

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO TECNOLÓGICO DE JOINVILLE
CURSO DE ENGENHARIA MECATRÔNICA

LUCAS LADEIRA DA ROCHA BELLINAZZI

REVISÃO DOS PRINCIPAIS MÉTODOS DE ATUAÇÃO ELÉTRICA PARA
PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

Joinville

2022

LUCAS LADEIRA DA ROCHA BELLINAZZI

REVISÃO DOS PRINCIPAIS MÉTODOS DE ATUAÇÃO ELÉTRICA PARA
PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia Mecatrônica no curso de Engenharia Mecatrônica, da Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico de Joinville.

Orientadora: Dra. Aline D. Patelli Juliani

Joinville

2022

Dedicado este trabalho à minha mãe e meu avô (*in memoriam*),
por sempre acreditarem em mim e serem meus exemplos de conduta.

AGRADECIMENTOS

Antes de tudo, agradeço a Deus pelas oportunidades que me concedeu e por ter chegado com saúde até aqui.

À Prof^a. Dr^a. Aline por ser minha orientadora, por toda a paciência que teve para lidar comigo, por ter compartilhado um pouco de seu conhecimento e sua experiência.

Ao meu avô Semião que sempre me apoiou, acreditou em mim e sempre será meu exemplo de conduta (*in memoriam*). À minha mãe, que apesar de todas as dificuldades se fez presente e me apoiou à sua maneira nestes últimos anos.

À minha tia Ethel que sempre me apoiou, acreditou em mim e, sem sombra de dúvidas, me deu mais suporte do que meu pai jamais me deu.

Ao meu amigo Thiago que de bom grado me cedeu seu tempo e me auxiliou com o que estava à sua altura.

À minha namorada que esteve pacientemente ao meu lado nesta caminhada sempre me tratando com amor, carinho e muita compreensão.

Aos meus amigos, Lucas Araújo, Guilherme, André Brene, Marcel, Ana Paula e Becker que mesmo distantes sempre estiveram presentes através de seu apoio e longas conversas.

Não creio que haja uma emoção, mais intensa para um inventor do que ver suas criações funcionando. Essa emoção faz você esquecer de comer, de dormir, de tudo.
NIKOLA TESLA.

RESUMO

A substituição de um membro por uma prótese necessita abordar diversas necessidades do paciente e transformá-las em requisitos de projeto. Baseado no desenvolvimento de materiais, da eletrônica de potência e das tecnologias que viabilizaram programas de cálculos e simulações, é possível fazer projetos customizados para atender aplicações como próteses de membro superior. Normalmente, a literatura da área não especifica e raramente cita detalhes do conjunto atuador, que consiste em um motor elétrico rotativo e adaptações mecânicas. Essas últimas são utilizadas para fazer a redução de velocidade, aumentando-se o torque eletromagnético e dependendo do mecanismo da prótese, são usadas também para fazer a conversão do movimento rotativo em linear. O objetivo deste trabalho é a revisão dos principais conjuntos atuadores elétricos das próteses de membro superior, especificando-se detalhes construtivos e de desempenho das adaptações mecânicas utilizadas em conjunto com os motores elétricos. Com os resultados obtidos, são propostas melhorias para serem, futuramente, analisadas na atuação elétrica, proporcionando ao paciente uma prótese de membro superior que atenda às suas necessidades.

Palavras-chave: Próteses de membro superior. Motores elétricos. Atuadores elétricos.

ABSTRACT

Replacing a limb with a prosthesis needs to address diverse patient needs and turn them into design requirements. Based on the development of materials, power electronics and technologies that enabled calculation and simulation programs, it is possible to make customized projects to meet applications such as upper limb prostheses. Usually, the literature in the area does not specify and rarely mentions details of the actuator set, which consists of a rotating electric motor and mechanical adaptations. The latter are used to reduce speed, increasing the electromagnetic torque and, depending on the mechanism of the prosthesis, are also used to convert the rotary motion into linear. The objective of this work is to review the main electrical actuator sets of upper limb prostheses, specifying construction and performance details of the mechanical adaptations used in conjunction with the electric motors. With the results obtained, improvements are proposed to be analyzed in the future in the electrical performance, providing the patient with an upper limb prosthesis that meets their needs.

