Visão geral do sistema

Neste trabalho, buscou-se desenvolver um módulo para acionar uma mão passiva mecânica já existente, impressa em polímero comercial. Como as próteses de mão comerciais são geralmente muito caras (DONNELLEY; SHIRLEY; VON KAEPLER; HETHERINGTON *et al.*, 2021; SAUNDERS, 2018), optou-se por empregar um módulo de baixo custo, visto que o foco é no acionamento da mão. Originalmente, o acionamento ocorria mecanicamente, mas no projeto ela foi convertida para acionamento microcontrolado. Para facilitar a compreensão do funcionamento, apresenta-se o diagrama da Figura 01.

Figura 01 - Diagrama de blocos do dispositivo. A – Eletrodos para captação do sinal, B – Módulo amplificador de instrumentação (AI), C – Microcontrolador (Arduino UNO), D- Motor DC e E - Prótese.



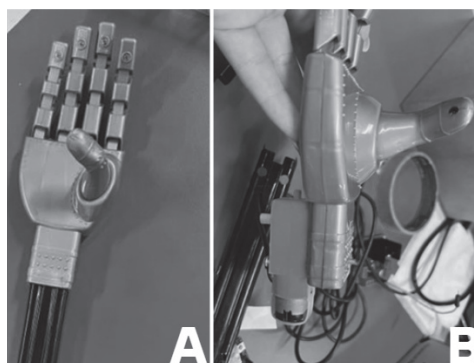
2.2 Desenvolvimento do protótipo mecânico

O funcionamento do acionamento baseou-se em captar os sinais eletromiográficos (EMG) dos músculos responsáveis pela ação de agarrar (fechar a mão), os músculos flexores carpais. Uma contração supralimiar causava o fechamento da mão. Outra contração consecutiva causava a abertura da mão. Foram utilizados eletrodos autoadesivos posicionados sobre a pele do paciente. Em seguida, processou-se o sinal e para gerar a ação de acionamento correspondente. Uma mão mecânica modelo *Fun Robotic CLaw Litter Picker* foi utilizada como chassis (Figura 02-A) e modificada de modo a se incorporar o motor DC 3V com caixa de redução de 48:1 e as novas guias de cabo com fios de

nylon torcidos, para reduzir a força necessária para realizar o movimento (Figura 02-B).

O motor foi responsável pela movimentação das articulações da prótese. Ao girar em um sentido, o motor causa o fechamento da mão mecânica, e no outro, abre-a.

Figura 02 - Alterações na prótese. A - Mão mecânica Fun Robotic CLaw Litter Picker; B - Instrumentação da mão mecânica.



2.3 Circuito de aquisição e processamento de sinais EMG

Para o processamento de sinal, desenvolveu-se circuito de instrumentação com ganho de 226x, 47 dB, na qual o sinal recebido é amplificado e filtrado para a próxima etapa. Na Figura 03, é possível observar o diagrama esquemático e, na Figura 04, a placa de instrumentação implementada.

Figura 03 - Diagrama esquemático do circuito de instrumentação

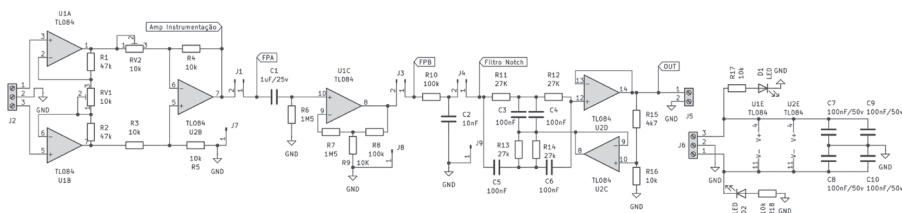
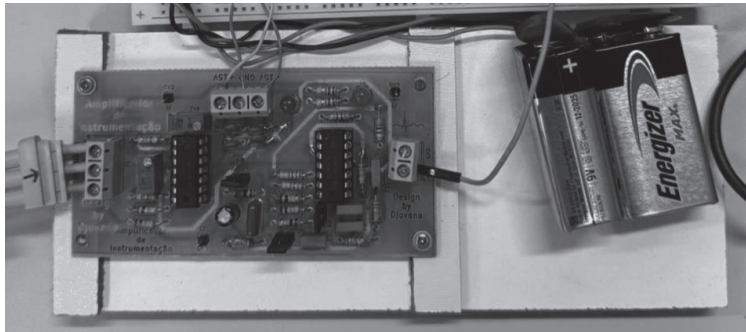


