

VICTOR ROCHA DA SILVA

**Estudo comparativo de atuadores em projetos
biomecatrônicos de exoesqueletos e interfaces
homem-máquina**

Orientador: Prof. Dr. Rafael Traldi Moura

Resumo: Segundo dados da Organização Mundial da Saúde e do IBGE, fica evidente um grande número de pessoas que enfrentam algum tipo de deficiência, além do crescente envelhecimento da população mundial. Cada vez mais as tecnologias de reabilitação e assistivas serão necessárias para permitir estas pessoas a terem maior qualidade de vida. Sendo assim, torna-se essencial investimentos para desenvolvimento e aprimoramento de tecnologias como os exoesqueletos e membros robóticos. Alguns dos pontos cruciais para atuadores em exoesqueletos com redução embutida são volume, peso e capacidade de redução. Por exemplo, um volume grande prejudicaria a mobilidade ao passar por portas e uma massa inercial elevada em um exoesqueleto de membros inferiores alteraria o padrão de marcha ou consumiria muita energia, reduzindo a vida útil da bateria. Por isso são utilizados atuadores com reduções do tipo harmônica ou cicloidal, mas que têm custos elevados. Com o frequente avanço das tecnologias de manufatura por adição, existe a possibilidade de impressão 3D em polímero nesses tipos de redutores. Uma outra opção para eliminar a massa inercial é colocar os atuadores anexos ao tronco e transmitir a potência via cabos ou correias. Este projeto visa desenvolver uma bancada e protocolos experimentais de testes de cinco tipos de atuações em biomecatrônica: harmônica metálica e impressa em 3D, cicloidal metálica e impressa em 3D e motoredutores remotos com potência transmitida por *bowden cable*.

1 Introdução

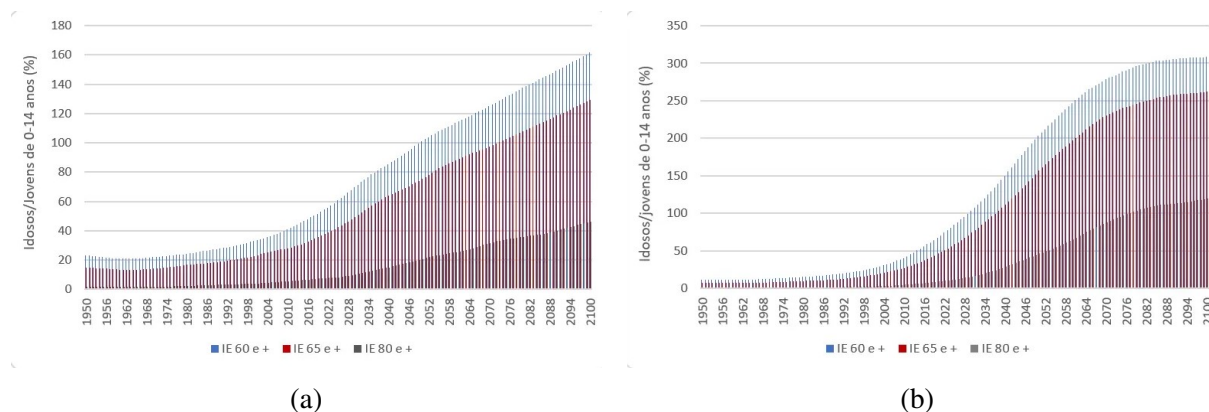
Em registro oficial na Classificação Internacional de Deficiências, Incapacidades e Desvantagens (CIDID), elaborada pela Organização Mundial da Saúde (OMS), em 1989, a deficiência é definida como “toda perda ou anormalidade de uma estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica; a incapacidade como toda restrição ou falta, devida a uma deficiência, da capacidade de realizar uma atividade na forma ou na medida que se considera normal para um ser humano” [2].

Segundo a OMS, em seu Relatório Mundial [1], mais de um bilhão de pessoas ao redor do mundo enfrentam alguma forma de deficiência, sendo que aproximadamente 200 milhões apresentam alguma dificuldade funcional mais grave. O relatório acrescenta que a deficiência tende a ser uma preocupação ainda maior nos próximos anos.

Podemos citar duas causas, a primeira sendo o envelhecimento das populações, com a população idosa sendo mais suscetível a deficiências desse tipo. A Agência Brasil afirma que a melhora geral nas condições de saúde e o desenvolvimento da medicina foram os principais fatores que promoveram o avanço da média da expectativa de vida do brasileiro a partir de 1940 até hoje. Nesse período, um estudo comprovou um aumento de quase 31 anos na expectativa de vida, passando de 45,5 anos para 76,3 [3].

A segunda causa seria o crescente número de doenças crônicas, como diabetes, doenças cardiovasculares, e câncer. Como vemos na figura 1, com a queda das taxas de fecundidade e o estreitamento da base da pirâmide populacional, o percentual de idosos foi aumentando nas décadas seguintes e se acelerou bastante no século XXI [4].

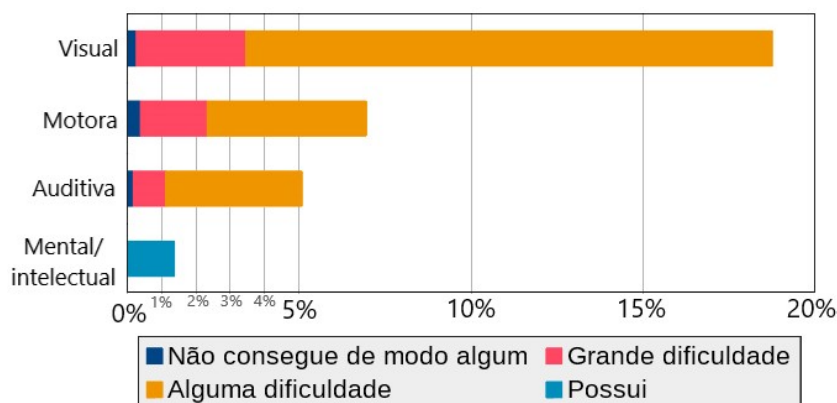
Figura 1: Índice de envelhecimento (IE) para três categorias de idosos: 1950-2100. (a) Mundo. (b) Brasil.



Fonte: Perspectivas da População Mundial, 2019, ONU [4].

No Brasil, de acordo com o Censo 2010 [5], “quase 46 milhões de brasileiros, cerca de 24% da população, declarou ter algum grau de dificuldade em pelo menos uma das habilidades investigadas (enxergar, ouvir, caminhar ou subir degraus), ou possuir deficiência mental ou intelectual”, como podemos verificar na figura 2. Ademais, o IBGE pesquisa periodicamente os serviços municipais adaptados às pessoas com dificuldades de mobilidade, por meio da Pesquisa de Informações Básicas Municipais (Munic). Segundo essa pesquisa de 2017, entre os 1.679 municípios do Brasil que dispunham de serviço de transporte coletivo por ônibus intra-municipal, 11,7% estavam com a frota totalmente adaptada para a acessibilidade de pessoas com deficiência ou com mobilidade reduzida, enquanto 48,8% possuíam frota parcialmente adaptada, o que evidencia as dificuldades vivenciadas no geral pelas pessoas.

Figura 2: Porcentagem da população brasileira, por tipo e grau de dificuldade e deficiência.



Observação: mesma pessoa pode ter mais de uma deficiência

Fonte: Adaptado de Censo Brasileiro, 2010, IBGE [5].

Uma outra causa relevante quanto às deficiências no Brasil é o alto número de acidentes, sejam eles no trânsito ou no trabalho. Dados da OMS [1] e do Tribunal Superior do Trabalho [6] evidenciam cerca de 1,3 milhão de internações por acidentes no trânsito e 46,9 mil acidentes de trabalho da população com vínculo de emprego regular por ano em todo o país. Contudo, estima-se que esse número seja ainda maior devido à quantidade de subnotificações. Parte considerável destas ocorrências terminam em morte, sendo que dentre aquelas que não terminam, uma grande parte resulta num longo processo recuperativo, auxiliado por fisioterapia e tecnologias assistivas.