Keywords: Upper limb prostheses. Electric motors. Electric actuators.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Pinças dígito-digitais (funções estáticas). A) Pinça de força. B) Pinça de precisão.....	15
Figura 2. Funções estáticas. A) Pinça tridigital. B) Garra composta.	15
Figura 3. Funções estáticas. A) Garra de força. B) Garra em gancho.	16
Figura 4. Garra palmar (Função estática).	16
Figura 5. Mão protética projetada por Paré.....	18
Figura 6. Classificação de próteses de membros superiores.....	19
Figura 7. Prótese estética.	20
Figura 8. Prótese ativa por força própria.	21
Figura 9. Prótese hidráulica.....	22
Figura 10. Prótese mioelétrica de membro superior.....	23
Figura 11. Esquema de funcionamento de uma prótese controlada por SMEs.	24
Figura 12. Esquemático dos mecanismos presentes na prótese e na atuação elétrica.....	26
Figura 13. Mecanismo de um dedo utilizando engrenagens cilíndricas.	27
Figura 14. Mecanismos de engrenagens cônicas.	28
Figura 15. Transmissões por meio de cabos e polias.	29
Figura 16. Motor CC do fornecedor Maxon.	31
Figura 17. Motor BLDC do fornecedor Maxon.....	32
Figura 18. A) Motor BLDC. B) Motor CC	33
Figura 19. Volante de inércia.....	35
Figura 20. Conjunto de três engrenagens.	36
Figura 21. Representação de polias fixas e móveis.	37
Figura 22. Seção do parafuso de potência.....	38
Figura 23. Diagramas de força. a) Elevar a carga. b) Descer a carga.	39
Figura 24. Engrenagem helicoidal e parafuso rosca sem fim.....	40
Figura 25. Forças agindo sobre dentes de uma engrenagem helicoidal.	41
Figura 26. Engrenagens cônicas de dentes retos.	42
Figura 27. Forças aplicadas em um dente de engrenagem cônica de dentes retos.	43
Figura 28. Mão protética de Zhang. A) Detalhes do projeto da mão. B) Visão ampliada de um dedo.....	45

Figura 29. Projeto final da mão.	46
Figura 30. A estrutura do dedo indicador.	47
Figura 31. Configuração de teste de protótipo Touch Hand 3.	48
Figura 32. Sistema de acionamento e transmissão de um dedo.	49
Figura 33. Protótipo da mão robótica.	50
Figura 34. Modelo cinemático de acoplamento da articulação do dedo.	51
Figura 35. Caixa de redução harmônica.	52
Figura 36. Mecanismo da mão ligando atuador e mecanismos dos dedos.	52
Figura 37. Atuador e sistema de transmissão.	53
Figura 38. Força de aperto.	56
Figura 39. Força de ponta.	57
Figura 40. Stall torque.	59
Figura 41. Torque total do atuador.	60
Figura 42. Velocidade do motor.	61
Figura 43. Velocidade do atuador.	61
Figura 44. Redutor magnético.	63
Figura 45. Vista explodida de redutor magnético.	64
Figura 46. Motor construído.	65

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Funções da mão, configurações e objetos relacionados. (CUNHA, 2002).	14
Quadro 2 - Priorização dos recursos a serem melhorados para usuários de próteses	25
Quadro 3 - Dados de Mãos Protéticas	54
Quadro 4 - Especificações técnicas	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BLAC	Brushless Alternating Current
BLDC	Brushless Direct Current
CC	Corrente Contínua
DOF	Degrees Of Freedom (Graus de Liberdade)
DoM	Degrees of Motion (Graus de Movimento)
N/A	Não Aplicável
SME	Sinal Mioelétrico

