

Diretrizes para construção de órteses ativas terapêuticas de mão baseadas em mapa mental

Rafael Felipe Fernandes dos Santo, Isabela Schmitz Rauth,
Guilherme Nunes Nogueira Neto, Percy Nohama

Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná

DOI 10.52050/9788579177255-04

RESUMO

Órteses são dispositivos terapêuticos ou assistivos que ajudam a melhorar a mobilidade, função e conforto de pessoas com deficiências físicas ou lesões musculoesqueléticas. Apesar da relevância, o projeto e a construção de órteses ativas carecem de especificações que englobem aspectos, características e funcionalidades referentes ao design, aos materiais, estrutura, técnicas e estratégias de controle a serem consideradas. Com o objetivo de propor diretrizes para auxiliar no desenvolvimento de órteses ativas de mão, realizou-se um estudo para identificar o estado da arte referente às tecnologias existentes em reabilitação motora das mãos. Uma revisão de escopo foi realizada para o desenvolvimento da pesquisa, na qual foram identificados quarenta artigos, por meio das palavras-chave mão, órtese ativa e reabilitação, nas plataformas de pesquisa Science Direct e IEEE Xplore. Após a aplicação das restrições, oito artigos foram analisados. Por meio dessa análise, elencou-se os principais requisitos a serem considerados no projeto e construção de uma órtese ativa de mão, tais como Design, Estrutura, formas de Controle, tipos de Movimento e Interface com o usuário. Esses elementos foram divididos em quatro áreas, Design, Interface, Composição Estrutural e Função para facilitar a compreensão. Com auxílio de um mapa mental, foi possível levantar e elaborar as diretrizes. A área de Design elenca aspectos estéticos e ergonômicos; a Função destaca as funções que a órtese precisa auxiliar; a Interface expressa as formas que o usuário poderá utilizar o sistema da órtese; a Composição Estrutural elenca aspectos mecânicos e elétricos da órtese.

Palavras-chave: Órtese ativa terapêutica, Reabilitação, Membros superiores, Mapa mental

1. INTRODUÇÃO

O acidente vascular cerebral é a segunda causa mais comum de morte e a principal causa de incapacidade motora (DONNAN *et al.*, 2008). Mais de 60% dos sobreviventes sofrem perdas motoras, o que prejudica as atividades diárias que dependem dos movimentos das mãos e punhos como, por exemplo, pegar e segurar objetos (CISOTTO *et al.*, 2013), assim como dirigir, digitar, entre outras.

O AVC é considerado uma doença de causa súbita e pode afetar qualquer região do cérebro, levando à perda da função motora contralateral correspondente à área afetada (FERRO; PIMENTEL; 2013). Existem dois tipos de AVC: isquêmico e hemorrágico, sendo o primeiro o mais comum, relacionado a 80% dos casos. Ele ocorre quando há um déficit de oxigênio e nutrientes importantes na região vascular, devido à ausência de fluxo sanguíneo (O'SULLIVAN; SCHMITT, 2010).

Os métodos para reabilitação pós-AVC podem ser definidos da seguinte forma: aprendizado motor, treino de tarefa específica, terapia de movimento induzida por restrição, imagética motora, treinamento em esteira de suporte de peso corporal, treino por assistência robótica e treino virtual (ARYA *et al.*, 2011).

A robótica está ganhando mais espaço ao longo dos anos, além de facilitar a realização da terapia na residência dos pacientes, e de forma mais confortável. Essa tecnologia pode reduzir o tempo da reabilitação, pois os usuários podem realizar vários exercícios, com repetição, ao longo do dia. O fato de não precisar se locomover até a clínica de reabilitação é muito vantajoso, tendo em vista que a humanidade passou por momentos de *lockdown* em meio à pandemia do Coronavírus COVID-19. Dessa forma, a segurança e a continuidade do tratamento mantêm-se normalmente.

Ademais, o uso de dispositivos robóticos para reabilitação é capaz de fornecer alta intensidade, repetições, tarefas específicas e um tratamento interativo para membros superiores lesionados, obtendo amplos ganhos (PRANGE *et al.*, 2006). Além disso, a reabilitação dos membros superiores com dispositivos robóticos supre a necessidade da presença de um fisioterapeuta, diminuindo a frequência dos pacientes nas seções de reabilitação, pois poderiam realizar o tratamento de forma remota ou híbrida (PRANGE *et al.*, 2006).

Entretanto, para desenvolvimento de órteses ativas de mão há dificuldades de encontrar na literatura informações objetivas que inspirem e norteiem sua construção. Em face dessa limitação, surgiu a necessidade de se elaborar um conjunto de diretrizes que orientem a construção de órteses para reabilitação. Como as diretrizes são um conjunto de instruções, normas e critérios (BUENO, 2007), elas auxiliam engenheiros e *designers* no planejamento e desenvolvimento

desses dispositivos, garantindo assim, que todos os elementos imprescindíveis para o bom funcionamento sejam levados em consideração.

Baseado nesse contexto, realizou-se um estudo das principais tecnologias empregadas na reabilitação motora das mãos, para pessoas que sofreram acidente vascular cerebral. A partir dele, elaborou-se um conjunto de diretrizes para a construção de órteses ativas de mão, apresentando os elementos necessários que garantam funcionamento, efetividade e segurança.

2. METODOLOGIA

As plataformas de pesquisa Science Direct e IEEE Xplore foram utilizadas para obtenção da literatura utilizada na revisão bibliográfica exposta em Resultados. Os artigos foram coletados por meio de uma busca avançada utilizando o operador booleano AND (“e”) para combinar as seguintes palavras-chave: “hand”, “active orthosis” e “rehabilitation”. Em ambas as bases de dados, a busca restringiu-se aos projetos de engenharia, aos artigos publicados entre os anos 2010 e 2023, evitando que a informação encontrada seja obsoleta e aos focados em órteses ativas de mão, excluíram-se artigos de revisão e artigos duplicados encontrados nos resultados da pesquisa. Após essa filtragem, foram selecionados oito artigos.

3. RESULTADOS

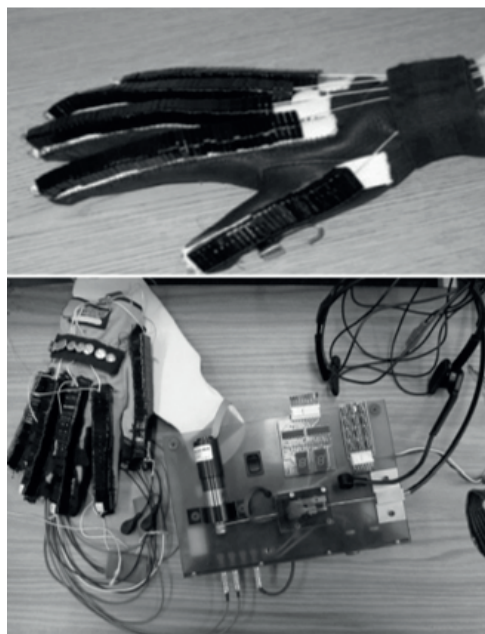
A maioria dos artigos coletados descreve adequadamente as órteses uma vez que apresentam informações sobre os atuadores, o grau de liberdade, o material utilizado na fabricação da órtese e a sua aplicação.

Ochoa *et al.* (2011) desenvolveram uma órtese denominada J-Glove, ilustrada na Figura 1, a qual funciona por meio de cinco cabos e de um servomotor. O seu funcionamento pode ser sintetizado da seguinte forma: a força no cabo é transmitida ao dedo por meio dos cabos e da luva, induzindo torques de extensão nas articulações. Esses cinco cabos formam um único cabo no punho. Esse cabo único passa por um cabo Bowden para um servomotor, o qual é controlado via sinal de modulação de pulso (PWM) por meio de um microprocessador RabbitCore RCM 4510. Além disso, o dispositivo monitora sinais eletromiográficos (EMG), garantindo, assim, tanto a participação ativa do paciente quanto o fornecimento de *feedback* dos padrões eletromiográficos obtidos.