Habilidades motoras são importantes para a realização de diversas atividades e são necessárias para o desenvolvimento, não só motor, mas também emocional e social. Pessoas interagem com seu ambiente e aprendem sobre seus corpos, o espaço ao redor delas e entre elas, principalmente por meio do uso de habilidades motoras. Consequentemente, um indivíduo com habilidades motoras limitadas tem menor oportunidade de aprender a partir da experiência do movimento e da exploração, e isso interfere na aquisição de outras habilidades de desenvolvimento e no funcionamento geral [7].

1.1 Tecnologias Assistivas

Tecnologia assistiva (TA) é definida como qualquer dispositivo ou sistema que permite um indivíduo realizar uma tarefa que eles não conseguiram sem essa ajuda, ou ainda, que aumenta a facilidade e segurança com que a tarefa pode ser realizada [8]. Podemos ver alguns exemplos de TA na figura 3.

Pesquisas americanas recentes mostraram que TA tem potencial considerável como pelo menos um substituto parcial para várias intervenções sociais e de cuidado de saúde. Isso não significa que a tecnologia deve dominar o cuidado e tratamento que as pessoas recebem, mas que há margem para aumentar as escolhas e facilitar o trabalho dos profissionais e a rotina dos pacientes. Os exemplos mais conhecidos de TA são as órteses, como por exemplo exoesqueletos; e as próteses, como por exemplo membros robóticos [8].

Conceitua-se a inclusão social como o processo pelo qual a sociedade se adapta para poder incluir, em seus sistemas sociais gerais, pessoas com necessidades especiais, para que elas, simultaneamente, se preparam para assumir seus papéis na sociedade. Diante desse cenário, é evidenciada a importância da inclusão social da pessoa com deficiência. Verifica-se neste sentido, a importância de ações coordenadas e efetivas para a produção da tecnologia assistiva

visando o bem-estar social dos indivíduos [9].

Figura 3: Exemplos de tecnologias assistivas. (a) Órtese para escrita e pintura, destinada a crianças afetadas pela paralisia cerebral. (b) Próteses para membros superiores.



(a)



(b)

Fonte: (a) Fábio Rogério, 2018. (b) Antonio Riveros, 2021.

Como exemplo de inclusão social no dia a dia temos as órteses, que são muito utilizadas em casos de crianças com paralisia cerebral, vide figura 3a. A paralisia cerebral é uma condição que, frequentemente, interfere na aquisição de habilidades motoras na infância, afetando diretamente o desempenho nas atividades e tarefas da rotina, além do ciclo social da criança. A atividade motora mais afetada nesses casos é a locomoção, então, nesse contexto, as órteses de posicionamento são utilizadas para auxiliar no tratamento das crianças portadoras da condição. O suporte mecânico oferecido pelas órteses suropodálicas¹, por exemplo, visa minimizar ou corrigir o padrão de marcha assumido por algumas destas crianças, promovendo melhora da qualidade do ato de caminhar, além de prevenir deformidades no tornozelo e pé [8].

1.2 Próteses: Membros Robóticos

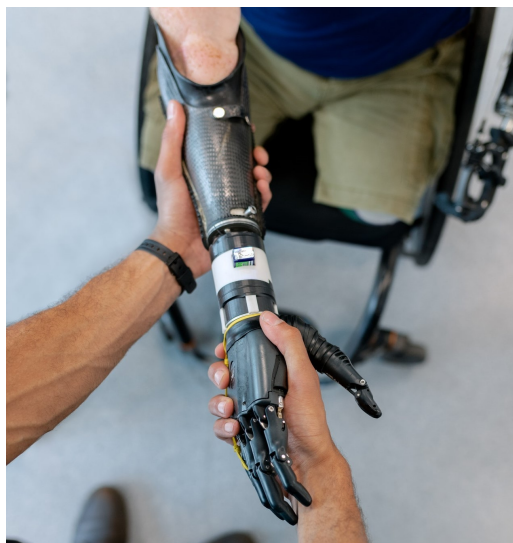
A prótese é uma “peça artificial que substitui um órgão ou parte do corpo que apresenta deficiência grave, assegurando suas respectivas funções, ou que ajuda ou proporciona melhora em uma função natural” [11].

Os membros robóticos, vide figura 4, são um dos tipos bastante conhecidos de próteses, que utilizam a tecnologia para substituir de forma total ou parcial membros humanos afetados por acidentes ou que foram submetidos a amputações, podendo atuar de forma autônoma ou remotamente controlada.

A indústria de intervenções protéticas vem empregando crescentes níveis de sofisticação. O controle de dispositivos robóticos progrediu além dos métodos convencionais de movimentação de articulações únicas, puxando os cabos de sistemas de garras acionados pelo corpo ou lendo sinais mioelétricos binários dos músculos nativos remanescentes. Agora, abordagens biônicas com estratégias cirúrgicas, implantadas e de detecção de sinais de superfície acessam os sinais das intenções de controle motor diretamente do cérebro e dos nervos [10].

¹Uma órtese que engloba a articulação do tornozelo e o pé, podendo ser articulada ou não.

Figura 4: Representação de um membro robótico para braços.



Fonte: Antonio Riveros, 2021

1.3 Órteses: Exoesqueletos

As órteses são definidas como um “dispositivo ortopédico destinado a dar suporte ao corpo ou corrigir uma eventual malformação dele” [11]. Dessa forma, os exoesqueletos, em sua grande maioria, são exemplos conhecidos de órteses que fazem parte do grupo das “tecnologias vestíveis”, utilizando diversos sensores de posição e atuadores para auxiliar no movimento do usuário.

O jovem brasileiro com paraplegia dando o primeiro chute da Copa do Mundo de 2014 e os dois pacientes: Carmine Consalvi and Nicoletta Tinti, da *Santa Lucia Foundation*², que correram um quilômetro da maratona de Roma em 2015 enquanto usavam um exoesqueleto foram reflexões poderosas da experiência psicológica e emocional de ficar de pé e andar novamente: andar, correr, e mesmo jogar futebol pode ser possível para pessoas paraplégicas no futuro.

Em entrevista, Carmine declara: “Tive um acidente de carro há quase três anos com minha motocicleta e acabei em uma cadeira de rodas com uma lesão nas costas muito grave. Estou usando o *ReWalk* [12] há cerca de um ano. Graças a este exoesqueleto e com a ajuda de um parente ou alguém próximo a você, você pode usá-lo em casa, dar uma caminhada, fazer exercícios. É interessante, tudo que você tem que fazer é dar uma entrada com um relógio que dá o impulso, depois através dos membros superiores você controla o equilíbrio e dá a direção” [13].

Já Nicoletta, com 36 anos, perdeu o uso das pernas em 2008, devido a uma hérnia expulsa que logo resultou em uma lesão da medula espinhal. Para ela, correr este quilômetro “foi definitivamente a realização de um objetivo, por isso foi um desafio que terminou bem. Há alguns meses venho seguindo treinamento, e tem sido uma experiência interessante e muito empolgante. Eu não uso o exoesqueleto diariamente, mas ele está definitivamente me ajudando do ponto de vista de manter tudo o que não está mais ativo. Tenho espasticidade³ excessiva em meus membros inferiores e o *ReWalk* me ajuda a relaxar as pernas e a ter dias mais agradáveis” [13].

Exoesqueletos são estruturas na forma de mecanismos, atuadas, controladas e vestíveis, que

²Instituição em que atua um dos pesquisadores.

³É uma condição caracterizada pelo aumento involuntário da contração muscular, podendo surgir em qualquer músculo.

promovem assistência nas tarefas diárias ou otimizam a reabilitação. Exoesqueletos, baseados em tecnologia médica inovadora, adquirem as intenções de movimento do usuário, integrando-se para auxiliar na locomoção, aumentar a força das articulações ou alcançar um alto nível de desempenho na reabilitação [14].