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
1.1. MÃO HUMANA.....	12
1.2. OBJETIVOS	17
1.2.1. Objetivo Geral	17
1.2.2. Objetivos Específicos	17
2. PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR	18
2.1. CLASSIFICAÇÃO DAS PRÓTESES.....	19
2.2. MECANISMOS.....	25
2.2.1. Engrenagens	26
2.2.2. Polias e Cabos	28
3. PRINCIPAIS MOTORES ELÉTRICOS APLICADOS NAS PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR	30
3.1. MOTOR CC.....	30
3.2. MOTOR SÍNCRONO COM ÍMÃS PERMANENTES NA SUPERFÍCIE	31
4. TRANSMISSÃO E CONVERSÃO DO MOVIMENTO	34
4.1. POTÊNCIA	34
4.2. VOLANTE DE INÉRCIA	35
4.3. ENGRELAGENS	36
4.4. POLIAS	36
4.5. PARAFUSOS DE AVANÇO (<i>LEAD SCREW</i>)	37
4.6. ENGRENAGEM HELICOIDAL (<i>WORM GEAR</i>).....	39
4.7. ENGRENAGEM CÔNICA.....	41
5. MÉTODOS DE ATUAÇÃO DAS PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR	44
5.1. MOTOR ELÉTRICO E ENGRENAGEM HELICOIDAL (<i>WORM GEAR</i>).....	44
5.2. MOTOR ELÉTRICO E ENGRENAGEM CÔNICA.....	46
5.3. MOTOR ELÉTRICO E PARAFUSO DE AVANÇO (<i>LEAD SCREW</i>)	47
5.4. MOTOR ELÉTRICO E TENDÕES	49
5.5. MOTOR ELÉTRICO E REDUTOR HARMÔNICO.....	51
5.6. MOTOR ELÉTRICO E POLIAS/CORREIAS	53
6. REVISÃO DOS PRINCIPAIS MÉTODOS DE ATUAÇÃO ELÉTRICA	54
7. DISCUSSÕES E CONCLUSÕES	62

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	67
APÊNDICE A – EQUACIONAMENTO DOS MECANISMOS DE TRANSMISSÃO E CONVERSÃO DE MOVIMENTO	72

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento e produção de próteses humanas não é algo que possui uma origem tão recente quanto se imagina. Segundo relatos, a primeira prótese realmente funcional de membro superior data em torno de 200a.C. Com o passar dos anos e os avanços tecnológicos, tem sido possível a fabricação de próteses cada vez mais leves e mais semelhantes ao funcionamento do membro substituído, aumentando a tolerância do amputado ao fazer uso delas (CUNHA, 2002).

Contudo, é fundamental ter conhecimento quanto à anatomia do membro humano a ser substituído, principalmente para os casos de membros que ficam expostos como antebraços e mãos. É importante levar em consideração o tamanho, proporções, movimento e até mesmo a aparência para que sejam os mais discretos e naturais possíveis. A fim de preencher a lacuna, um melhor entendimento da atual capacidade de desempenho de próteses antropomórficas deve ser alcançado.

1.1. MÃO HUMANA

A mão humana possui dois aspectos distintos: o primeiro é ser o mais importante órgão motor do corpo, designado a realizar tarefas de grande complexidade, e o segundo deles é atuar como captador de informações táteis do ambiente (CUNHA, 2002). A mão pode adotar várias configurações, sendo essas estáticas ou dinâmicas se tratando ao aspecto das diversas funções que pode oferecer para realizar tarefas distintas.

A maleabilidade e funcionalidade da mão se deve ao fato deste órgão possuir 23 graus de liberdade (Degrees Of Freedom - DOF), sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos demais dedos, e dois para a palma da mão. Essa quantidade de DOF's está relacionada aos 27 ossos, 17 articulações e 19 músculos que compõem a mão e uma série de tendões acionados por músculos localizados no antebraço (CAILLIET, 1976; CHASE, 1973; TUBIANA, 1981).

O agarramento pode variar de acordo com as propriedades geométricas (forma e tamanho) e físicas (peso, temperatura e material) do objeto e em

decorrência disso o tipo de preensão ou garra escolhida para pegar. O papel do atrito se torna importante quando as forças oriundas do objeto (forças cinéticas e/ou gravitacionais) estão em equilíbrio com as forças advindas da mão, atuando de forma proporcional à superfície de contato entre a mão e o objeto a fim de evitar deslizamentos.