O deslocamento do cabo ocorre pela conversão da rotação do motor e o seu comprimento é calculado por meio de um codificador que está conectado ao servomotor. O programa tem dois estados: abertura e fechamento. Ao definir o estado inicial como abertura, a mão do usuário é fechada e o microprocessador

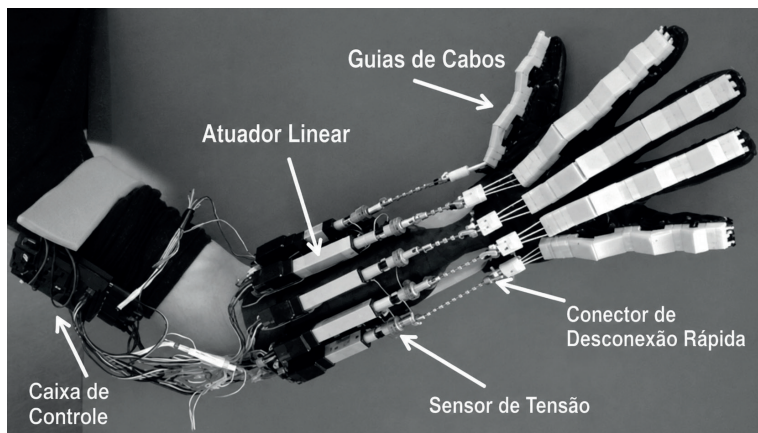
aguarda que a atividade muscular ultrapasse o limiar da tensão, a qual é modificada dependendo da atividade muscular do sujeito. Uma vez atingido esse limiar, o microprocessador ajusta um PWM e o motor puxa os cabos. Quando o limite de extensão é atingido, o microcontrolador altera o algoritmo para o estado de fechamento, permitindo que o usuário feche a mão até que o limite de flexão seja atingido, o que altera novamente o algoritmo para o estado de abertura, completando um ciclo de movimento (OCHOA *et al.*, 2011).

Figura 1 - J-Glove (OCHOA *et al.*, 2011).



Fischer *et al.* (2016) construíram uma órtese denominada eXtension Glove (X-Glove), ilustrada na Figura 2, que aciona, independentemente, cada dedo e permite o livre movimento de cada articulação. Os cabos servem como tendões extensores externos e passam por cabos-guias que estão conectados à parte dorsal da luva. A fim de evitar a hiperextensão articular, esses cabos-guias formam uma ponte sobre cada articulação, permitindo a flexão articular.

Figura 2 - X-Glove (FISCHER et al., 2016).



Os cabos-guias foram fabricados com nylon com fibras de vidro e foram costurados na luva. Em cada dedo, o cabo do seu respectivo atuador é dividido em três para passar através das guias. Os servoatuadores lineares movem o cabo, gerando torque de extensão em cada articulação dos dedos. Um sensor de tensão localiza-se entre o motor e o cabo para medir a força em cada cabo. Um microcontrolador RabbitCore RCM 3410 lê os dados e gera um PWM apropriado para cada motor (FISCHER et al., 2016).

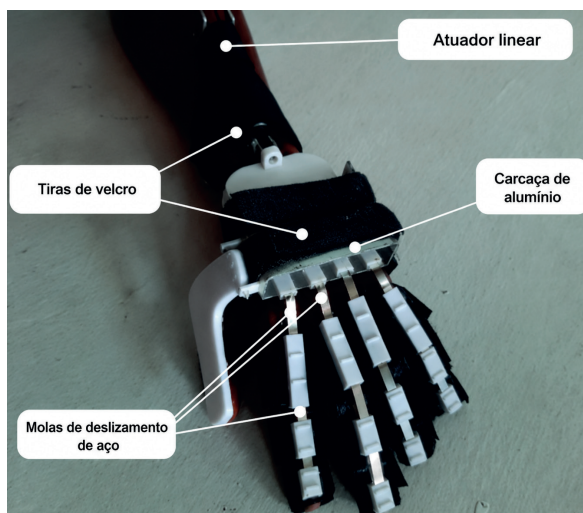
Nota-se que os atuadores lineares estão acoplados em uma tala de fibra de carbono, enquanto os demais componentes eletrônicos de suporte estão dentro de uma pequena caixa amarrada à parte superior do braço. Ademais, todo o dispositivo pode ser acionado a partir de uma bateria de íons de lítio usada na cintura. Em relação à operação da X-Glove, há dois modos distintos que são controlados por um botão: alongamento e treinamento ativo. No modo de alongamento, a luva movimentada, simultaneamente, todos os cinco dedos, da flexão para a extensão. Os dedos são mantidos estendidos por 1 s e, então, retornam à postura flexionada. Este ciclo é repetido pelo tempo desejado (FISCHER et al., 2016).

Já para o modo de treinamento, há um controle Proporcional Integral Derivativo (PID) que garante que cada motor linear forneça uma força de extensão igual à força necessária para manter o dedo estendido neutralmente quando o usuário estiver relaxado. Assim, o usuário pode fechar a mão a qualquer momento, criando força de flexão maior do que a força de extensão produzida pela luva. Para isso, o dispositivo mede periodicamente a força necessária para estender os dedos enquanto o usuário permanece passivo (FISCHER et al., 2016).

Akinniyi et al. (2022) desenvolveram uma órtese que utiliza um mecanismo de mola deslizante flexível e três peças de material rígido, conforme ilustrado

na Figura 3. A mola deslizante foi desenvolvida a partir de uma placa fina de aço inoxidável e ela desliza por dentro das camadas rígidas dos dedos, permitindo a flexão e a extensão de várias articulações sempre que um movimento linear é aplicado às molas. As molas são acionadas por um atuador linear baseado em pequenos deslocamentos mão-músculo medidos por um sensor de EMG. Além disso, um microcontrolador serve como interface entre o sensor de EMG e a órtese.

Figura 3 - Órtese de Akinniyi *et al.*, 2022.



O sistema mecânico consiste nas camadas de articulações rígidas fabricadas por manufatura aditiva, tiras de aço inoxidável e camada de base superior reforçada com alumínio. O mecanismo funciona de tal forma que, conforme as molas se movem, o dispositivo dobra e estende-se (AKINNIYI *et al.*, 2022).

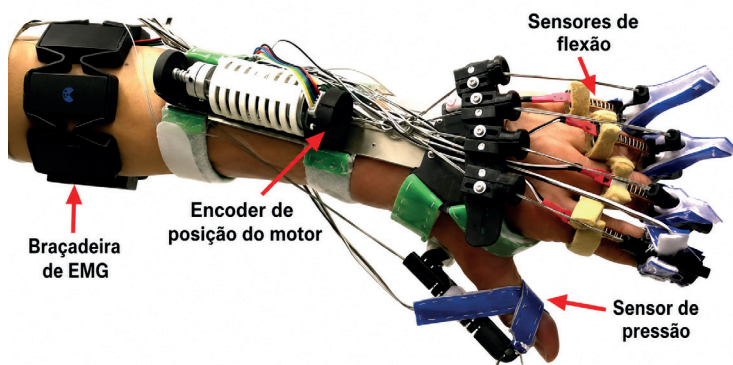
Por fim, o sistema de controle consiste em um microcontrolador Atmega 328 e eletrodos de EMG. A atividade muscular do braço é capturada por um eletrodo de EMG e o sinal é amplificado. O microcontrolador processa o sinal de EMG amplificado para controlar o atuador linear que, por sua vez, inicia o movimento. Um músculo distendido implica em um movimento para frente, ou seja, de extensão, enquanto um músculo contraído implica em um movimento para trás, de flexão (AKINNIYI *et al.*, 2022).

Park *et al.* (2019) construíram uma órtese de controle multimodal, usando sensores de EMG, curvatura e pressão como entradas, como ilustrado na Figura 4. Esse dispositivo é composto por duas partes: uma tala de alumínio para o antebraço, com acionamento e componentes para as pontas dos dedos para

roteamento de cabos. Para o acionamento, usaram um controlador PID cuja amplitude de movimento é determinada pelo tamanho da mão do usuário.

Os componentes das pontas dos dedos foram produzidos por manufatura aditiva e são fixados às pontas dos dedos usando correias de velcro. A parte inferior das correias é de borracha para evitar a migração distal. Os componentes possibilitam o suporte elevado dos *exo-tendões* que melhoram a transmissão de força já que aumentam o momento do braço em torno das articulações. Além disso, os componentes impedem a hiperextensão da articulação e servem como um ponto de ancoragem para os tendões (PARK *et al.*, 2019).

Figura 4 - Órtese de Park *et al.*, 2019.