Pesquisadores da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC) da USP desenvolveram um exoesqueleto para membros inferiores [15] capaz de auxiliar pacientes na reabilitação pós-AVC (Acidente Vascular Cerebral). O exoesqueleto tem a capacidade de distinguir com precisão em qual dos membros inferiores o paciente apresenta maior dificuldade de movimento, auxiliando de forma autônoma. O Prof. Dr. Adriano Almeida, coordenador do trabalho e professor do Departamento de Engenharia Mecânica da EESC declara: “Um dos diferenciais do nosso exoesqueleto em relação aos disponíveis no mercado é que ele pode ser configurado para tratar várias articulações da perna do paciente ao mesmo tempo, como o tornozelo, joelho e quadril. Com essa possibilidade, nós conseguimos proporcionar ao usuário uma recuperação muito mais rápida e eficiente” [16].

Figura 5: Exoesqueletos para membros inferiores. (a; b) Desenvolvido pela EESC. (c; d) Desenvolvido no projeto de mestrado da Camila Souit.



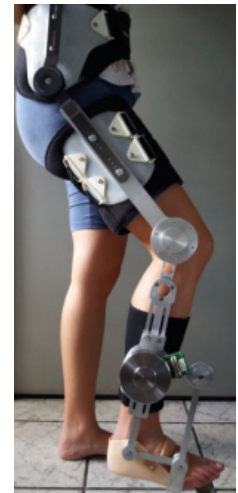
(a)



(b)



(c)



(d)

Fonte: Henrique Fontes - Assessoria de Comunicação da EESC/USP [16] e Dissertação de mestrado de Camila Souit [18] .

Um dos problemas desse exoesqueleto é que ele utiliza uma caixa de engrenagens com massa e volume maior que o ideal para um dispositivo assistivo, como representado nas figuras 5a e 5b. Isso dificulta a locomoção, e a grande massa inercial que a caixa de redução possui é um problema, pois o motor do quadril irá movê-la no ciclo da marcha, sendo necessário um motor de maior potência e, conseqüentemente, reduzindo a autonomia do exoesqueleto quando alimentado por bateria.

Pensando nestes problemas, Camila Souit [18] desenvolveu seu mestrado no Laboratório de Biomecatrônica objetivando elaborar um exoesqueleto de membro inferior com menor massa inercial. Para atingir este objetivo, usou-se uma redução harmônica, além de um motor *Maxon* de maior potência (figuras 5c e 5d). O resultado final foi bastante positivo e mostrou avanços significativos no que se refere a facilidade de locomoção do usuário, além da estrutura nas articulações ser visivelmente de menor volume. Um problema deste projeto é o alto custo da redução harmônica, o que dificultaria fabricação do exoesqueleto.

Uma alternativa à redução harmônica é a redução cicloidal. Com relação massa e volume

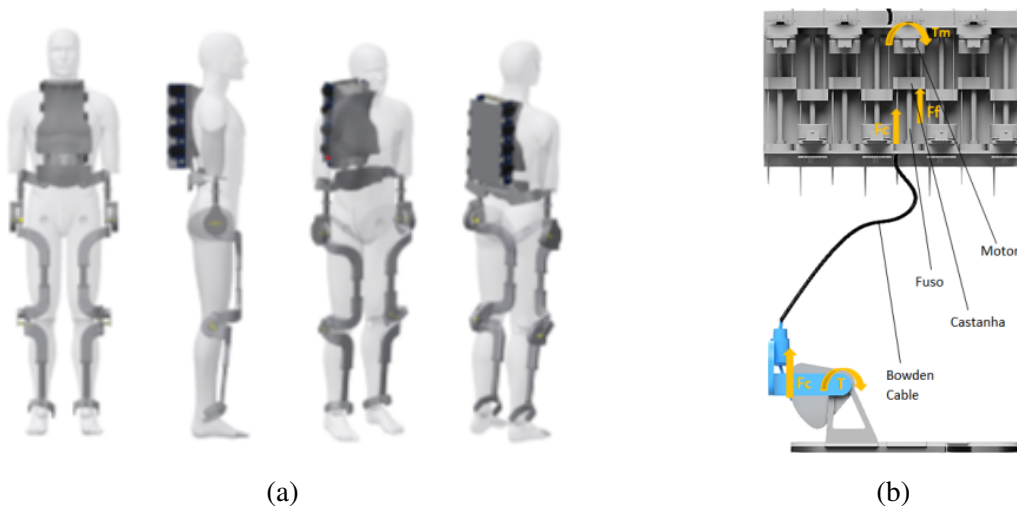
por fator de redução próximos ao da redução harmônica, com o diferencial de que ela é muito mais barata e fácil de ser fabricada. Ainda com relação a estes dois tipos de redução, os avanços em manufatura aditiva permitem o projeto e fabricação de diferentes volumes, sendo possível personalizar o volume para cada aplicação em si. Torna-se necessário, porém, verificar se as propriedades mecânicas destas reduções impressas em 3D são suficientes para aguentar os esforços e longos ciclos de uso em aplicações como exoesqueletos.

Entretanto, existe ainda uma outra opção para eliminar a massa inercial da articulação: o uso de cabos ou correias como o do tipo *bowden cable* para transmitir potência mecânica, realocando os motoredutores em outra posição, próximos ao centro de gravidade. Foi proposto um projeto de pesquisa com esta finalidade, ainda em desenvolvimento pelo Laboratório de Biomecatrônica na Escola Politécnica da USP: o exoesqueleto ETMICA II (Exoesqueleto de Tronco e Membro Inferior para Caminhada Autônoma Estável).

Ele foi projetado com um *power pack* localizado numa mochila a ser utilizada nas costas, sendo a potência transmitida por diversos *bowden cables*, similar à figura esquemática 6b. O ETMICA foi idealizado para aplicações nas áreas de fisioterapia e pesquisa, com o propósito de reabilitação e assistência motora de pessoas paraplégicas. O exoesqueleto vem apresentando progresso significativo e encontra-se atualmente na sua segunda versão.

Por se tratar de um equipamento que é “vestido” pelo usuário, como vemos na figura 6a, é desejável que a estrutura seja o mais delgada possível e que tenha o mínimo de partes salientes, para evitar colisões ou que se enrosquem em elementos do ambiente. Em utilização, o exoesqueleto deve transferir a maior parte de seu peso para o solo, contudo, o equipamento deve ser o mais leve possível para reduzir as potências dos motoredutores e aumentar o tempo de autonomia quando alimentado por bateria. Seguindo essas premissas idealizou-se a estrutura com um novo paradigma construtivo. Diferente das abordagens convencionais, nas quais a estrutura acompanha lateralmente o corpo do usuário, no ETMICA o exoesqueleto é acomodado frontalmente [17].

Figura 6: (a) Representação esquemática do ETMICA. (b) Esquema de atuação do *bowden cable* em uma articulação.



Fonte: Projeto de pesquisa em andamento via CNPq, Milton Cortez [17].

1.4 Transmissores de Potência e Reduções

Dentre as diversas possibilidades de atuadores a serem utilizados na construção de projetos biomecatrônicos, a busca contínua pela diminuição do volume e massa inercial dos motores, permitindo maior simplicidade cotidiana para o usuário, boa autonomia de bateria e, consequentemente, maior vida útil do exoesqueleto fez com que se criassem atuadores cada vez mais enxutos, sendo geralmente planos. Ou ainda, buscar outras alternativas de solução, como reposicionar os atuadores e transmitir a potência por *bowden cable*.

Apesar dessas tecnologias de transmissores de potência mostrarem-se uma novidade e não existirem muitos estudos sobre o assunto, eles representam grandes evoluções com base nos critérios de eficiência (massa-volume em relação a capacidade de redução), embora algumas delas ainda apresentem alto custo, com destaque para a redução harmônica devido à sua estrutura complexa. Os atuadores que se mostraram mais promissores nos últimos tempos e entregaram resultados positivos em projetos nos quais foram empregados são as reduções harmônica e cicloidal, além de atuação remota a partir do *bowden cable*.

Não é possível saber, sem um estudo aprofundado, qual desses atuadores possui o melhor desempenho e é por esse motivo que se faz necessária a elaboração de uma bancada experimental e realização de testes, contrastando o funcionamento destes três atuadores, em um ou mais materiais e tipos de construção.

