

Universidade Federal de São Carlos - UFSCar
Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia - CCET
Departamento da Ciência de Computação - DC
Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação - PPGCC

Sérgio Henrique Flório

**Proposta de exoesqueleto para reabilitação de mão parética devido
acidente vascular cerebral**

São Carlos - SP
2024

SÉRGIO HENRIQUE FLÓRIO

**Proposta de exoesqueleto para reabilitação de mão parética devido
acidente vascular cerebral**

Versão Original

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação do Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação.

Área de Concentração: Sistemas de Automação e Robótica - SAR

Orientador: Rafael Vidal Aroca

São Carlos - SP

2024

Sérgio Henrique Flório

Proposta de exoesqueleto para reabilitação de mão parética devido acidente vascular cerebral/ Sérgio Henrique Flório. – São Carlos - SP, 2024- 91 p. : il.(alguma color.); 30 cm.

Prof. Dr.Rafael Vidal Aroca

Dissertação de Mestrado –

Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia - CCET

Departamento da Ciência de Computação - DC

Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação - PPGCC, 2024.

Palavras chave principais: 1. Exoesqueleto. 2. Mão. 3. Hemiparesia.

CDU 02:141:005.7

Sérgio Henrique Flório

Proposta de exoesqueleto para reabilitação de mão parética devido acidente vascular cerebral

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação do Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação.

Área de Concentração: Sistemas de Automação e Robótica - SAR

Orientador: Rafael Vidal Aroca

Folha de aprovação. São Carlos - SP, 2024:

Prof. Dr. Rafael Vidal Aroca
Presidente da Banca - Membro Interno

Prof. Dr. Daniel Varela Magalhães
Membro Titular Externo

Prof. Dr. Wilian Miranda dos Santos
Membro Titular Externo

São Carlos - SP
2024

À minha família pelo amor e apoio incondicional

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Marcia Ribeiro de Lima e Sérgio Flório Filho, pelo seu apoio e amor incondicional, e pelo esforço para me dar uma excelente educação. Agradeço ao meu orientador Rafael Aroca e a colaboradora deste trabalho Gisele Paiva pela amizade e por tornar este projeto tão interessante e divertido. Agradeço aos meus amigos e namorada João Egito, Lucas Moreno, Allan Lopes, Matheus Andreoni e Glaura Miranda pelo apoio em um momento muito difícil de minha vida. Sem a sua ajuda, este trabalho nunca teria sido possível e, portanto, fica aqui o meu agradecimento imortalizado nessas palavras.

“Se percebemos que a vida realmente tem um sentido, percebemos também que somos úteis uns aos outros. Ser um ser humano, é trabalhar por algo além de si mesmo.”
(FRANKL, Viktor, S. d.)

RESUMO

FLÓRIO, S. H. **Proposta de exoesqueleto para reabilitação de mão parética devido acidente vascular cerebral**. 2024. Dissertação (Mestrado Ciência da Computação) - Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação, Universidade Federal de São Carlos, São Paulo, 2024

Exoesqueletos têm se tornado dispositivos cada vez mais utilizados com o objetivo de auxiliar no processo de reabilitação para pessoas que tenham sido acometidas por acidente vascular cerebral e com consequência de hemiparesia. Um meio de reabilitação eficaz conhecida é por utilização da ativação dos neurônios espelhos, e é esperado que a utilização de um exoesqueleto para utilizar neste processo de reabilitação é capaz de maximizar os resultados do tratamento. O trabalho pretende contribuir com uma possível solução para exoesqueletos de reabilitação de mão que seja funcional e que atenda o programa de aprendizagem motora por neurônio espelho. A partir de uma revisão de material acadêmico e de mercado, compreendeu-se as principais características que separam os tipos de configuração de exoesqueletos e analisou-se quais delas são requisitos para o atendimento das necessidades do programa de aprendizagem motor. O projeto inclui o desenvolvimento de um protótipo baseado na configuração mais destacada, que foi a eletromecânica com dinâmica de movimento simples. Optou-se por uma configuração mecânica de tração por fio e polia para a realização de extensão dos dedos e punho, devido características anatômicas da mão humana. Realizou-se prototipagem virtual e real, além de validação em laboratório. Em um outro estudo desenvolvido por Gisele Paiva, utilizou-se o exoesqueleto para a realização de testes em pacientes com hemiparesia de mão.

Palavras-chave: Exoesqueleto, Dinâmica, Mão, Dedo, Punho, Reabilitação, Eletromecânica, Hemiparesia, Acidente Vascular Cerebral.

ABSTRACT

FLÓRIO, S. H. **Proposta de exoesqueleto para reabilitação de mão parética devido acidente vascular cerebral**. 2024. Dissertação (Mestrado Ciência da Computação) - Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação, Universidade Federal de São Carlos, São Paulo, 2024

Exoskeletons have been increasingly used as devices with the aim of assisting in the rehabilitation process for people who have suffered strokes and the consequences of hemiparesis. A known effective means of rehabilitation is the use of mirror neuron activation and it is expected that the use of an exoskeleton to use in this rehabilitation process will be able to maximize the results of the treatment. The work aims to contribute with a possible solution for hand rehabilitation exoskeletons that are functional and that meet the mirror neuron motor learning program. From a review of academic and market material, we understood the main characteristics that separate the types of exoskeleton configuration and analyzed which of them are requirements to meet the needs of the motor learning program. The project includes the development of a prototype based on the most prominent configuration, which was electromechanical with simple movement dynamics. A mechanical configuration of wire and pulley traction was chosen to extend the fingers and wrist, due to the anatomical characteristics of the human hand. Virtual and real prototyping is carried out, in addition to laboratory validation. In another study developed by Gisele Paiva, this exoskeleton is used to carry out tests on patients with hand hemiparesis.

Keywords: Exoskeleton, Dynamics, Hand, Finger, Wrist, Rehabilitation, Electromechanics, Hemiparesis, Stroke.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Última versão do exoesqueleto já funcional	21
Figura 2 – Acidente vascular cerebral	22
Figura 3 – Espasticidade pós-AVC e seu padrão frequente de acometimento de membros superiores	22
Figura 4 – Diagrama das interações básicas entre os domínios e o ser humano . . .	34
Figura 5 – Domínio do Sinal: Três diagramas com o número de ocorrências, agrupado por período de anos	36
Figura 6 – Domínio da Energia: Três diagramas com o número de ocorrências, agrupado por período de anos	37
Figura 7 – Domínio da Mecânica: Três diagramas com o número de ocorrências, agrupado por período de anos	37
Figura 8 – Diagrama de Categorização de mais fácil compreensão visual	39
Figura 9 – Exoesqueleto do tipo eletromecânico.	40
Figura 10 – Funcionamento do exoesqueleto eletromecânico com lâminas deslizantes.	40
Figura 11 – Exoesqueleto do tipo eletromagnético com proposta de solução para a articulação policêntrica do polegar.	41
Figura 12 – Exoesqueleto do tipo pneumático macio.	42
Figura 13 – Eletromiografia de superfície e coleta de dados.	42
Figura 14 – Diagrama simplificado de funcionamento de um exoesqueleto pneumático da coleta de dados até atuação.	43
Figura 15 – Exoesqueleto de macio elastômero de configuração pneumática.	43
Figura 16 – Exoesqueleto eletromecânico rígido de complexo funcionamento, com atuador único e ponto de aplicação de força único por dedo.	44
Figura 17 – Sistema eletromecânico do exoesqueleto de Secciani.	45
Figura 18 – Funcionamento mecânico através de alavancas.	46
Figura 19 – Exoesqueleto com um atuador linear para tração a todos os fios	48
Figura 20 – Principais tendões, ligamentos e músculos na porção mão e antebraço.	51
Figura 21 – Principais tendões, ligamentos e músculos na porção mão e punho.	52
Figura 22 – Terminologia de diferentes movimentos.	53
Figura 23 – Principais pregas da mão e punho.	53
Figura 24 – Órteses dinâmica que se utiliza de elásticos e arames.	54
Figura 25 – Exoesqueleto com tracionamento por fios e ancorado em uma luva de tecido	55
Figura 26 – Primeiro sketch do exoesqueleto com a ideia de implementação de fios trativos.	55
Figura 27 – <i>Sketch</i> do molde a ser feito para o estudo de interface com o corpo.	56
Figura 28 – Molde pronto de termoplástico e neoprene.	56

Figura 29 – Parte distal do dispositivo que respeita pregas e articulações.	57
Figura 30 – Movimentos garantidos para este <i>design</i> de exoesqueleto.	57
Figura 31 – Anatomia dos tendões e polias anelares e cruciformes	58
Figura 32 – Primeiro protótipo virtual.	59
Figura 33 – Flexão de punho causada pelo AVC.	60
Figura 34 – Segundo protótipo virtual.	61
Figura 35 – Esquema eletrônico de uma Luva de Controle com sensor de deformação	62
Figura 36 – <i>MockUp</i> do sistema eletrônico para acionamento dos servomotores do Exoesqueleto	63
Figura 37 – <i>MockUp</i> do sistema eletrônico para os sensores de deformação da Luva de Controle	64
Figura 38 – Diagrama de funcionamento eletrônico desde a Luva de Controle até o Exoesqueleto	66
Figura 39 – Montagem do primeiro sistema eletrônico de controle desde a coleta de dados da deformação até o acionamento do servo.	67
Figura 40 – Comportamento dos dados coletados a partir da deformação do sensor flex	68
Figura 41 – Interface do software Creality 3D com o protótipo em desenvolvimento.	69
Figura 42 – Modelo Creality Ender 3D utilizado para impressão dos protótipos. . .	70
Figura 43 – Primeiro protótipo real, parte mais próxima do antebraço.	71
Figura 44 – Primeiro protótipo real, parte da mão e dedos.	72
Figura 45 – Terceiro protótipo virtual, vista isométrica.	73
Figura 46 – Vista superior do terceiro protótipo virtual	74
Figura 47 – Vista lateral do terceiro protótipo virtual	75
Figura 48 – Impressão do segundo protótipo real.	75
Figura 49 – Primeiro sistema eletrônico de controle no segundo protótipo real. . . .	76
Figura 50 – Marcas de pressão na mão e punho.	78
Figura 51 – Foto com indicação da área de contato máximo que o exoesqueleto deve ter com o corpo.	79
Figura 52 – Design virtual com servos de rotação contínua e potenciômetros multivoltas	80
Figura 53 – Protótipo com servos de rotação contínua e potenciômetros multivoltas	81
Figura 54 – Conjunto final do exoesqueleto pronto para teste com pacientes	82
Figura 55 – Exoesqueleto funcional sendo testado em paciente no Programa de Aprendizagem Motora mediado pelo uso de Exoesqueleto e Ativação do Sistema de Neurônio Espelho	83
Figura 56 – Solução de ancoragem	85
Figura 57 – Código implementado no Arduino do Exoesqueleto	87
Figura 58 – Código implementado no Arduino da Luva Controle	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Revisão da Literatura	31
Tabela 2 – Pontuação dos Exoesqueletos baseados nas características necessárias para o processo de reabilitação	49

SUMÁRIO

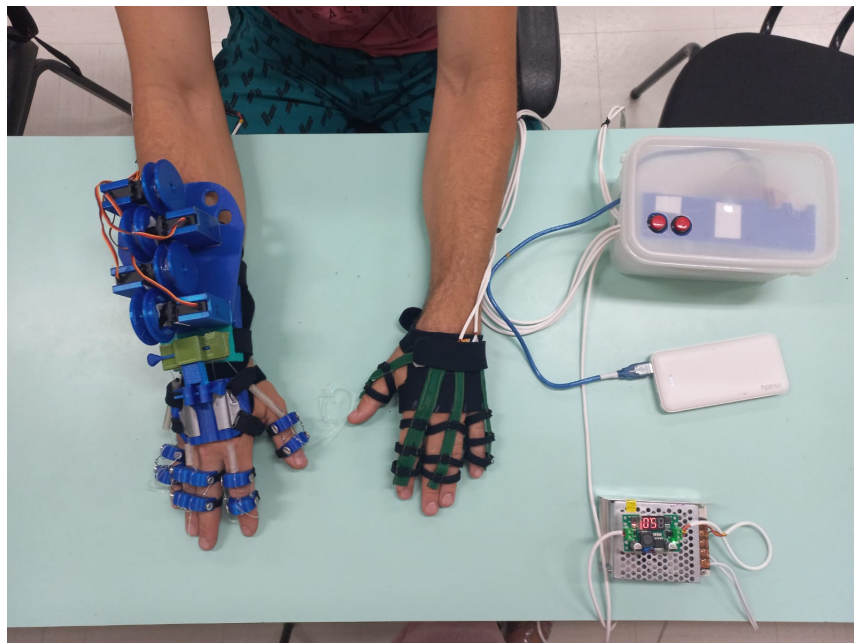
1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Contextualização	21
1.2	Motivação	23
1.3	Importância da pesquisa	24
1.4	Objetivo	25
2	METODOLOGIA	27
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	29
3.1	Metodologia da Pesquisa	29
3.2	A Pesquisa	29
3.3	Análise da Pesquisa	33
3.3.1	Categorização	33
3.3.2	Produtos	39
3.3.3	Análise	46
3.3.4	Seleção	48
4	DESENVOLVIMENTO	51
4.1	Desenvolvimento do Projeto	51
4.1.1	Da Anatomia para o Exoesqueleto	51
4.2	Estudo do Segundo Protótipo	61
4.2.1	Estudo de Controle	62
4.2.2	Programação do sistema de controle	69
4.3	Processo de Manufatura	69
5	RESULTADOS	71
5.1	Primeiro Protótipo Real	71
5.2	Segundo Protótipo Real	72
5.2.1	Testando-se o sistema de controle no exoesqueleto	76
5.3	Última versão do Exoesqueleto	79
5.3.1	Alterações finais	80
5.3.2	Exoesqueleto funcional	81
6	CONCLUSÃO	85
6.1	Situação atual	85
6.2	Trabalhos futuros	86
7	APÊNDICE	87

REFERÊNCIAS 89

1 . INTRODUÇÃO

O capítulo introdução pretende contextualizar a área de conhecimento, apresentar a motivação, a importância da pesquisa e os objetivos do trabalho desenvolvido. O trabalho atualmente tem um protótipo funcional, apresentado na Figura 1, que está em fase de *redesign* em função das novas necessidades de atualização provenientes dos resultados de testes de laboratório e de testes em pacientes hemiparéticos, estes últimos fazem parte de outro trabalho.

Figura 1 – Última versão do exoesqueleto já funcional

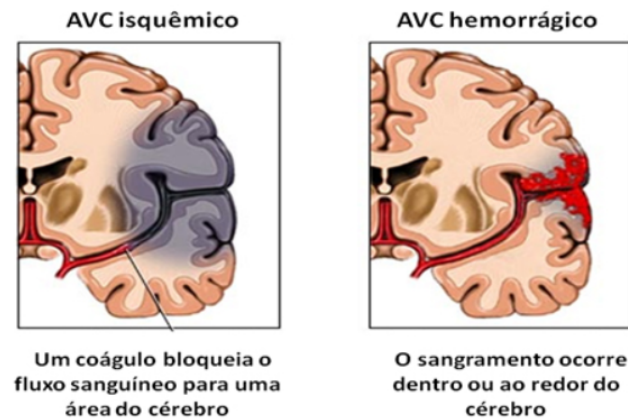


Fonte: Autor em conjunto com o grupo de pesquisa.

1.1 Contextualização

O acidente vascular encefálico (AVE) ou acidente vascular cerebral (AVC) é uma interrupção aguda do fluxo sanguíneo do cérebro, resultando em morte celular e perda da função neurológica associada às áreas afetadas. Existem dois tipos de AVC, que são o isquêmico e o hemorrágico como visto na Figura 2. O primeiro ocorre como resultado de uma obstrução dentro de um vaso sanguíneo que fornece sangue ao cérebro e o segundo resulta de um vaso enfraquecido que se rompe e sangra para o cérebro circundante (TND, 2024).

Figura 2 – Acidente vascular cerebral

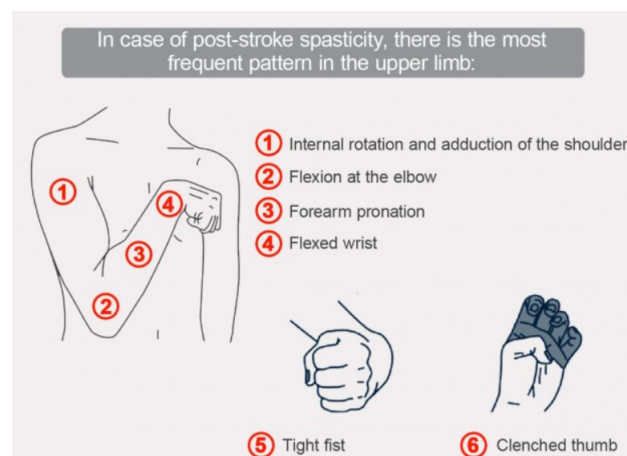


Fonte: Sociedade Brasileira de AVC.

Geralmente o AVC tem como resultado uma espasticidade que é rigidez dos músculos que também podem ser entendidos como tensão incomum ou aumento do tônus muscular (MEDICINE, 2024). O tônus muscular é o grau de contração muscular permanente que se torna anormal devido ao desequilíbrio dos neurônios motores causado por lesões neurológicas (MARSURA; AL, 2013). A espasticidade leva a um aumento anormal do tônus muscular que interfere com os movimentos dos músculos (KELLERMAN, 2021).

A espasticidade pós-AVC pode gerar um padrão frequente no membro superior que envolve: rotação interna e adução do ombro, flexão do cotovelo, pronação do antebraço, punho flexionado, punho cerrado e polegar cerrado (DOUSSOULIN C. RIVAS, 2020). Assim, vários movimentos são afetados, como extensão do dedo, aperto de pinça, agarrar e soltar (VARGAS, 2020). Isto é observável na Figura 3.

Figura 3 – Espasticidade pós-AVC e seu padrão frequente de acometimento de membros superiores



Fonte: REH4MAT.

Para a reabilitação motora, o programa de aprendizagem proposto por PAIVA (2024) utiliza a ativação do sistema de neurônios espelho, em que tanto o neurônio que executa uma tarefa quanto o aquele que o observa são ativados. O processo de reabilitação desenvolvido por Paiva precisa que as duas mãos executem os mesmos movimentos simultaneamente para que o sistema de neurônios-espelho possa atuar. A realização do programa de aprendizagem motora por neurônio espelho somente com a mão saudável e a mão acometida resulta em movimentos diferentes e não simultâneos devido às limitações de movimento do membro com hemiparesia. A pesquisa de PAIVA (2024) indica que para uma melhor eficácia do método de reabilitação, é necessário um dispositivo para auxiliar o movimento da mão que sofre com a paresia aplicando-lhe uma força externa no exato momento em que a mão saudável se move, então os movimentos são os mais próximos de ser iguais e simultâneos.

1.2 Motivação

A principal motivação para este trabalho é de contribuir, por meio da robótica, com a pesquisa que está em desenvolvimento pela professora Gisele Paiva, Terapeuta Ocupacional especialista em Terapia da Mão e Reabilitação de Membros Superiores, docente do departamento de terapia ocupacional da Universidade Federal de São Carlos. No trabalho de Paiva, há a necessidade de um dispositivo de mão que tenha a capacidade de auxiliar totalmente um paciente que tenha sofrido perda de movimentos da mão e punho devido a um acidente vascular cerebral em um processo de reabilitação proposto na referente pesquisa da professora, que envolve a ativação do sistema de neurônios espelhos (PAIVA, 2024). O acidente vascular cerebral, ou comumente conhecido como AVC, é o entupimento ou rompimento em vasos sanguíneos que levam sangue ao cérebro, provocando a paralisia da área cerebral que ficou sem circulação sanguínea (SAÚDE., 2019). O AVC pode gerar danos neurológicos e o dano mais importante para esta pesquisa é a hemiparesia que é paralisia de um lado do corpo causada por lesões das células nervosas que levam comandos motores do cérebro para a medula espinhal, ou seja, para a área responsável pelos movimentos dos membros e seus músculos (CDF, 2023).

O programa de aprendizagem motora proposto por Paiva utiliza a ativação do sistema de neurônios espelho é a terapia do espelho. Os neurônios que são ativados tanto quando se executa uma tarefa quanto quando se observa uma tarefa semelhante são chamados de neurônios espelho e foram observados a primeira vez em macacos a mais de duas décadas (BRUNNER I. C.; SKOUEN, 2014). Para se poder realizar o movimento com a mão saudável e repetir o mesmo movimento com a mão hemiparética, a pesquisadora Paiva tem a demanda por um dispositivo que, ao ser posicionado nesta mão acometida por hemiparesia, seja capaz de copiar de forma simulatânea o movimento da mão saudável.

Deixa-se claro que não se pretende aprofundar o funcionamento da reabilitação

com ativação do neurônio espelho, o qual é matéria de estudo da professora Paiva. Desta forma, o projeto tem como estudo principal o desenvolvimento de um dispositivo de mão, punho e dedos capaz de atender as necessidades apontadas para o programa de reabilitação motora por neurônio espelho.

As órteses são dispositivos que podem ser estáticos, dinâmicos seriados e dinâmicos progressivos. Eles suportam ou imobilizam um segmento do corpo durante a fase de recuperação, ou são dispositivos que corrigem ou previnem deformidades. O objetivo das órteses é estabelecer o equilíbrio biomecânico através da aplicação de forças de contenção externas ao segmento do corpo comprometido (CREFITO... , 2024).

Segundo Ferreira, o exoesqueleto é uma estrutura externa a um membro, fixada com o objetivo de proporcionar aumento do desempenho, ou substituir a função de um músculo no caso de perda de movimento (FERREIRA, 2018). Ressaltando que se trata de exoesqueleto robótico, de acordo com este autor, a principal finalidade dos exoesqueletos pode ser dividida em aumento de força e reabilitação. Visto que há a necessidade de aplicação de força externa ativa e controlada, o exoesqueleto foi selecionado como dispositivo que deve ser utilizado no programa de reabilitação de Paiva.

Existe uma vasta quantidade de artigos que apresentam propostas de exoesqueleto de mão e uma outra vasta quantidade de artigos de revisão de produtos apresentados na literatura e no mercado. Objetivando-se compreender as principais características dos exoesqueletos, estudou-se os artigos que estabeleceram uma categorização para as configurações de exoesqueleto existentes. Com este estudo pretende-se compreender quais características oferecidas pelos exoesqueletos são capazes de atender às necessidades de PAIVA (2024). Para tanto, pretende-se determinar estas necessidades para que seja possível avaliar as configurações de exoesqueleto existentes. Por fim, pretende-se selecionar o exoesqueleto que melhor atende às necessidades por um critério de avaliação.

Uma vez selecionado a configuração de exoesqueleto, pretende-se projetar virtualmente e, posteriormente, produzir um protótipo real para teste em laboratório com o objetivo de validar a capacidade do dispositivo ser funcional para a aplicação do programa de reabilitação motora por aprendizagem por neurônio espelho. Em um próximo trabalho, pretende-se utilizar o protótipo funcional em testes com pacientes em uma das etapas do trabalho atualmente em desenvolvimento por PAIVA (2024).

1.3 Importância da pesquisa

Pretende-se contribuir para o meio científico apresentando um exoesqueleto de mão funcional capaz de atender aos requisitos do programa de reabilitação motora por neurônio espelho, trabalho desenvolvido com a contribuição na área de conhecimento da terapia ocupacional da pesquisadora Gisele Paiva.

1.4 Objetivo

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um protótipo de exoesqueleto totalmente funcional capaz de atender ao programa de reabilitação motora com ativação do sistema de neurônios espelho copiando de forma simultânea os movimentos de uma mão saudável para a acometida por hemiparesia.

É importante ressaltar que neste trabalho, apresenta-se o exoesqueleto funcional, que é aquele capaz de executar a função de aplicação de força externa controlada a um corpo. Será apresentado de forma mais superficial, na seção dos resultados, outra parte que está em desenvolvimento no trabalho de PAIVA (2024) que são as atualizações realizadas no exoesqueleto para adequação ergonômica ao ser humano. Um dos objetivos de PAIVA (2024) é ter o dispositivo preparado e adequado para poder ser testado em pacientes.