Em relação ao sensor de EMG, os autores usaram uma abraçadeira eletrônica para a detecção dos sinais musculares. A abraçadeira é composta por oito eletrodos de EMG e é colocada no antebraço do sujeito, proximal à tala. O algoritmo de reconhecimento de padrões usa os sinais de EMG para prever a intenção de movimento da mão do usuário. Por meio do algoritmo de reconhecimento, é possível prever três possíveis intenções do usuário: abrir a mão (Intent=Open), fechar a mão (Intent=Closed) e relaxar (Intent=Relaxed), o que permite ao usuário abrir a mão utilizando o dispositivo *exo-tendões* e, em seguida, relaxar a mão enquanto posiciona o braço, evitando a fadiga muscular (PARK *et al.*, 2019).

Para classificar a intenção do usuário, os sinais eletromiográficos coletados naquele momento são inseridos em um classificador aleatório. O classificador produz três valores, cada um sendo a probabilidade dos sinais de EMG pertencerem a uma classe de intenção correspondente. Essas três probabilidades são colocadas através de um filtro de média móvel (janela de 0,5 s), a fim de eliminar previsões falsas. Finalmente, compara-se as probabilidades de saída do filtro com três limiares definidos manualmente. Se a probabilidade de uma classe exceder o limiar, o resultado é classificado como pertencente a essa classe, e

caso nenhum dos limites tenha sido excedido, a intenção permanece a mesma da última etapa (PARK *et al.*, 2019).

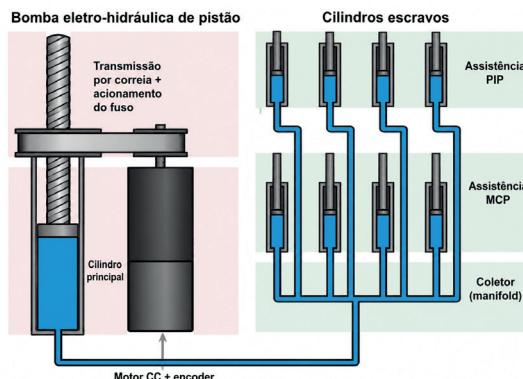
Dessa forma, o controle por meio do sinal de EMG emite comandos do motor para os exo-tendões com base na intenção do usuário. Se o controle prevê que a intenção do usuário é Intent=Open, o dispositivo irá retrainar os tendões, estendendo os dedos. Se a intenção do usuário for Intent=Closed, o dispositivo irá estender o tendão, flexionando os dedos. E se a intenção for Intent=Relaxed, o comando anterior é enviado para o dispositivo (PARK *et al.*, 2019).

Park *et al.* (2019) propuseram dois tipos de controle multimodal. No primeiro tipo, é feita uma análise de dados dos quatro sensores de curvatura para detectar a intenção do usuário de abrir a mão e o controle de EMG detecta a intenção do usuário de fechar a mão. O outro tipo analisa dados dos sensores de pressão para detectar a intenção do usuário de fechar a mão e sensores de EMG para detectar a intenção do usuário de abrir a mão.

Bos *et al.* (2020) desenvolveram uma órtese híbrida, denominada SymbiHand, utilizando atuadores hidráulicos e elétricos, cujo propósito é auxiliar os movimentos da mão, utilizando sinais de EMG. Em relação ao mecanismo da órtese, a conversão da energia elétrica em trabalho mecânico foi feita por meio de uma bomba de pistão eletro-hidráulica. O sistema de transmissão desse dispositivo foi realizado por meio de um sistema hidráulico com cilindros mestre-escravo.

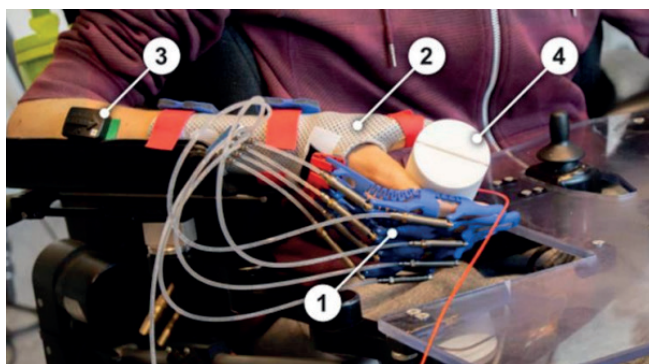
O cilindro mestre foi incorporado à bomba de pistão, e a pressão foi dividida entre os cilindros escravos que foram fixados nos dedos. Cada dedo foi equipado com dois cilindros escravos, responsáveis pela articulação metacarpofalangiana (MCP) e interfalangiana proximal (PIP). Por meio de um controlador, os dados foram processados e os comandos foram enviados para o motor pressionar o fluido, o que, por consequência, movimenta os dedos que estão acoplados a uma estrutura flexível de plástico (BOS *et al.*, 2020). Na Figura 5, pode-se observar o funcionamento.

Figura 5 - Funcionamento do sistema com atuadores elétrico e hidráulicos (BOS *et al.*, 2020).



Na Figura 6, é possível observar o sistema flexível com os pistões hidráulicos (1), a manta termoplástica que estabiliza o punho (2), o sistema que adquire os sinais de EMG (3) e o cilindro que mede a força de preensão (4).

Figura 6 - Órtese eletrohidráulica de BOS *et al.*, 2020.



Ates *et al.* (2015) construíram uma órtese ativa de mão e punho denominada SCRIPT Active Orthosis (SAO), sendo que o protótipo final foi batizado como SAO-i3. A órtese possui um motor elétrico que aciona os dedos e o punho por meio da definição de forças ajustáveis, possibilitando o controle individual de cada dedo. O torque fornecido pelo atuador elétrico é transmitido como torque para as tampas dos dedos por meio de molas. Para os dedos, foi utilizado um mecanismo de paralelogramo duplo para o autoalinhamento.

Os autores implementaram uma articulação convencional de punho, a qual possibilitou o movimento dos dedos e do punho de forma independente. Em relação ao sistema eletrônico da órtese, foram utilizados potenciômetros miniaturizados Bourns 3382 para medir a flexão e a extensão dos dedos e do

punho, além de medir a força de assistência. Além disso, o Arduino Mega 2560 foi usado como microcontrolador para transmitir as informações sensoriais e receber os pontos de ajuste da força de assistência. As Figura 7 e Figura 8 ilustram, respectivamente, os sistemas de transmissão de energia utilizados e o protótipo construído.

Figura 7 - Sistema de transmissão de energia utilizado na órtese (ATES *et al.*, 2015).

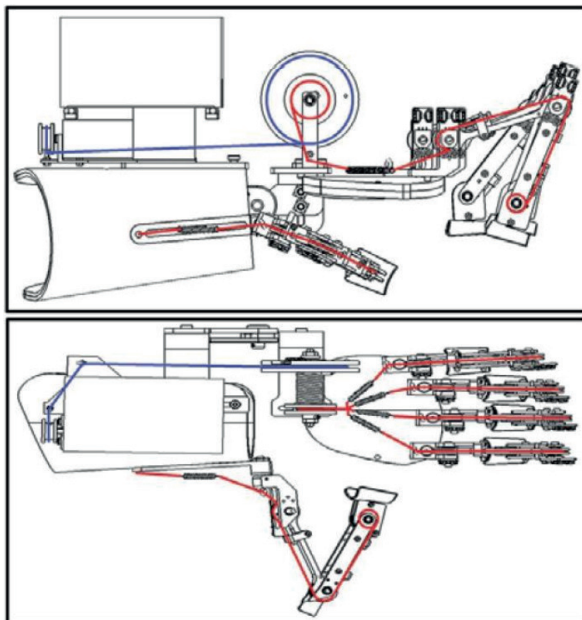
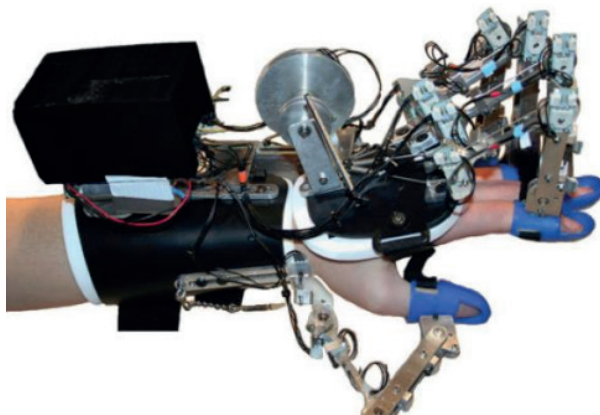


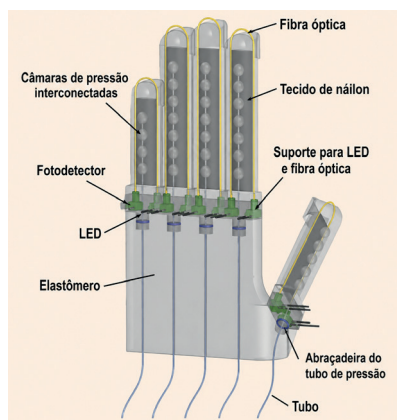
Figura 8 - Órtese de ATES *et al.*, 2015.