O ato de agarrar corresponde a um aperto chamado *force-closure* (preensão por força). O aperto somente será do tipo *force-closure* se puder exercer, através de um conjunto de contatos, uma força e momento arbitrários nesse objeto. Outra configuração que uma garra pode assumir é *form closure* (preensão por forma), onde a garra prende o objeto de forma a deixá-lo confinado no espaço delimitado pela mão e dedos, sem importar a força exercida pelo mecanismo.

Basicamente, as diversas adaptações de mãos humanas podem ser divididas em dois grandes grupos: as pinças e as garras (Quadro 1).

Quadro 1 - Funções da mão, configurações e objetos relacionados. (CUNHA, 2002).

		FUNÇÕES	CONFIGURAÇÃO	OBJETOS
PINÇAS	PINÇAS DÍGITO-DIGITAIS	PINÇA DE FORÇA	O polegar em oposição ao indicador, com uma grande parte da região das falanges distais dos dois dedos em contato entre si	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros. Paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas
		PINÇA DE PRECISÃO	O polegar em oposição ao indicador, com a ponta dos dois dedos em contato entre si	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros. Paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas
		PINÇAS TRIDIGITAIS	O polegar em oposição ao indicador e médio, com a ponta dos três dedos em contato entre si	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros. Paralelepípedos com dimensões reduzidas
GARRAS	GARRA COMPOSTA	O polegar em abdução, com sua polpa em contato com a região da face média do indicador	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros. Paralelepípedos com dimensões reduzidas e principalmente lâminas	
	GARRA DE FORÇA	Os quatro últimos dedos envolvem o objeto, o polegar em oposição aos demais mantém a garra fechada. Os dedos anular e mínimo servem para imprimir estabilidade à garra	Cilindros e troncos de cone e paralelepípedos que têm pelo menos uma dimensão bem maior que os limites da mão	
	GARRA EM GANCHO	Semelhante à Garra de Força, porém o sentido da força aplicada é axial em relação ao braço	Geralmente cilindros ou outras formas de objetos usados como alças	
	GARRA PALMAR	Semelhante à Pinça Tridigital, porém todos os dedos envolvem o objeto pressionando-o contra a palma da mão. Os dedos anular e mínimo contribuem para a estabilidade da garra	Esferas, paralelepípedos, troncos de cone e cilindros que se restringem aos limites da mão	

As principais pinças são: pinças dígito-digitais, formadas por dois dedos (geralmente o dedo indicador em oposição ao polegar), essas por sua vez podem ser divididas em: pinça de força (Figura 1.A) e pinça de precisão (Figura 1.B); e as pinças tridigitais, formadas por três dedos: geralmente o polegar, o indicador e o dedo médio (Figura 2.A).

As garras podem ser classificadas como: garra composta, a qual mescla funções de pinça e garra, que é realizada pela preensão lateral do polegar com a face distal do dedo indicador (Figura 2.B); garra de força, utiliza todos os dedos, principalmente os três primeiros executam a garra e os últimos apenas garantem maior estabilidade (Figura 3.A); garra em gancho, utiliza apenas os quatro últimos dedos (Figura 3.B) e; garra palmar, além de utilizar todos os dedos, também faz uso da palma da mão (Figura 4).

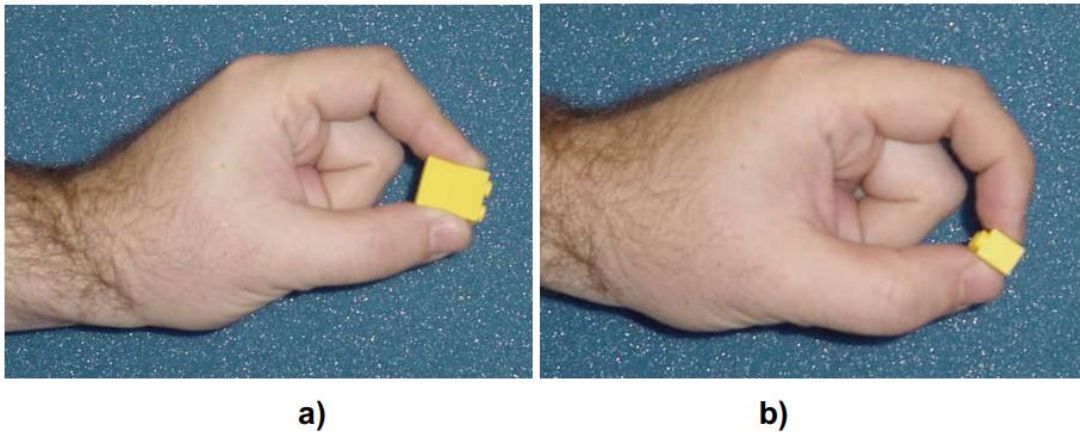


Figura 1. Pinças dígito-digitais (funções estáticas). A) Pinça de força. B) Pinça de precisão.