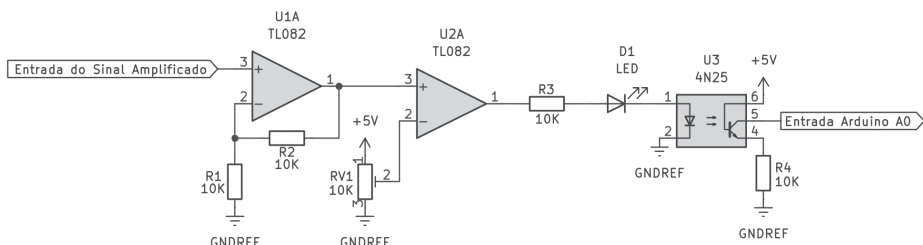
Figura 04 - Placa de instrumentação



Com o uso do microcontrolador Arduino Uno, foi preciso empregar o módulo do sinal de EMG de modo a possibilitar sua leitura, fazendo com que o sinal enviado ao microcontrolador tivesse apenas sua fração positiva. Para isso, adicionou-se ao TL082, um amplificador comparador, cuja função é comparar o sinal de entrada com um limiar de tensão, gerando uma saída digital. O valor do limiar de tensão é customizado à intensidade do sinal de EMG do usuário do módulo. Este circuito implementa um controle binário (On/Off): ele usa a tensão de referência (limiar) para digitalizar o sinal. Se a tensão do sinal mioelétrico for maior que o limiar, a saída do comparador vai para um nível lógico alto (1), ativando o comando para agarrar/liberar objeto. Caso contrário, a saída permanece em nível lógico baixo (0), repouso.

Porém, o sinal ainda se mostrou baixo, precisando ser incorporado mais um módulo de amplificação de sinal, utilizando um TL082. Para finalizar o processo de acoplamento com o microcontrolador, utilizou-se um optoacoplador, transformando o sinal do comparador (alto ou baixo) em um pulso elétrico isolado eletricamente, importante para evitar interferências entre o circuito de aquisição eletromiográfica e o Arduino, e ainda proporcionar a proteção contra riscos elétricos, garantindo, assim, que o microcontrolador apenas receba um sinal digital limpo. Na Figura 05, ilustra-se o circuito implementado.

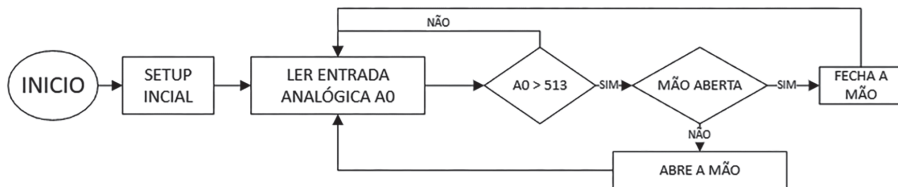
Figura 05 - Circuito do acoplamento ótico do sinal.



2.4 Lógica de controle e software

Após a finalização dos ajustes eletrônicos, implementou-se em código aberto o sistema de processamento de sinais. O diagrama apresentado na Figura 06 mostra sua lógica de funcionamento.