Zhao *et al.* (2016) confeccionaram uma órtese ativa que auxilia no movimento de flexão dos dedos de forma independente. A órtese foi fabricada com um elastômero de silicone e é um dispositivo de detecção uma vez que em cada dedo há sensores de curvatura e no centro há câmaras de ar. Em relação ao seu funcionamento, quando um fluido é pressurizado no interior dessas câmaras, a órtese flexiona os dedos por meio de um substrato de fibra de nylon. Cada dedo possui a sua própria válvula de controle de três posições (entrada de ar, retenção e saída de ar). Esse controle permite a entrada e a saída de ar, aumentando e diminuindo a curvatura, respectivamente. Se a curvatura estiver próxima do limite, o fluxo de ar é interrompido e o volume de gás é mantido.

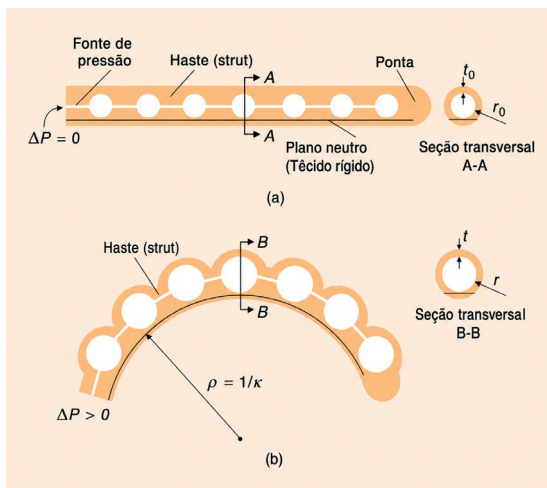
A Figura 9 ilustra o interior da órtese, a qual é constituída por um conjunto de fibras ópticas, um detector de luz e um diodo emissor de luz (LED), os quais foram empregados como sensores de deflexão dos dedos. Quando o LED emite luz, a fibra óptica a transmite para o detector de luz. Essa intensidade de luz transmitida pela fibra diminui quando a órtese realiza o movimento de flexão; logo, estabelece-se uma relação entre a deflexão e a intensidade de luz (ZHAO *et al.*, 2016).

Figura 9 - Interior da órtese com componentes utilizados em sua confecção (ZHAO *et al.*, 2016).



Na Figura 10, nota-se o que acontece com a órtese quando um fluido é pressurizado no interior das câmaras dos dedos. A imagem ilustra duas condições: (a) representa a órtese em estado de repouso, ou seja, a pressão não está variando no interior das câmaras; (b) representa a órtese flexionando quando há variação de pressão por conta da pressurização do fluido e a ação do substrato de fibra de nylon que guia a estrutura, formando uma curvatura semelhante à dos dedos ao flexionar (ZHAO *et al.*, 2016).

Figura 10 - Comportamento de flexão e extensão dos dedos da órtese ao pressurizar o sistema (ZHAO *et al.*, 2016).



Nas Figuras 11 e 12, ilustra-se, respectivamente, o sistema de controle da órtese, em que válvulas eletropneumáticas controlam o fluido no interior da órtese, acionando e controlando, individualmente, cada dedo e o projeto finalizado da órtese (ZHAO *et al.*, 2016).

Patar *et al.* (2014) construíram um protótipo de uma órtese ativa pneumática, denominada PAFEx, que pode controlar a mão humana de forma a realizar movimentos de flexão e de extensão, conforme ilustrado na Figura 13, respectivamente. Os movimentos são possíveis por conta do cilindro pneumático em que ao deslocar-se para frente e para trás gera os movimentos de flexão e de extensão. O controle da órtese é feito por meio de um programa em C++, o qual aciona o sistema pneumático.

Figura 11 - Sistema de controle utilizando válvulas eletropneumáticas (ZHAO *et al.*, 2016).

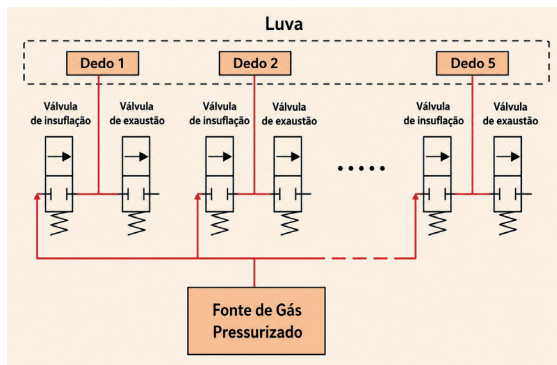


Figura 12 - Modelo final da órtese denominada Soft-Hand (ZHAO *et al.*, 2016).

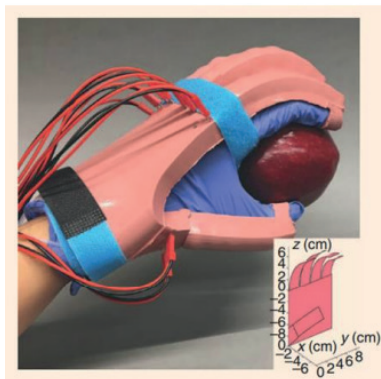
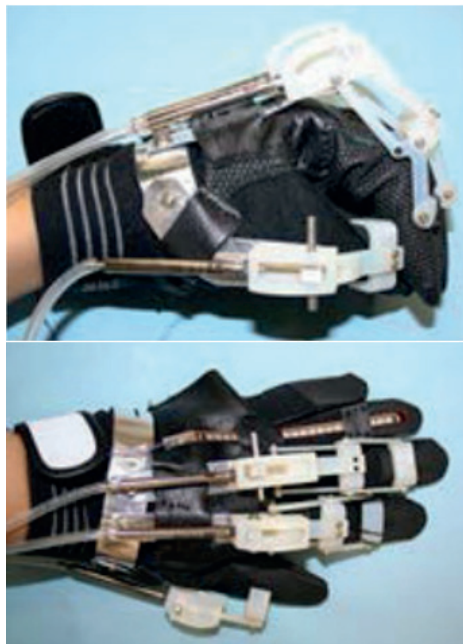


Figura 13 - Extensão da órtese (PATAR *et al.*, 2014).

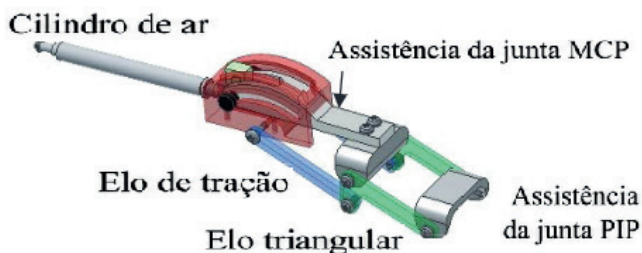


A combinação dos cilindros de ar com o mecanismo de cames, ilustrado na Figura 14, é usada para traduzir o movimento linear para o movimento de rotação (PATAR *et al.*, 2014).

Com base na mecânica da anatomia da mão humana, os autores identificaram que o polegar e os outros dedos são diferentes em termos de movimento. Logo, para o dedo polegar, um único movimento do cilindro de ar move o came, auxiliando o movimento de rotação da articulação MCP. Para os dedos indicador

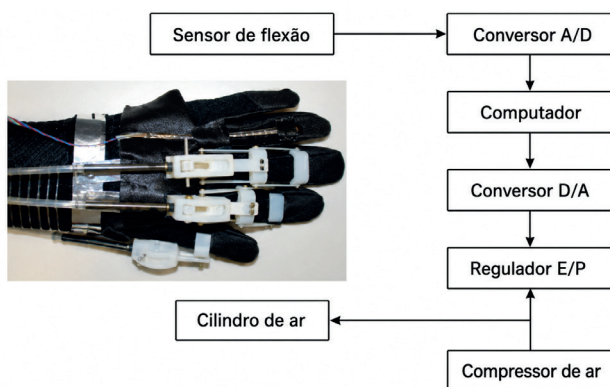
e médio, os autores usaram um cilindro de ar por causa da ligação triangular que empurrará pelo came, produzindo o movimento de rotação para auxiliar a articulação PIP (PATAR *et al.*, 2014).