1.4.1 Redução Harmônica

Com o avanço das tecnologias e exigências do mundo a que estamos submetidos, são necessárias máquinas cada vez mais eficientes, compactas e de menor peso, restrições que o próprio uso do maquinário impõe para facilitar a interação com o usuário. No caso dos exoesqueletos não é diferente, existem algumas restrições quanto ao peso, tamanho e formato das máquinas, caso contrário, a utilização do equipamento seria dificultada, promovendo uma difícil adaptação.

Em sistemas convencionais de transmissão, a multiplicação do torque ou redução da velocidade é possível empregando duas ou mais engrenagens. As engrenagens usadas em transmissões convencionais necessitam de contato externo, portanto, o espaço ocupado por elas também é alto. Em uma redução “planetária” é empregado contato interno de engrenagens, exigindo pelo menos uma engrenagem “solar” e uma “planetária”, além de duas engrenagens pinhões.

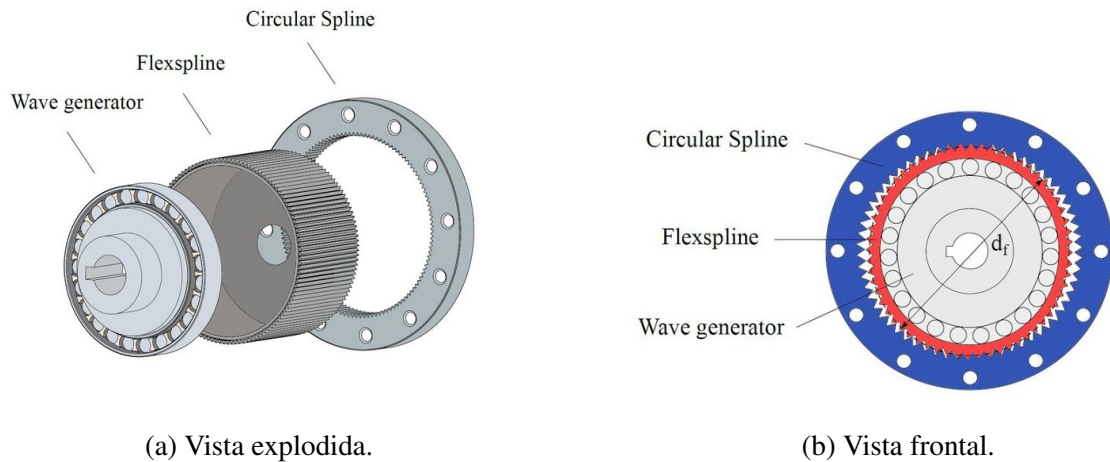
Quando comparado às reduções, essas engrenagens pesam muito mais. Projetando uma caixa de engrenagens desse tipo para certos tamanhos de engrenagem, elas tendem a ter maior espessura (maior largura da face). Uma maior largura da face quando comparado ao seu diâmetro pode representar problemas sérios como a flexão da engrenagem. Portanto, a busca por tecnologias alternativas é essencial.

A engrenagem harmônica é composta de três partes principais, ilustradas pela figura 7a e 7b: *wave generator*, *flexspline* e *circular spline*: O *wave generator* é um came em forma oval com um rolamento de esferas fino colocado em torno da circunferência externa do came oval, sendo montado no eixo do motor. O *flexspline* é um componente fino em forma de copo feito de metal elástico, com dentes formados ao longo da circunferência externa da abertura do copo. O *circular spline* é uma engrenagem interna rígida com dentes formados ao longo de sua circunferência interna. Esses dentes são do mesmo tamanho que os da *flexspline*, com a diferença de que a *circular spline* tem dois dentes a mais.

Devido à sua operação sem folga, a redução harmônica é amplamente utilizada em aplicações que exigem precisão de posicionamento, especialmente em robôs e indústria de semicondutores. Outras vantagens são a simplicidade na configuração, pequeno número de peças e boa densidade de torque [25].

A redução harmônica apresenta certa complexidade de construção, mas é possível projetar e fabricar reduções deste tipo utilizando técnicas de manufatura aditiva, com destaque para o

Figura 7: Esquema representativo da redução harmônica.



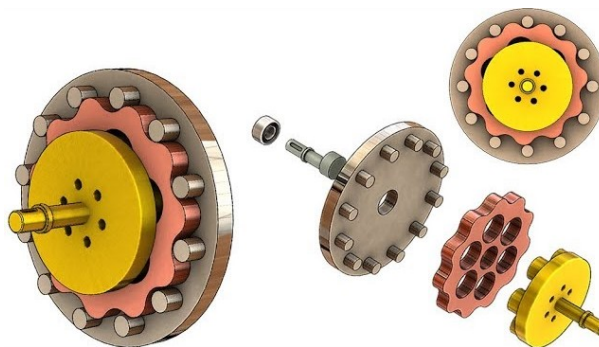
Fonte: Saerens et al, 2019. Retirado do artigo “**Scaling laws for robotic transmissions**”. [17].

material polimérico. Um exemplo do projeto em CAD da redução pode ser encontrado na figura 9a.

1.4.2 Redução Cicloidal

Por meio de experimentos importantes realizados durante os últimos anos e novos interesses em aplicações, a redução cicloidal, representada na figura 8, mostrou propriedades de operação relevantes como uma longa e confiável vida útil e grande alcance de relações de engrenagem em comparação com as transmissões tradicionais. Reduções como a harmônica e cicloidal apresentam capacidade de operar em altas velocidades, porque podem alcançar relações de redução de 50:1 até 6500:1 [26].

Figura 8: Redução cicloidal.



Fonte: Adaptado do projeto de uma redução cicloidal no *Solid Works*.

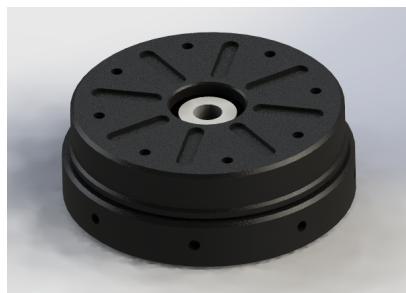
Caso seja bem projetada, ela mostra vibração mínima e baixo ruído, alta capacidade de sobrecarga, aplicações reversas como redutor, alta eficiência com aumento de carga e design compacto. Todas essas razões incentivam tanto a experimentação quanto o trabalho computacional com o propósito principal de encontrar as características essenciais para aumentar a eficiência.

A maioria dos estudos de pesquisa visa obter um melhor conhecimento sobre a redução cicloidal, prever fatores importantes como eficiência e obter novos projetos. Os estudos mais recentes investigam a influência dos parâmetros geométricos na eficiência da redução cicloidal. Eles resumem que a escolha ideal dos parâmetros de projeto tem um impacto significativo na sua eficiência, sendo que as simulações mostram que a maior influência nas condições de operação da redução cicloidal vem do amortecimento e rigidez no contato entre o dente da engrenagem ciclóide e o pino da caixa [26].

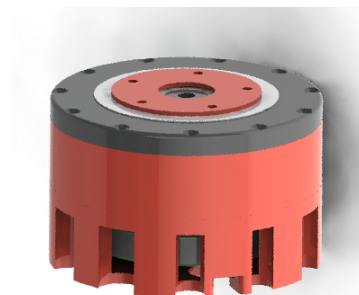
Vale ressaltar que a redução cicloidal apresenta custo consideravelmente menor quando comparado à redução harmônica, mas não é comum encontrar projetos de exoesqueletos na literatura e no próprio laboratório que utilizem esta redução. Logo, é interessante estudar essa hipótese e analisar os fatores de uso e de perda desta redução, permitindo que futuros projetos tenham a possibilidade de escolher o conjunto de atuadores e reduções que melhor se adapte ao exoesqueleto e seus objetivos.

Assim como a redução harmônica, a redução cicloidal também pode ser fabricada por manufatura aditiva. A diferença é que o projeto da cicloidal é mais simples. Vemos um exemplo da redução em CAD na figura 9b.