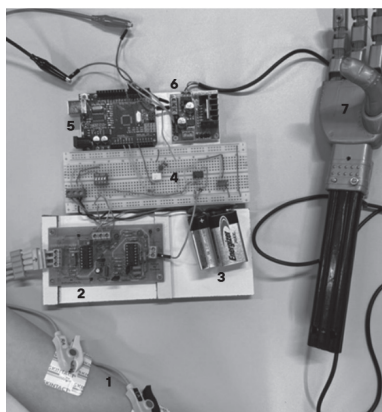
Figura 06 - Diagrama da lógica do funcionamento



2.5 Montagem final e posicionamento de eletrodos

Para a funcionamento do dispositivo, é necessária a utilização de eletrodos, que são colocados em partes estratégicas do músculo, com uma posicionamento adequado de 20 mm, de centro a centro, para melhor registro da atividade muscular (HERMENS; FRERIKS; DISSELHORST-KLUG; RAU, 2000). A Figura 07 ilustra a versão atual do módulo de acionamento do protótipo.

Figura 07 - Hardware geral do dispositivo. 1 – Ilustração do posicionamento dos eletrodos; 2 – Placa de instrumentação; 3 – Alimentação simétrica por bateria; 4 – Circuito do optoacoplador; 5 – Arduino UNO; 6 – Ponte H 12V e 7 – Prótese.



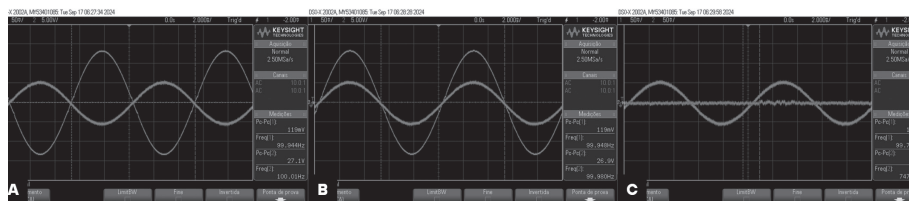
2.6 Procedimento de teste de bancada

A placa de aquisição de sinais foi testada módulo por módulo, individualmente: (i) Amplificador de instrumentação; (ii) filtro passa – altas; (iii) filtro passa – baixas; (iv) filtro *notch*. Para as análises, o sistema foi conectado a um gerador de funções junto a um osciloscópio. O módulo amplificador de instrumentação foi avaliado em suas funções inversora, não inversora e subtratora, utilizando um sinal de estímulo de 119 mVpp. O sistema de filtros foi testado para verificar sua robustez e imunidade a ruídos, com as seguintes configurações de corte: filtro passa-altas ajustado para frequências abaixo de 0,1 Hz , filtro passa-baixas para frequências acima de 150 Hz , e um filtro *notch* para atenuar o ruído da rede elétrica de 60 Hz

3. RESULTADOS

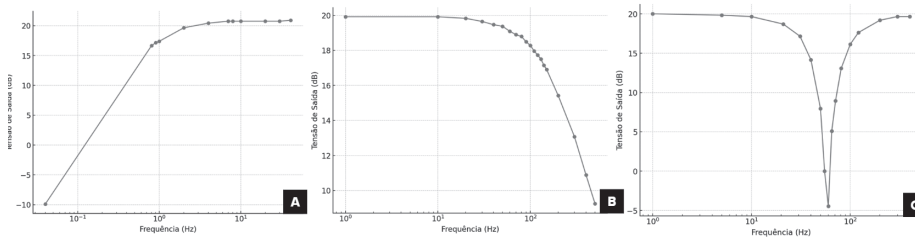
A qualidade do amplificador de instrumentação na rejeição de ruído foi validada , apresentando saídas estáveis médias de 27,1 V, 26,9 V e 16 mV, para a parte inversora, não inversora e subtrator, respectivamente. A baixa saída de 16 mV no teste do subtrator (Figura 8–C) confirmou uma alta Taxa de Rejeição de Modo Comum (CMRR). Esta métrica é essencial para garantir que o circuito anule interferências elétricas e amplifique seletivamente apenas o sinal muscular de interesse.