Figura 14 - Combinação do cilindro de ar com o mecanismo de came (PATAR *et al.*, 2014).



O algoritmo de controle foi escrito em Visual C++ e serve como entrada para o sistema de controle. Em relação à flexão, um sensor de flexão no dedo anelar detecta a mudança angular, fazendo com que o sistema pneumático controle a articulação do dedo para flexioná-lo. Se o sensor de flexão alterar a resistência elétrica, o ângulo de flexão torna-se maior do que o limiar, logo, o sistema começará a flexionar. O ângulo de flexão é medido como uma tensão elétrica. A tensão elétrica é convertida em sinais digitais pelo conversor analógico/digital (A/D). O sinal digital é convertido em sinal analógico e transmitido como saída através de um conversor Digital/analógico (D/A). A chave reguladora de pressão (E/P) ativará o ar compressor, fornecendo ar aos cilindros de ar para auxiliar a mão. A Figura 15 apresenta uma visão geral desse sistema (PATAR *et al.*, 2014).

Figura 15 - Fluxograma do sistema (PATAR *et al.*, 2014).



4. ANÁLISE DAS TECNOLOGIAS EXISTENTES

Considerando as informações consultadas na literatura, constata-se que, para ser funcional, uma órtese necessita de um mecanismo de transmissão de energia e potência com atuadores (que podem ser mecânicos, elétricos, pneumáticos ou hidráulicos), sensores, graus de liberdade e estratégias de controle. Além disso, o *design* e o material devem promover conforto para o usuário.

Os projetos de Ochoa *et al.* (2011), assim como o de Fischer *et al.* (2016), foram testados em voluntários com debilitação motora moderada das mãos; logo, mais testes devem ser conduzidos com indivíduos que apresentem um alto grau de debilitação. Um ponto forte do projeto de Ochoa *et al.* (2011) é o *feedback* possibilitado pelo uso EMG uma vez que tanto o usuário quanto o profissional responsável pela reabilitação poderão acompanhar a evolução e tomar decisões adequadas. Contudo, é importante considerar que os valores de EMG podem ser afetados por fatores como a colocação de eletrodos e a condição da pele. Por fim, segundo os autores, o *feedback* geral dos usuários sobre a órtese foi positivo. Em relação ao *design*, por conta de os cabos estarem à mostra, pode dificultar a movimentação e causar apreensão e insegurança no usuário.

A órtese de Fischer *et al.* (2016) consegue atuar de forma independente em cada dedo ao mesmo tempo que permite a livre circulação de cada articulação. É uma órtese portátil que pode ser facilmente usada na reabilitação doméstica. O seu *design* mais limpo e minimalista ajuda o usuário a se sentir mais confortável em usá-la. Além disso, a divisão do cabo do respectivo atuador em três cabos proporciona maior estabilidade lateral. Segundo os autores, os dados recolhidos durante o tratamento revelaram uma melhoria significativa em relação aos dados pré-treino, os quais foram coletados durante duas semanas antes do início do tratamento. Outro ponto negativo é que não se sabe se essa melhoria foi mantida para além do tempo de um mês de teste. Logo, em testes futuros seria mais adequado uma duração mais longa tanto para a coleta de dados pré-treino como para o acompanhamento do usuário.

A órtese de Akinniyi *et al.* (2022) é leve e portátil, fabricada com o filamento PLA em impressora 3D, pesando 245 g, o que facilita o uso em casa e possibilita o uso por períodos prolongados sem prejudicar a mão do usuário. Além disso, o velcro e o couro promovem firmeza da mão e conforto durante o uso. Como foi incorporada uma base de alumínio de 2 mm de espessura, o dispositivo apresenta uma combinação adequada entre flexibilidade e rigidez. Ao ser usada corretamente, não foi constatada nenhuma ameaça para a mão do usuário quando usado corretamente. Um ponto negativo é que o dispositivo foi testado apenas em indivíduos saudáveis; logo, seriam necessários testes em indivíduos

que apresentem debilitação motora para um melhor *feedback* e maior precisão de análise de efetividade.

Em relação à órtese de Park *et al.* (2019), um ponto positivo é a incorporação de mais de um tipo de sensor uma vez que há uma ampla gama de padrões de comprometimento motor. Segundo os autores, um ponto que pode ser melhorado é a forma de seleção do modo de controle da órtese que é feita manualmente. Uma opção seria a criação de um software que possa não só determinar o melhor modo de controle, automatizando essa etapa, como também receber os sinais dos sensores, acompanhando o progresso da reabilitação do usuário. Considerando o *design*, a órtese possui muitos fios externos que podem dificultar a movimentação do usuário, além de gerar apreensão do usuário e medo de choques elétricos, como observado na órtese de Ochoa *et al.* (2011).

Em relação à órtese SymbiHand, de Bos *et al.* (2020), os participantes expressaram desconforto ao utilizar o dispositivo, por conta do material ser áspero e possuir uma superfície irregular. De acordo com o *feedback*, a tala do polegar e do punho era bastante confortável e fornecia suporte suficiente. Contudo, colocar a tala mostrou-se bastante complicado, uma vez que a abertura para passar as articulações do MCP era pequena demais.

De acordo com os comentários dos voluntários que participaram dos testes da órtese de Ates *et al.* (2015), o *design* da órtese não é amigável nem discreto e, além de ser volumosa, não parece segura para uso doméstico por conta do motor e da eletrônica estarem aparentes. Ademais, os usuários comentaram que as tampas dos dedos eram difíceis de colocar e escorregavam dos dedos, causando desconforto. Por fim, os autores verificaram ainda que o mecanismo dos dedos restringe o movimento de abdução e adução dos dedos por serem rígidos e só permitem a flexão e a extensão.

Para a órtese de Zhao *et al.* (2016), os pontos positivos são a utilização de válvulas eletropneumáticas que controlam individualmente cada dedo e a luva ser composta de material polimérico, sendo altamente compatível e fornecendo pouca resistência ao movimento. Contudo, foram constatados alguns pontos negativos como o fato de o dispositivo não ser portátil, devido ao sistema de ar comprimido não ser comum em todas as residências, e a detecção e controle estarem limitados apenas à curvatura. Além disso, a órtese não permite a flexão completa dos dedos, o que prejudicaria a reabilitação motora.

A órtese de Patar *et al.* (2014) possui dois pontos negativos principais. O primeiro é que esse dispositivo só movimenta o dedo polegar, o indicador e o médio; portanto, é necessária a expansão para os outros dedos. O segundo ponto é que não foi testada em uma amostra de voluntários; logo, não há um *feedback* adequado; portanto, é imprescindível a iniciação desses testes.

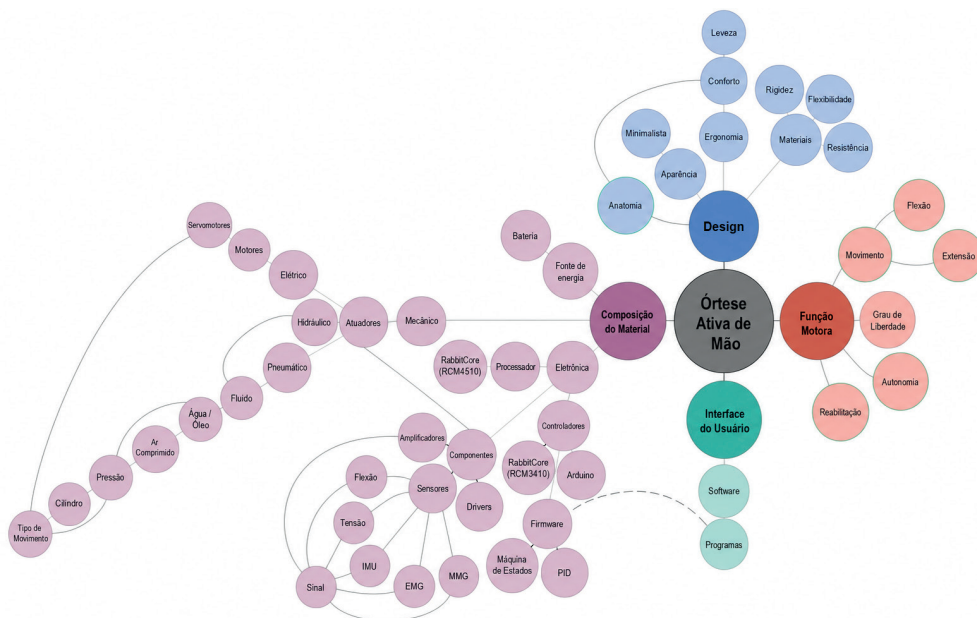
4. DIRETRIZES PARA A CONSTRUÇÃO DE ÓRTESES

Com base na revisão elaborada, foi possível elencar os principais elementos que devem ser levados em consideração para a construção de uma órtese ativa de mão, como por exemplo, Design, Estrutura, formas de Controle, tipos de Movimento e Interface com o usuário. Esses elementos foram divididos em quatro áreas: Design, Interface, Composição Estrutural e Função para facilitar a compreensão e pode ser observado na Figura 16.