2 . METODOLOGIA

O ponto de partida foi o trabalho já iniciado por Gisele Paiva, docente do Departamento de Terapia Ocupacional da UFSCar e colaboradora deste projeto. Sua compreensão da área da saúde, especialmente na área de recuperação de movimentos da mão por pessoas que sofreram acidente vascular cerebral, demandou a este trabalho buscar quais exoesqueletos estão disponíveis no mercado, verificando principalmente o estado da arte. Desta forma, a contribuição inicial da professora Paiva foi gerar a demanda para um exoesqueleto para reabilitação de mão.

A partir disto, fez-se uma pesquisa baseando-se em uma revisão sistemática da literatura que buscou por estudos recentes de revisão de artigos na biblioteca virtual Portal de Periódicos da CAPES. Verificou-se as principais características dos exoesqueletos por artigos que realizaram categorizações e determinou-se as principais características que o trabalho de PAIVA (2024) teve como necessidade para que o programa de reabilitação motora por neurônio espelho tivesse sua máxima eficácia. Além disso, analisou-se qual a tendência de uso de mercado dos artigos que BOS et al. (2016) e de GULL et al. (2020) indicaram como mais recorrentes no meio científico e comercial: acionamento eletromecânico e pneumático.

A necessidade de compreender o funcionamento do exoesqueleto e a sua aplicação diretamente no ser humano para a compreensão da sua eficácia e eficiência, projetou-se protótipos virtuais em CAD, utilizando-se o software *AUTODESK INVENTOR*, um exoesqueleto com acionamento do tipo eletromecânico. Essa configuração foi selecionada em relação ao pneumático, devido a diversas facilidades construtivas em relação aos recursos que os pesquisadores tinham disponíveis, e devido ao tamanho compacto que, logo, está diretamente atrelado à facilidade de portabilidade para um usuário com o protótipo. A pesquisa apontou que para a solução pneumática haveria a necessidade de compressores ou vasos de pressão de tamanho muito compacto e de ação muito rápida, algo que o autor deste trabalho não tinha fácil acesso. Enquanto isso, atuadores eletromecânicos e baterias estão atualmente muito presentes no mercado, em diversos tamanhos e diversas velocidades de atuação, sendo portanto a melhor opção para o desenvolvimento do protótipo e, possivelmente como extrapolação, para um produto que possa ser comercializado devido a facilidade de acesso a recursos no mercado para sua construção e manutenção. Ou seja, o maior peso para esta seleção em detrimento da outra foi a aplicação mediante os recursos presentes para poder-se fabricar um protótipo que seja capaz de ser projetado e construído no tempo disponível para o trabalho de mestrado.

Com o grupo de pesquisadores envolvidos nesse processo, ocorrem vários encontros dos mesmos para *feedbacks* e melhorias do modelo 3D do protótipo virtual. Nestes encontros, a pesquisadora Paiva, por ser especializada em terapia da mão e reabilitação de Membros Superiores, assim como ter em sua prática profissional e docente, uma vasta

experiência na confecção de órteses, realiza orientações acerca das questões anatômicas e de moldagem de dispositivos nessa região do corpo. Dessa forma, a cada modificação do projeto imprime-se um protótipo real em impressora 3D para verificar a evolução do projeto quanto às funcionalidades necessárias. A contribuição da professora Gisele Paiva no desenvolvimento do protótipo é na orientação de como seria a interface ideal entre o exoesqueleto e o corpo de forma que seja confortável, anatômica e ergonômica, auxiliando desta forma a elucidar como o design das curvas de interface devem ser projetadas para a melhor adequação possível ao ser humano. Ou seja, a professora propiciou requisitos dimensionais para o design. Enquanto isso, o professor doutor Aroca orienta e auxilia no desenvolvimento da parte mecânica, eletrônica e de controle do exoesqueleto.

Testou-se recorrentemente o protótipo em laboratório para evoluí-lo o suficiente para estar pronto para teste em seres humanos, o que já foi realizado e entregue para testes em pacientes no trabalho de PAIVA (2024). Os testes em laboratório com fins de obter da funcionalidade mecânica, ergonômica e estrutural, enquanto os testes em humanos seriam voltados para ergonomia, conforto e eficácia em um tratamento de reabilitação. Os testes em pacientes não serão analisados neste trabalho.

3 . REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Metodologia da Pesquisa

O capítulo apresenta o estado da arte, com trabalhos relacionados a este trabalho, além da metodologia de pesquisa utilizada. Algumas referências terão a sua relação melhor explicadas com este trabalho nos demais capítulos do mesmo.

Como entrada e motivação inicial para este trabalho, o trabalho da pesquisadora Paiva apresentou uma demanda para um exoesqueleto que fosse capaz de ser utilizado em ser humano para a reabilitação em um programa que envolve a ativação do sistema de neurônios espelho (PAIVA, 2024). Desta forma, busca-se um exoesqueleto funcional, eficaz, eficiente, confortável e anatômico que atenda os critérios para um trabalho de reabilitação de pessoas que sofreram acidente vascular cerebral e, como consequência do mesmo, precisam lidar com a hemiparesia de mão do lado afetado.

Para que isso seja possível, é necessário compreender quais são os exoesqueletos existentes do mundo acadêmico e comercial, quais as suas configurações e design, e quais destas características atendem às necessidades do trabalho de PAIVA (2024). Para tanto, pesquisou-se artigos que apresentam produtos prontos e também artigos que detêm uma categorização dos tipos de configuração e de design. A pesquisa foi realizada na biblioteca virtual Portal de Periódicos da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

3.2 A Pesquisa

Na fase de planejamento inicial do trabalho, vindo da compreensão da necessidade de um exoesqueleto de reabilitação de mão hemiparética (PAIVA, 2024), foi realizada a pesquisa de tal forma que artigos de produto e de revisão sobre exoesqueleto de membro superior, principalmente de punho, mão e dedos, estabelecendo critérios de inclusão e exclusão.

As questões que a pesquisa pretende responder são:

- Quais são as características principais que distinguem as configurações dos exoesqueletos?
- Quais destas características atendem às necessidades do programa de reabilitação por aprendizagem motora via neurônio espelho de Paiva (PAIVA, 2024)?

A estratégia de busca seguiu-se da seguinte forma:

1. Como fonte de pesquisa, utilizou-se a biblioteca virtual do Portal de Periódicos da CAPES, realizando a busca automatizada para ter uma busca mais abrangente;

2. Busca com as palavras chave relacionadas ao assunto principal da pesquisa: Exoskeleton, Orthosis, Upper Limb, Hand, Rehabilitation, Recovery, Assist, Embedded Software e Embedded Hardware;
3. Alteração das palavras chave na string para poder cobrir um maior número de artigos, chegando-se na string que atingiu o maior número de artigos com títulos de interesse: (Exoskeleton* OR Orthos?s) AND (“Upper Limb” OR Hand*) AND (Rehab* OR Recover* OR Assist*) AND Embedded (Software* OR Hardware*);
4. Configurou-se para serem artigos dos últimos 10 anos para focar em trabalhos mais atuais;
5. Foram encontrados 750 artigos;
6. Abriu-se os artigos para ver, através da leitura de título e resumo, se o escopo básico procurado fazia parte do mesmo;
7. Selecionou-se 20 artigos;
8. Estabeleceu-se critérios de inclusão e exclusão para averiguar o nível de relevância dos artigos para a pesquisa, sendo eles:

Critérios de inclusão:

- Ser um artigo que incluía mãos, punhos e membros superiores;
- Ser um artigo apresente um produto exoesqueleto ou apresente uma revisão de produtos ou de artigos;
- Ser artigos que sejam de no máximo 10 anos atrás para poderem representar as tecnologias mais atuais;
- Ter como assunto principal o estudo de tecnologia de reabilitação.

Critérios de exclusão:

- Não ser um artigo que incluía mãos, punhos ou membros superiores;
- Não ser um artigo apresente um produto exoesqueleto ou apresente uma revisão de produtos ou de artigos;
- Não ter como assunto principal o estudo de tecnologia de reabilitação.

9. O resultado da análise está na tabela 1.

Tabela 1 – Revisão da Literatura

Título	DOI	Relevância	Motivo da Relevância
MUNDUS project: MULTimodal Neuroprosthesis for daily Upper limb Support	(1)	MÉDIA	Dispositivo interessante por poder como sistema assistivo para diversas doenças, uma vez que é baseado em capacidades motoras residuais. Ainda que ofereça a opção totalmente ativa, o exoesqueleto de mão ofertado não possibilita o movimento independente de cada dedo, não sendo de interesse para este trabalho.
A structured overview of trends and technologies used in dynamic hand orthoses	(2)	ALTA	É um overview do mundo de 165 órteses de mão dinâmicas individuais categorizados em uma estrutura com domínio de sinal, de energia da mecânica.
Design and Validation of Exoskeleton Actuated by Soft Modules toward Neurorehabilitation Vision-Based Control for Precise Reaching Motion of Upper Limb	(3)	MÉDIA	É relevante por ser um exoesqueleto impresso em impressora 3D e por utilizar módulos que combinam materiais macios e ação pneumática. Mas deixa de ser muito interessante por se focar em ombros e cotovelos.
Design and Development of Continuous Passive Motion (CPM) for Fingers and Wrist Grounded-Exoskeleton Rehabilitation System	(4)	MÉDIA	Neste temos “Movimento Continuamente Passivo” e é focado em Mãos, Dedos e Punho. Esse dispositivo é “grounded” (ele fica preso a uma mesa/chão/estrutura) então só fica com a pessoa no momento da terapia, não sendo interessante pela falta de portabilidade. Focado para diversos tipos de movimento.
A novel application of a surface ElectroMyoGraphy-based control strategy for a hand exoskeleton system: A single-case study	(5)	ALTA	É um exoesqueleto não invasivo de baixo custo de mão baseado em sinais de eletromiografia de superfície. Há um estudo de caso com paciente. Este exoesqueleto tem alta complexidade mecânica e precisa ser analisado.
Design and Optimization of an EEG-Based Brain Machine Interface (BMI) to an Upper-Limb Exoskeleton for Stroke Survivors	(6)	MÉDIA	O que é interessante é a utilização de uma interface cérebro-máquina (IMC) baseada em eletroencefalografia assíncrona (EEG) para orientar o movimento e encorajar a participação ativa do usuário, fornecendo feedback sensorial instantâneo (com redução de erro por ter sensores nos músculos do braço). O que não é interessante para o escopo deste artigo é que não enfoca em mão e punho.
Chronic stroke survivors achieve comparable outcomes following virtual task specific repetitive training guided by a wearable robotic orthosis (UL-EXO7) and actual task specific repetitive training guided by a physical therapist	(7)	MÉDIA	Embora tenha enfoque em movimentos de punho, não tem movimentos de dedo e é uma órtese que é “grounded” preso na parede, não sendo interessante pela falta de portabilidade.
A Soft Exoskeleton Glove for Hand Bilateral Training via Surface EMG	(8)	ALTA	Apresenta um exoesqueleto do tipo pneumático de material macio. Afirma ter alta eficiência e conforto. Aparece ser bastante prático, mas não se sabe quanto a mobilidade. É necessário verificar a eficácia para os movimentos de reabilitação. Estes questionamentos são interessantes para o trabalho.
A Compact and Lightweight Rehabilitative Exoskeleton to Restore Grasping Functions for People with Hand Paralysis	(9)	ALTA	É um exoesqueleto do tipo rígido e com atuador eletromecânico. Tem uma solução para a movimentação do dedão. Pelo tamanho e praticidade do exoesqueleto, pode contribuir com este trabalho.
A Case Study on the Design and Implementation of a Platform for Hand Rehabilitation	(10)	MÉDIA	O artigo não seja focado no desenvolvimento do exoesqueleto em si. O desenvolvimento de software (com códigos) que seria amigável para usuário, terapeuta e engenheiro desenvolvimentista é um diferencial do artigo que pode auxiliar no desenvolvimento do presente projeto. Acho interessante eles utilizarem os termos e os conhecimentos de IoT e additive manufacturing.
Admittance-Based Upper Limb Robotic Active and Active-Assistive Movements	(11)	MÉDIA	O artigo tem de interessante o desenvolvimento de matrizes cinemáticas dos movimentos que podem ser utilizadas na programação do exoesqueleto. Também é interessante o estabelecimento de paredes invisíveis de programação para que o movimento limite não exceda os limites físicos do paciente. Entretanto, o exoesqueleto não é focado em mãos e punho que é o escopo aqui desenvolvido.
A Review on Design of Upper Limb Exoskeletons	(12)	ALTA	Este artigo é interessante por ser uma revisão de muitas soluções de exoesqueletos de membros superiores, estabelecendo comparações de eficiência da interação humano-robô. Embora ele não seja somente baseado em mãos e punhos, inclusive abordando muito mais os exoesqueletos de cotovelo e ombro, ele oferece grande contribuição quanto a eficácia da funcionalidade de exoesqueletos macios de mão.

Título	DOI	Relevância	Motivo da Relevância
Exoskeletal devices for hand assistance and rehabilitation: A comprehensive analysis of state-of-the-art technologies	(13)	ALTA	Este artigo estabelece uma categorização detalhada e bastante visual que auxilia bastante na compreensão das principais características dos exoesqueletos.
A review of active hand exoskeletons for rehabilitation and assistance	(14)	ALTA	Artigo de revisão que contribui para a compreensão das categorizações e para as características que mais importantes para os exoesqueletos. Nele, apresenta-se a distribuição da literatura de 70 por cento para eletromecânico e 42 por cento para cabos.
Design requirements of generic hand exoskeletons and survey of hand exoskeletons for rehabilitation, assistive or haptic use	(15)	ALTA	Estudo de diversos tipos de exoesqueleto, incluindo como sua estrutura de graus de liberdade de interrelacionam com a ergonomia de dedos e mãos.
Remote actuation systems for fully wearable assistive devices: Requirements, selection, and optimization for out-of-the-lab application of a hand exoskeleton	(16)	ALTA	Artigo de análise de características do exoesqueleto de performance e conforto, apresentado uma metodologia própria de seleção.
A co-driven functional electrical stimulation control strategy by dynamic surface electromyography and joint angle	(17)	ALTA	Estudo de atuação eletromiográfica por eletrodo de estimulação.
A fabric-based soft hand exoskeleton for assistance: the exhand exoskeleton.	(18)	ALTA	Exoesqueleto pneumático que, em análise, demonstra a alta complexidade e tamanho não prático para as necessidades do programa de reabilitação.
Design, development and evaluation of a new hand exoskeleton for stroke rehabilitation at home.	(19)	ALTA	Artigo que mostra o desenvolvimento de um exoesqueleto eletromecânico com tracionamento por fios e indicação de maior simplicidade para atendimento dos variados graus de liberdade dos dedos e mão, sendo uma solução interessante para os propósitos do programa de reabilitação.
Hand exoskeleton systems—overview.	(20)	MÉDIO	Estudo dos diversos tipos de exoesqueletos, analisando desde a atuação até a transmissão mecânica. Apresenta um estudo de representatividade de tipo de aplicação dos exoesqueletos dos artigos presentes na literatura, indicando que a maioria foi para o fim de reabilitação.
Hand orthosis powered by twisted and coiled polymer muscles.	(21)	ALTA	Artigo de desenvolvimento de uma órtese dinâmica. Não é sobre exoesqueleto, sendo a exceção, mas é inserido na pesquisa, pois auxilia na compreensão dinâmica do funcionamento do tracionamento mecânico por fio em relação aos pontos de ancoragem dos dedos.

DOI Index:

- (1) <http://dx-doi.ez31.periodicos.capes.gov.br/10.1186/1743-0003-10-66>
- (2) <http://dx-doi.ez31.periodicos.capes.gov.br/10.1186/s12984-016-0168-z>
- (3) <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00352>
- (4) <https://doi.org/10.3390/app11020815>
- (5) <https://doi-org.ez31.periodicos.capes.gov.br/10.1177/1729881419828197>
- (6) <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00122>
- (7) <https://doi.org/10.1016/j.jht.2013.06.001>
- (8) <https://doi.org/10.3390/s21020578>
- (9) <https://doi.org/10.3390/s21206900>
- (10) <https://doi.org/10.3390/app11010389>
- (11) <https://doi-org.ez31.periodicos.capes.gov.br/10.5772/60784>
- (12) <https://doi.org/10.3390/robotics9010016>
- (13) <https://doi.org/10.1109/TMRB.2021.3064412>
- (14) <https://doi.org/10.3390/robotics10010040>

- (15) <https://doi.org/10.1109/TOH.2019.2924881>
- (16) <https://doi.org/10.3389/frobt.2020.596185>
- (17) <https://doi.org/10.3389/fnins.2022.909602>
- (18) <https://doi.org/10.3389/fnbot.2023.1091827>
- (19) <https://doi.org/10.2339/politeknik.725310>
- (20) <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00008-4>
- (21) <https://doi.org/10.1088/1361-665X/aa8929>

3.3 Análise da Pesquisa

3.3.1 Categorização

Procurando-se compreender as principais características que definem os diferentes exoesqueletos, primeiro analisou-se os artigos de revisão.

BOS et al. (2016) apresenta um estudo comparativo que categoriza os tipos de exoesqueleto, separando em domínios de sinal, energia e mecânica, apontando em quantidade para cada categoria as ocorrências nos artigos. Através desta revisão, embora não possamos afirmar certamente qual é o melhor exoesqueleto existente, é possível verificar uma linha de tendência da comunidade científica e comercial que possivelmente indica a configuração de exoesqueleto capaz de ser mais eficiente, eficaz e ergonômico dentre os demais existentes. Além disso, este trabalho deixa claro o grande problema de design para os exoesqueletos de mão: a complexidade da movimentação das articulações as quais são policêntricas, não se tendo uma solução trivial de mecanismo para as mesmas.

Três artigos selecionados vão de encontro com a indicação de tendência de BOS et al. (2016) para os tipos de exoesqueleto mais comuns no meio científico, o eletromecânico de NAZARI et al. (2021), o eletromecânico de SECCIANI et al. (2019) e o pneumático de CHEN et al. (2021).

O trabalho de GULL et al. (2020) também é uma revisão de artigos científicos de exoesqueletos e o autor aponta para a alta complexidade da movimentação de mão, indicando inclusive que exoesqueletos de material macio não conseguem fornecer o movimento necessário para a flexão e extensão da mão, dando exemplo dos projetos NeoMano (2020), Tendo (2020) e SEM glove de Nilsson et al. (2012). Desta forma, o autor do atual trabalho compreende que isto indica que os materiais rígidos apresentam a melhor solução para este ponto.

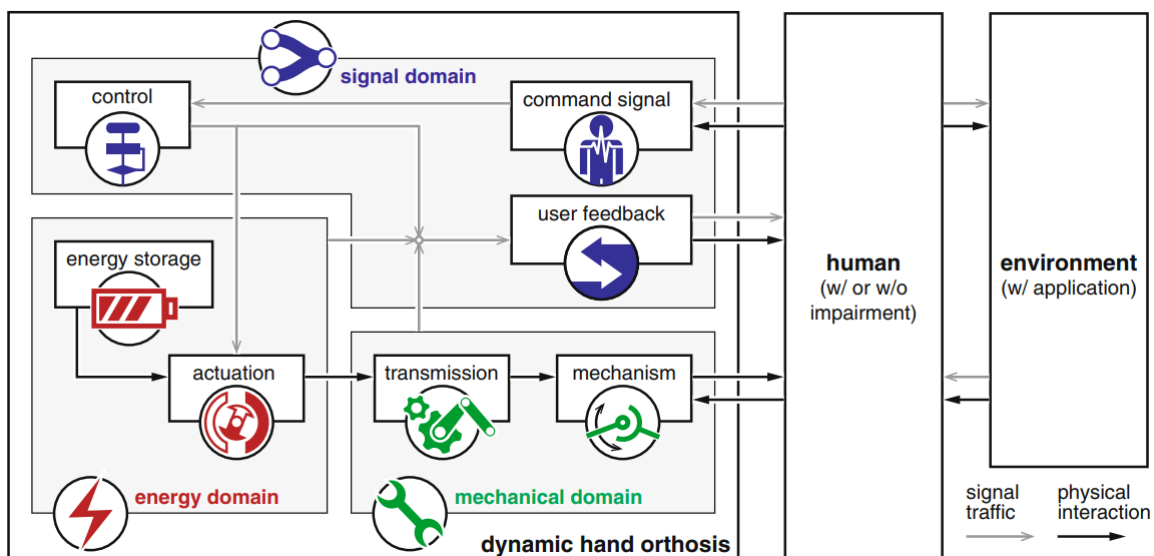
A análise dos artigos de revisão de BOS et al. (2016) e de GULL et al. (2020), obteve-se uma quantidade expressiva de informações de quantidades presentes no mercado e em artigos científicos que configuram um comportamento de tendência da comunidade científico-tecnológica. Esse comportamento, mesmo que não possa dar a certeza de

qualidade superior para nenhuma configuração de exoesqueleto e que ainda deixa de lado algumas configurações plausíveis de funcionalidade, é um indicativo de tendência de pesquisa da tecnologia envolvida e de facilidade de desenvolvimento do exoesqueleto com determinada configuração BOS et al. (2016), podendo ser um indicativo de performance diferenciada.

Os artigos de revisão de BOS et al. (2016) e de GULL et al. (2020) mostram que ainda não existe um consenso científico e comercial de qual configuração dos dispositivos é a mais eficiente e eficaz, ainda com o artigo de GULL et al. (2020) indicando a divergência de opiniões quanto a configuração que apresentaria o melhor conforto na interação homem-máquina.

Devido a importância que o trabalho de BOS et al. (2016) tem para este trabalho, que é a compreensão de como é categorizado cada configuração dos exoesqueletos, analisa-se como este autor realizou seu mapeamento sistemático. Uma análise detalhada com 165 órteses dinâmicas de mão, realizando uma categorização detalhada em três domínios: sinal, energia e mecânico. O domínio de sinal determina como o ser humano pode controlar o dispositivo e como ele é informado sobre a situação do equipamento. O domínio de energia determina a fonte de energia e como é a conversão da energia mecânica dentro do sistema. O domínio da mecânica determina como o trabalho mecânico é transportado e como cada parte do membro doente é suportado. A Figura 4 demonstra a estratégia de categorização.