Figura 9: Projetos em CAD das reduções: (a) Harmônica. (b) Cicloidal



(a)



(b)

Fonte: (a) James Bruton. (b) DDeGonge.

1.4.3 Bowden Cable e Power Pack

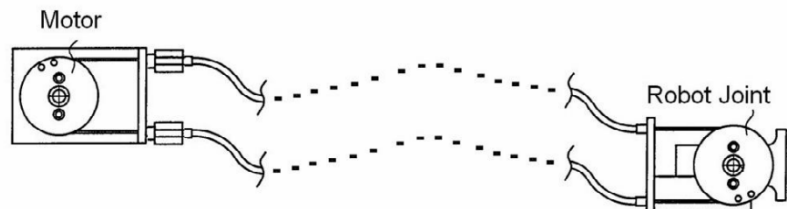
Os motores, quando utilizados diretamente nas articulações dos dispositivos robóticos, funcionam como massa inercial extra e atrapalham o funcionamento final do exoesqueleto ou membro robótico. A ideia para resolver tal problema é trabalhar com atuadores em posições estratégicas, deixando o movimento do usuário mais fluido e natural, como é feito no projeto do exoesqueleto ETMICAEm que os atuadores localizam-se numa mochila nas costas do usuário e a potência é transmitida às articulações por meio de *bowden cables*.

A realocação do atuador pode ser alcançada por meio de cabos, por exemplo. As transmissões a cabo podem ser estabelecidas de duas diferentes maneiras, seja através do roteamento de cabos sobre um conjunto de polias, ou empregando um sistema de *Bowden Cables*, no qual o cabo é conduzido para dentro de uma manga flexível. Como a opção de roteamento de cabos leva a um aumento bastante considerável da complexidade mecânica, a abordagem do *Bowden Cable* é preferível [23].

O *Bowden Cable*, representado de forma simplificada na figura 10, é um tipo de cabo flexível usado para transmitir potência pelo movimento de um cabo interno em relação a um cabo

externo oco, geralmente um fio de aço em espiral com uma “capa” externa de plástico, muitas vezes contendo um forro interno para reduzir o atrito. Como esses cabos introduzem um atrito dependente da orientação, velocidade e tensão, é necessário compensar esse atrito de alguma forma.

Figura 10: Ilustração do conceito de atuação do *Bowden Cable* em uma junta robótica.



Fonte: Letier et al, 2014 [23].

Os ângulos das curvas no cabo e seus raios aparentam ser os principais determinantes do atrito real, assim como o desgaste do cabo e a pré-tensão aplicada a ele. O fato desses parâmetros serem dificilmente observáveis e seus efeitos estarem inter-relacionados, torna-se impossível compensar o atrito adequadamente utilizando apenas um método iterativo de testes [24]. Um dos objetivos desse projeto é justamente avaliar e documentar esses parâmetros de perda por atrito no *Bowden Cable*, assim como buscar meios de reduzir esses efeitos prejudiciais ao funcionamento dos exoesqueletos.

2 Objetivo

O objetivo deste projeto é desenvolver uma bancada e protocolos experimentais de testes de cinco tipos de atuações em biomecatrônica:

1. motoredutor com redução harmônica metálica;
2. motoredutor com redução cicloidal metálica;
3. motoredutor com redução harmônica obtida por manufatura aditiva de polímeros;
4. motoredutor com redução cicloidal obtida por manufatura aditiva de polímeros;
5. atuação remota com motoredutores em fusos de esferas, *bowden cable* e excêntricos;

sendo que destas, somente o redutor do item 1 será comprado (já estando disponível no laboratório), com os redutores dos itens 2 a 4 sendo projetados e fabricados. No item 5, será utilizada de atuação desenvolvida no mestrado de Victor Pacheco Bartholomeu.

3 Metodologia

3.1 Laboratório de Biomecatrônica e conhecimentos prévios

O projeto será desenvolvido no Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da USP, o qual possui diversos trabalhos publicados no tema de biomecânica, atuadores e exoesqueletos. Além disso, há estrutura e diversos equipamentos que possibilitam o desenvolvimento deste trabalho.

Um importante projeto em andamento no laboratório, como citado anteriormente, é o ET-MICAIE II que está sendo desenvolvido pelo doutorando Milton Cortez Jr. com apoio dos outros membros do laboratório e através de financiamento pelo CNPq. O mesmo foi dividido em duas etapas: ETMICAIE I (CNPq 458820/2013-0), já finalizada, e ETMICAIE II (CNPq 442216/2016-5), aprovada e em andamento.

Devido ao desenvolvimento deste exoesqueleto, o laboratório está expandindo seu conhecimento em projetos na área de atuação por *bowden cables*, análise de marcha humana, controle de impedância e ainda uma importante padronização do conjunto software-hardware de atuadores em projetos de biomecânica do laboratório. Tudo isso será compatível e necessário para o desenvolvimento do estudo de eficiência dos atuadores.

O coordenador do laboratório, Prof. Dr. Artur Forner-Cordero, possui vasta experiência na área de biomecânica e controle motor tendo já publicado e orientado diversos artigos no assunto. Ele será responsável pela co-orientação do projeto. Dentre seus trabalhos se destacam *Describing gait as a sequence of states* [19], *Kinematics and dynamics of wearable robots* [20] e muitos outros.

O orientador deste projeto, Prof. Dr. Rafael Traldi Moura, tem amplo conhecimento em projetos mecânicos e também já publicou e orientou diversos trabalhos no assunto. Como exemplos importantes, podemos citar *Exoskeleton application to assist learning of a coincident timing motor task of the arm using passive mechanical perturbations* [21]; e *Design of a bioinspired cable driven actuator with clutched elastic elements for the ankle* [22], mostrando que o laboratório tem experiência na construção de atuador com cabos.

O professor ministra aulas na disciplina de instrumentação, o que demonstra seu vasto conhecimento na área de sensoriamento, além de ser responsável pela disciplina PMR3202 – Métodos Experimentais em Sistemas Mecânicos, a qual aborda aspectos básicos de fabricação mecânica e controle, que será fundamental para este projeto. Há ainda uma equipe de mestrandos e doutorandos com projetos finalizados e em andamento no Laboratório de Biomecatrônica que sincronizam com este projeto de pesquisa.

Durante a graduação em Engenharia Mecatrônica (cursando), tive disciplinas que agregaram bastante conhecimento na área mecânica e de automação, como PMR3101-Introdução à Manufatura Mecânica; PMR3202-Introdução ao Projeto de Sistemas Mecânicos e; PMR3201-Computação para Automação. E ainda, durante a realização desse projeto de pesquisa estarei cursando as disciplinas PMR3302-Sistemas Dinâmicos I para Mecatrônica e PMR3303-Eletrônica Digital para Mecatrônica. Portanto, o estudo dessas disciplinas servirão de base teórica e de aplicação no projeto em questão. Vale citar também que, durante o segundo ano de graduação, atuei como monitor das disciplinas de Cálculo Diferencial e Integral I e Cálculo Diferencial e Integral II, pelo Instituto de Matemática e Estatística - IME/USP.