O núcleo do mapa encontra-se na cor cinza. Pode-se notar o balão com nome *Design* na cor azul conectado a ele, esse balão possui relações diretas com: Anatomia, Aparência, Ergonomia e Materiais.

Primeiramente, para projetar uma órtese é necessário analisar e se basear na biomecânica e na Anatomia da mão humana, uma vez que a compreensão anatômica auxilia o desenvolvedor a espelhar, na órtese, as partes envolvidas no movimento (PATAR *et al.*, 2014).

Figura 16 - Mapa Mental de diretrizes para desenvolvimento de órteses.



Cada dedo da mão humana possui três articulações: metacarpofalangiana (MCP), interfalangiana proximal (PIP) e interfalangiana distal (DIP); diferindo apenas o polegar, o qual possui a MCP, a carpometacarpo (CMC) e a interfalangiana (IP), conforme ilustradas nas Figura 17 e Figura 18. Essas articulações são as

responsáveis pela movimentação, atuando durante os movimentos de flexão e extensão (GOSLING *et al.*, 2019). Portanto, uma órtese deve possuir exo-articulações que permitam o espelhamento desse movimento.

Figura 17 - Modelo esquelético da mão (LIN *et al.*, 2000).

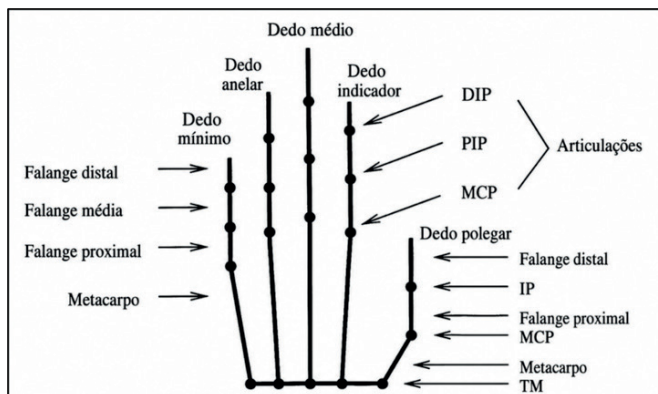
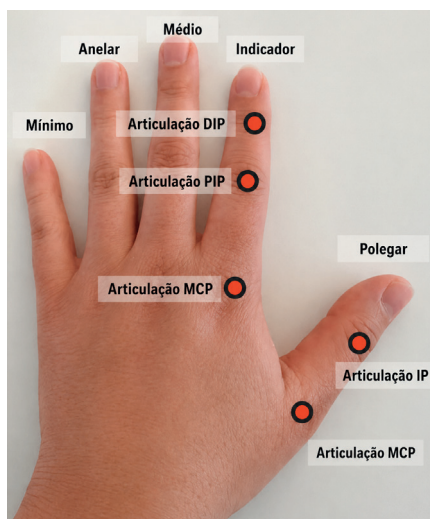


Figura 18 - Anatomia da mão humana (PATAR *et al.*, 2014).



Outrossim, fundamentando-se na literatura estudada, percebe-se como a Ergonomia e a Aparência desempenham um papel importante na aceitação da órtese. Em Ergonomia, estão agregados os balões Conforto e, em seguida, Leve, pois o conforto permite uma adaptação melhor a mão do usuário sem causar desconforto, além de este fator estar relacionado diretamente com a anatomia da mão, indicado pela conexão entre os balões. O balão Leve também está atrelado

ao conceito de conforto, pois uma estrutura pesada pode dificultar os exercícios da mão. O balão Minimalista está conectado ao balão de Aparência, pois quanto mais simples for o *design* externo para o usuário mais segurança ele sentirá. O balão Materiais possui três ramificações, sendo elas: Rigidez, Flexibilidade e Resistência, onde um equilíbrio entre elas deve ser utilizado para a construção da órtese. Dessa forma, um *design* minimalista e amigável e a escolha dos materiais a serem utilizados na órtese são cruciais, uma vez que devem ser leves, resistentes e apresentarem a combinação adequada entre rigidez e flexibilidade, permitindo a flexão dos dedos e proporcionando conforto ao usuário (AKINNIYI *et al.*, 2022), conforme mostrado na Figura 16 nos balões em tons de azul.

Outro balão atribuído ao núcleo do mapa, é o da Função onde são anexados outros quatro balões: Graus de Liberdade, Autonomia, Movimento e Reabilitação, conforme ilustrado na Figura 16 nos balões em tons de vermelho. Quanto maior o grau de liberdade, maior autonomia que a órtese terá, logo, menor será a restrição do espaço de trabalho do usuário (HOUSMAN *et al.*, 2007). Outra função é a capacidade de realizar os movimentos, onde são ligados mais dois balões um para Flexão e outro para Extensão de forma a proporcionar uma Reabilitação efetiva ao usuário.

No que diz respeito à composição estrutural de uma órtese, pode-se dividi-la em três subáreas: Fonte de Energia, Mecânica e Eletrônica conforme ilustrado na Figura 16 nos balões em tons de roxo, de modo a facilitar a compreensão. A subárea energética refere-se ao fornecimento de energia para a órtese funcionar, que normalmente emprega bateria, um componente limitador da autonomia da órtese. A subárea mecânica está conectada com o balão Atuadores, onde se ramificam três balões: Elétrico, Pneumático e Hidráulico, que são os diferentes tipos de atuadores que podem compor uma órtese ativa de mão. Os atuadores são os responsáveis por produzir movimento, por meio da conversão de energia elétrica, hidráulica ou pneumática (NEPIN, 2022).

Segundo Nepin (2022), os atuadores pneumáticos geram energia mecânica a partir da pressurização do ar. Em relação ao funcionamento, o atuador pneumático conta com um pistão situado dentro de um cilindro oco. Ao ser aplicada a pressão, por uma bomba externa, esse pistão é movido para dentro do cilindro e, conforme a pressão aumenta, o cilindro se move resultando na geração de energia mecânica. Por apresentarem elevada durabilidade e serem poderosos, leves e compatíveis, os atuadores pneumáticos são considerados atraentes para a aplicação em órteses de reabilitação. Contudo, por serem difíceis de controlar, o seu uso é limitado (WOLBRECHT *et al.*, 2010).

Atuadores hidráulicos, por sua vez, transformam energia mecânica por meio da pressurização de água ou óleo (NEPIN, 2022). De acordo com Bos *et*

al. (2018), eles são amplamente utilizados fora da área médica, por exemplo, na área da construção civil. Contudo, em escala menor, podem ser utilizados em laboratórios, como microssistemas hidráulicos. Esses microssistemas são compactos, leves e permitem aumento de pressão, tornando possível o seu uso em órteses. Sistemas hidráulicos são mais fáceis de controlar, em comparação aos pneumáticos, uma vez que seu foco está na força e não na velocidade. Outra diferença é que se pode controlar o posicionamento intermediário de um percurso com mais facilidade.

Os balões de Hidráulico e Pneumático se unem em um novo balão chamado Fluido, pois ambos trabalham com fluido; porém, divergentes. Em seguida, há duas ramificações novas, Água/Óleo e Ar comprimido. Há, novamente, uma união entre esses balões, chamado de Pressão, pois ambas as formas de trabalho dependem da pressão aplicada no sistema. Esse balão é conectado em Cilindro e Tipo de Movimento, cada cilindro possui a sua especificação técnica, formas de atuação e número de estágios.