Figura 08 - Placa do Amplificador de Instrumentação. A – Parte inversora; B – Parte não inversora e C – Subtrator.



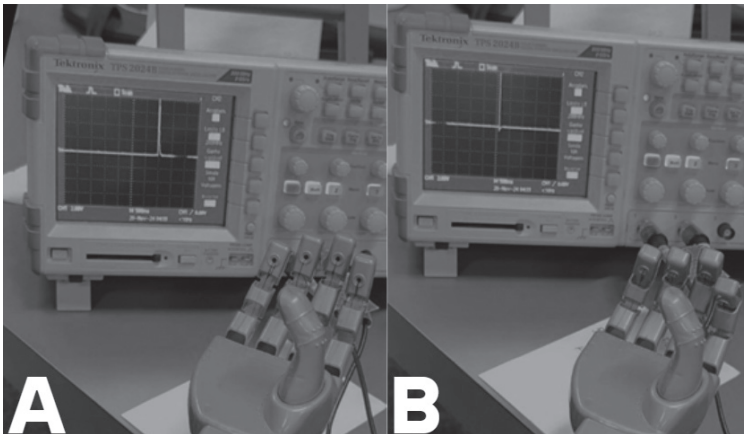
A Figura 9 ilustra as respostas em frequência dos filtros em dB, demonstrando que as atenuações ocorreram conforme o projetado nas frequências de corte. A validação dos filtros confirmou métricas de robustez, ao atenuar ruídos, como a interferência da rede elétrica de 60 Hz, o sistema eleva a Relação Sinal-Ruído (SNR). Em conjunto, esses resultados validam a qualidade e a integridade do sinal de comando do protótipo.

Figura 09 - Resposta dos filtros em frequência de dB. A - Passa-altas; B - Passa-baixas e C - Notch.



Conforme ilustrado na Figura 10, o controle da prótese é feito por um pulso digital de 5V gerado a partir do sinal mioelétrico processado, que atua como gatilho para o microcontrolador. O sistema utiliza uma lógica de controle alternado (toggle), na qual a detecção de um único pulso de contração muscular, como o mostrado na Figura 10-B, inverte o estado da mão — de aberta para fechada, e vice-versa no pulso seguinte. A transição estável de 0 V (repouso) para um pulso de 5 V (contração) valida que o módulo entrega um gatilho confiável para o software, confirmando o sucesso desta prova de conceito em nível eletrônico.

Figura 10 - Pulso de gatilho para o controle alternado da prótese. A - No estado de repouso, a saída é 0 V e a mão permanece em seu estado atual (aberta ou fechada); B - Uma contração muscular gera um pulso de 5 V, que atua como um gatilho para o microcontrolador inverter o estado da mão (de aberta para fechada, ou vice-versa).



4. DISCUSSÃO

O presente trabalho focou na validação de prova de conceito, portanto, os resultados demonstraram que o sistema é capaz de gerar um sinal de comando

confiável a partir da atividade muscular, validando a viabilidade da utilização para controle de próteses por EMG.

A principal contribuição deste estudo é a apresentação de um projeto de baixo custo e com validação eletrônica documentada. Enquanto o alto custo das próteses comerciais representa uma barreira no acesso a essas tecnologias pelos usuários, nossa abordagem oferece uma alternativa viável. Essa proposta não apenas possibilita a criação de futuras alternativas de baixo custo para o usuário final, mas também serve como uma ferramenta educacional e de pesquisa para outros estudantes na área de tecnologia assistiva.

Naturalmente, como uma prova de conceito, o estudo possui limitações que direcionam os próximos passos. A avaliação funcional, por exemplo, é essencial. Futuramente, a força de preensão do protótipo deverá ser quantificada experimentalmente com um dinamômetro e comparada com valores de referência da literatura, como a média de 24,51 kgf para preensão palmar (FERREIRA; SHIMANO; MAZZER; BARBIERI *et al.*, 2011). Atingir uma fração significativa desses valores seria um indicador de sucesso funcional para o protótipo.