Fonte: Cunha (2002, p. 9).

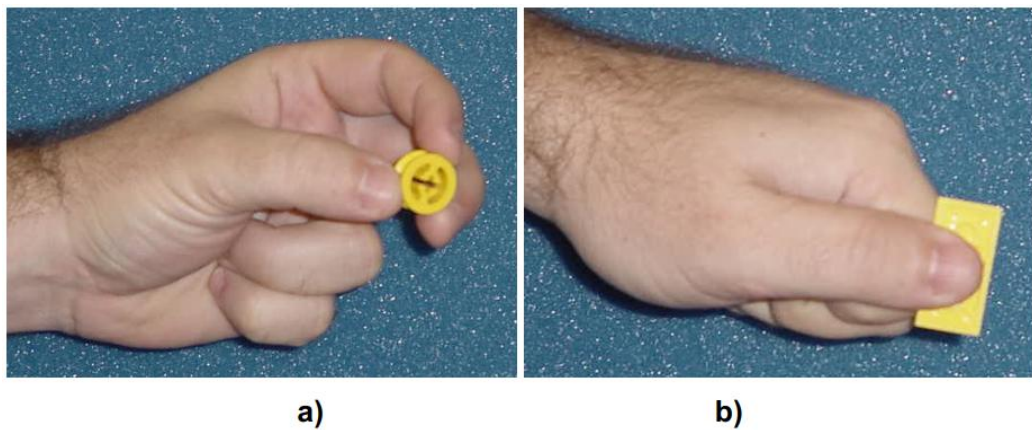


Figura 2. Funções estáticas. A) Pinça tridigital. B) Garra composta.

Fonte: Cunha (2002, p. 9).

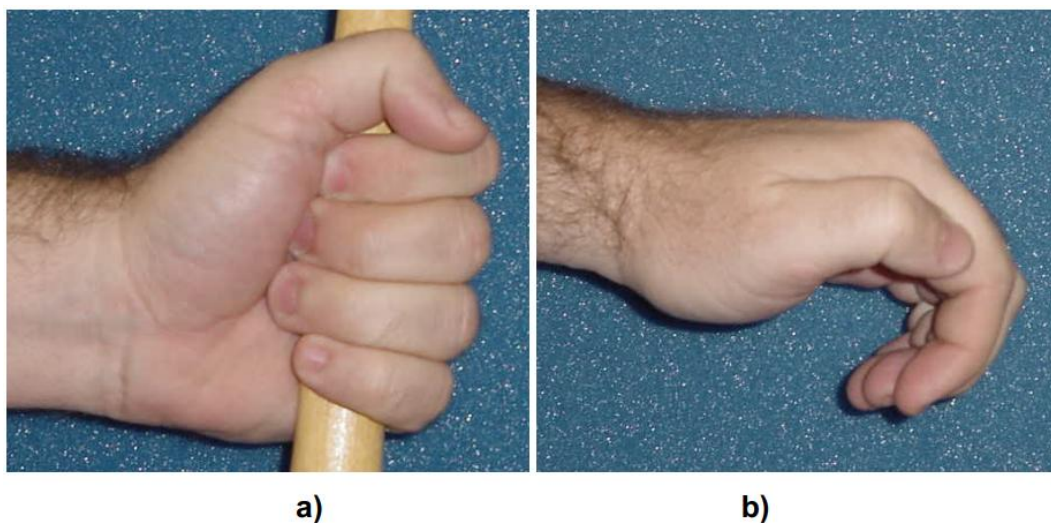


Figura 3. Funções estáticas. A) Garra de força. B) Garra em gancho.

Fonte: Cunha (2002, p. 10).