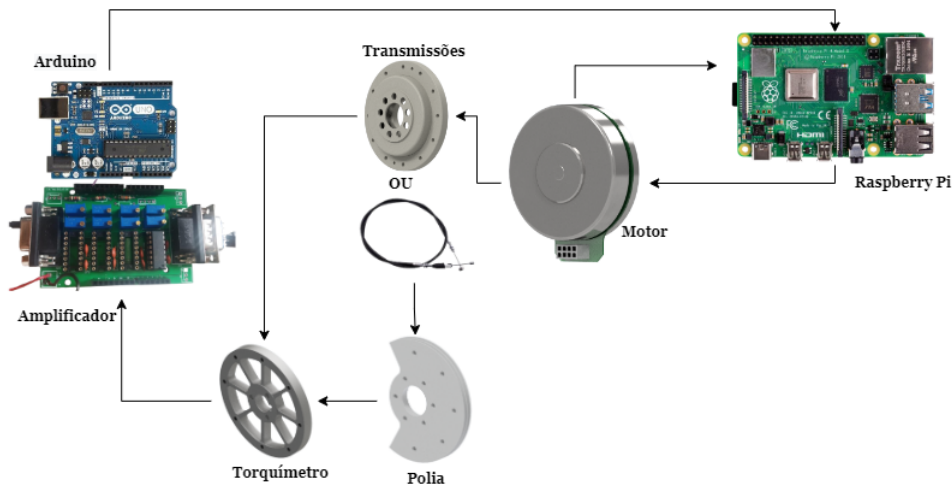
Além disso, tive a oportunidade de participar da ThundeRatz, a equipe de robótica da Escola Politécnica da USP, atuando no reprojeto e construção de dois robôs famosos (Atom e D'Arc), para participação na competição Robocore Experience 2022. Esse grupo de extensão me permitiu adquirir conhecimentos na área de fabricação mecânica, manufatura aditiva, além de estimular o trabalho em equipe e a criatividade.

Dessa forma, este projeto irá enriquecer muito meus conhecimentos na área da biomecatrônica e tecnologia, que tenho por objetivo seguir, e permitirá um aprofundamento e ganho de experiência na área, sendo essencial para complementar a minha graduação em Engenharia Mecatrônica.

3.2 Bancada Experimental e Testes

A bancada experimental deve ser construída com um eixo suportado por dois mancais de modo a dar suporte para os três tipos de atuadores que serão objetos de teste. Ao eixo, será

Figura 11: Diagrama esquemático da montagem da bancada.



Fonte: Autoria própria.

acoplado uma polia e, à polia, um torquímetro. Os extensômetros⁴ do torquímetro deformam quando há diferença de esforço entre o anel externo e interno, permitindo que os medidores de tensão tenham leituras diferentes na ponte completa de wheatstone. O sinal lido na ponte é amplificado através de uma placa dedicada e é enviado a um arduino para processamento do sinal.

O motor a ser utilizado nos testes é um *Maxon EC 90 flat* $\Phi 90\text{ mm}$, *brushless*, *90 Watt* (*24V*), que já se encontra disponível para uso no laboratório, assim como os drivers *EPOS2 70/10*, compatíveis com esse motor. Para os testes com o *bowden cable*, será feita atuação com um fuso de esferas⁵ a partir do *power pack* externo à bancada. Na figura 11, observa-se a utilização de um Arduino com um *shield CAN* que se comunica com o driver EPOS e a Raspberry Pi, que por sua vez controla o motor.

Inicialmente, vamos fazer a identificação do motor, comparando com os valores fornecidos pelo datasheet. Para a análise, será utilizada a metodologia descrita abaixo (itens 1 a 11), que será detalhada ao longo do texto.

1. Com o motor em vazio, aplica-se o controlador de corrente;
2. Aplicar de 20 a 30 correntes diferentes entre o valor mínimo e máximo do motor;
3. Coletar os valores de tempo de estabilização ($t_{98\%}$ [s]), corrente (i [A]) e da velocidade angular (ω [rad/s]) do motor;
4. Calcular médias dos valores medidos;
5. Calcular, por meio de MMQ, os valores da constante elétrica e resistência elétrica do motor;
6. Calcular, por meio do MMQ, os valores do atrito seco (μ) e atrito viscoso (b);

⁴Bipolo de resistência nominal capaz de medir deformações mecânicas em corpos de prova. Quando fixado sobre o corpo de interesse, sofre a mesma deformação, e então sua resistência é alterada.

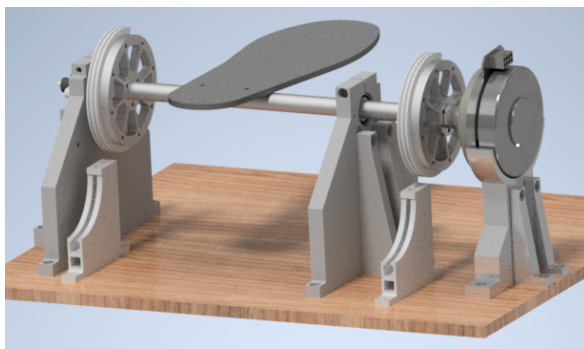
⁵De especificações semelhantes/equivalentes ao primeiro motor.

7. Montar no rotor uma inércia adicional (a ser fabricada) entre 20% a 400% do valor esperado para o motor;
8. Coletar os valores de tempo de estabilização do motor;
9. Calcular valores de inércia;
10. Calcular constante de torque do motor;
11. Calcular os atritos com a inércia adicional.

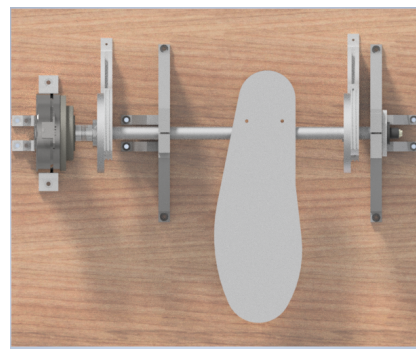
3.2.1 Reduções

Para o teste com as reduções, o sistema motor mais redução é conectado ao eixo por meio de um acoplador elástico e um adaptador fixado ao torquímetro. Podemos visualizar um protótipo em CAD do projeto da bancada na figura 12, notando que, na montagem da figura, o modo de operação apresentado é justamente o que será utilizado para as reduções.

Figura 12: Protótipo da Bancada de Testes.



(a) Vista em perspectiva.



(b) Vista superior.

Fonte: Projeto adaptado da bancada de testes do mestrando Victor Pacheco Bartholomeu.

O teste das reduções consiste em acoplar ao eixo movido pelos motoredutores diferentes massas inerciais, fornecendo corrente de forma periódica. As massas inerciais são utilizadas junto ao sistema em regime permanente, logo possuem aceleração nula e devem apresentar valores de inércia entre 20% a 400% do valor de inércia esperado pelo motor (valor que pode ser encontrado no *datasheet*). Para um dado valor fixo de corrente, calcula-se a média da corrente e de velocidade. Para o regime transitório, o único fator relevante é o tempo de assentamento e o valor da aceleração é aquela que o motor conseguir atingir no controlador.

Podem ser estimados fatores como influência da massa inercial; eficiência da transmissão; possíveis perdas de potência ao atuar diretamente na articulação de um exoesqueleto; e durabilidade das reduções fabricadas em material polimérico.

Ao variar a massa inercial, estamos interessados em calcular a inércia total do sistema e os atritos apresentados na tabela 1. Quanto à eficiência de transmissão, é possível elaborar uma análise sob diferentes inércias, mas o resultado não seria muito significativo, sendo o principal objetivo neste projeto avaliar sob diferentes velocidades e correntes (compara-se a mesma velocidade ou mesma corrente para cada um dos sistemas de atuação). O mesmo raciocínio é válido para as perdas de potência, em que deseja-se analisar a eficiência de cada atuador sujeitos às mesmas condições de trabalho.

O teste de durabilidade apresenta relevância no projeto para avaliar a vida útil das reduções impressas em polímero, porque o grande problema envolvido na utilização delas é a rápida falha de uma ou mais partes da estrutura, exigindo sua substituição imediata. Por isso, um dos pontos de ênfase é justamente tentar fabricar reduções poliméricas de maior durabilidade. Uma maneira eficiente de testar essa durabilidade é submeter as reduções a ciclos constantes de atuação até a ruptura, por exemplo, na redução harmônica, o *flexspline* costuma falhar primeiro por estar sujeito a ciclos constantes de deformação no interior da redução.

Esse teste de durabilidade para as reduções metálicas é dispensável porque envolveria a aplicação de um número elevado de ciclos e, conseqüentemente, muito tempo. Além disso, representaria um custo desnecessário ao projeto, visto que essas reduções são bastante caras.

3.2.2 Bowden Cable

Para o teste com o *bowden cable*, o motor irá atuar por meio de um fuso de esferas no cabo e ele transmitirá potência ao eixo pela polia. Abaixo de cada polia, temos uma guia para o cabo *bowden* que tem por função fazer o cabo entrar tangencialmente à polia (vide figura 12a).