A precisão do sistema está atualmente atrelada à capacidade do usuário de gerar uma contração muscular de forma intencional. O controle binário (On/Off) por alternância (toggle) foi escolhido pela sua simplicidade de implementação e baixa carga cognitiva para o usuário. Contudo, reconhecemos que nosso controle binário (On/Off) é uma etapa inicial. Estudos demonstram a implementação de sistemas de reconhecimento de padrões de sinais EMG para ampliar a quantidade de movimentos e tipos de pinça, resultando em uma tecnologia de controle mais natural e intuitiva (AMORIM, 2018).

5. CONCLUSÕES

Neste trabalho, descreveu-se o desenvolvimento de um módulo de acionamento de uma prótese de mão para *hand grasping*. A partir de uma mão mecânica passiva que foi instrumentada com motor e cabos, foi possível construir um módulo de acionamento que envolveu captação de sinais de EMG e interface de comando para um microcontrolador acionar o fechamento/abertura de um protótipo de prótese à mão para preensão.

Conclui-se que o módulo de acionamento foi implementado com sucesso em nível de protótipo. No entanto, a validação do sistema ainda é restrita a testes de bancada, sendo uma limitação do presente estudo. As próximas etapas, essenciais para a validação funcional, incluem a finalização cosmética do protótipo e a realização de testes com voluntários para avaliar a eficácia em tarefas controladas, mediante autorização do comitê de ética em pesquisa.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a Bruno Henrique Foggiao, Felipe Adam Martins, José Antonio Infante Jr. e Lilian Cristine Ferreira.

REFERÊNCIAS

- AMORIM, A. F. Desenvolvimento de uma prótese mioelétrica utilizando controle inteligente. 2018.
- CAMPOS, I. M.; DA SILVA, G. G. P.; DE ANDRADE MENESES, J. M.; PORTO, M. C. *et al.* Tecnologia de impressão 3D na saúde brasileira: vantagens e desafios da criação de próteses para membros superiores. *Revista Saúde e Desenvolvimento*, 19, n. 30, p. 42-52, 2025.
- DONNELLEY, C. A.; SHIRLEY, C.; VON KAEPLER, E. P.; HETHERINGTON, A. *et al.* Cost analyses of prosthetic devices: A systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 102, n. 7, p. 1404-1415.e1402, 2021/07/01/ 2021.
- FERREIRA, A. C. D. C.; SHIMANO, A. C.; MAZZER, N.; BARBIERI, C. H. *et al.* Força de preensão palmar e pinças em indivíduos sadios entre 6 e 19 anos. *Acta Ortopédica Brasileira*, 19, p. 92-97, 2011.
- HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, n. 5, p. 361-374, 2000.
- MICERA, S.; CARPANETO, J.; RASPOPOVIC, S. Control of hand prostheses using peripheral information. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 3, p. 48-68, 2010.
- SAUNDERS, J. A. *Guest post: Controlling the costs of myoelectric prosthetics*. WorkCompWire, 2018. Disponível em: <https://www.workcompwire.com/2018/11/guest-post-controlling-the-costs-of-myoelectric-prosthetics/>.
- WIDEHAMMAR, C.; HIYOSHI, A.; LIDSTRÖM HOLMQVIST, K.; LINDNER, H. *et al.* Effect of multi-grip myoelectric prosthetic hands on daily activities, pain-related disability and prosthesis use compared with single-grip myoelectric prostheses: A single-case study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 54, p. jrm00245, 01/03 2022.
- YUAN, B.; HU, D.; GU, S.; XIAO, S. *et al.* The global burden of traumatic amputation in 204 countries and territories. *Frontiers in Public Health*, Volume 11 - 2023, 2023-October-20 2023. Original Research.