Segundo Petruzella (2009), os atuadores elétricos, como, por exemplo, os motores elétricos, transformam energia elétrica em energia mecânica por meio de campos magnéticos, realizando o movimento desejado. Um *encoder* é acoplado ao motor e envia a posição ou velocidade para o controlador. Com essa realimentação de dados, o controlador pode reavaliar os comandos para atingir uma determinada posição ou velocidade.

O balão Elétrico está conectado a Motores que, por sua vez, é conectado em Servomotores, finalizando a última conexão em Tipo de Movimento; analogamente aos cilindros, cada tipo de motor possui sua especificação, por exemplo: corrente, tensão, torque, dentre outros.

Por fim, a subárea Eletrônica conecta-se a três balões: Componentes, Processadores e Controladores, os quais são responsáveis pelos comandos que chegarão aos atuadores, além de servirem como uma interface entre os sensores e a órtese. De acordo com Ibrahim (2006), microcontroladores são pequenos *chips* embarcados programados em Assembly; porém, é possível programá-los por meio da linguagem C/C++.

O microprocessador RabbitCore RCM4510 e os microcontroladores RabbitCore RCM3400 e Atmega 328 foram os responsáveis pela leitura dos sinais provindos dos seus respectivos sensores e pelo controle dos motores nas órteses de Ochoa et al. (2011), Fischer et al. (2016) e Akinniyi et al. (2022), respectivamente. Já o microcontrolador Arduino Mega 2560 foi usado na transmissão das informações sensoriais e no recebimento das informações sobre os pontos de ajuste da força de assistência na órtese de Ates et al. (2015).

O balão *Firmware* foi agregado em Controladores, onde serão divididos em mais dois, PID e Máquina de Estados, que são estratégias de controle adotadas na construção de órteses. O *firmware* é compilado no interior do controlador.

No trabalho de Zhao *et al.* (2016), para o controle da órtese, foi utilizada a estratégia de Máquina de Estados Finitos, por meio do Arduino Mega, em que cada dedo possuía sua máquina de cinco estados:

- Estado 1 – “Aguardar”;
- Estado 2 – “Inflar” então “Aguardar”;
- Estado 3 – “Esvaziar” então “Aguardar”;
- Estado 4 – “Inflar”;
- Estado 5 – “Esvaziar”.

Nos Estados 2 e 3, respectivamente, pode-se identificar o tempo necessário para enchimento das câmaras dos dedos e seu esvaziamento, para saber quando parar. Com esse método, foi possível representar qualquer amplitude de flexão.

Segundo Jailani *et al.* (2010), o algoritmo do controle PID engloba três parâmetros: o valor proporcional (P), que determina a reação ao erro atual; o valor integral (I), o qual, com base na soma dos erros atuais, determina a reação; e o valor derivado (D), que determina a reação baseando-se na taxa de variação do erro (JAILANI *et al.*, 2010). Tal controle foi utilizado nas órteses de Fischer *et al.* (2016) e Park *et al.* (2019), para garantir que o motor forneça a força necessária e para o acionamento da órtese, respectivamente.

Ademais, fazem parte do balão Componentes, *Drivers*, Amplificadores e Sensores. Há uma conexão entre Componentes e Atuadores, pois diversos atuadores mecânicos também são constituídos de partes eletrônicas. Os sensores podem ser de EMG, de mecanomiografia (MMG), de força, de flexão, as Unidades de Movimento Inercial (IMUs), dentre outros. Os sensores são os responsáveis por identificar quais movimentos a mão e dedos estão executando ou pretendem executar, convertendo essas ações fisiológicas em sinais elétricos. O balão Sinal possui diversas conexões com os balões de sensores, mencionados anteriormente, há também uma conexão com Amplificadores, pois em alguns casos o sinal obtido precisa ser amplificado para que seja possível extrair uma resposta adequada.

Os *drivers* são componentes eletrônicos que atuam como uma interface entre o microcontrolador e o atuador, uma vez que esses dispositivos funcionam em diferentes faixas de tensão (ourPCB, 2023). As órteses de Ates *et al.* (2015) e Bos *et al.* (2020) utilizam o *motor driver*, o qual é o responsável por receber os

dados do microcontrolador, amplificando a sua corrente e, consequentemente, acionando o motor.

De acordo com Bos *et al.* (2018), os sensores de EMG são capazes de captar o sinal elétrico emitido pelo músculo quando há intenção de contração. É um método bem estabelecido para decodificar a intenção motora do paciente, utilizado amplamente no controle de órteses ativas de mão. Ademais, Roy *et al.* (2007) complementam que o sensor de EMG é um transdutor eletroquímico que detecta biopotenciais utilizando contatos metálicos estabelecidos sobre a superfície da pele. O fluxo de corrente elétrica é proporcional ao contato entre sensor e pele do usuário. Ruídos podem contaminar o sinal de EMG devido às alterações na conexão entre sensor e pele.

Segundo Ibitoye *et al.* (2014), em estudos referentes à MMG, descobriu-se que o som é uma propriedade intrínseca da contração muscular, sendo as frequências musculares entre 2 e 120 Hz. Com isso, a MMG foi reconhecida como sinal mecânico complementar ao sinal de EMG. É possível detectar esse sinal na superfície da pele, pois durante a contração, as fibras musculares se alteram gerando ondas de pressão no sensor (IBITOYE *et al.*, 2014). Para a aquisição do sinal, pode-se utilizar transdutores piezoelétricos, sensores a laser, microfones capacitivos ou acelerômetros.

Sensores de flexão são fundamentados em um revestimento de elementos de carbono resistivos em um substrato fino e flexível de plástico. Ao dobrar esse substrato, o sensor gera uma resistência elétrica proporcional ao ângulo de flexão. Esses sensores são eletricamente estáveis, possuem baixo custo e durabilidade alta e não sofrem influência de ruído (SAGGIO, 2014).

De acordo com Chen *et al.* (2016), por utilizarem Tecnologia de Transmissão de Rádio (RTT), os IMUs podem ser colocados em dispositivos vestíveis que visam a reabilitação. São constituídos por um giroscópio e um magnetômetro. O giroscópio identifica mudanças de orientação, verifica a velocidade angular por meio de um acelerômetro e calcula a aceleração linear. O magnetômetro identifica o campo magnético da Terra e aponta para o norte. Além disso, são componentes leves e que apresentam baixo custo e baixo consumo.

Conforme exposto na Figura 16, nos balões em tons de verde, um balão nomeado Interface com Usuário representa a conexão e integração do usuário com o dispositivo, ela é necessária para executar os movimentos e controlar uma órtese. Ademais, uma interface atua diretamente na aquisição, leitura, monitoramento, processamento e armazenamento dos sinais coletados pelos sensores. Além de ser uma fonte de comunicação entre o sistema eletrônico e o mecânico de uma órtese, essa interface pode ser implementada em linguagem

de programação como Python e C++, como, por exemplo, no projeto de Patar et al. (2014).

Por fim, um balão de *Software* é agregado à Interface com Usuário e, em seguida conectado em Programa, pois é necessário um *software* para executar os programas de movimentos do dispositivo. Pode-se notar uma linha hachurada conectando Programa e Firmware, que pertence a outro bloco do mapa. Essa conexão existe pois o programa desenvolvido precisa comunicar-se com o *firmware* do dispositivo e, assim, trabalhar com as estratégias de controle de órteses.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo, propuseram-se diretrizes a serem empregadas no projeto, construção e avaliação de órteses ativas de mão que visam a reabilitação de indivíduos que sofreram perda motora, a partir da descrição e do entendimento das principais tecnologias existentes na atualidade, as suas características e limitações, assim como os aspectos e especificações que podem ser melhorados a fim de promover terapias mais eficientes e efetivas ao usuário.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Fundação Araucária de Apoio ao Desenvolvimento Científico e Tecnológico do Estado do Paraná (FA) pela concessão de bolsas de pesquisa e apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

- AKINNIYI, O. T.; AYODELE, K. P.; KOMOLAFE, M. A.; OLAOGUN, M. O. B.; OWOLABI, D. G.; FAJIMI, M. A.; MACAULAY, M.; OGUNBA, K. S. A low-cost orthosis using a compliant spring mechanism for post-stroke hand rehabilitation. In: IEEE NIGERIA 4TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON DISRUPTIVE TECHNOLOGIES FOR SUSTAINABLE DEVELOPMENT (NIGERCON), 4., 2022, Lagos. Proceedings [...]. Lagos: IEEE, 2022. p. 1-4. DOI: 10.1109/NIGERCON54645.2022.9803146.
- ARYA, K. N.; PANDIAN, S.; VERMA, R.; GARG, R. K. Movement therapy induced neural reorganization and motor recovery in stroke: a review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 15, n. 4, p. 528-537, 2011. DOI: 10.1016/j.jbmt.2011.01.023.
- ATES, S.; MORA-MORENO, I.; WESSELS, M.; STIENEN, A. H. A. Combined active wrist and hand orthosis for home use: lessons learned. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS (ICORR), 2015, Singapore. Proceedings [...]. Singapore: IEEE, 2015. p. 398-403. DOI: 10.1109/ICORR.2015.7281232.