Figura 4 – Diagrama das interações básicas entre os domínios e o ser humano



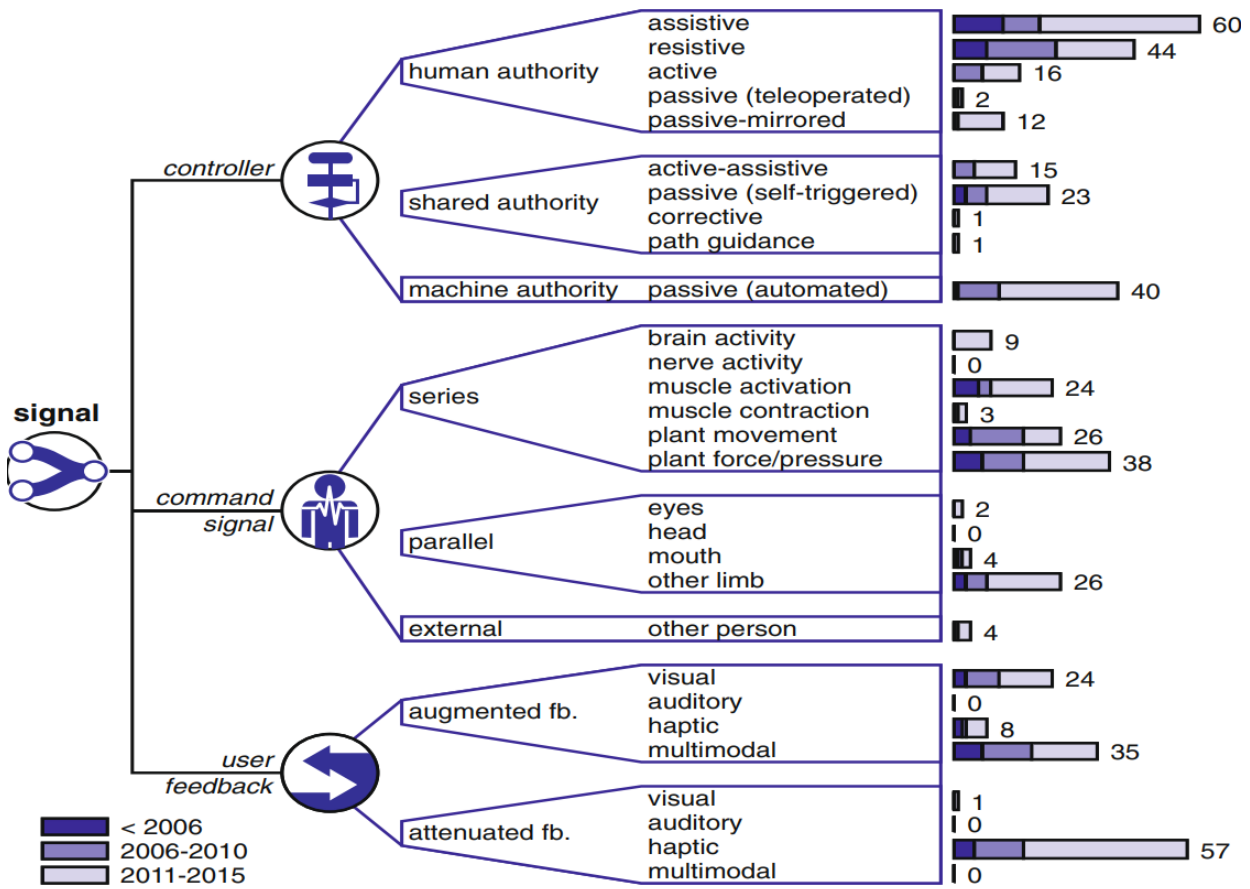
Fonte: BOS, A.R., 2016

A interpretação do autor deste trabalho em relação a 4 de BOS et al. (2016) é a seguinte:

- Inicia-se com a informação provinda do ser humano, podendo ser de um membro acometido ou não;
- Esta informação vai ser transferida para dentro da órtese dinâmica por meio de tráfego de sinal ou interação física;
- No sistema dentro da órtese dinâmica, existe o *command signal* ou sinal de comando o qual é o sistema responsável por receber a informação e detectar a intenção de movimento;
- O tráfego de sinal vai em direção ao controle o qual é responsável pela estratégia de tratamento do dado.
- Ainda dentro do domínio de sinal, tem o *feedback* do usuário o qual é responsável para retroalimentar a interação com o ser humano, podendo realizar ajustes mecânicos ou de sinais no equipamento acoplado à pessoa;
- O tráfego de sinal do controlador do domínio de sinal entra no domínio da energia, indo diretamente para o sistema atuador;
- O sistema atuador recebe alguma forma de energia que deve estar armazenada para poder transformar em trabalho mecânico. O atuador aqui funciona como um motor de um carro ao receber combustível, ou seja, transforma combustível em rotação e torque;
- O sistema atuador transfere, em forma de interação física, no caso sendo trabalho mecânico, para a transmissão do domínio mecânico;
- A transmissão é a responsável por transferir o trabalho mecânico até o mecanismo;
- O mecanismo é a interface com o corpo do ser humano o qual aplicará forças no mesmo para poder executar os movimentos.

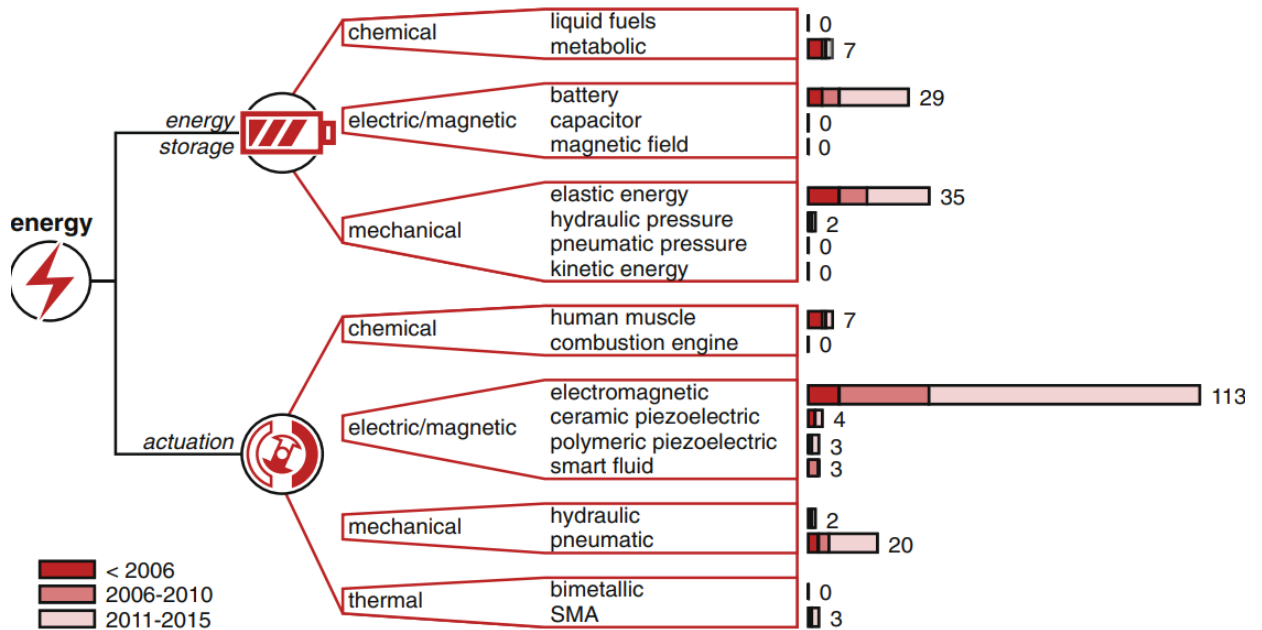
Uma vez compreendido o processo de categorização realizado por BOS et al. (2016), vamos partir para os resultados de sua pesquisa a qual vai ser apresentada através das Figuras 5 - 7:

Figura 5 – Domínio do Sinal: Três diagramas com o número de ocorrências, agrupado por período de anos



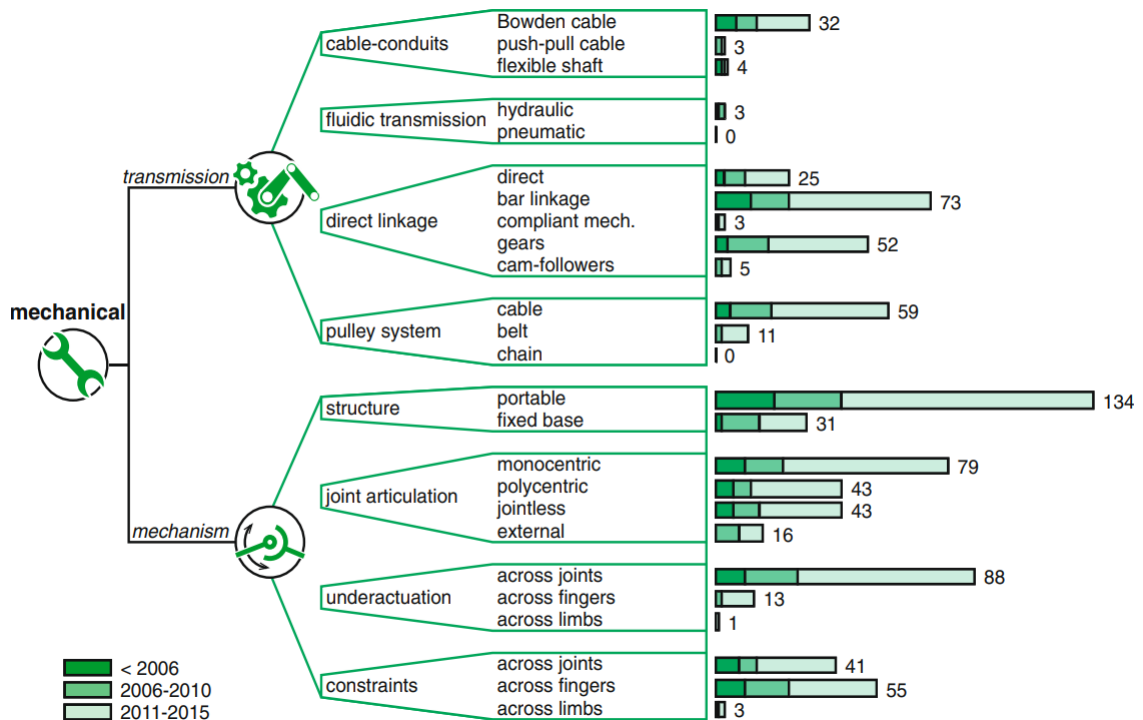
Fonte: BOS, A.R., 2016

Figura 6 – Domínio da Energia: Três diagramas com o número de ocorrências, agrupado por período de anos



Fonte: BOS, A.R., 2016

Figura 7 – Domínio da Mecânica: Três diagramas com o número de ocorrências, agrupado por período de anos



Fonte: BOS, A.R., 2016

Na análise de BOS et al. (2016), observa-se que as configurações de exoesqueleto que mais se sobressaíram foram:

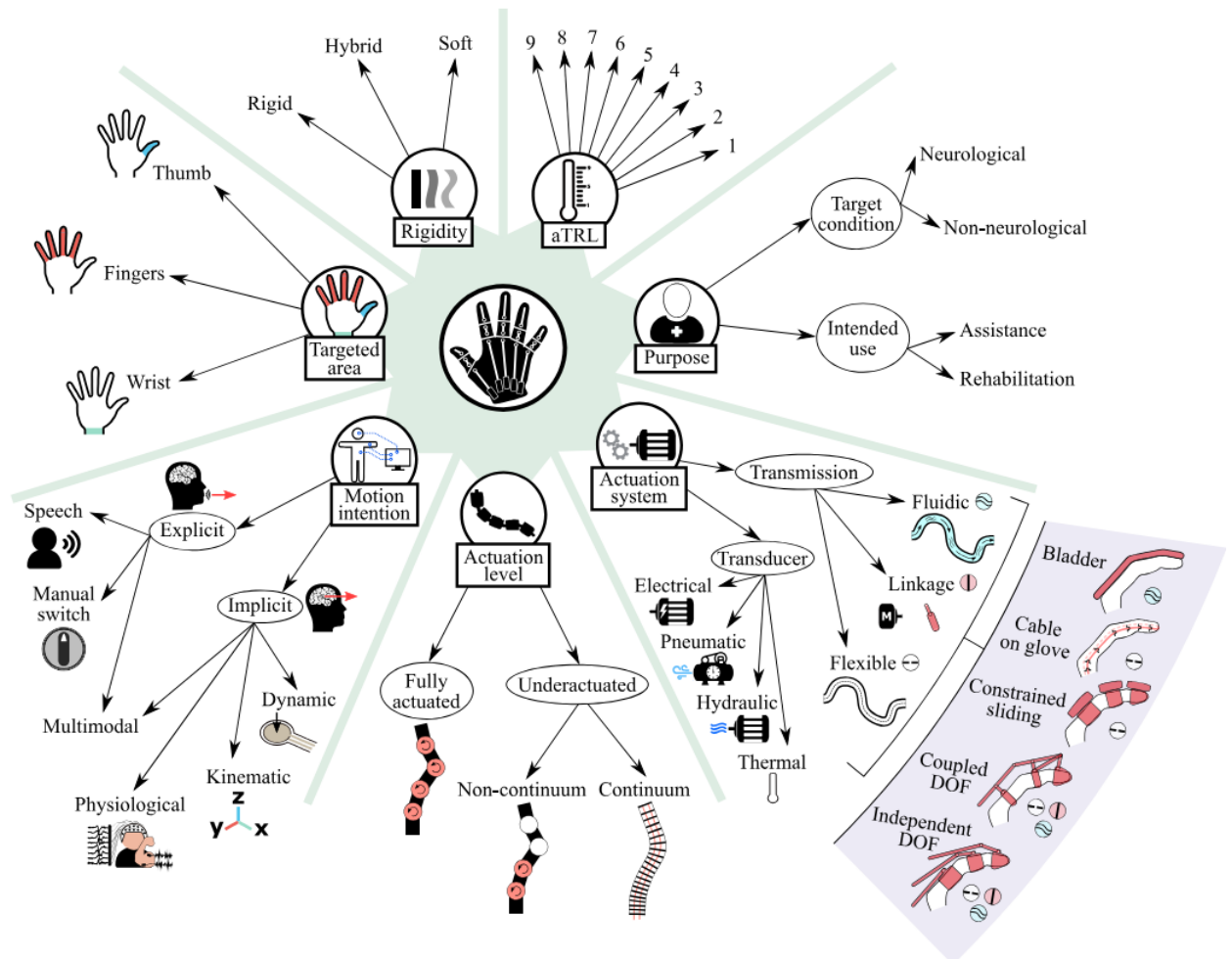
- Quanto à fonte de energia:
 - Quanto ao armazenamento de energia:
 - Por bateria;
 - Por energia elástica;
 - Quanto a atuação:
 - Eletromagnética;
 - Pneumática;
- Quanto à mecânica:
 - Quanto à transmissão:
 - Por cabos (sejam eles do tipo *Bowden* ou *linkage*);
 - Por engrenagens;
 - Por cabos e polia;
 - Quanto ao mecanismo de junta:
 - A grande maioria enfocada para ser portátil;
 - Articulação monocêntrica;
 - Subatuação cruzada de juntas;
 - Restrição cruzada de dedos.

A análise desses dados pode indicar que o uso de tecnologias pneumática e eletromagnética (ou eletromecânica) como fonte primária de atuação indique a performance que agrada aos pesquisadores e empresas devido a alta adaptabilidade da tecnologia aos exoesqueletos e a capacidade dessas tecnologias apresentarem a razão torque/velocidade muito próximo do necessário para os exercícios de recuperação de movimento de pacientes afetados por diversas doenças que causam níveis diferenciados de imobilidade (BOS et al., 2016). Além disso, essas duas configurações possibilitam ajuste fino na razão torque/velocidade, ideal para uma melhor interação direta com paciente, ainda apresentando um custo mais acessível (BOS et al., 2016). As articulações do corpo humano e seus movimentos requerem complexos estudos de variados graus de liberdade com movimentação policêntrica, referidos tanto no artigos de BOS et al. (2016) quanto de GULL et al. (2020), a maioria dos trabalhos apresentou soluções mais simples, possivelmente apontando para, além da alta complexidade necessária para o desenvolvimento de um layout de juntas policêntricas,

o enfoque do mundo acadêmico e comercial em soluções mais simples como a articulação monocêntrica (BOS et al., 2016).

Outro autores também desenvolveram metodologias de categorização, e vale mencionar o trabalho desenvolvido por Noronha e Accoto (2021) o qual fez uma metodologia de categorização relevante que levou em consideração as seguintes características: finalidade, sistema de atuação, nível de atuação, intenção de movimento, área alvo, rigidez e nível de maturidade do projeto (Technology Readiness Level ou TRL) (NORONHA; ACCOTO, 2021). O diagrama de Noronha e Accoto (2021) é mostrado na Figura 8. Em si, o trabalho de BOS et al. (2016) abrange esta categorização, porém a forma de apresentar as categorias, trouxe maior facilidade para compreensão e análise.

Figura 8 – Diagrama de Categorização de mais fácil compreensão visual



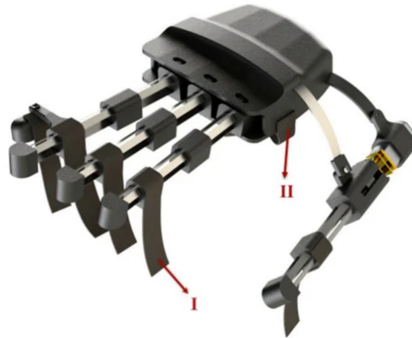
Fonte: Noronha, 2021.

3.3.2 Produtos

O artigo de Noronha e Accoto (2021) apresentou uma configuração eletromecânica baseada no funcionamento da movimentação diferencial de lâminas inicialmente paralelas

ao plano da mãos (NAZARI et al., 2021). Observe a Figura 9. Para esclarecimento neste trabalho desenvolvido, utiliza-se por base a análise de BOS et al. (2016), compreendendo-se que atuação eletromagnética e eletromecânica são o mesmo tipo de atuação: um motor ou servo ou dispositivo que, uma vez conectado à energia elétrica, é capaz de exercer uma força ou torque através de um mecanismo mecânico.

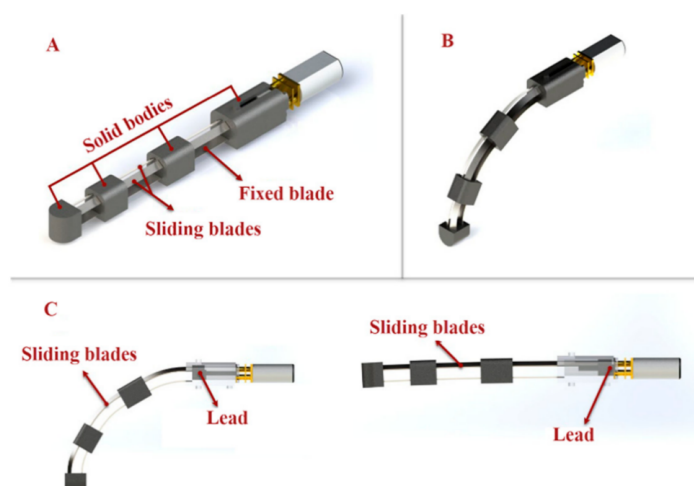
Figura 9 – Exoesqueleto do tipo eletromecânico.



Fonte: Nazari, V., 2021

Para cada dedo, enquanto há uma lâmina fixa, há lâminas capazes de deslizarem longitudinalmente e, ao serem acionadas por uma atuador rotativo por um parafuso com guia, a diferença de momento gera a curvatura do conjunto. Isso pode ser observado na Figura 10.

Figura 10 – Funcionamento do exoesqueleto eletromecânico com lâminas deslizantes.

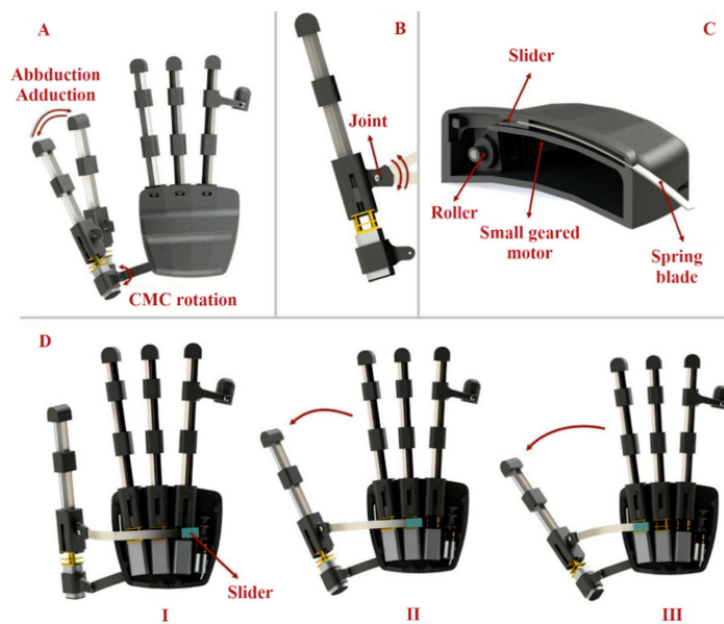


Fonte: Nazari, V., 2021

Além disso, ao apresentar um sistema dedicado que rotaciona em sentido ao movimento realizado pelo polegar, mostra uma solução parcial para o problema da

articulação policêntrica. A Figura 11 ilustra o design do exoesqueleto com o complexo movimento de abdução.

Figura 11 – Exoesqueleto do tipo eletromagnético com proposta de solução para a articulação policêntrica do polegar.



Fonte: Nazari, V., 2021

O autor deste trabalho de mestrado compreende que as principais colaborações do trabalho de NAZARI são um exoesqueleto com:

- Design compacto e portátil;
- Exoesqueleto de material rígido;
- Proposta de solução para a articulação policêntrica do polegar, especialmente para o movimento de abdução;
- Proposta de movimentação que se assemelha com a anatomia dos tendões e polias dos dedos (será explicado mais a frente), sendo um grande potencial para uma proposta mais anatômica.

O artigo de CHEN et al. (2021) apresentou uma configuração pneumática com material macio do tipo elastômero, sendo o seu controle baseado em superfície eletromiográfica (CHEN et al., 2021). Observe este exoesqueleto na Figura 12.

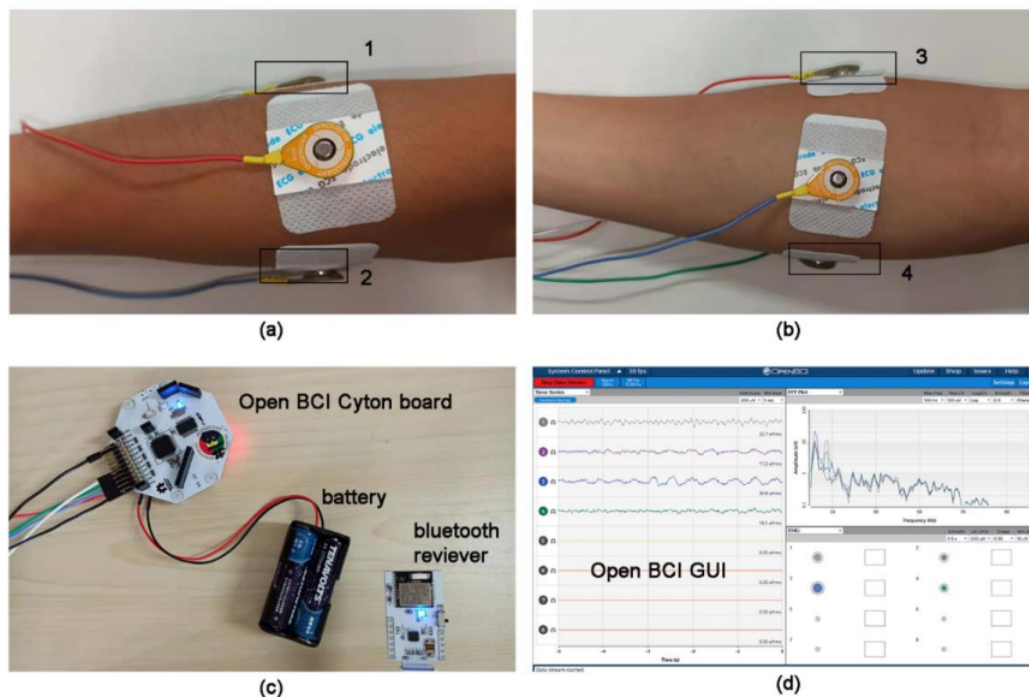
Figura 12 – Exoesqueleto do tipo pneumático macio.