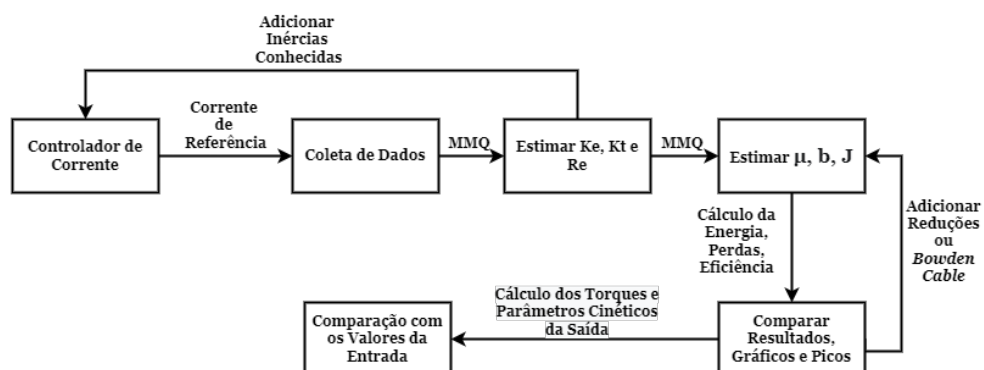
Em relação aos testes a serem conduzidos com o *bowden cable*, será adicionada uma estrutura que gere diferentes *layouts* para a forma e angulação do cabo antes dele ligar-se à polia e transmitir potência ao eixo. Esses *layouts* podem ser obtidos através do uso de algumas polias móveis ou pelo uso de guias fabricadas em madeira que formatam o cabo externo. É necessário a montagem de sensoramento para fornecer esses ângulos.

Os testes poderão ser de diversas categorias, analisando a eficiência da transmissão; perda de potência; como a angulação do cabo pode afetar o atrito; eventuais danos à sua estrutura; relação peso-potência; e ainda testes de inércia.

A curvatura do cabo é a principal causa de perda de potência nesse tipo de transmissão, sendo um dos principais fatores de ênfase no estudo. Alguns autores tentaram elaborar uma modelagem do fenômeno, sendo que o artigo [23] simplifica bastante a formulação e gera um distanciamento da realidade e o artigo [27] usa uma modelagem muito complexa a ponto de inviabilizar o estudo iterativo e a implementação em robótica que será realizada.

3.2.3 Comparação dos Resultados

Figura 13: Diagrama esquemático do processo de teste (legenda na tabela 1).



Fonte: Autoria própria.

Para comparar os atritos secos, atritos viscosos e inércias para cada tipo de atuador, serão realizados experimentos na bancada para utilização de técnicas de identificação de sistemas em seus dois modos de operação: será implementado um controlador Proporcional de corrente

para obter os valores de torque do motor em vazio e com uma inércia conhecida (os motores presentes no laboratório possuem sensores de corrente que permitem facilmente o cálculo do torque do motor). Em seguida será realizada uma regressão linear pelo método dos mínimos quadrados (MMQ) para obtenção dos valores de constante elétrica e de torque, resistência e inércia do motor.

A partir dos valores obtidos para o motor, aplica-se novamente a metodologia descrita com cada um dos atuadores montados no motor. Para o *bowden cable*, serão necessários testes variando os ângulos formados pelo cabo, como descrito previamente, tendo em vista que o cabo externo aplica atritos variáveis ao cabo interno. Como não foi encontrado na literatura nenhum artigo que modele de forma realista e simplificada as relações de atrito dos cabos, pretende-se tabular resultados relativo aos ângulos⁶. Com isso, será possível comparar a eficiência e viabilidade de uso em diferentes aplicações.

Para cada atuador, será dada ênfase às variáveis apresentadas na tabela 1, que serão calculadas por identificação de sistemas ou propriamente medidas. São essas variáveis que serão empregadas direta ou indiretamente no estudo comparativo dos atuadores. Para o caso dos atritos seco e atrito viscoso, faz-se necessário realizar um número de n iterações para garantir convergência para o “valor real” (esse valor de n pode ser especificado ao fixar o erro máximo desejado).

De fato, as constantes do motor são calculadas uma única vez por tratar-se do mesmo motor, entretanto utilizamos um processador iterativo. Preferencialmente com o motor em vazio (sem redução ou cabos), realiza-se uma média de três iterações do método para calcular essas constantes e, posteriormente, não é necessário repetir essa parte dos cálculos para os demais sistemas de atuação.

Tabela 1: Variáveis necessárias para o estudo comparativo.

Calculadas		Medidas	
<i>Símbolo</i>	<i>Descrição</i>	<i>Símbolo</i>	<i>Descrição</i>
K_e	Constante elétrica do motor	$t_{98\%}$	Tempo de estabilização para atingir 98% do valor desejado
K_t	Constante de torque do motor	i	Corrente elétrica no motor
R_e	Resistência elétrica do motor	ω	Velocidade angular do motor
μ	Atrito seco do sistema		
b	Atrito viscoso do sistema		
J	Inércia do sistema		

Fonte: Autoria própria.

Ao final do processo, dispondo das variáveis para cada sistema de atuação (medições e cálculos), será feito um *benchmark* dos atuadores. A ideia central não é definir qual o melhor atuador dentre os que foram testados e nem privilegiar algum dos aspectos calculados sobre eles, mas deixar documentado de forma clara no projeto os prós e contras de cada sistema, fazendo uma espécie de *datasheet* mais elaborado deles.

A definição concreta do “melhor atuador” vai depender de um estudo de caso mais elaborado, que não é objetivo deste projeto. Cabe aos autores de projetos futuros desenvolver

⁶A modelagem poderá ser realizada utilizando esses dados em trabalhos futuros do laboratório.

métodos de decisão baseados nos resultados obtidos e, efetivamente, escolher qual dos atuadores utilizar. Uma sugestão prática seria aplicar o processo de matriz de decisão: fornecer pesos para cada critério de avaliação, utilizar uma sistematização de notas para cada um dos atuadores e, por fim, calcular a pontuação de cada um deles.

3.3 Atividades

1. Revisão bibliográfica

Para dar início ao projeto e obter bom entendimento do problema a ser abordado, será feita uma revisão bibliográfica e estudo sobre pesquisas já realizadas acerca do tema. Será dada ênfase no funcionamento dos atuadores, em *benchmarks* de atrito e potência dos atuadores, e em eventuais falhas cometidas por outros autores. As sub-atividades serão: a) Atuação usando *bowden cable*. b) Funcionamento das reduções harmônica e cicloidal. c) Eficiência e comparação dos funcionamentos.

2. Bancada experimental

A bancada experimental será essencial no estudo e *benchmark* que serão realizados com os atuadores, então, será feito um bom projeto dela. Será levado em consideração os três tipos de atuadores a serem empregados. As sub-atividades serão: a) Projeto da bancada. b) Fabricação das peças. c) Construção da bancada experimental.

3. Projeto das reduções

Para começar a etapa de fabricação, será elaborado um projeto mecânico de ambas as reduções, projetando-as em algum CAD. A princípio, faremos uma análise das metodologias de projeto dos dois tipos de reduções. Serão consideradas diferenças de projeto quando são usados materiais metálicos e poliméricos. Um enfoque grande será dado à documentação, servindo de base para futuras pesquisa do laboratório. As sub-atividades serão: a) Projeto da redução harmônica. b) Projeto da redução cicloidal. c) Estudo e seleção dos materiais de fabricação.

4. Fabricação

Tendo o projeto das reduções em CAD, ambas serão fabricadas utilizando manufatura aditiva, sendo a redução cicloidal também fabricada em metal, produzindo alguns modelos para teste. As sub-atividades serão: a) Fabricação da redução harmônica por manufatura aditiva (polímero). b) Fabricação da redução cicloidal por manufatura aditiva (polímero). c) Fabricação da redução cicloidal em metal.