BOS, R. A.; NIZAMIS, K.; PLETTENBURG, D. H.; HERDER, J. L. Design of an electrohydraulic hand orthosis for people with Duchenne muscular dystrophy using commercially available components. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ROBOTICS AND BIOMECHATRONICS (BIOROB), 7., 2018, Enschede. Proceedings [...]. Enschede: IEEE, 2018. p. 305-311. DOI: 10.1109/BIOROB.2018.8487196.

BOS, R. A.; NIZAMIS, K.; KOOPMAN, B. F. J. M.; PLETTENBURG, D. H.; HERDER, J. L.; SARTORI, M.; PLETTENBURG, D. A case study with Symbihand: an sEMG-controlled electrohydraulic hand orthosis for individuals with Duchenne muscular dystrophy. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 28, n. 1, p. 258-266, 2020. DOI: 10.1109/TNSRE.2019.2952470.

BUENO, F. da S. Minidicionário da língua portuguesa. 2. ed. São Paulo: FTD, 2007. ISBN 978-85-322-6280-6.

CHEN, P. J.; DU, Y. C.; SHIH, C. B.; YANG, L. C.; LIN, H. T.; FAN, S. C. Development of an upper limb rehabilitation system using inertial movement units and Kinect device. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ADVANCED MATERIALS FOR SCIENCE AND ENGINEERING (ICAMSE), 2016, Tainan. Proceedings [...]. Tainan: IEEE, 2016. p. 275-278. DOI: 10.1109/ICAMSE.2016.7840309.

CISOTTO, G.; PUPOLIN, S.; SILVONI, S.; PICCIONE, F. An application of Brain Computer Interface in chronic stroke to improve arm reaching function exploiting operant learning strategy and brain plasticity. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON E-HEALTH NETWORKING, APPLICATIONS AND SERVICES (HEALTHCOM), 15., 2013, Lisbon. Proceedings [...]. Lisbon: IEEE, 2013. p. 280-282. DOI: 10.1109/HealthCom.2013.6720684.

DONNAN, G. A.; FISCHER, M.; MACLEOD, M.; DAVIS, S. M. Stroke. The Lancet, v. 371, n. 9624, p. 1612-1623, 2008. DOI: 10.1016/S0140-6736(08)60694-7.

FERRO, J.; PIMENTEL, J. Neurologia fundamental: princípios, diagnóstico e tratamento. Lisboa: Lidel, 2013.

FISCHER, H. C.; TRIANDAFILOU, K. M.; THIELBAR, K. O.; OCHOA, J. M.; LAZZARO, E. D. C.; PACHOLSKI, K. A.; KAMPER, D. G. Use of a portable assistive glove to facilitate rehabilitation in stroke survivors with severe hand impairment. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 24, n. 3, p. 344-351, 2016. DOI: 10.1109/TNSRE.2015.2513675.

GOSLING, J.; HARRIS, P.; HUMPHERSON, J.; WHITMORE, I.; WILLAN, P. Anatomia humana. 6. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2019.

HOUSMAN, S. J.; LE, V.; RAHMAN, T.; SANCHEZ, R. J.; REINKENSMEYER, D. J. Arm-training with T-WREX after chronic stroke: preliminary results of a randomized controlled trial. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS, 10., 2007, Noordwijk. Proceedings [...]. Noordwijk: IEEE, 2007. p. 562-568. DOI: 10.1109/ICORR.2007.4428481.

IBITOYE, M. O.; HAMZAID, N. A.; ZUNIGA, J. M.; WAHAB, A. K. A. Mechanomyography and muscle function assessment: a review of current state and prospects. Clinical Biomechanics, v. 29, n. 6, p. 691-704, 2014. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.04.003.

IBRAHIM, D. Microcontroller based applied digital control. New York: Wiley, 2006.

JAILANI, R.; TOKHI, M. O.; GHAROONI, S. C.; HUSSAIN, Z. PID control of knee extension for FES-assisted walking with spring brake orthosis. In: ASIA INTERNATIONAL CONFERENCE ON MATHE-

MATICAL/ANALYTICAL MODELLING AND COMPUTER SIMULATION, 4., 2010, Kota Kinabalu. Proceedings [...]. Kota Kinabalu: IEEE, 2010. p. 261-266. DOI: 10.1109/AMS.2010.59.

LIN, J.; WU, Y.; HUANG, T. S. Modeling the constraints of human hand motion. In: WORKSHOP ON HUMAN MOTION, 2000, Austin. Proceedings [...]. Austin: IEEE, 2000. p. 121-126. DOI: 10.1109/HUMO.2000.897381.

NEPIN. Atuadores: o que são e para o que servem. Nepin Acessórios Industriais, 2022. Disponível em: <https://www.nepin.com.br/blog/solucoes-industriais/atuadores-o-que-sao-e-para-o-que-servem/>. Acesso em: 26 mar. 2023.

OCHOA, J. M.; KAMPER, D. G.; LISTENBERGER, M.; LEE, S. W. Use of an electromyographically driven hand orthosis for training after stroke. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS, 2011, Zurich. Proceedings [...]. Zurich: IEEE, 2011. p. 1-5. DOI: 10.1109/ICORR.2011.5975382.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITT, T. J. Fisioterapia: avaliação e tratamento. 5. ed. São Paulo: Manole, 2010.

PARK, S.; MEEKER, C.; WEBER, L. M.; BISHOP, L.; STEIN, J.; CIOCARLIE, M. Multimodal sensing and interaction for a robotic hand orthosis. IEEE Robotics and Automation Letters, v. 4, n. 2, p. 315-322, 2019. DOI: 10.1109/LRA.2018.2890199.

PATAR, M. N. A. A.; TAKASHI, K.; LOW, C. Y.; MAHMUD, J. System integration and control of finger orthosis for post stroke rehabilitation. Procedia Technology, 2014. DOI: 10.1016/j.protcy.2014.09.048.

PETRUZELLA, F. D. Electric motors and control systems. New York: McGraw-Hill Education, 2009.

PRANGE, G. B.; JANNINK, M. J. A.; GROOTHUIS-ODDSHOORN, C. G. M.; HERMENS, H. J.; IJZERMAN, M. J. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. The Journal of Rehabilitation Research and Development, v. 43, n. 2, p. 171, 2006. DOI: 10.1682/JRRD.2005.04.0076.

ROY, S. H.; DE LUCA, G.; CHENG, M. S.; JOHANSSON, A.; GILMORE, L. D.; DE LUCA, C. J. Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. Medical & Biological Engineering & Computing, v. 45, n. 5, p. 447-457, 2007. DOI: 10.1007/s11517-007-0168-z.

SAGGIO, G. A novel array of flex sensors for a goniometric glove. Sensors and Actuators A: Physical, v. 205, p. 119-125, 2014. DOI: 10.1016/j.sna.2013.10.030.

OURPCB. What is motor driver: a complete guide and more! OurPCB, 2015-2023. Disponível em: <https://www.ourpcb.com/what-is-motor-driver.html>. Acesso em: 10 abr. 2023.

WOLBRECHT, E. T.; REINKENSMAYER, D. J.; BOBROW, J. E. Pneumatic control of robots for rehabilitation. The International Journal of Robotics Research, v. 29, n. 1, p. 23-38, 2010. DOI: 10.1177/0278364909103787.

ZHAO, H.; JALVING, J.; HUANG, R.; KNEPPER, R.; RUINA, A.; SHEPHERD, R. A helping hand: soft orthosis with integrated optical strain sensors and EMG control. IEEE Robotics & Automation Magazine, v. 23, n. 3, p. 55-64, 2016. DOI: 10.1109/MRA.2016.2582216.