Fonte: Chen, Y., 2021

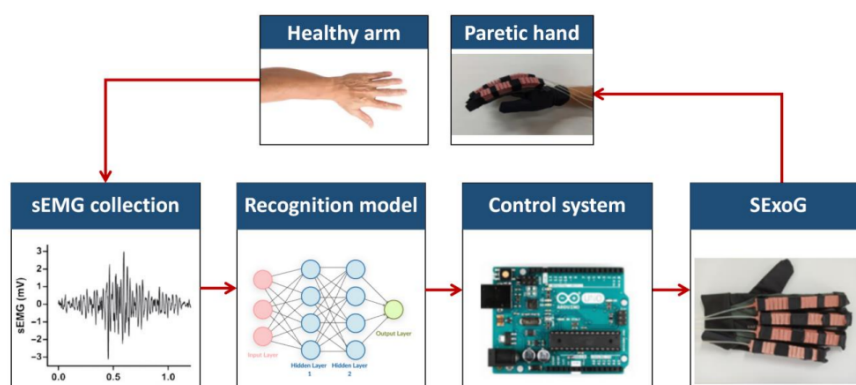
Para o funcionamento deste exoesqueleto, CHEN et al. (2021) propõe o uso do exoesqueleto de material macio para uma mão com dificuldades motoras e a utilização de um braço saudável para acoplar os eletrodos da eletromiografia de superfície. A eletromiografia de superfície coleta a intenção de movimento dos músculos do braço e gera dados de entrada para o atuador pneumático. Os eletrodos e seus sinais coletados, apresentado na Figura 13, e o diagrama dos funcionamento do sistema, apresentado na Figura14.

Figura 13 – Eletromiografia de superfície e coleta de dados.



Fonte: Chen, Y., 2021

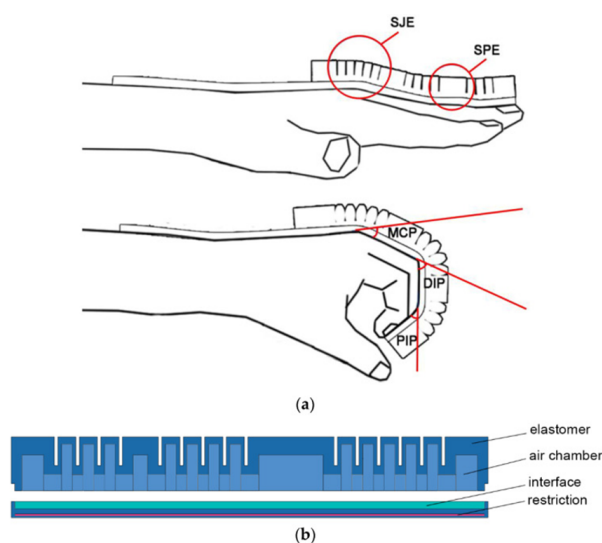
Figura 14 – Diagrama simplificado de funcionamento de um exoesqueleto pneumático da coleta de dados até atuação.



Fonte: Chen, Y., 2021

De acordo CHEN et al. (2021), o material macio se mostrou mais confortável e acompanha mais naturalmente os movimentos anatômicos da mão, podendo-se concluir que uma dinâmica de movimento com maior liberdade para os dedos é uma potencial solução para o problema articulação policêntrica. Entretanto, como já mencionado sobre a conclusão de GULL et al. (2020) em sua revisão sistemática, o material macio não é capaz de fornecer o movimento necessário para a flexão e extensão da mão (GULL et al., 2020), sendo uma negativa funcional para a aplicação de reabilitação. A Figura 15 mostra um esquema de funcionamento do exoesqueleto, no qual, ao material macio ser inflado pelo compressor, realiza o movimento de extensão.

Figura 15 – Exoesqueleto de macio elastômero de configuração pneumática.



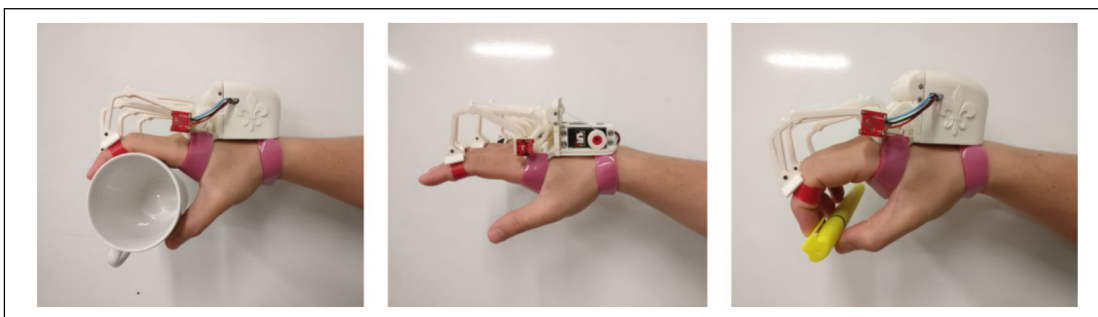
Fonte: Chen, Y., 2021

O autor deste trabalho de mestrado compreende que as principais colaborações do trabalho de CHEN et al. (2021) para este trabalho são:

- O sistema eletrônico de controle desenvolvido é utilizado em membro saudável, inclusive na outra mão caso a outra seja saudável, compreendendo-se portanto que é possível a aplicação para reabilitação por neurônio espelho;
- Compreensão que sistemas pneumáticos aparentam ter maior complexidade de funcionamento em relação aos eletromecânicos, principalmente devido a necessidade de se viabilizar formas de se pressurizar o ar e de se gerar movimento através deste;
- Proposta de solução para a articulação policêntrica é através de material que acompanha o movimento natural dos dedos;
- Compreensão que embora anatômicos, exoesqueletos macios não são adequados para a funcionalidade de flexão e extensão (GULL et al., 2020).

SECCIANI et al. (2019) apresenta uma proposta de exoesqueleto de configuração eletromecânica, layout complexo, e controle via eletromiografia de superfície (SECCIANI et al., 2019). Observe a Figura 16 que demonstra o funcionamento do exoesqueleto.

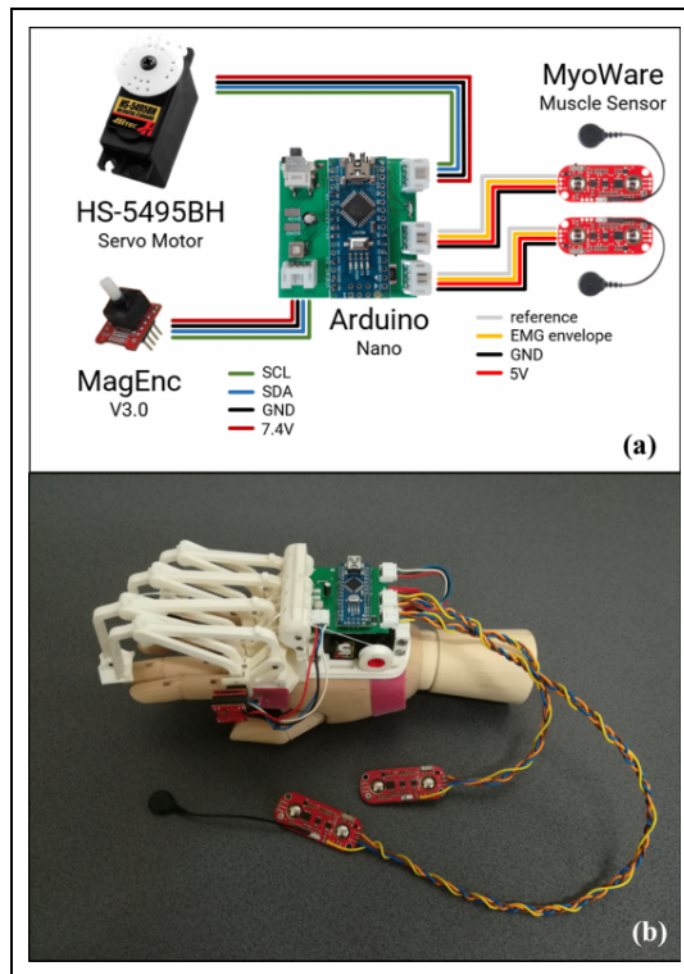
Figura 16 – Exoesqueleto eletromecânico rígido de complexo funcionamento, com atuador único e ponto de aplicação de força único por dedo.



Fonte: SECCIANI, N., 2019

Para o movimento de todos os dedos, há apenas um servo motor, de tal forma que todos os dedos se abrem e fecham ao mesmo tempo. Além disso, o sistema de acionamento do servo atuador é baseado na eletromiografia de superfície, semelhante ao que CHEN et al. (2021) utiliza em seu trabalho. O sistema eletrônico de controle pode ser observado na Figura 17.

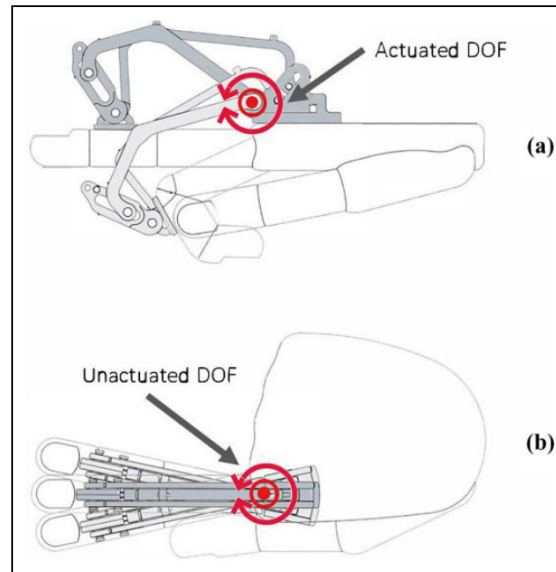
Figura 17 – Sistema eletromecânico do exoesqueleto de Secciani.



Fonte: SECCIANI, N., 2019

A solução que SECCIANI et al. (2019) propôs para a complexidade cêntrica das articulações é através de um sistema mecânico de alavancas o qual, para o movimento de flexão e extensão, realiza através de apenas um grau de liberdade, garantindo para o plano normal ao plano da palma da mão, um grau de liberdade sem atuação ativa. Observe na Figura 18 que a aplicação de toda a carga está em apenas um único ponto para cada dedo.

Figura 18 – Funcionamento mecânico através de alavancas.



Fonte: SECCIANI, N., 2019

O autor deste trabalho de mestrado compreende que as principais colaborações do trabalho de SECCIANI et al. (2019) para este trabalho são:

- Assim como no trabalho de CHEN et al. (2021), o sistema eletrônico de controle desenvolvido é utilizado na parte que tem um membro minimamente saudável, podendo-se utilizar o sistema eletromiográfico na mão saudável em uma aplicação de reabilitação por neurônio espelho;
- Discordando-se do autor, tem-se a compreensão que sistemas mecânicos com alavancas de movimento composto, ou seja, que têm uma composição de alavanca para poder executar o movimento de fechamento dos dedos, são extremamente complexos e de difícil desenvolvimento para chegar ao movimento natural da mão;
- O sistema de alavancas se baseia em um ponto de rotação no plano da palma da mão e um único ponto de apoio no dedo para executar a força para flexão ou extensão, compreendendo-se que a pressão em uma única região muito possivelmente tornaria desconfortável para um paciente;
- Compreensão que um único servo atuador pode fazer com que todos os dedos executem um movimento, mas não pode fazer isso de forma individual.

3.3.3 Análise

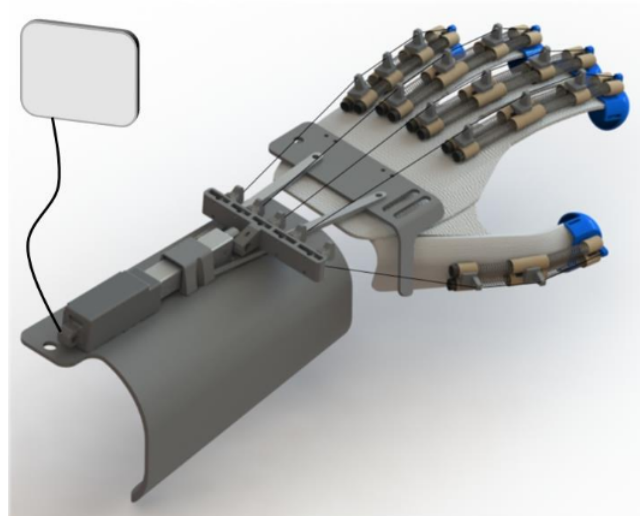
O exoesqueleto eletromiográfico, como no caso da aquisição dos dados para o controle do exoesqueleto de CHEN et al. (2021), considerando a aquisição de dados com

sensores e o sistema de atuação com eletrodos de estimulação, o dispositivo tem em geral uma resposta de alta velocidade na aplicação e na aquisição de dados, porém esses exoesqueletos são de maior complexidade e apresentam mais dificuldades para o processo de calibração. O artigo de XU et al. (2022) mostra as peculiaridades quanto à calibração do sistema e como ela é comumente utilizada em sistemas estacionários, assim XU et al. (2022) desenvolveu uma calibração dinâmica para o funcionamento adequado como um exoesqueleto.

O exoesqueleto pneumático, o caso de CHEN et al. (2021) para o sistema de atuação, tem velocidade considerável resposta (ainda tem desfasamento na inflação e na deflação), no entanto para ter torque e resistência estrutural suficientes para vencer forças mecânicas maiores como o tônus de uma mão com hemiparesia, do ponto de vista do autor, o sistema tem seu tamanho e complexidade aumentado de forma exponencial, devido à necessidade de uma fonte de energia baseada em compressores, atuadores pneumáticos e válvulas de pressão que são um desafio de montagem para os braço e mão do paciente. Os exoesqueletos de MALDONADO-MEJÍA et al. (2023) e de RIDREMONT et al. (2024) são exemplos de estruturas de alta complexidade. A solução hidráulica apresenta menor resposta de velocidade devido ao fluxo e pressurização do sistema de fluido e, assim como o sistema pneumático, possui maior complexidade e maior tamanho. A maior complexidade dos exoesqueletos hidráulicos torna-os menos comuns para a aplicação de reabilitação estudada. O melhor aspecto positivo desse tipo de exoesqueleto movido a fluido é o uso de material macio que, como já mencionado por CHEN et al. (2021), pode apresentar melhor ergonomia e conforto.

A solução eletromecânica apresenta resposta de alta velocidade, de alto torque, com tamanho pequeno e baixa complexidade. Um exemplo diferente do sistema de atuação de aplicação de força por elementos rígidos como os de SECCIANI et al. (2019) e de NAZARI et al. (2021), é o exoesqueleto desenvolvido por SERBEST e ELDOGAN (2021) que é um exoesqueleto com um único atuador linear que aplica tração aos fios em uma força combinada com cordas. Não há conexão rígida entre os anéis de ancoragem do exoesqueleto de SERBEST e ELDOGAN (2021) e seu exoesqueleto é apresentado na Figura 19. Geralmente por causa da força de reação dos sistemas eletromecânicos, são utilizados materiais mais duros e geralmente oferecem menos conforto, como nos casos de NAZARI et al. (2021), SECCIANI et al. (2019) e SERBEST e ELDOGAN (2021). Isso exige um *design* que deve garantir a ergonomia adequada para a aplicação de reabilitação.

Figura 19 – Exoesqueleto com um atuados linear para tração a todos os fios



Fonte: Serbest, 2021

3.3.4 Seleção

Analisando os sistemas de categorização desenvolvidos pelo autores Noronha e Accoto (2021), GULL et al. (2020) e BOS et al. (2016), entre outros como PLESSIS, DJOUANI e OOSTHUIZEN (2021), SARAC, SOLAZZI e FRISOLI (2019) e DITTLI et al. (2021), para algumas características que são diretamente importantes para o dispositivo de reabilitação de PAIVA (2024), são essencialmente os sistemas de atuação, sensoreamento, fonte de energia e estrutura mecânica. Além disso, os pesquisadores subcategorizaram propriedades que as características deveriam atender, de acordo com sua funcionalidade. As propriedades genéricas são resposta de velocidade, torque, tamanho e complexidade.

Para o programa de reabilitação por aprendizagem motora por neurônio espelho desenvolvido por PAIVA (2024), há a necessidade de que haja a cópia dos movimentos da mão saudável para a mão acometida com hemiparesia de forma simultânea. Para tanto, compreende-se que haja a necessidade de um dispositivo com rápida resposta para atingir a simultaneidade, alto torque para vencer o tônus, pequeno tamanho, peso e complexidade para favorecer a ergonomia, e um sistema mecânico capaz de atender à complexidade anatômica dos dedos e mão.

A matriz de decisão mostrada na Tabela 2 foi construída como parte do artigo que está submetido para análise do Journal of Intelligent and Robotic Systems pelo autor deste trabalho de dissertação (FLÓRIO et al., 2024). O peso e a pontuação foram baseadas no nível de importância que a funcionalidade tem ao dispositivo de reabilitação. Os valores se referem a: 3 é o valor máximo; 2 é o valor intermediário; 1 é o valor mínimo. O resultado se dá pela somatória da multiplicação do peso pela pontuação. Aquele com o maior valor deve ser compreendido como o exoesqueleto que mais atende às necessidades do projeto.

Tabela 2 – Pontuação dos Exoesqueletos baseados nas características necessárias para o processo de reabilitação

DOMÍNIO	CARACTERÍSTICA	VALOR	NECESSIDADE	TIPO EXO	EMG	Pneumatico	Hidráulico	Eltromecânico
				PESO	PONTOS	PONTOS	PONTOS	PONTOS
Atuação	Velocidade de Resposta	Alto	Eficácia na Reabilitação	3	3	2	1	3
	Torque/Força Máxima	Alto	Eficácia na Reabilitação	3	1	2	3	3
	Tamanho	Pequeno	Ergonomia	2	2	1	2	2
	Complexidade	Baixa	Montagem do Protótipo e Custo	1	1	1	1	3
Sensoriamento	Velocidade de Resposta	Alto	Eficácia na Reabilitação	3	3	3	3	3
	Aquisição de Dados	Suficiente	Eficácia na Reabilitação	2	3	2	2	2
	Tamanho	Pequeno	Ergonomia	2	2	3	2	2
	Complexidade	Baixa	Montagem do Protótipo e Custo	1	1	3	1	1
Energia	Amarazenamento	Suficiente	Fonte	3	2	1	2	3
	Tamanho	Pequeno	Ergonomia	2	2	1	1	1
	Complexidade	Baixa	Montagem do Protótipo e Custo	1	1	1	1	2
Estrutural	Rigidez	Suficiente	Resistente e Ergonômico	2	2	3	2	2
	Peso	Baixo	Ergonomia	3	2	2	1	2
	Tamanho	Pequeno	Ergonomia	3	2	2	1	2
	Transmissão	Menos Graus de Liberdade	Dinâmica e Peso	2	1	3	2	2
	Complexidade	Baixa	Montagem do Protótipo, Custo e Ajustabilidade	2	1	1	1	1
RESULTADOS (PESO * PONTUAÇÃO)					68	69	60	78

Fonte: SÉRGIO H. FLÓRIO, 2024

Os resultados da matriz de decisão mostram que o exoesqueleto eletromecânico obteve a melhor pontuação de acordo com os propósitos do método de reabilitação desenvolvido por PAIVA (2024). Além disso, uma configuração mecânica de tração de fio e polia foi escolhido para realizar extensão de dedos e punhos como proposta de acompanhar os movimentos de múltiplos graus liberdade das características anatômicas da mão humana com um mecanismo simples. Focando na resposta rápida, no alto torque e baixa complexidade, para os dados de aquisição do sensor, um sensor de deformação foi selecionado e para o sistema de atuação, um servomotor foi selecionado. Um material rígido foi selecionado e foi realizado design virtual e prototipagem real, além à validação laboratorial, para garantir a ergonomia adequada.

4 . DESENVOLVIMENTO

4.1 Desenvolvimento do Projeto

4.1.1 Da Anatomia para o Exoesqueleto

O projeto se inicia com uma pesquisa de exoesqueletos presentes no mercado, fazendo-se diversos *sketches* e *mockups* de *layout* para a melhor compreensão do funcionamento do futuro protótipo. Conjuntamente, estuda-se o funcionamento anatômico do braço, antebraço, punho, mão e dedos. O autor do trabalho compreende a complexidade da anatomia e não almeja se aprofundar além do necessário. Ainda assim, é possível compreender que a origem da complexidade de movimento das articulações é devida a seus movimentos serem a composição do acionamento de diversos músculos e tendões, podendo ser rotacionados em torno das próprias articulações. As Figuras 20 e 21 mostram os principais tendões, ligamentos e músculos responsáveis pelos movimentos.

Figura 20 – Principais tendões, ligamentos e músculos na porção mão e antebraço.

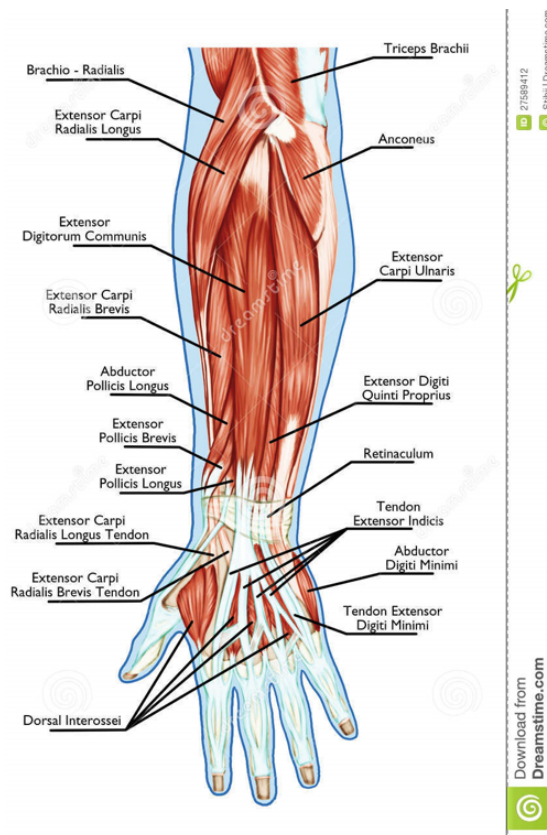
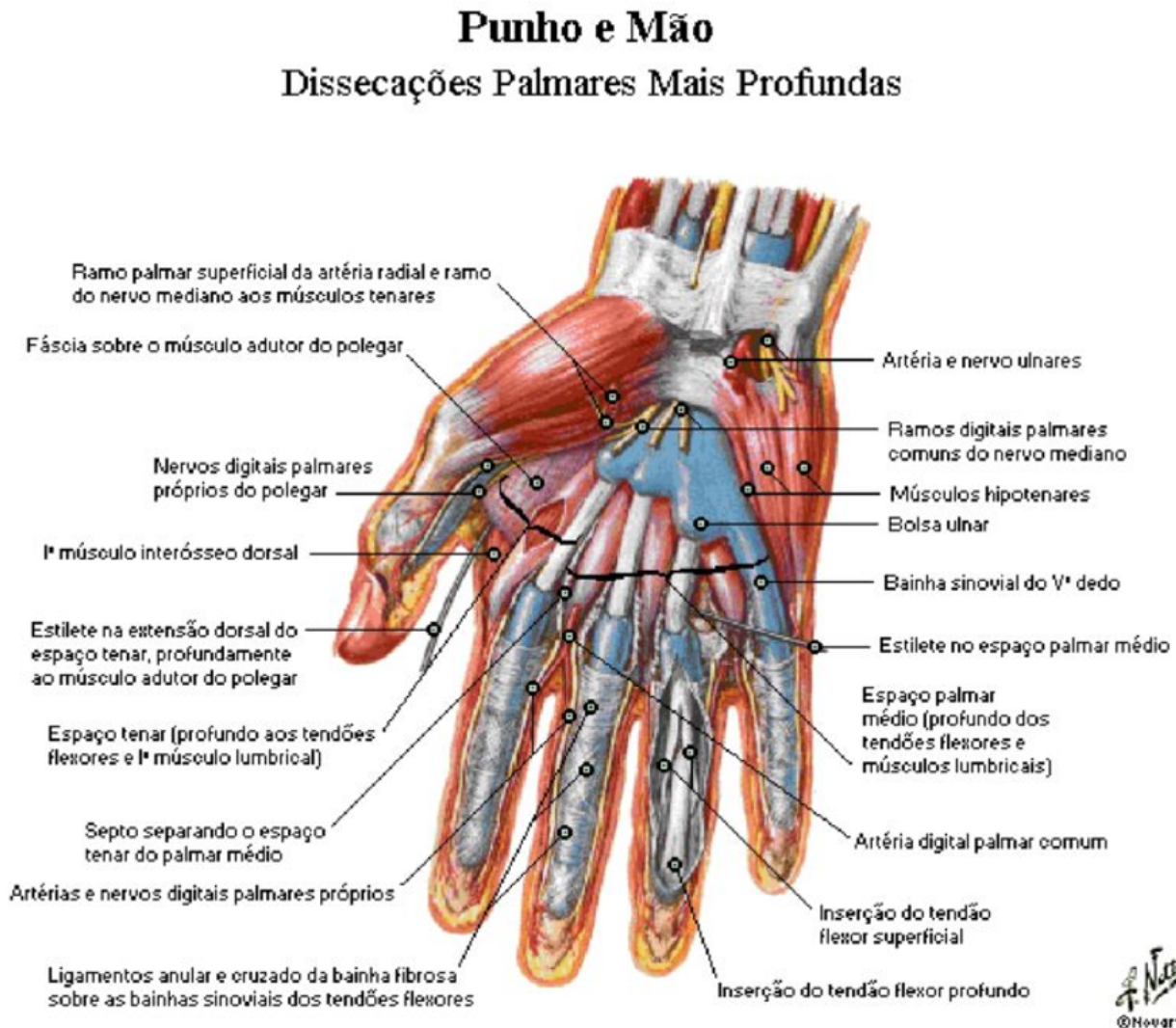


Figura 21 – Principais tendões, ligamentos e músculos na porção mão e punho.