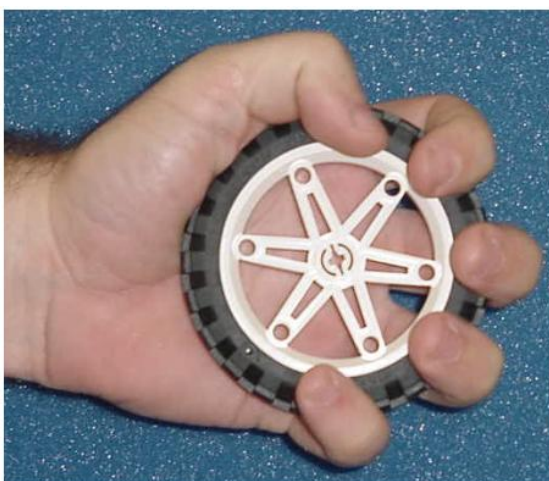


Figura 4. Garra palmar (Função estática).

Fonte: Cunha (2002, p. 10).

Segundo CUNHA (2002), a força máxima média para a garra de força é de 52,5 kgf, a zero graus em relação ao antebraço.

Considerando os conhecimentos apresentados quanto à anatomia da mão humana e suas características quanto à mobilidade, torna-se fundamental conhecer mais sobre os tipos de próteses de membros superiores (e suas ramificações) e os mecanismos que poderão viabilizar próteses cada vez mais próximas do membro natural, tanto em aparência quanto em mobilidade. Com isso, se busca contribuir

para proporcionar a possibilidade de criação de próteses de membro superior que sejam menos ruidosas e mais eficientes do que as existentes atualmente.

1.2. OBJETIVOS

A seguir são apresentados os objetivos gerais e os objetivos específicos do trabalho.

1.2.1. Objetivo Geral

Analisar os principais conjuntos atuadores elétricos das próteses de membro superior.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Revisar os motores e mecanismos mais difundidos na área atualmente;
- Detalhar os principais atuadores elétricos das próteses de membro superior;
- Identificar as necessidades do usuário de prótese relacionadas à atuação elétrica.

2. PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

Desde muito atrás, a humanidade sentiu a necessidade de reproduzir um membro perdido. A mão humana foi a primeira parte de um membro superior a se tentar substituir por prótese. Existem próteses datadas desde aproximadamente 500a.C., mas o maior destaque se dá nos séculos XV e XVI. Dentre estes se destacam Ambroise Paré e Leonardo da Vinci (BOCCOLINI, 1990). Um exemplo destas próteses pode ser visto na Figura 5.

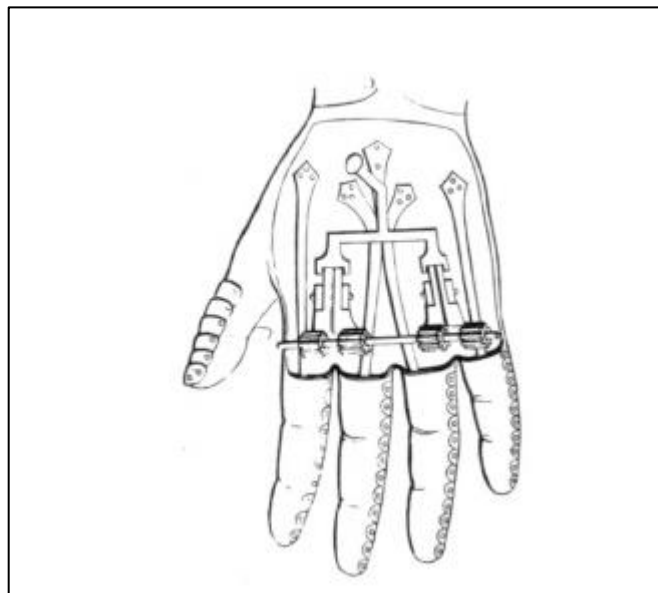


Figura 5. Mão protética projetada por Paré.

Fonte: Cunha (2002, p. 18).