5. Testes

Feito isso, poderemos utilizar a bancada experimental construída anteriormente para realizar os testes. Assim, iremos verificar eventuais erros cometidos no projeto, permitindo seu prosseguimento e correções, registrando sempre os resultados obtidos.

6. Apresentação e publicação dos resultados

Um fator importante em pesquisas acadêmicas é o seu retorno à sociedade, e para isso é necessário que os projetos saiam do escopo do laboratório e sejam apresentados em forma de artigo ou presencial para a comunidade externa.

7. Relatório

4 Cronograma

As atividades estão planejadas a serem realizadas de acordo com a tabela [2](#).

Tabela 2: Cronograma de atividades durante os 12 meses de projeto.

Atividade		Mês											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Revisão bibliográfica	(a)	X						X					
	(b)	X											
	(c)	X	X										
Bancada experimental	(a)		X	X									
	(b)			X	X								
	(c)				X								
Projeto das reduções	(a)					X	X						
	(b)					X	X						
	(c)						X						
Fabricação	(a)							X					
	(b)							X					
	(c)							X	X				
Testes	-								X	X			
Apresentações	-										X	X	
Relatório	-						X					X	X

Fonte: Autoria própria.

Referências

- [1] OMS. Organização Mundial de Saúde. **Relatório Mundial sobre a Deficiência**. Genebra: OMS, 2011.
- [2] Ministério da Saúde. **Política Nacional de Saúde da Pessoa Portadora de Deficiência**. Brasil: Secretaria de Atenção à Saúde, 2008.
- [3] **Melhora na saúde contribuiu para aumento da expectativa de vida**. Agência Brasil, 2019. Disponível em: <https://agenciabrasil.ebc.com.br/geral/noticia/2019-11/melhora-na-saude-contribuiu-para-aumento-da-expectativa-de-vida>>. Acesso em: 13 de nov. de 2021.
- [4] ALVES, José Eustáquio Diniz. **O Índice de Envelhecimento no Brasil e no mundo**. Portal do Envelhecimento e Longevidade, São Paulo, 18 de set. de 2019. Disponível em: www.portaldoenvelhecimento.com.br/o-indice-de-envelhecimento-no-brasil-e-no-mundo/>. Acesso em: 13 de nov. de 2021.
- [5] IBGE – INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA . **Censo Brasileiro de 2010**. Rio de Janeiro: IBGE, 2012.

- [6] **EPIs desempenham papel fundamental na luta pela redução de acidentes de trabalho.** Tribunal Superior do Trabalho, 2021. Disponível em: <www.tst.jus.br/saude-e-seguranca-do-trabalho>. Acesso em: 15 de nov. de 2021.
- [7] HOUWEN, Suzanne; PUTTEN, Annette van der; VLASKAMP, Carla. **A systematic review of the effects of motor interventions to improve motor, cognitive, and/or social functioning in people with severe or profound intellectual disabilities.** Research in Developmental Disabilities, Holanda, v. 35, n.1, p. 2093-2116, nov., 2013.
- [8] McCREADIE, Claudine; TINKER, Anthea. **The acceptability of assistive technology to older people.** Ageing and Society, Estados Unidos, v. 25, n. 1, p. 91-110, jan., 2005.
- [9] SILVA, Franklin Menezes et al. **Tecnologias Assistivas e suas aplicações: uma análise a partir de patentes.** Revista de Gestão em Sistemas de Saúde (RGSS), São Paulo, v. 7, n. 1, p. 1-15, jan./abr., 2018.
- [10] MARASCO, Paul D. et al. **Neurorobotic fusion of prosthetic touch, kinesthesia, and movement in bionic upper limbs promotes intrinsic brain behaviors.** Science Robotics, Estados Unidos, v. 7, n. 58, p. 1-12, set., 2021.
- [11] **Dicionário Escolar Michaelis - Língua Portuguesa.** 3ª ed. São Paulo, SP. Editora Melhoramentos, 2015.
- [12] GOFFER, Amit; ZILBERSTEIN, Chaya. **Locomotion assisting device and method.** Depositante: Argo Medical Technologies Ltd.. Procurador: Rewalk Robotics Ltd. US nº 8905955-B2. Depósito: 07 de janeiro de 2013. Concessão: 09 de dezembro de 2014.
- [13] CONSALVI, Carmine; TINTI, Nicoletta: depoimento [mar. 2015]. Entrevista concedida ao jornal italiano online Affaritaliani.it. Disponível em: <www.affaritaliani.it/roma/carmine-consalvi-nicoletta-tinti-corrano-senza-gambe-miracolo-esoscheletro-le-foto.html?refresh_ce>. Acesso em 05 de fev. de 2022.
- [14] PAZZAGLIA, Mariella; MOLINARI, Marco. **The embodiment of assistive devices—from wheelchair to exoskeleton.** Physics of Life Reviews, Itália, nov., 2015.
- [15] DOS SANTOS, Wilian M. ; SIQUEIRA, Adriano A. G. . **Design and Control of a Transparent Lower Limb Exoskeleton.** In: Carrozza M.; Micera S.; Pons J.. (Org.). Biosystems & Biorobotics. 1ed.: Springer International Publishing, 2019, v. 22, p. 175-179.
- [16] **EESC cria exoesqueleto robótico para reabilitar pessoas que sofreram AVC.** Escola de Engenharia de São Carlos (EESC), 2020. Disponível em: <https://eesc.usp.br/noticias/posts_s.php?guid=15794&termid=pesquisa>. Acesso em: 23 de nov. de 2021.

- [17] FORNER-CORDERO, Arturo; TRALDI, Rafael. **Relatório do exoesqueleto ETMICA** (projeto em andamento). Laboratório de Biomecatrônica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.
- [18] SOUIT, Camila. **Exoesqueleto de Membro Inferior com Dois Graus de Liberdade Ativos**. Tese (Mestrado em Ciências) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo.
- [19] FORNERCORDERO, A ; KOOPMAN, H ; VANDERHELM, F. **Describing gait as a sequence of states**. Journal of Biomechanics, v. 39, p. 948-957, 2006.
- [20] FORNER-CORDERO, A ; PONS J.L. ; TUROWSKA E.A. . **Kinematics and dynamics of wearable robots**. In: Jose L. Pons. (Org.). Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. Chichester: Wiley, 2008.
- [21] MOURA, R.T. ; SOUZA, R.S. ; GARCIA, E. ; QUADRADO, V.H. ; VILLALPANDO, M.B. ; FORNER-CORDERO, A. . **Exoskeleton application to assist learning of a coincident timing motor task of the arm using passive mechanical perturbations**, 2016, Singapura. 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2016. p. 984.
- [22] PICOLLI, Luiz Henrique; ROCHA, Paloma Rodrigues; FORNER-CORDERO, Arturo; MOURA, Rafael Traldi . **Design of a bioinspired cable driven actuator with clutched elastic elements for the ankle**, 2021, México. 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), 2021. p. 4824.
- [23] LETIER, Pierre et al. **Bowden Cable Actuator for Force-Feedback Exoskeletons**. International Conference on Intelligent Robots and Systems, China, oct., 2006.
- [24] VENEMAN, Jan F. et al. **A Series Elastic-and Bowden-Cable-Based Actuation System for Use as Torque Actuator in Exoskeleton-Type Robots**. The International Journal of Robotics Research, Holanda, jan., 2006.
- [25] TEJASWINI, Govada; REDDY G. Chandra. **Compatibility of Various High Ratio Gear Technologies to Fit in a Small Volume – A Review**. International Journal & Magazine of Engineering, Technology, Management and Research, Índia, v. 2, n. 7, p. 56-59, jul., 2015.
- [26] DION, Jean-Luc et al. **Theoretical and Experimental Study for An Improved Cycloid Drive Model**. Journal of Applied Mechanics, Polônia, v. 87, jan., 2020.
- [27] YUAN, Han; ZHOU, Lili; XU, Wenfu. **A comprehensive static model of cable-driven multi-section continuum robots considering friction effect**. Mechanism and Machine Theory, China, v. 135, p. 130–149, maio, 2019.