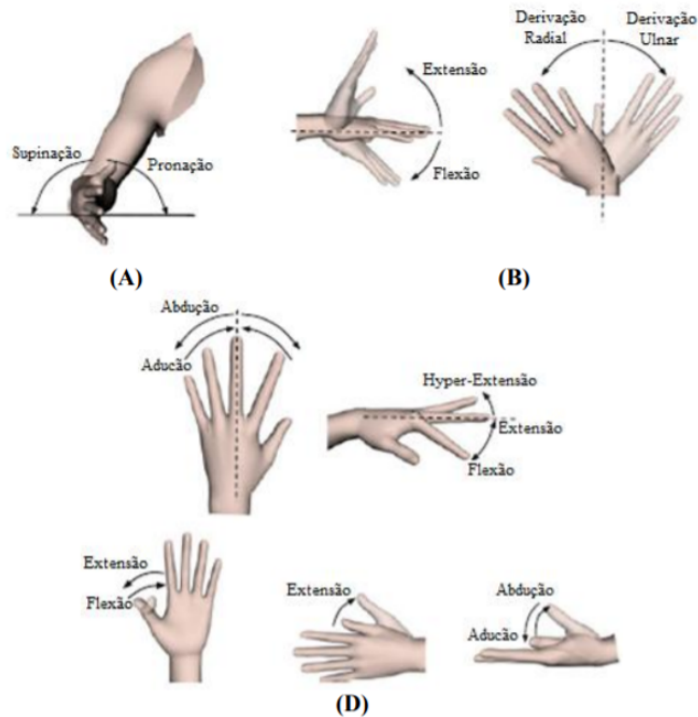


Fonte: NETTER: Frank H. Netter Atlas De Anatomia Humana. 5 ed. Rio de Janeiro, Elsevier, 2011. pt.dreamstime.com, acessado em Outubro de 2021

Ao estudar a anatomia, em reuniões com o grupo de pesquisadores, a professora Paiva trouxe para as discussões os principais movimentos da mão para recuperação daqueles que sofreram o acidente vascular cerebral com seqüela de hemiparesia. Conforme pode-se ver indicado nas Figuras 22 e 23, é de extrema importância respeitar os aspectos anatômicos da mão como as pregas cutâneas e os arcos (transversais e o longitudinal), as proeminências ósseas, e as articulações metacarpofalângicas, e interfalângicas (proximais e distais), e as articulações da região do punho. Dessa forma, os movimentos de pinça e de oponência do polegar são possibilitados, assim como os movimentos de flexo-extensão, de pronosupinação e de adução e abdução do punho.

Figura 22 – Terminologia de diferentes movimentos.

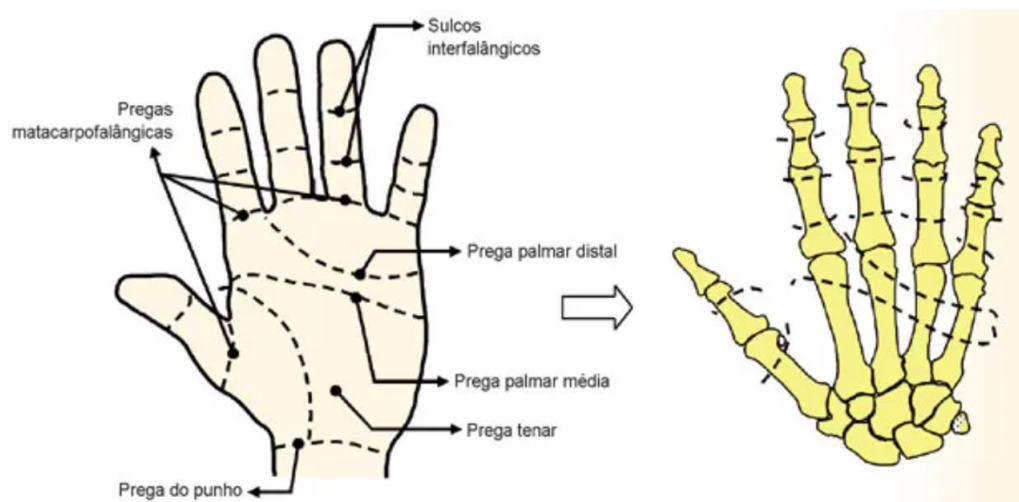
Figura 4 – Terminologia de diferentes movimentos das mãos. a) Antebraço; b) punho; c) dedos; d) polegar



Fonte: León (2013, p.130, tradução nossa).

Fonte: León, 2013

Figura 23 – Principais pregas da mão e punho.

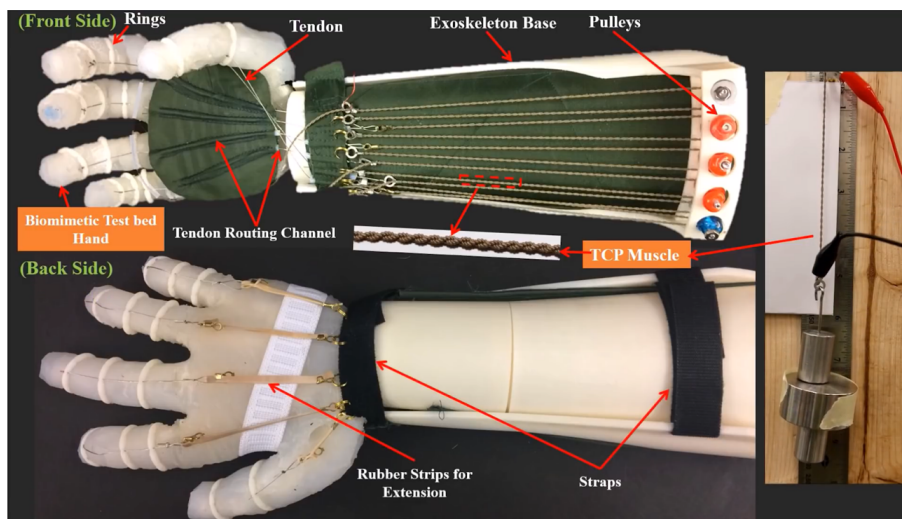


Fonte: Bohn, 2020

É a partir deste momento que se começou a desenvolver o primeiro *sketch* de exoesqueleto, baseado no protótipo desenvolvido na Universidade do Texas, o *iGrab Hand*

Orthosis (SAHARAN L., 2017) que é mostrado na Figura 24. O iGrab é uma órtese dinâmica e não é um exoesqueleto. O exoesqueleto é um sistema que aplica força externa controlada ao corpo, podendo gerar o movimento independente do corpo poder ou não se movimentar (sistema ativo). Já a órtese dinâmica aplica uma força fixa que, para que possa ter o movimento, o corpo obrigatoriamente precisa se movimentar (sistema semi-ativo), pois não tem um sistema de atuação ativo que aplica uma força externa controlada ao corpo, mas sim um sistema que aplica força externa fixa. Este tipo de órtese dinâmica foi considerado como a melhor opção de partida para o desenvolvimento de *design* do exoesqueleto, pois, sendo um modelo semi-ativo, o seu enfoque é garantir uma reação mecânica simples e eficaz. O autor desta órtese dinâmica escolheu como atuador mecânico uma carga metálica que traciona fios de aço, enquanto elásticos contrapõe esta tração, gerando um equilíbrio de forças (força externa fixa). Um sistema eletrônico regula qual carga será aplicada.

Figura 24 – Órteses dinâmica que se utiliza de elásticos e arames.



Fonte: Saharan, L., 2017

Seguindo a mesma linha, porém agora aplicada a exoesqueleto, SERBEST e ELDOGAN (2021) apresentou o dispositivo com tracionamento por fios, afirmando em seu trabalho que o funcionamento do exoesqueleto com um grau de liberdade trouxe maior facilidade para controle do sistema mecânico. Este exoesqueleto apresenta um único atuador linear eletromecânico que traciona os fios os quais estão presos ou ancorados em uma luva de tecido. Em sua solução, SERBEST e ELDOGAN (2021) também se utiliza da combinação de molas para ter a força necessária para vencer o tônus. O protótipo vestido pode ser observado na Figura 25.

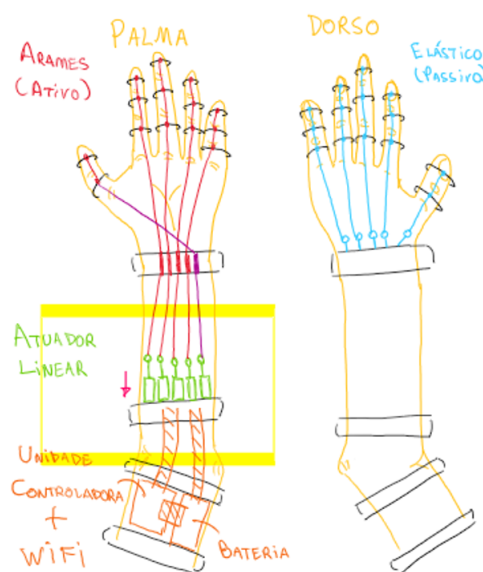
Figura 25 – Exoesqueleto com tracionamento por fios e ancorado em uma luva de tecido



Fonte: Serbest, 2021.

Este tipo de solução de transmissão mecânica por tracionamento por fios e componentes elásticos foi a principal inspiração para o uso de fios trativos no atual protótipo, conforme o primeiro *sketch* foi realizado é mostrado na Figura 26.

Figura 26 – Primeiro sketch do exoesqueleto com a ideia de implementação de fios trativos.



Fonte: Autor

Em seguimento aos encontros do grupo, a pesquisadora Paiva, trouxe contribuições e desenvolveu-se o design básico do exoesqueleto que vai envolver a mão, garantindo a estrutura base do protótipo e a liberdade de movimento requerida para a reabilitação dos pacientes. Observa-se o desenho de um molde (figura 27) e a confecção em termoplástico de um modelo (Figura 28) para a parte distal do protótipo e com respeito às questões anatômicas, onde tem-se livres: os dedos, o polegar, o punho e as articulações metacarpo-falângicas (Figura 29). Isso garante que tenhamos os movimentos mais importantes para

reabilitação: extensão e flexão de dedos, flexo-extensão, de pronosupinação e de adução e abdução do punho, e o movimento de pinça realizado pela oposição do polegar aos outros dedos (Figura 30).

Figura 27 – *Sketch* do molde a ser feito para o estudo de interface com o corpo.



Fonte: Registro do grupo de pesquisa

Figura 28 – Molde pronto de termoplástico e neoprene.



Fonte: Registro do grupo de pesquisa

Figura 29 – Parte distal do dispositivo que respeita pregas e articulações.



Fonte: Registro do grupo de pesquisa

Figura 30 – Movimentos garantidos para este *design* de exoesqueleto.



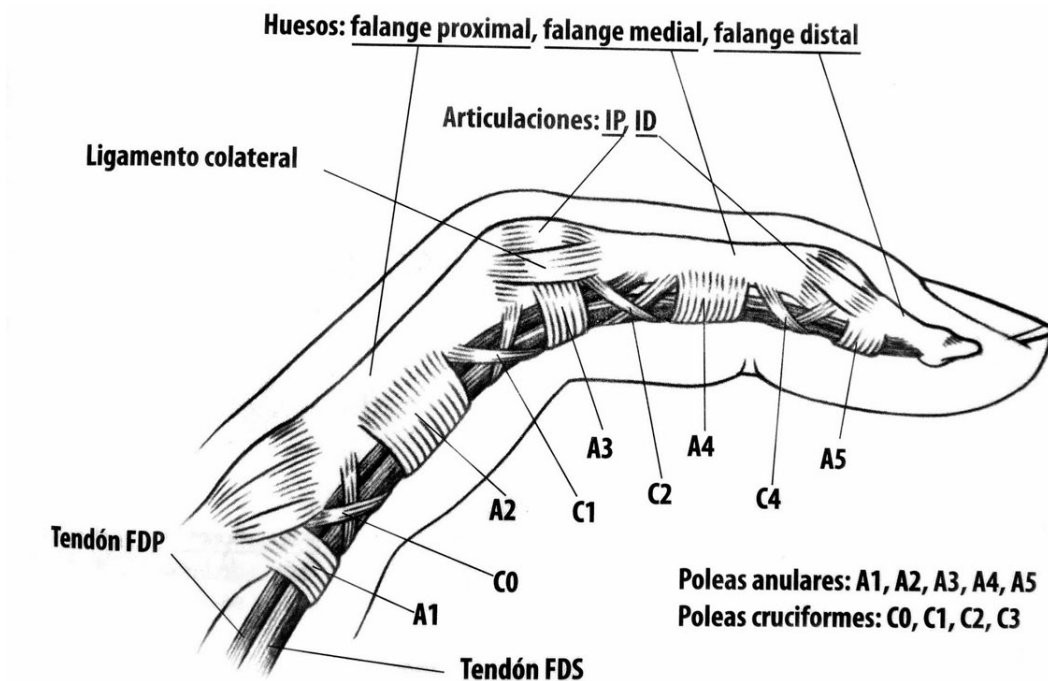
Fonte: Registro do grupo de pesquisa

A partir do desenvolvimento deste *layout*, desenvolveu-se a primeira proposta de design para o protótipo virtual, focando-se em garantir as liberdades de movimentos mencionadas e suportar em sua estrutura os atuadores, fonte de energia e computador embarcado.

Devido o problema bastante focado por BOS et al. (2016) e por GULL et al. (2020) dos polícentros das articulações, buscou-se acompanhar o movimento natural dos

dedos e, para isso, utilizou-se anéis sólidos que ficam entre os sulcos interfalângicos que são interligados por um fio de nylon, um escudo sólido no dorso da mão e outro no dorso do antebraço, também interligados pelo fio de nylon. Desta forma, diferentemente da proposta de SECCIANI et al. (2019), não se atribui toda a carga em apenas em um ponto e não se forçou um movimento que é pré-estabelecido pela dinâmica das alavancas. Pelo contrário, buscou-se copiar o movimento dos dedos e punho de forma bastante natural e anatômica. Em uma extrapolação, pode-se comparar este sistema como uma cópia da anatomia do ser humano, com tendão e polias anelares e cruciformes, como pode ser observado na Figura 31. Os tendões, que seriam o fio de nylon, deslizam através das polias, que seria os anéis.

Figura 31 – Anatomia dos tendões e polias anelares e cruciformes

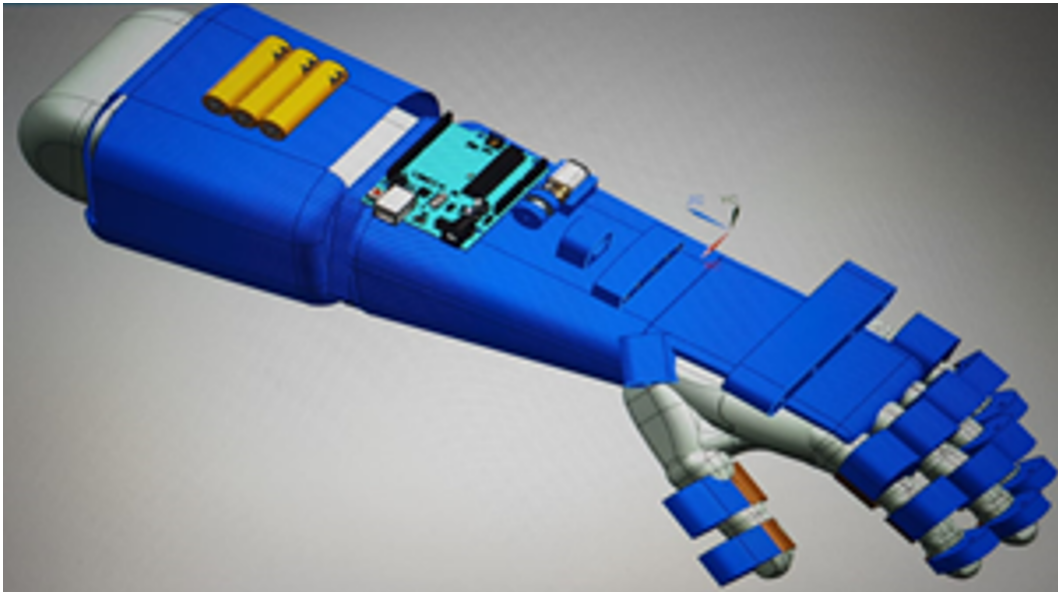


Fonte: <https://blogdescalada.com/brasileiro-publica-artigo-cientifico-sobre-lesao-de-polia-de-dedo-e-novas-explicacoes/> Acessado em Fevereiro de 2023.

Para o primeiro protótipo, que pode ser observado na Figura 32, propôs-se:

- *Layout* de dinâmica de movimentação das articulações: interligação das estruturas do exoesqueleto conectadas aos dedos, mão e punho por fios de nylon;
- Configuração eletromecânica: motores rotativos;
- Sistema de controle: Arduino;
- Sistema de energia: bateria ou pilhas.

Figura 32 – Primeiro protótipo virtual.



Fonte: PAIVA, 2023 - Primeiro protótipo virtual. Desenho Sérgio H. Flório

Após nova análise do grupo, alterou-se o *design* da ponta dos dedos para garantir fixação desta parte no movimento de pinça. Aumentou-se também a área de contato das estruturas com os dedos para ter maior firmeza e conforto para o paciente, já que uma maior área de contato diminui a pressão aplicada. Essa solução foi baseada na proposta de SECCIANI et al. (2019), na qual tem-se material rígido encima e material macio abaixo para maior conforto e ergonomia (SECCIANI et al., 2019). Outra decisão tomada, foi utilizar somente material macio na parte debaixo dos dedos, região que engloba as digitais dos dedos, para que se tenha a percepção de contato, pressão e deslize. Além disso, inseriu-se uma trava lateral, travando-se o punho e, por consequência, fixando mão e antebraço retos e no mesmo plano, o que, segundo a análise da professora Paiva, aumenta a precisão e facilidade do movimento de pinça, uma vez que seria muito maior o esforço para o paciente executar este movimento com a flexão de punho que o próprio acidente vascular cerebral já causa. Para melhor compreender isso, Paiva neste momento trouxe a discussão acerca do aumento do tônus flexor no membro acometido pela hemiparesia em pacientes após o acidente vascular cerebral.

Segundo Kellerman (2021), em seu livro “Conn’s Current Therapy”, define a hemiparesia como uma fraqueza unilateral consequente de um acidente vascular cerebral (AVC). Também explica que a recuperação das funções motoras são frequentemente limitadas pela atrofia muscular, co-contracção de agonistas e antagonistas e tônus anormal. O artigo de Marsura e al (2013) afirma que o tônus muscular é o grau de contração permanente do músculo que se torna anormal pelo desequilíbrio dos neurônios motores causados pelas lesões neurológicas (MARSURA; AL, 2013). É por isso que compreende-se

a dificuldade motora em uma mão, punho e antebraço geradas pelo AVC como Hemiparesia, formando a posição encurvada deste conjunto de membros. Observe na Figura 33 a flexão de punho, mão e dedos de uma paciente com hemiparesia ocasionado por AVC.

Figura 33 – Flexão de punho causada pelo AVC.



Fonte: <https://www.globalcare.com.br/br/blog/conheca-os-sintomas-da-espasticidade>, acessado em Agosto, 2022

Para a reabilitação, Kellerman (2021) afirma que o paciente com hemiparesia deve se concentrar em manter a amplitude de movimento e melhorar a força e a postura. Afirma ainda que os exercícios executados devem incorporar o uso funcional do membro hemiparético e a sustentação de peso para reconhecimento do membro, melhor alinhamento, alongamento muscular e redução do tônus muscular.

Optou-se então pela alteração do design dos atuadores, deixando de se utilizar motores rotativos para se utilizar servos-motores por serem mais compactos, terem mais torque e serem mais fáceis para controlar sua velocidade de atuação.

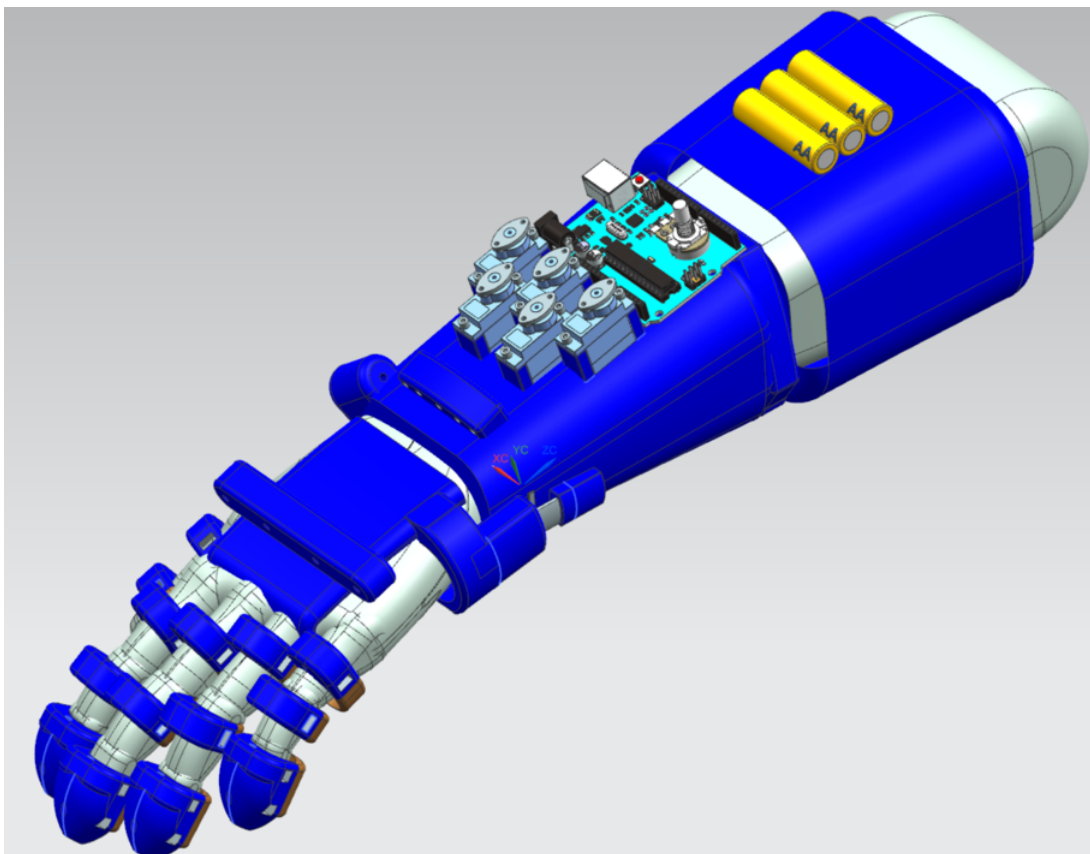
Portanto, o novo design do protótipo virtual (segundo protótipo virtual):

- *Layout* de dinâmica de movimentação das articulações e de contato com os dedos:
 - Interligação das estruturas do exoesqueleto conectadas aos dedos, mão e punho por fios de nylon;

- Ponta dos dedos anatômicas e com estrutura macia na parte da digital dos dedos;
 - Maior largura das estruturas dos anéis de contato com os dedos;
 - Trava lateral para o punho;
- Configuração eletromecânica: servo motores;
 - Sistema de controle: Arduino;
 - Sistema de energia: bateria ou pilhas.