Nesse projeto realizado por Paré (BOCCOLINI, 1990), há quatro engrenagens montadas na palma da mão, aproximadamente na posição das articulações metacarpo-falangeais. Parecem haver folhas de metal conectadas às engrenagens da palma da mão, agrupadas aos pares; um conjunto para o primeiro e segundo dedos e um conjunto para o terceiro e quarto dedos.

Segundo Paul Chappell (BAGWELL & CHAPPELL, 1995), a mão artificial de uma pessoa amputada pode ter sensores para detectar a força nas pontas dos dedos, semelhante a mão de um robô.

2.1. CLASSIFICAÇÃO DAS PRÓTESES

A principal classificação de uma prótese se dá de acordo com o nível de amputação, uma vez que o paciente merece as maiores atenções (BLOHMKE, 1994). Contudo, pelo ponto de vista da engenharia seria mais interessante classificar uma prótese em relação à fonte de energia, características de construção e capacidade funcional. Analisando por este ângulo, pode-se observar na Figura 6 um método de classificação adaptado da proposta feita pela empresa Otto Bock Industry, Inc (BLOHMKE, 1994).

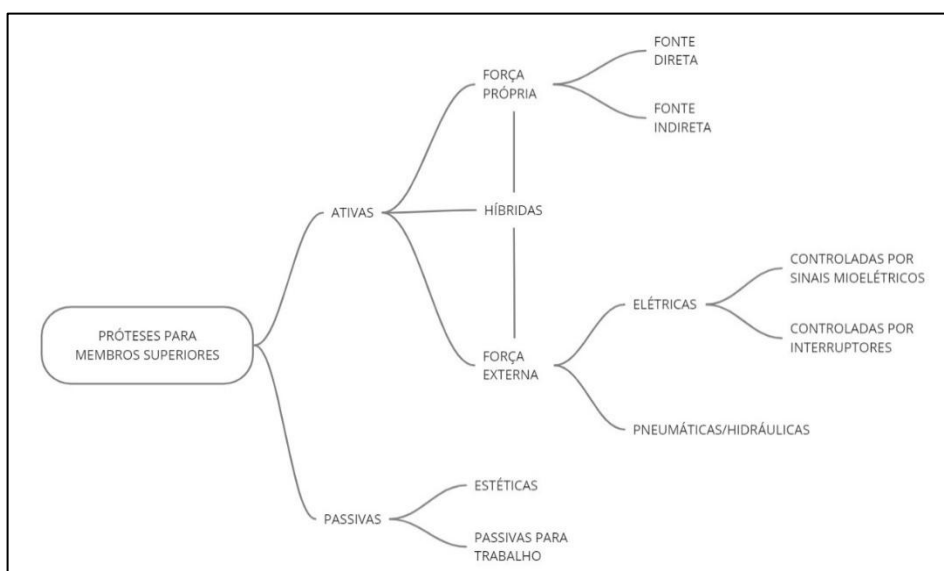


Figura 6. Classificação de próteses de membros superiores.

De acordo com essa classificação, as próteses passivas se dividem em estéticas e passivas para o trabalho. Estas próteses não possuem peças articuladas acionadas mecanicamente, sendo assim, não realizam movimentos controlados pelo paciente. As próteses estéticas (Figura 7) são feitas para pessoas com interesse apenas na parte visual da prótese, sem exigir funcionalidade para esta. Sendo assim, estas necessitam de leveza e conforto, além de possuir aparência similar ao membro que pretende substituir. Já as próteses passivas para o trabalho possuem alguma ferramenta em seu ponto mais distal, como por exemplo um gancho ou

alicate de pressão. As mais populares são as próteses com um gancho em sua extremidade, muito usadas no passado. Existem muitas variantes deste tipo de prótese, contudo se tornaram obsoletas e caíram em desuso (BLOHMKE, 1994; BOCCOLINI, 1990; GIRAUDET, 1978).