Observe a atualização do protótipo virtual na Figura 34.

Figura 34 – Segundo protótipo virtual.



Fonte: Autor

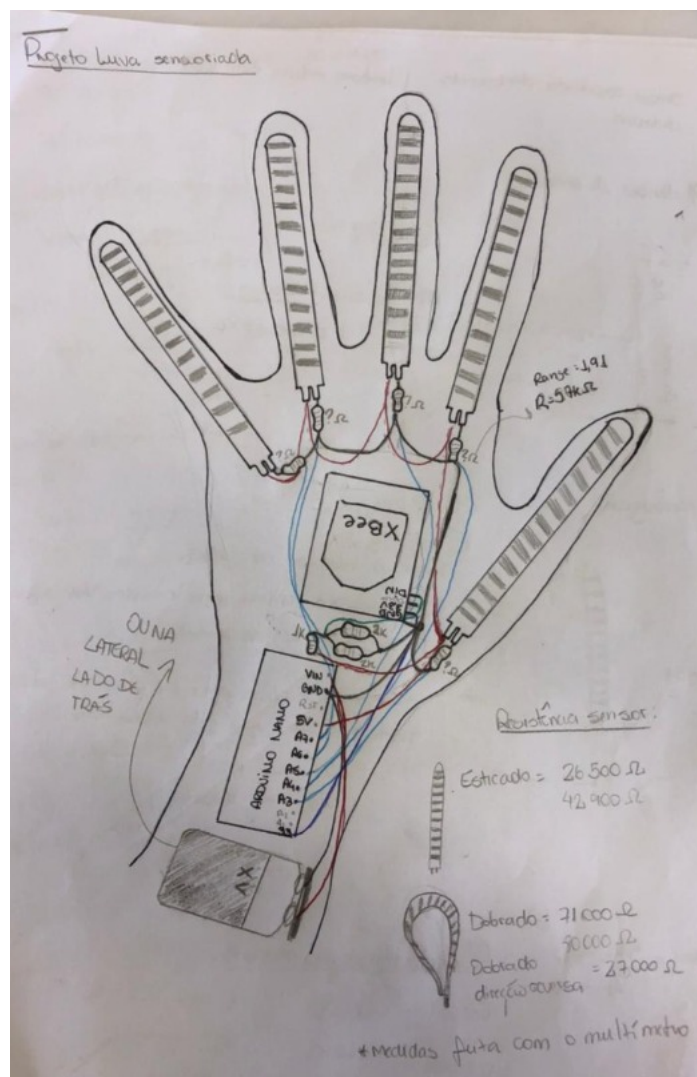
4.2 Estudo do Segundo Protótipo

Nesta seção, realizaremos o estudo do sistema eletrônico de controle e de atuação para que seja possível a fabricação de um protótipo para o que foi desenvolvido virtualmente até este ponto.

4.2.1 Estudo de Controle

Uma vez tendo-se o exoesqueleto virtual pronto, partiu-se para o desenvolvimento do controle. O orientador deste trabalho, professor Aroca, e a colaboradora, professora Paiva, indicaram a utilização do trabalho já desenvolvido pelos próprios Aroca e Paiva quando orientando a iniciação científica de Katlyn R. Meira no ano de 2019, no trabalho "Mecanismos de acionamento para protótipo de órtese automatizada por cópia de movimento contralateral". Desta forma, o início do desenvolvimento se deu por um desenho dos componentes de controle, realizado durante o trabalho de Meira (AROCA R.; MEIRA, 2018), que apresentou uma prática funcionalidade para a aplicação necessária para o trabalho atual. O esquema está apresentado na Figura 35.

Figura 35 – Esquema eletrônico de uma Luva de Controle com sensor de deformação



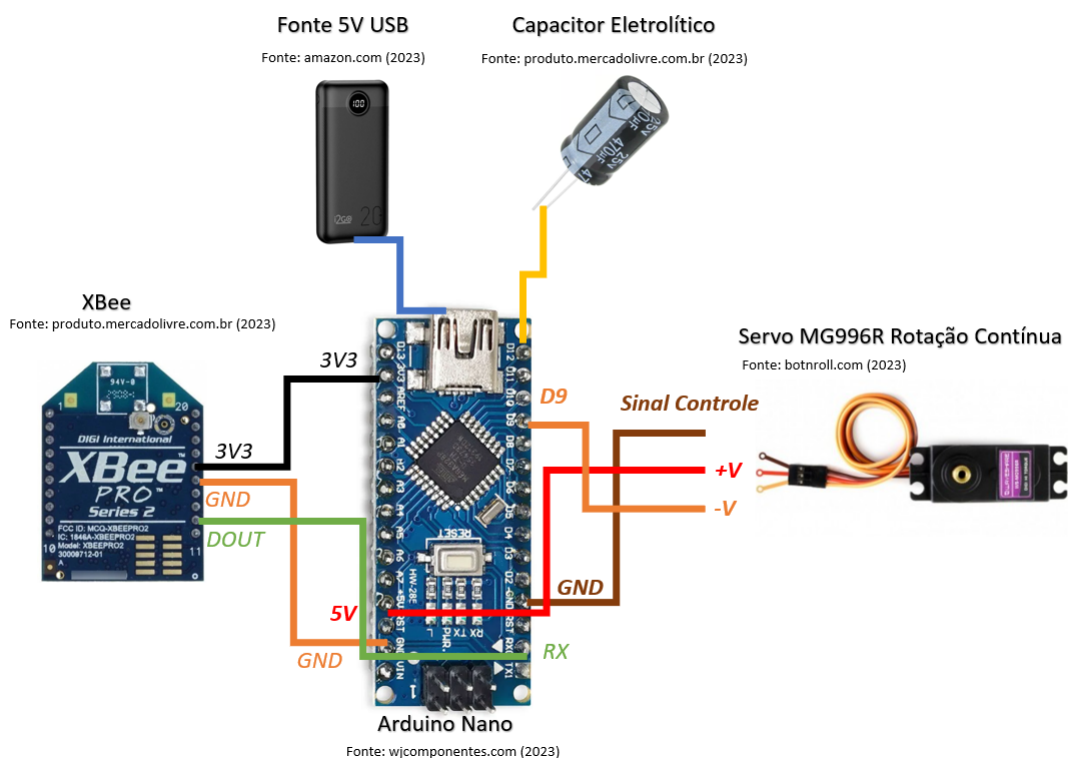
Fonte: AROCA et al, 2018 - Desenho não publicado cedido pelos participantes do estudo e elaborado por: Ketlyn R. Meira

Desta forma, compreendeu-se que os componentes básicos para a montagem da luva de controle, a qual controlará o exoesqueleto, seriam os seguintes itens:

- Sensor flex linear de deformação;
- Arduino;
- Resistores;
- Xbee;
- Luva ou dispositivo para fixação do sensor linear de deformação na mão sadia;
- Fonte de energia.

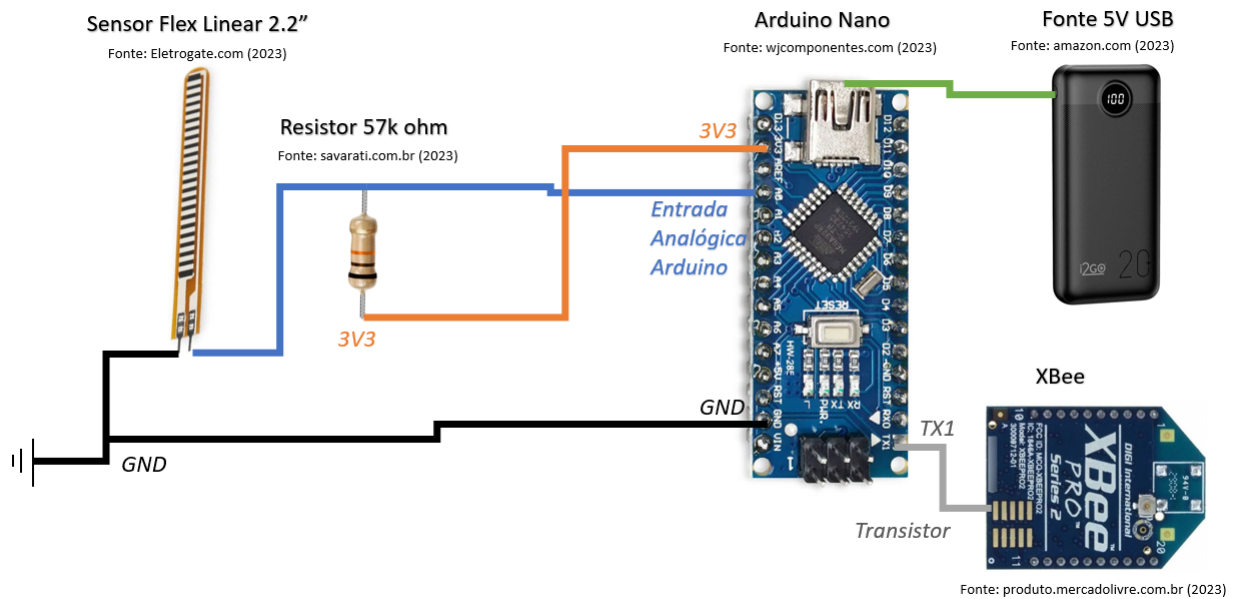
Inspirado a partir deste trabalho já desenvolvido, desenvolveu-se dois *mockups* com o objetivo de compreender como seria a montagem do controle do exoesqueleto (Figura 36) e da luva de controle (Figura 37).

Figura 36 – *MockUp* do sistema eletrônico para acionamento dos servomotores do Exoesqueleto



Fonte: Autor

Figura 37 – *MockUp* do sistema eletrônico para os sensores de deformação da Luva de Controle



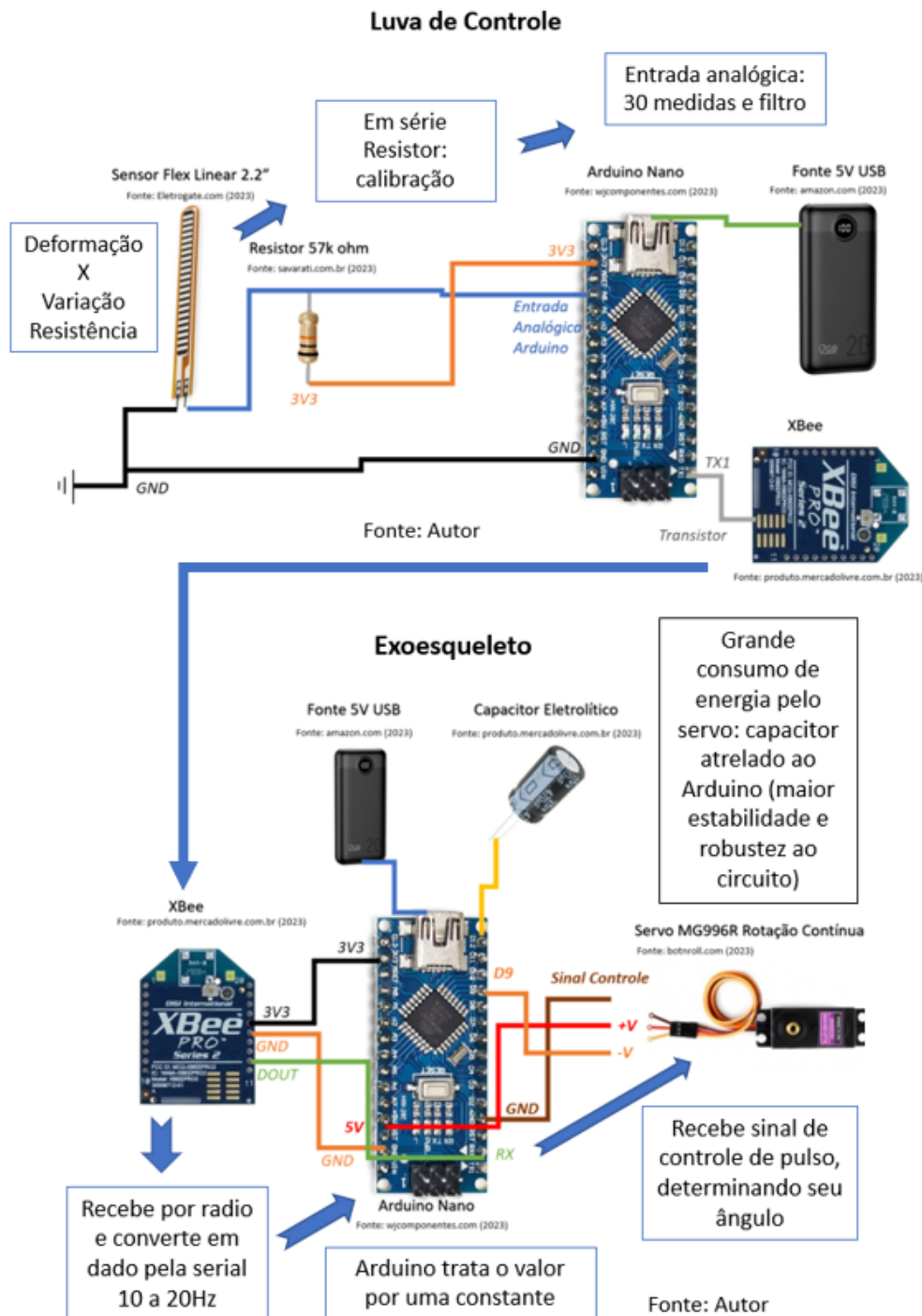
Fonte: Autor

Desta forma, estabeleceu-se os componentes básicos para a montagem da eletrônica inicial. Para o conjunto luva de controle e exoesqueleto, seguiria-se a seguinte estratégia demonstrado na Figura 38:

- Na luva de controle, para acompanhar o movimento do dedo, um sensor do tipo flex precisa estar nele preso. Este sensor é do tipo resistivo que sofre variação da resistência elétrica em função da deformação nele sofrida;
- O sensor é colocado em série com um resistor para ajuste de ganho e de calibração, sendo este conjunto conectado com a entrada analógica do Arduino;
- Na entrada analógica, são realizadas 30 leituras, realizando-se um filtro dos dados, por meio da média dos valores, para maior robustez;
- Constantemente, este módulo envia para o outro dispositivo, o que está no exoesqueleto, a uma taxa entre 10 a 20 Hz, o valor medido de resistência;
- O envio de informação é por comunicação sem fio (*wireless*) através de XBee;
- A comunicação é serial, utilizando-se o comando "serial.print" no Arduino IDE, que envia pela serial o ângulo;
- No exoesqueleto, o módulo é responsável por ficar esperando dados na porta serial, recebendo os dados via sem fio através do XBee;

- Este módulo converte os dados para serial, entrando através do pino de recepção serial RX;
- O Arduino do exoesqueleto recebe este dado e trata o valor recebido por uma constante definida;
- O Arduino ajusta o servo motor conforme o comando recebido;
- O servo motor utilizado é do tipo *Remote Control* usado em aerodelismo, que recebe um sinal de controle de pulso, no qual a largura e duração de pulso determina seu ângulo;
- Como nosso intuito é ter um servo de rotação contínua, então ao invés do pulso controlar o ângulo, ele controla a velocidade. Assim, para a nossa aplicação, iremos controlar o tempo de acionamento. Futuramente, pretende-se utilizar um sensor do tipo *encoder* para medir quantas voltas e ter mais precisão no movimento.
- No circuito do exoesqueleto, devido ao grande consumo de energia pelo motor, há um capacitor atrelado ao Arduino para dar uma maior estabilidade e robustez ao circuito;

Figura 38 – Diagrama de funcionamento eletrônico desde a Luva de Controle até o Exoesqueleto

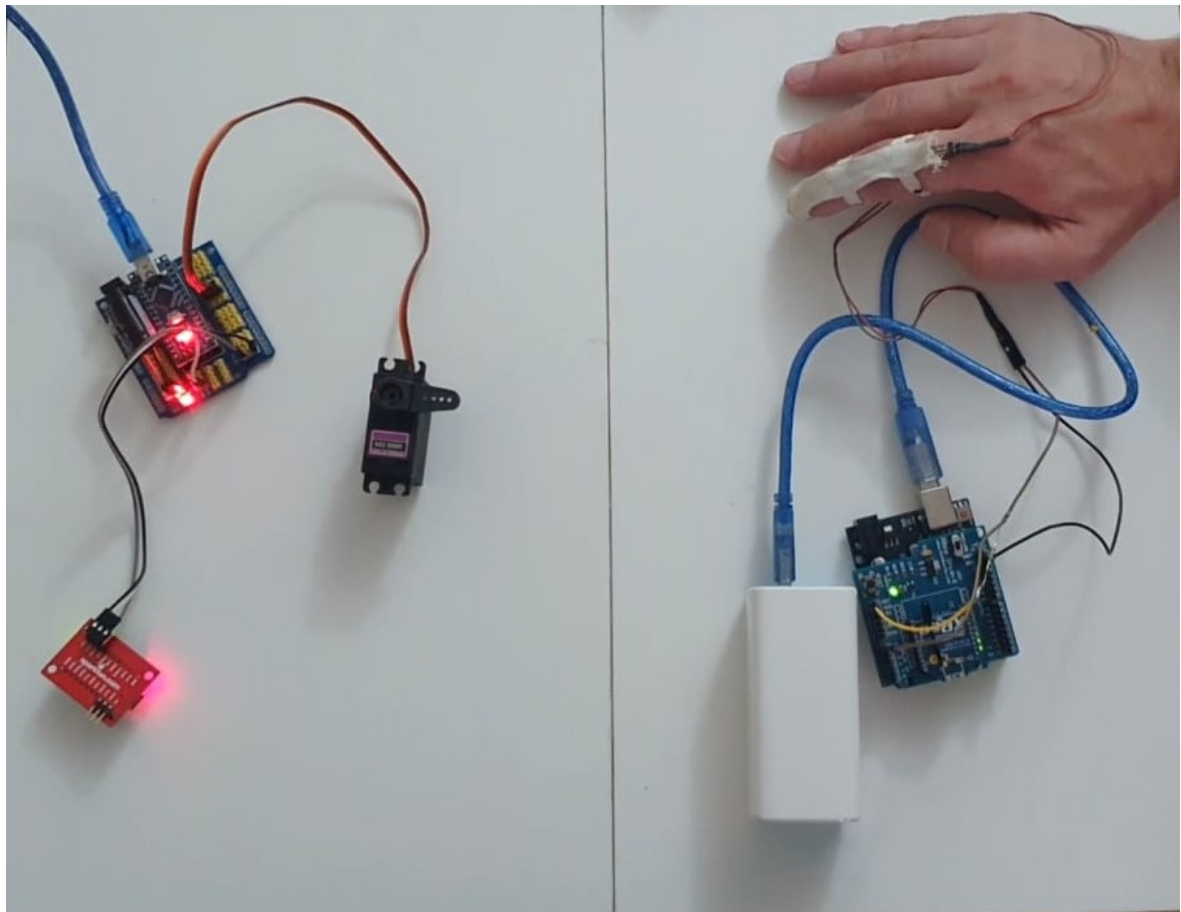


Fonte: Autor

Este é o primeiro sistema eletrônico de controle, prevendo-se para a versão final mais sensores e ajustes. Tem um protocolo de comunicação que é a linguagem entre o Arduíno que envia os dados e aquele que recebe, que é o envio de apenas de um lado. Como já se é esperado para o protótipo final ter vários servo motores para movimentar

cada dedo, será necessário a elaboração de um protocolo de transmissão e recepção que envie e receba dados de vários sensores e motores em uma mesma mensagem. A Figura 39 mostra o sistema de controle, estando a esquerda da imagem o módulo que ficará no exoesqueleto e, a esquerda da imagem, o módulo que ficará na luva de controle.

Figura 39 – Montagem do primeiro sistema eletrônico de controle desde a coleta de dados da deformação até o acionamento do servo.



Fonte: Adaptado de PAIVA, G., 2023. - Desenvolvimento dos circuitos para cópia de movimento entre a mão saudável e a mão hemiparética

Verifique na Figura 40 o comportamento dos dados coletados em função da deformação do sensor flex. Eles são diretamente proporcionais à variação da resistência.

Figura 40 – Comportamento dos dados coletados a partir da deformação do sensor flex



Fonte: Autor

Este primeiro sistema apresentou resultados promissores, uma vez que foi capaz de executar os seguintes comandos:

- Ao se continuamente flexionar o sensor flex, o servo mecânico girava em um sentido a velocidade constante;
- Ao se parar totalmente o movimento do sensor flex, o servo mecânico parava o seu movimento, porém de forma não precisa, ficando oscilando levemente seu movimento;
- Ao se continuamente estender, ou seja, desflexionar o sensor flex, o servo mecânico girava no sentido contrário com velocidade constante.

Desta forma, para a próxima etapa, o sistema de controle necessitará realizar os seguintes comandos:

- Ao se flexionar o sensor flex com velocidade variada, o servo mecânico precisará girar em um sentido ajustando a sua velocidade de acordo;
- Ao se parar o movimento do sensor flex, considerando uma pequena margem de erro para pequenos movimentos que precisam ser desconsiderados, o servo mecânico precisará parar totalmente seu movimento;
- Ao se estender, ou seja, desflexionar o sensor flex com velocidade variada, o servo mecânico precisará girar no sentido contrário ajustando a sua velocidade de acordo;

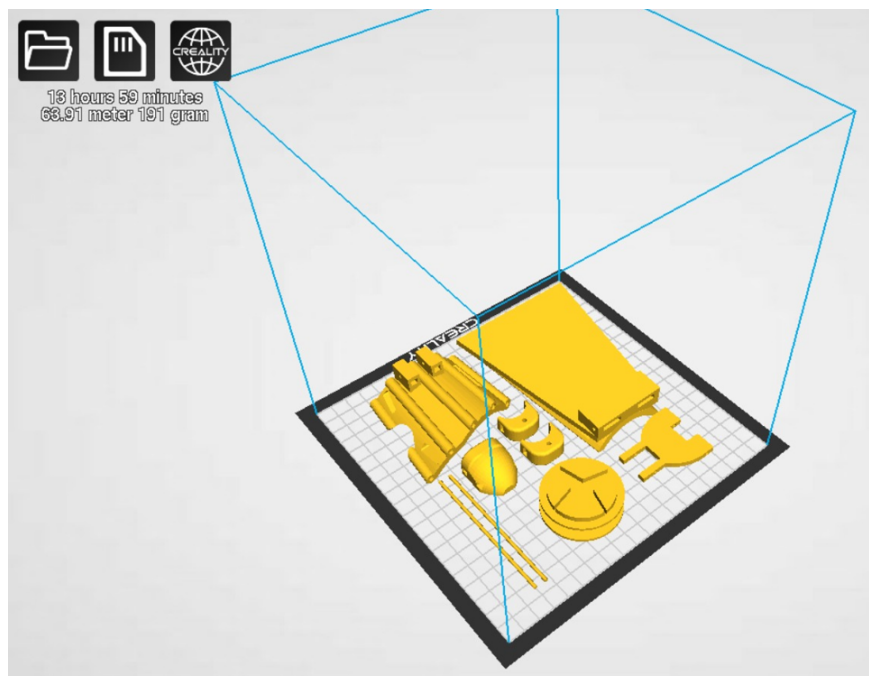
4.2.2 Programação do sistema de controle

A programação utilizou o software *Arduino IDE* e linguagem C. Para documentação dos códigos utilizados, seguem no apêndice.

4.3 Processo de Manufatura

Ao seleccionar o processo de manufatura dos protótipos, optou-se pelo processo mais simples, prático, com rigor dimensional suficiente para a produção de geometrias complexas e rígidas: impressão 3D. Para o material a ser seleccionado, como já anteriormente mencionado, o objetivo é ter uma peça rígida e robusta para a aplicação. Escolheu-se portanto o polímero ácido polilático PLA que atende a estes requisitos e tem grande disponibilidade de acesso para os pesquisadores. Para a produção, utilizou-se os software Ultracura 3D e Creality 3D, além da impressora particular Creality Ender 3. A Figura 41 mostra a interface com os materiais reais de impressão do protótipo.

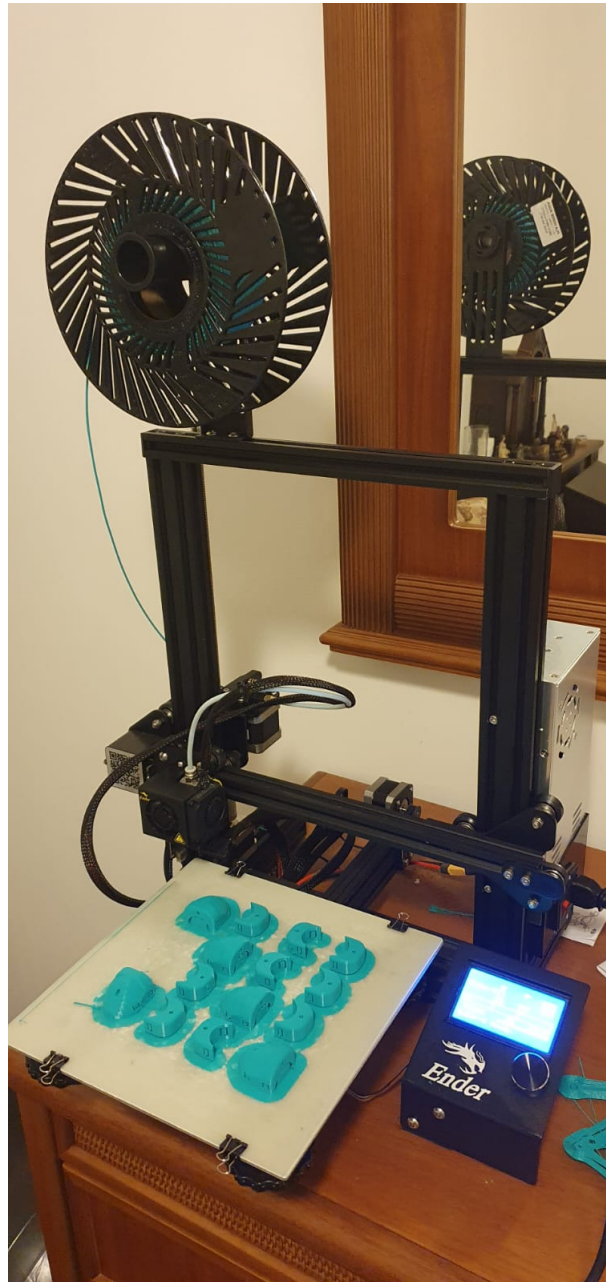
Figura 41 – Interface do software Creality 3D com o protótipo em desenvolvimento.



Fonte: Autor

A Figura 42 mostra a impressora 3D modelo Creality Ender 3D utilizada para impressão dos protótipos.

Figura 42 – Modelo Creality Ender 3D utilizado para impressão dos protótipos.



Fonte: Autor

5 . RESULTADOS

Neste capítulo, pretende-se mostrar os resultados alcançados para o exoesqueleto funcional, que é o exoesqueleto capaz de executar a função completa desde a flexão do sensor de deformação até a tração do fio de nylon. Além disso, pretende-se discutir quais as perspectivas de alteração para o exoesqueleto pronto para teste em pacientes. No momento, tem-se pronto o terceiro protótipo virtual e o segundo protótipo real para poder atingir o objetivo deste trabalho, que é a construção do exoesqueleto funcional, prevendo-se pelo menos mais um protótipo virtual e mais um real para poder disponibilizar um exoesqueleto pronto para testes em pacientes, que é um dos objetivos do trabalho de PAIVA (2024).

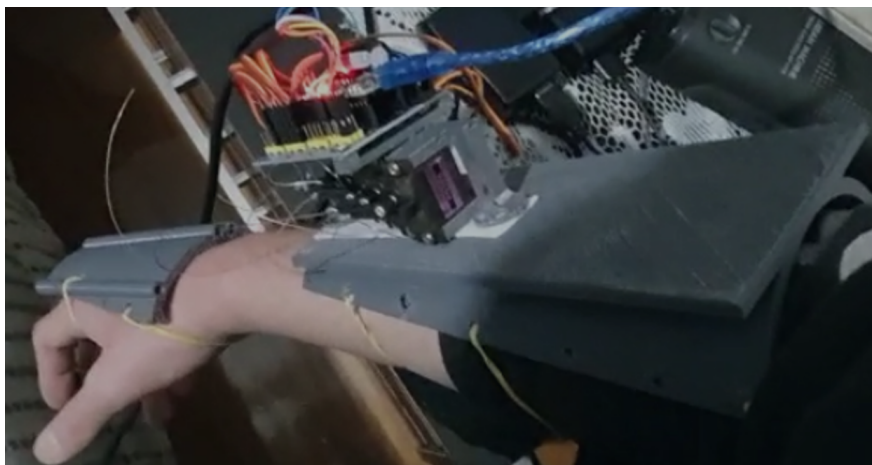
5.1 Primeiro Protótipo Real

O primeiro protótipo real teve o objetivo de testar a geometria básica de interface com o corpo e se o servo SG90 teria força suficiente para estender o dedo e punho. Escolheu-se o material de ácido polilático (PLA) por ser uma material de fácil impressão 3D, por ter grande quantidade a disposição no laboratório de trabalho do grupo. A resistência mecânica à esforços deve ser validada nos testes práticos.

Na Figura 43, mostra-se a parte da exoesqueleto do antebraço, na qual contém:

- Estrutura do exoesqueleto de PLA;
- Os cinco servos SG90;
- Arduino;
- Fios de Nylon;

Figura 43 – Primeiro protótipo real, parte mais próxima do antebraço.



Na Figura 44, parte da exoesqueleto de mão, na qual contém:

- Anéis de suporte para cada parte do dedo;
- Fio de nylon;

Figura 44 – Primeiro protótipo real, parte da mão e dedos.



Fonte: Autor

Com os testes realizados, o próximo protótipo real terá como alterações e implementações:

- Ao se testar o servo SG90 na prática, o mesmo não apresentou torque nem amplitude de movimento suficiente para estender dedos e punhos, sendo necessário um servo com mais torque e com a capacidade de rotacionar mais que uma volta completa;
- Alteração da ponta dos dedos para facilitar o movimento de pinça, já que o *design* do primeiro protótipo real impossibilitava o mesmo;
- Trava entre parte de mão e antebraço para poder isolar o movimento de extensão do punho e do dedo;
- Substituição dos elásticos por neoprene para maior conforto e maior resistência mecânica.

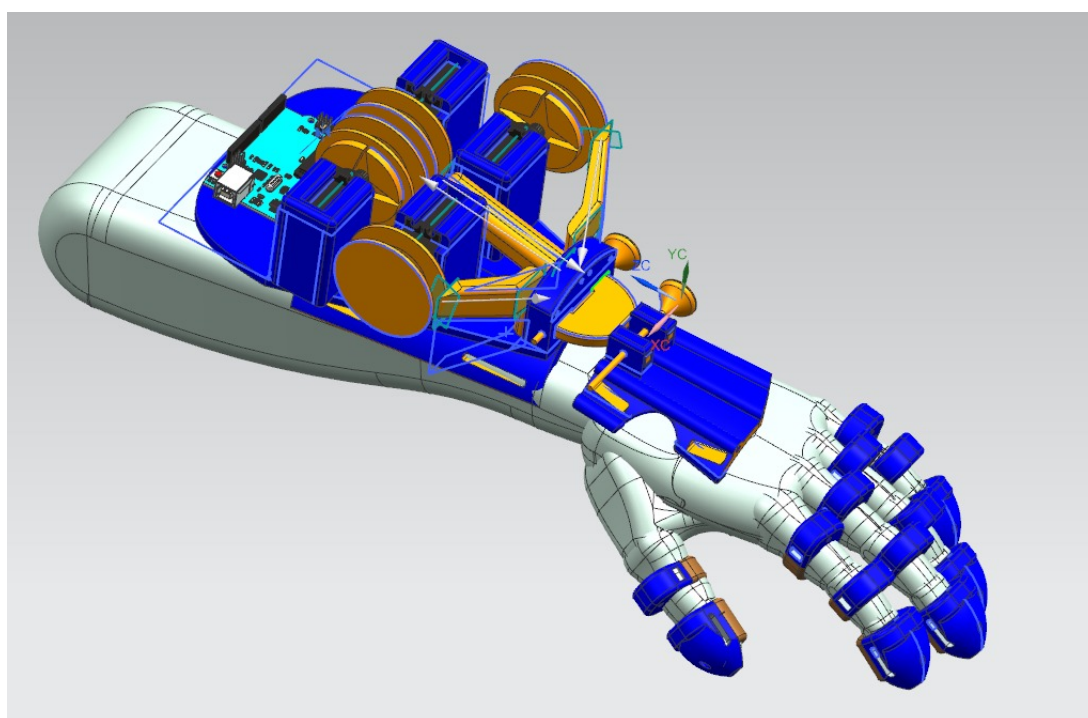
5.2 Segundo Protótipo Real

O segundo protótipo real não seguiu a configuração do segundo protótipo virtual, apresentado na Figura 34 apresentado no capítulo de desenvolvimento. As principais causas foram a necessidade de:

- Melhorar o *design* anatômico e ergonômico tanto na parte de que tem interface com a mão quanto a que tem interface com o antebraço, realizando um recorte no *design* para que qualquer peça tenha contato apenas com a parte do dorso;
- Mudar a posição da trava entre parte de mão e antebraço da posição lateral para uma outra posição, já que se verificou que uma trava lateral poderia trazer contato com o punho do paciente, o que acarretaria em perda de conforto e de ergonomia do conjunto;
- Trocar os servo motores SG90 por um com modelo de maior torque.

Observe o terceiro protótipo virtual na Figura 45.

Figura 45 – Terceiro protótipo virtual, vista isométrica.



Fonte: Autor

O desenvolvimento deste terceiro protótipo virtual envolveu maior complexidade, visto que obteve-se muita coleta de dados com a impressão do primeiro protótipo real, Figura 43, e com a validação virtual do segundo protótipo virtual, Figura 34.

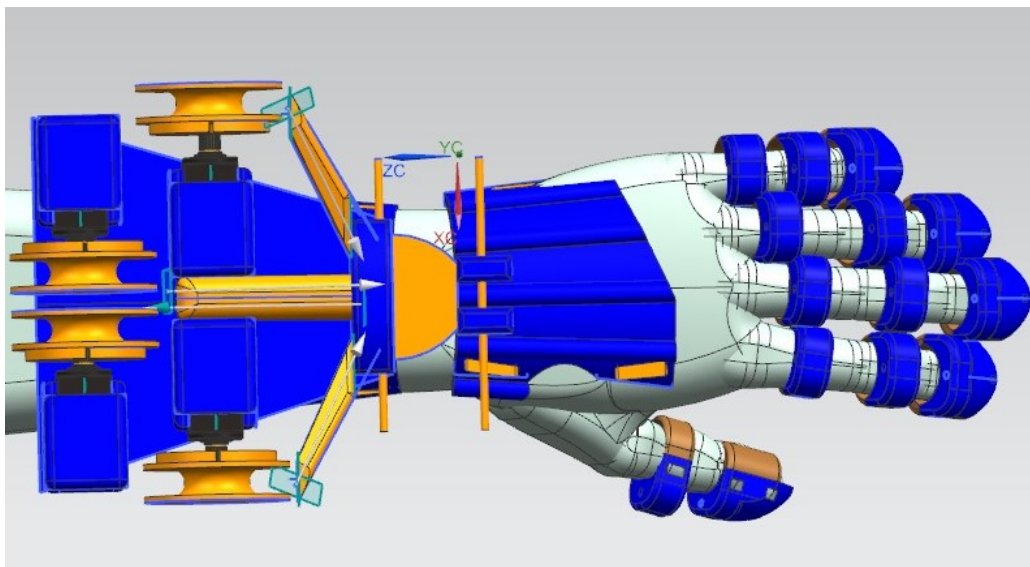
O terceiro protótipo virtual apresenta diversas melhorias, dentre elas:

- Ponta dos dedos com design que facilita o movimento de pinça;
- Trava entre mão e antebraço com sua posição alterada para maior conforto, passando a ser superior ao exoesqueleto (dorso do punho);

- Travas laterais à trava superior para impedir qualquer deslizamento indevido;
- Servo motor MG 996R de rotação contínua com cerca de 10 vezes mais torque que o SG90 e capacidade de rotação infinita;
- *Layout* que otimiza a posição dos servos de maior tamanho MG 996R, com dois virados para o interior do exoesqueleto e dois virados para o exterior;
- Polias que servem para enrolar o fio de nylon;
- Guias para o fio de nylon desde a mão até a polia que garantem que o fio não se atrite com as superfícies da pele e que o fio não se embarace;
- Fendas laterais no exoesqueleto grandes o suficiente para a passagem do neoprene;
- Superfície específica para a acomodação do Arduino.

Observe na vista superior do terceiro protótipo virtual, ainda em desenvolvimento na Figura 46, o layout e disposição dos servos, polias, guias trava superior e laterais.

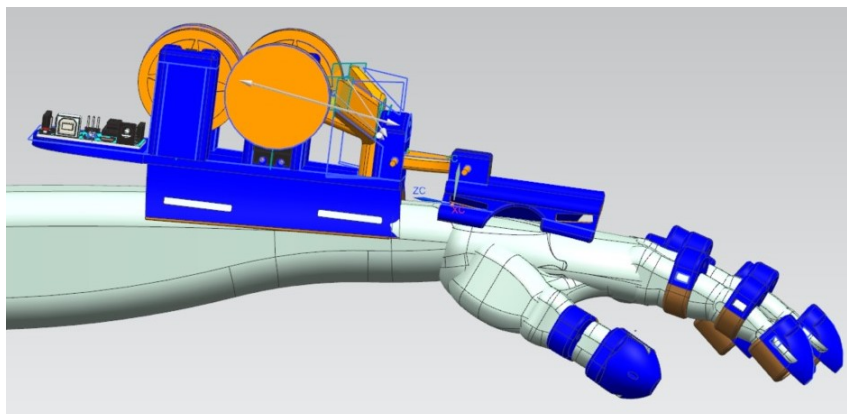
Figura 46 – Vista superior do terceiro protótipo virtual



Fonte: Autor

Na Figura 47, observe que a função da trava superior que é garantir que a parte do exoesqueleto que tem contato com o antebraço esteja no mesmo plano da parte do exoesqueleto que tem contato com o dorso na mão e, desta forma, trava-se o movimento do punho, focando-se apenas nos movimentos dos dedos. Quando for realizar um exercício para punho, pode-se retirar a trava superior com facilidade ao se retirar as travas laterais.

Figura 47 – Vista lateral do terceiro protótipo virtual



Fonte: Autor

Com o sistema eletrônico de controle básico já desenvolvido, foi-se para a parte de impressão do segundo protótipo real, que pode ser visto sendo impresso na Figura 48.

Figura 48 – Impressão do segundo protótipo real.

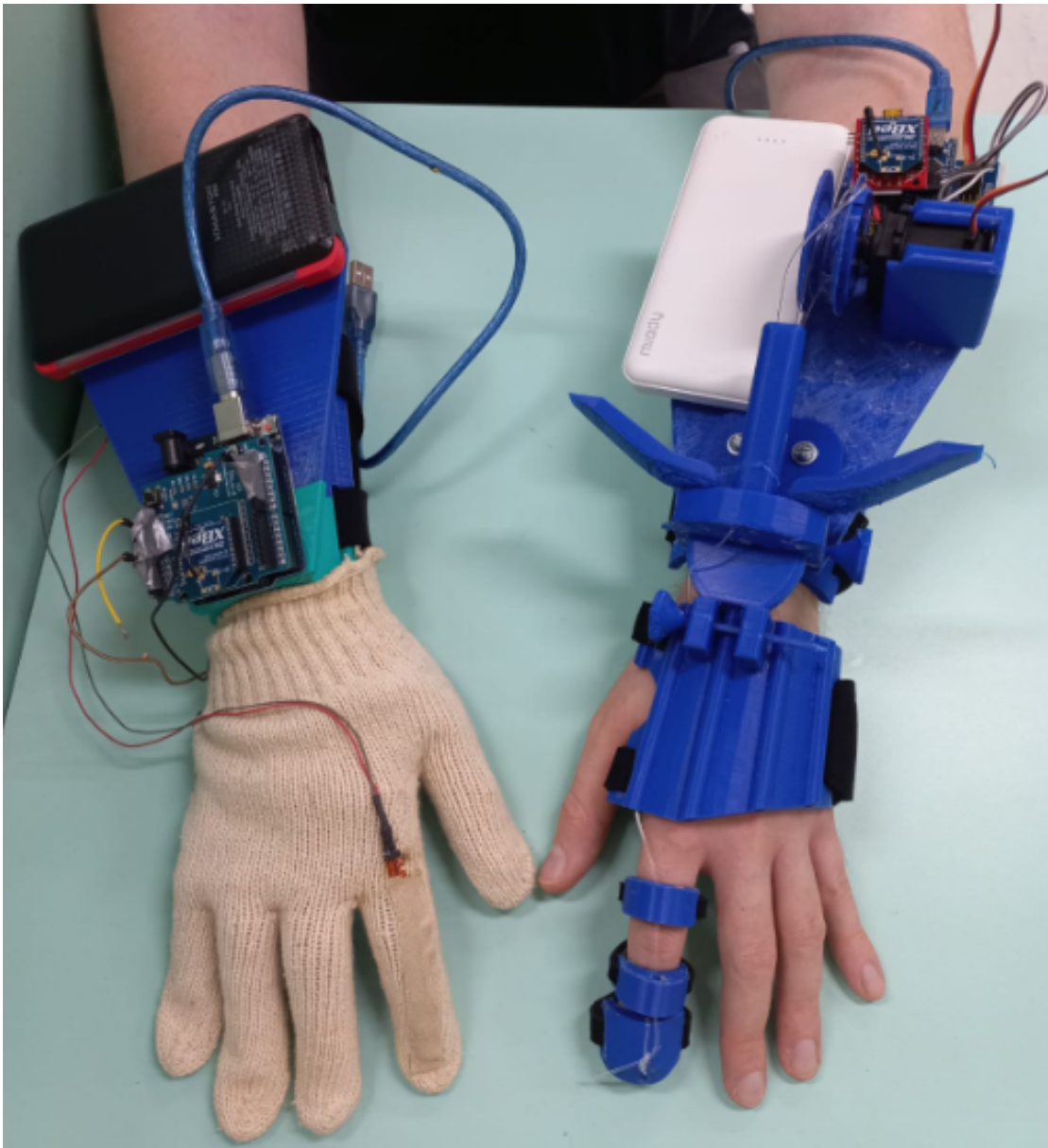


Fonte: Autor

5.2.1 Testando-se o sistema de controle no exoesqueleto

Com o intuito de compreender se o sistema de controle estava na direção do desenvolvimento adequada e se interagia da forma adequada com a parte mecânica do exoesqueleto, acoplou-se o sistema eletrônico de controle no exoesqueleto conforme a Figura 49. Aproveitou-se para vestir o exoesqueleto e verificar sua capacidade funcional, sua capacidade estrutural e também a sua ergonomia e conforto.

Figura 49 – Primeiro sistema eletrônico de controle no segundo protótipo real.



Fonte: Autor. Registro do grupo de pesquisa.

O sistema de controle realizou no exoesqueleto os mesmos comandos esperados quando havia sido testado desacoplado, que foi analisado no capítulo 4 de desenvolvimento.

O segundo protótipo real exoesqueleto apresentou os seguintes pontos positivos:

- Estrutura mecânica robusta que suportará a reação mecânica de um braço de um paciente com tônus acentuado. Realizou-se validação prática, aplicando-se, pelos autores do trabalho, grandes esforços ao se vestir o exoesqueleto e testar os movimentos de extensão e flexão para assegurar a confiabilidade para uso do exoesqueleto pelos pacientes;
- A separação da parte do antebraço do exoesqueleto demonstrou melhora na qualidade de impressão em relação a uma parte inteiriça, além de bom ajuste e firmeza;
- O fio de nylon é bem isolado da pele, protegendo-a de qualquer atrito;
- O exoesqueleto garantiu liberdade suficiente para realizar os movimentos de flexão de punho, de dedos e movimento de pinça, o que viabiliza para o exoesqueleto os testes de reabilitação por neurônio espelho;

Entretanto, verificou-se mais alguns pontos para melhoria para o sistema eletrônico de controle, além do protótipo de exoesqueleto:

- A velocidade de rotação e de resposta do servo precisa ser maior e, novamente, ser variável para atender a copia de movimento necessária para a reabilitação por neurônio espelho;
- O fio tem muito atrito com os guias do exoesqueleto, consumindo muita energia mecânica do servo, prejudicando em seu movimento;
- O exoesqueleto em conjunto com o sistema eletrônico apresentaram tendência de rotação no braço devido ao alto centro gravitacional em relação ao centro de rotação do braço, sendo necessário um dispositivo para evitar que isso ocorra;
- A necessidade de melhoria ergonômica do exoesqueleto, uma vez que apresentou falta de conforto nos pontos de contato entre o exoesqueleto e a prega do punho e a prega metacarpofalângica do dedão, como poder ser vista em marca deixada na pele da pesquisadora Paiva na Figura 50.

Figura 50 – Marcas de pressão na mão e punho.



Fonte: Autor. Registro do grupo de pesquisa.

Como propostas para a resolução destes pontos para o próximo protótipo, temos:

- Sabendo-se do alto centro gravitacional em relação ao centro de rotação do braço que gera a tendência de rotação do exoesqueleto, pretende-se desenvolver um dispositivo para evitar que isso ocorra. Uma possibilidade é alterar o layout para diminuir a altura do centro gravitacional e outra ideia seria uma faixa de neoprene que passa por trás no cotovelo para evitar a rotação dos dispositivos;
- Para diminuir o atrito do fio de nylon, pode-se alterar os ângulos de saída de cada guia, pois acredita-se que são nestas regiões que ocorra a maior fricção. Além disso, pode-se colocar algum lubrificante que não prejudique tanto os equipamentos quanto paciente;
- Quanto a velocidade de rotação, necessitará alterar o código de controle;

- Quanto a velocidade do tempo de resposta, terá que ser analisado a origem para esta causa, verificando se está no código de programação, no esquema da eletrônica de controle ou na seleção do XBee como módulo de transmissão;
- Quanto a precisão da rotação e velocidade para se melhor ajustar a cópia dos movimentos, pretende-se utilizar um *encoder* acoplado a polia de cada servo para que possa ser mensurada a variação de posição de forma mais precisa;
- Quanto as regiões de pressão que geraram desconforto, necessita-se alterar o design das bordas do exoesqueleto que fazem interface com as regiões mencionadas. A professora Paiva contribuiu neste ponto, desenhando no corpo do autor as áreas máximas de contato que o exoesqueleto pode ter (Figura 51).

Figura 51 – Foto com indicação da área de contato máximo que o exoesqueleto deve ter com o corpo.



Fonte: Autor. Registro do grupo de pesquisa.

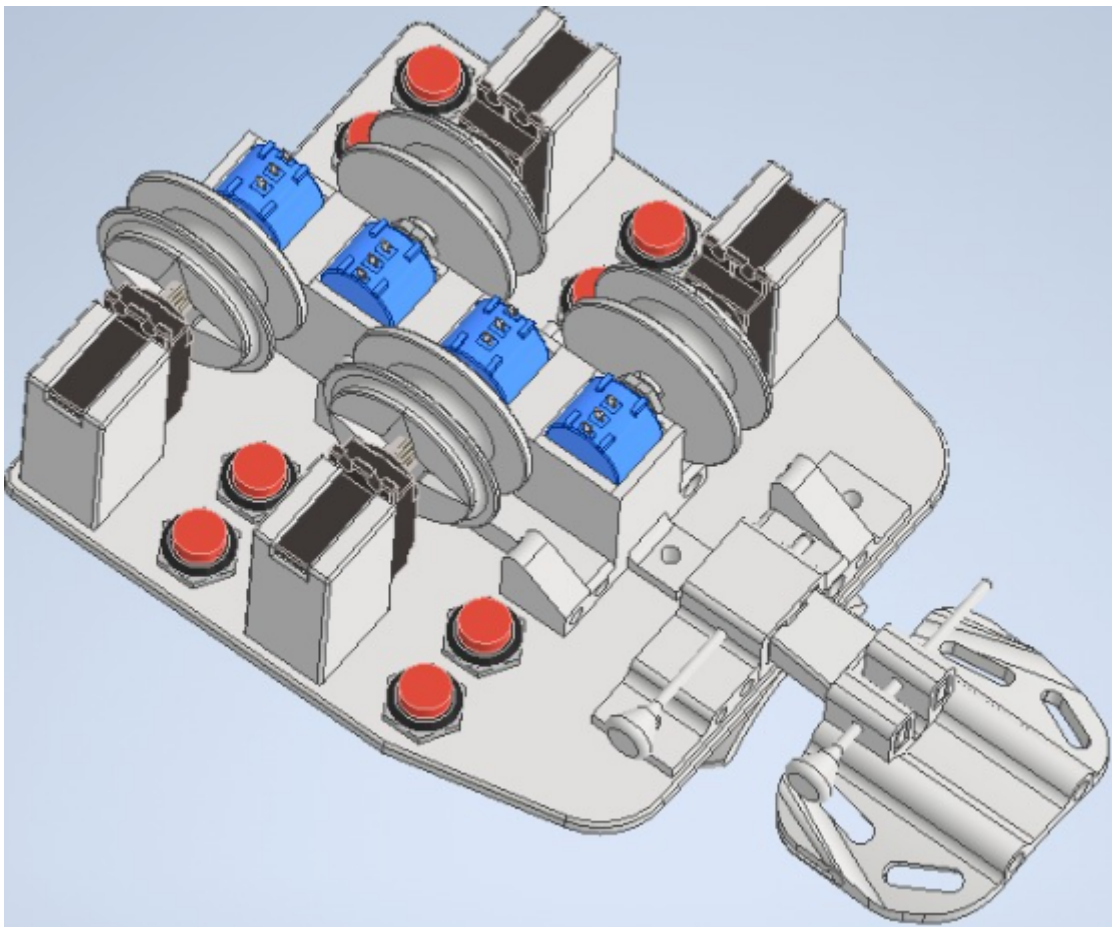
5.3 Última versão do Exoesqueleto

A última versão do dispositivo será tratada separadamente e de forma mais breve, visto que seus dados de entrada além de provindos dos testes de laboratório, são provindos dos testes com pacientes os quais fazem parte de outro trabalho de PAIVA (2024). Aqui não será analisado estes testes, mas sim apenas as requisições de alteração de projeto geradas por eles.

5.3.1 Alterações finais

O início de testes com pacientes indicaram que o sistema de atuação com servo de rotação contínua, cuja ideia inicial era amplificar amplitude de movimento, apresentou imprecisão para o controle dos movimentos. A solução de *design* foi a utilização de potenciômetros multigiros que funcionam como encoders com giram mais que uma volta completa. O design 3D virtual pode ser observado na Figura 52.

Figura 52 – Design virtual com servos de rotação contínua e potenciômetros multivoltas



Fonte: Autor.

Em novo teste vestindo-se ao corpo, as alterações de design quanto as áreas de contato mostraram-se promissoras por garantir os movimentos dos dedos e punho, além de não mais apresentar os pontos de pressão que geraram desconforto no protótipo anterior. Os testes indicaram que se solucionou a imprecisão com a utilização dos potenciômetros multivoltas, porém resultou-se em um exoesqueleto de tamanho muito grande e com um alto peso que gerou desconforto ao ser vestido. O protótipo vestido pode ser observado na Figura 53.

Figura 53 – Protótipo com servos de rotação contínua e potenciômetros multivoltas



Fonte: Autor

O novo sistema implementado para este protótipo que apresentou um avanço na capacidade da cópia mais próxima dos movimentos da mão saudável para a mão acometida com a hemiparesia é o sistema de calibração. Neste sistema, deixa-se ambas as mãos com todos os dedos estendidos, e ao se apertar os botões, há o bobinamento do fio na polia, ajustando-se o fio até este ficar suficientemente tracionado. Para este protótipo, a uma dupla de botões para cada servo como pode ser observado na Figura 52, sendo o externo para rotacionar o servo para uma direção e o interno para outra direção. Ao se realizar o teste vestido, logo percebeu-se a necessidade de alterar esta estratégia pelo excesso de botões e a alta chance de apertar os botões por engano.

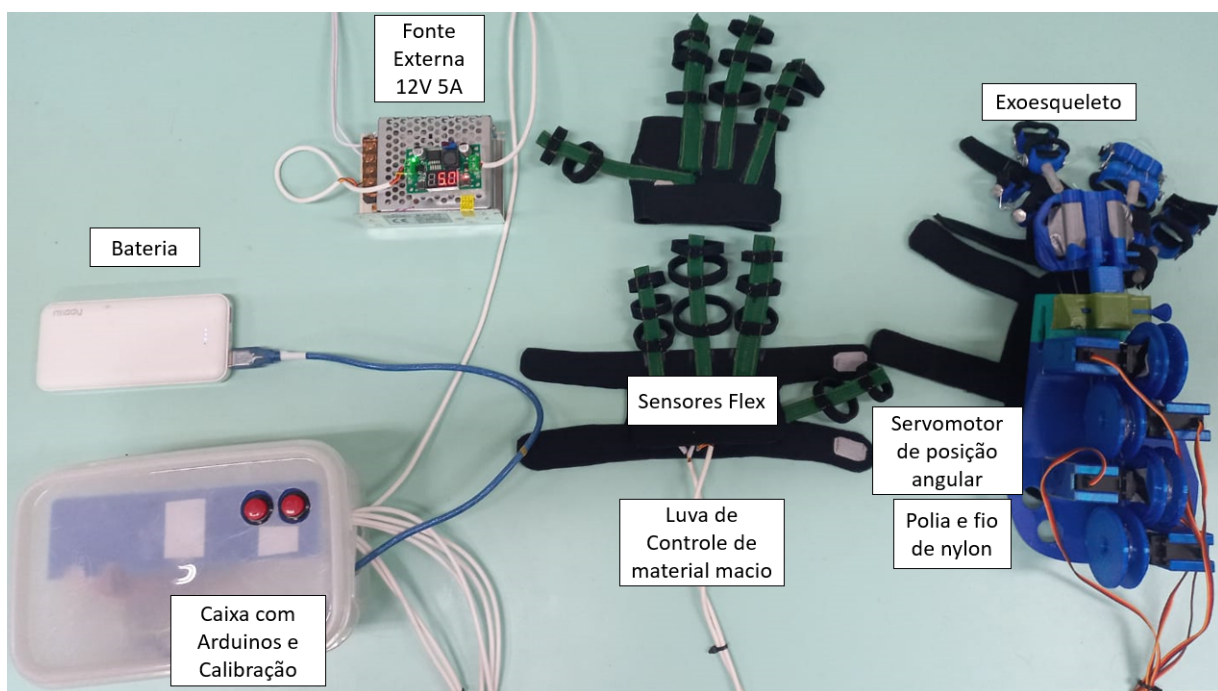
5.3.2 Exoesqueleto funcional

É importante salientar que o exoesqueleto atual aqui apresentado tem artigo submetido em análise (FLÓRIO et al., 2024) e processo de patente em análise pela Agência de Inovação da Universidade Federal de São Carlos, portanto os autores desta dissertação têm a intenção de se salvaguardar do conteúdo compartilhado neste trabalho.

O exoesqueleto funcional é composto, como pode ser observado na Figura 54 da seguinte maneira:

- Exoesqueleto com servomotores de 180 graus e transmissão mecânica de polia e fio de tração de nylon com *design*, tamanho e peso adaptado para o conforto do programa de reabilitação, além de poder ser utilizado tanto na mão esquerda quanto na mão direita;
- Fonte externa de energia para a alimentação estável e suficiente de corrente para os 4 servomotores;
- Luvas de controle, tanto para mão esquerda quanto para mão direita, compostas por tecido macio tipo laicra e sensor flex para coleta da deformação e transformação em variação de resistência;
- Caixa que contém os conjuntos de arduinos, Xbees e botões de controle.

Figura 54 – Conjunto final do exoesqueleto pronto para teste com pacientes



Fonte: Autor. Em conjunto com os pesquisadores colaboradores.

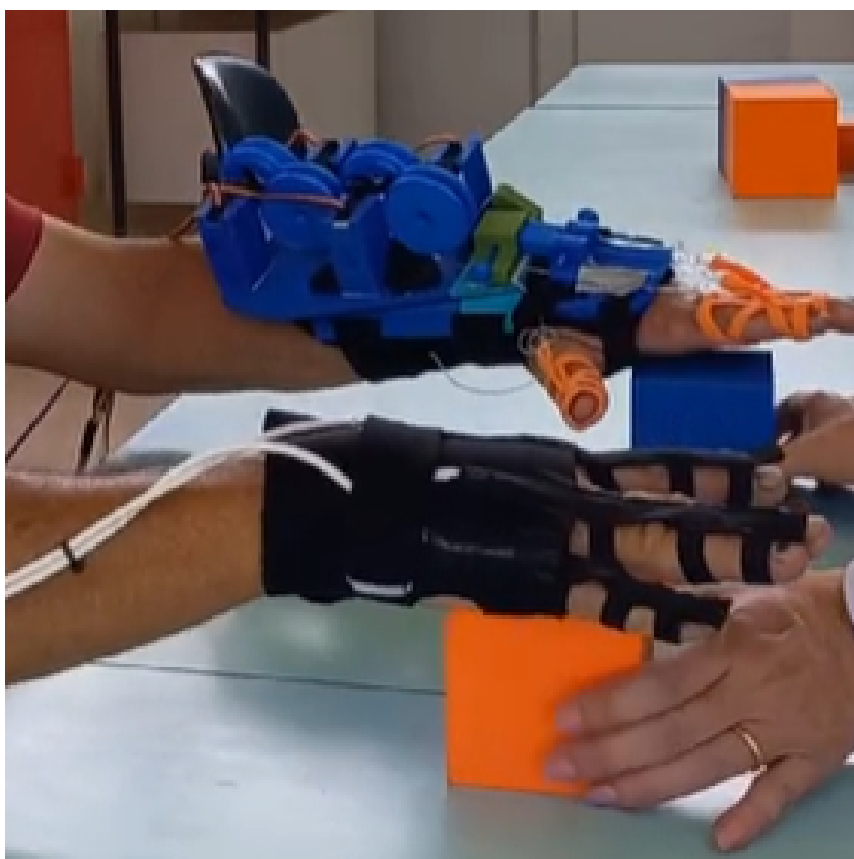
Como pode se observar, o *design* do exoesqueleto reduziu o tamanho que, em conjunto da retirada dos arduinos, dos botões e dos potenciômetros deste conjunto, trouxe bastante redução de peso, trazendo muito mais conforto e ergonomia para o usuário. Quanto a luva de controle, o *design* desenvolvido por PAIVA (2024) com somente tecido macio em conjunto dos sensores flex trouxe também bastante conforto e ergonomia.

A retirada dos arduinos e sistema de calibração e a introdução destes em uma caixa trouxe muito avanço para a ergonomia do conjunto. Além disso, houve uma simplificação

com a utilização de apenas dois botões para a calibração dos 4 servos, realizando-se uma sequência lógica para tanto.

Foi neste momento que foi se acordado entre os membros do grupo que o exoesqueleto que tínhamos neste momento era considerado totalmente funcional e pronto para os testes que já foram realizados por PAIVA (2024) em pacientes, com um exemplo na Figura 55. Estes testes, trouxeram mais dados e oportunidades de melhoria que poderão ser explorados em trabalhos futuros.

Figura 55 – Exoesqueleto funcional sendo testado em paciente no Programa de Aprendizagem Motora mediado pelo uso de Exoesqueleto e Ativação do Sistema de Neurônio Espelho



Fonte: Paiva, 2024.

6 . CONCLUSÃO

6.1 Situação atual

A demanda inicial do trabalho iniciada pelo trabalho de Paiva, em conjunto com uma revisão da literatura e em conjunto dos conhecimentos do pesquisador Aroca, mostraram-se suficientes para guiar o grupo de pesquisadores ao desenvolvimento de um exoesqueleto rígido de mão com atuação eletromecânica, transmissão mecânica por polia e fio tracionado, e controle com transmissão de dados via sem fio (*wireless*).

Compreende-se que tanto o exoesqueleto quanto a luva de controle atingiram o principal objetivo demandado para este trabalho por PAIVA (2024): capacidade de realizar a cópia de movimentos de forma simultânea de uma mão saudável para uma mão acometida com hemiparesia, realizando os movimentos de extensão ativa para punho e dedos, e retorno natural, viabilizando ainda o movimento de pinça.

Testes em pacientes são promissores por o dispositivo ser capaz de cumprir com o programa de reabilitação, inclusive com *feedback* positivos quanto à ergonomia e conforto, com mais informações no trabalho de Paiva (PAIVA, 2024). Desta forma, compreende-se que para o trabalho de PAIVA (2024), o dispositivo também cumpriu o seu objetivo de poder ser utilizado em um programa de reabilitação motora por neurônio espelho.

O trabalho ainda tem mudanças a serem feitas até a submissão final da patente, principalmente quanto à ancoragem dos fios de tração aos dedos e soluções promissoras estão sendo testadas (Figura 56).

Figura 56 – Solução de ancoragem



Fonte: Paiva, 2024.

6.2 Trabalhos futuros

Os maiores desafios encontrados no desenvolvimento do exoesqueleto estão relacionados a condição mecânica de transmissão de força do sistema de atuação aos dedos e também ao tamanho e complexidade do exoesqueleto.

Desta forma, é válido estudos aprofundados quanto à interação entre os graus de liberdade e à aplicação do programa de reabilitação motora por neurônio espelho, sendo possível estudos por simulação matemática e computacional. Este tipo de estudo é recorrente na literatura, porém a aplicação específica pode trazer resultados de entrada que gerem decisões de *design* que refinem o exoesqueleto deste trabalho.

Uma oportunidade de otimização da estrutura do exoesqueleto é melhorar a ergonomia através da redução do peso total. Isso pode ser realizado por um estudo mais aprofundado de simulação computacional que analise os tipos de materiais e os esforços aplicados. Desta forma, seria possível redesenhar o exoesqueleto, adaptando o mesmo para camadas mais finas de material e, até mesmo, selecionar um material de menor densidade. Um desafio é estudar qual seria os esforços que devem ser estudados, visto que o tônus de pacientes é algo variável e que não há material na literatura que passe essa informação especificadamente.

Quanto ao sistema de atuação, tendo-se os recursos suficientes, a construção de exoesqueletos com os sistemas de atuação estudados na seção de seleção (eletromecânico, pneumático, hidráulico e estimulação por eletrodo) traria maior clareza quanto à performance de cada configuração de exoesqueleto através de um teste de laboratório comparativo para uma mesma aplicação.

Outra oportunidade é o estudo de outro fio de tração que não sofra com elasticidade e envelhecimento com o tempo, mas que mantenha o baixo peso e maleabilidade exigidos pelo exoesqueleto.

7 . APÊNDICE

Códigos para ao segundo protótipo real. Figura 57 para o código implementado no Arduino responsável por receber os dados serial e controlar o servo motor e a figura 58 para o código implementado no Arduino responsável por enviar os dados vindos do sensor flex.

Figura 57 – Código implementado no Arduino do Exoesqueleto

```
#include <Servo.h>

Servo myservo; // create servo object to control a servo

int potpin = A0; // analog pin used to connect the potentiometer
int val; // variable to read the value from the analog pin

int anterior;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  myservo.attach(9); // attaches the servo on pin 9 to the servo object
  myservo.write(94);
}

void loop() {
  char c;

  if (Serial.available()) {
    // c = Serial.read();
    // Serial.print(c);
    anterior = val;
    long soma;
    soma = 0;
    for (int i = 1; i <= 20; i++) {
      int x = Serial.parseFloat();
      soma = soma + x;
      Serial.println(x);
    }
    val = soma / 20;
    Serial.print("Media=");
    Serial.println(val);

    if ((val >= 200) && (val <= 450)) {

      if (val > anterior) {
        Serial.println("subindo");
        myservo.write(105);
      }
      else if (val < anterior) {
        Serial.println("descendo");
        myservo.write(75);
      }
      else if (val == anterior) {
        Serial.println("stop");
        myservo.write(94);
      }

      // if ((val >= 200) && (val <= 400)) {
      //   myservo.write(85);
      //   delay(val * 2);
      // }

    }
  }
}
```

Figura 58 – Código implementado no Arduino da Luva Controle

```
int sensorValue = 0;      // value read from the pot
int outputValue = 0;     // value output to the PWM (analog out)
long soma;
float r;

void setup() {
  // initialize serial communications at 9600 bps:
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  // read the analog in value:
  soma = 0;

  for (int i=1; i<=50; i++) {
    soma = soma + analogRead(analogInPin);
    delay(1);
  }

  r = soma/50;

  Serial.println(r);

}
```

Fonte: Autor

REFERÊNCIAS

- AROCA R.; MEIRA, K. P. G. E. M. Estudo e construção de mecanismos de acionamento para um protótipo de órtese automatizada por cópia de movimento contralateral. **XXV Congresso de Iniciação Científica e X Congresso de Iniciação em Desenvolvimento Tecnológico e Inovação**, 10 2018.
- BOS, A. et al. A structured overview of trends and technologies used in dynamic hand orthoses. **BMC Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 13, p. 62, 2016.
- BRUNNER I. C.; SKOUEN, J. S. E. L. G. R. Neurorehabilitation and neural repair. **Plasticity and Response to Action Observation**, v. 28(9), p. 874–884, 2014.
- CDF. 2023. Central da Fisioterapia inscrita no CREFITO3 sob o número 7140-SP, órgão regulador da Fisioterapia e Terapia Ocupacional no Estado de São Paulo. Disponível em: <<https://www.centraldafisioterapia.com.br/tratamentos/fisioterapia-pediatria-hemiparesia/>>.
- CHEN, Y. et al. A soft exoskeleton glove for hand bilateral training via surface emg. **MPDI Sensors**, p. 2, 2021.
- CREFITO No 11023. ÓRTESES DE MÃOS. 2024. Conselho Regional de Fisioterapia e Terapia Ocupacional 10. Disponível em: <www.crefito10.org.br>.
- DITTLI et al. Remote actuation systems for fully wearable assistive devices: Requirements, selection, and optimization for out-of-the-lab application of a hand exoskeleton. **Front. Robot. AI**, Frontiers, v. 7, 2021.
- DOUSSOULIN C. RIVAS, J. B. P. S. G. C. C. G. A. S. R. R. A. Prevalence of spasticity and postural patterns in the upper extremity post stroke. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, ELSEVIER, v. 29, n. 11, 2020.
- FERREIRA, E. Dissertação (Mestrado em Modelagem e Otimização), **Sistema robótico do tipo exoesqueleto para reabilitação de membro superior.**: subtitle. Goiás: [s.n.], 2018. Note.
- FLÓRIO, S. et al. Hand exoskeleton for mirror neuron rehabilitation method. **Journal of Intelligent Robotic Systems**, Submitted for analysis - Spring Nature, 2024.
- GULL, M. et al. A review on design of upper limb exoskeletons. **MPDI Robotics**, v. 9, p. 16, 2020.
- KELLERMAN, D. P. R. R. D. **Conn's Current Therapy**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2021.
- MALDONADO-MEJÍA et al. A fabric-based soft hand exoskeleton for assistance: the exhand exoskeleton. **Front. Neurobot.**, Frontiers, 2023.
- MARSURA, A.; AL et. A interferência da alteração de tônus sobre a reabilitação fisioterapêutica após lesões neurológicas. **Saúde em Foco**, Unisepe Mantenedora, v. 6, n. 5, p. 1–6, 2013.

- MEDICINE, P. **Spasticity**. 2024. Disponível em: <[https://www.pennmedicine.org/for-patients-and-visitors/patient-information/conditions-treated-a-to-z/spasticity#:~:text=Definition,reflex\)%20are%20stronger%20or%20exaggerated.](https://www.pennmedicine.org/for-patients-and-visitors/patient-information/conditions-treated-a-to-z/spasticity#:~:text=Definition,reflex)%20are%20stronger%20or%20exaggerated.)>
- NAZARI, V. et al. A compact and lightweight rehabilitative exoskeleton to restore grasping functions for people with hand paralysis. **MPDI Sensors**, p. 20, 2021.
- NEOMANO. 2020. Disponível em: <<https://neomano.neofect.com/>>.
- NILSSON, M. et al. The soft extra muscle system for improving the grasping capability in neurological rehabilitation. **IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences, Langkawi, Malaysia**, v. 6, p. 412–417, 12 2012.
- NORONHA, B.; ACCOTO, D. Exoskeletal devices for hand assistance and rehabilitation: A comprehensive analysis of state-of-the-art technologies. **IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics**, IEEE, v. 3, n. 2, p. 525–538, 2021.
- PAIVA, G. **Programa de Aprendizagem Motora mediado pelo uso de Exoesqueleto e Ativação do Sistema de Neurônio Espelho: Participação em Ocupações de Pacientes Hemiparéticos**. Tese (Doutorado) — Federal University of São Carlos (UFSCar), 2024.
- PLESSIS; DJOUANI; OOSTHUIZEN. A review of active hand exoskeletons for rehabilitation and assistance. **Robotics**, MDPI, v. 10, n. 40, 2021.
- RIDREMONT, T. et al. Pneumatically actuated soft robotic hand and wrist exoskeleton for motion assistance in rehabilitation. **Actuators**, MDPI, v. 13, n. 180, 2024.
- SAHARAN L., e. a. igrab: Hand orthosis powered by twisted and coiled polymer muscles. **Smart Materials and Structures**, 2017.
- SARAC, M.; SOLAZZI, M.; FRISOLI, A. Design requirements of generic hand exoskeletons and survey of hand exoskeletons for rehabilitation, assistive or haptic use. **IEEE Transactions on Haptics**, IEEE, 2019.
- SAÚDE., B. M. da Saúde. Secretaria de A. E. **Tipos, Definições, Classificações e Considerações quanto a Prescrição, Confecção e Uso de OPM's**.: Guia para prescrição, concessão, adaptação e manutenção de Órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção. Brasília: Ministério da Saúde: [s.n.], 2019.
- SECCIANI, N. et al. A novel application of a surface electromyography-based control strategy for a hand exoskeleton system: A single-case study. **International Journal of Advanced Robotic Systems - SAGE**, p. 1–13, 2019.
- SERBEST; ELDOGAN. Design, development and evaluation of a new hand exoskeleton for stroke rehabilitation at home. **Journal of Politeknik Dergisi**, Gazi Universitesi, n. 24, p. 305–314, 2021.
- TENDO. 2020. Disponível em: <<https://www.tendoforpeople.se/tendo>>.
- TND. **Stroke**. 2024. Disponível em: <<https://www.topneurodocs.com/stroke/>>.
- VARGAS, L. P. R. Isadora Martins Postiglioni de. Correlation between upper limb spasticity and hand movement after stroke. **Fisioterapia e Pesquisa**, SciELO Brasil, n. 29, 2020.

XU et al. A co-driven functional electrical stimulation control strategy by dynamic surface electromyography and joint angle. **Front. Neurosci**, Frontiers, v. 16, 2022.