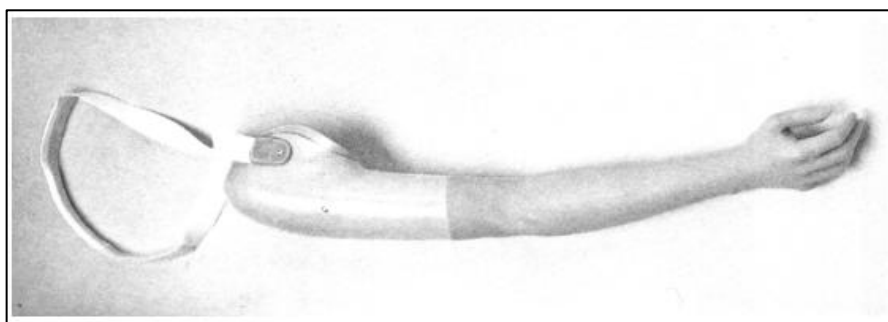


Figura 7. Prótese estética.

Fonte: Cunha (2002, p. 22).

As próteses ativas possuem certa mobilidade e, de alguma forma, seus movimentos são controlados pelo paciente. A fonte de energia utilizada para o funcionamento deste tipo de prótese pode ser advinda do próprio paciente, externa a ele ou ainda uma combinação de ambos. Estas próteses podem ser utilizadas em praticamente todos os níveis de amputação, entretanto, menos aplicáveis em níveis mais altos, como por exemplo em amputações próximas ao ombro ou mesmo sua desarticulação, principalmente em relação às próteses acionadas por força própria (Figura 8). Estas próteses são também conhecidas como próteses ativas por tração, têm os movimentos das juntas efetuados através de cabos ou tirantes controlados por esforços e movimentos dos ombros, do próprio coto ou ambos (BROHMKE, 1994). A grande maioria destas próteses possuem mãos geralmente muito rústicas, embora muito funcionais; são os ganchos com movimentos de abertura e mãos acionadas por cabos. Elas não possuem características antropomórficas e por a movimentação não ser muito natural acaba causando constrangimento nos pacientes.

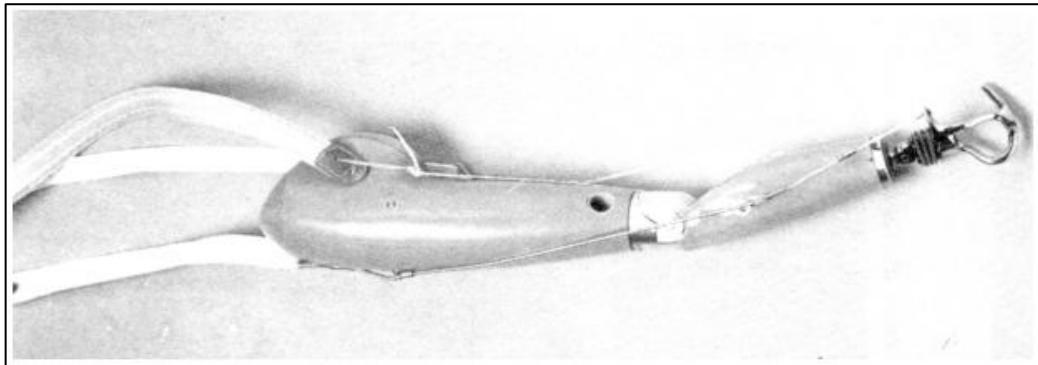


Figura 8. Prótese ativa por força própria.

Fonte: Cunha (2002, p. 23).

O outro tipo de prótese é acionado por uma força externa, podendo esta ser pneumática, hidráulica ou elétrica, e grande parte destas próteses possuem maior semelhança com os membros naturais. As próteses pneumáticas têm em sua estrutura um reservatório de CO₂ ou ar comprimido (geralmente localizado na região da axila), e graças a válvulas comandadas por contrações musculares do coto permitem aos atuadores executarem os movimentos esperados (BOCCOLINI, 1900). Por ser mais pesada, ter pouca autonomia, não ter a força controlada e ter nível elevado de ruído, este sistema não é muito eficiente. De semelhante modo, as próteses hidráulicas possuem pistões hidráulicos responsáveis pela movimentação das falanges através do fluxo de fluídos em seu interior (SMIT, 2015). A Figura 9 apresenta o projeto de (SMIT, 2015) onde S1-S6 são os pistões relacionados aos dedos indicador, médio e anelar, S7 o pistão do dedo mínimo, H são as mangueiras que conectam o fluído hidráulico aos pistões e OS são molas que auxiliam na movimentação dos dedos quando acionados.

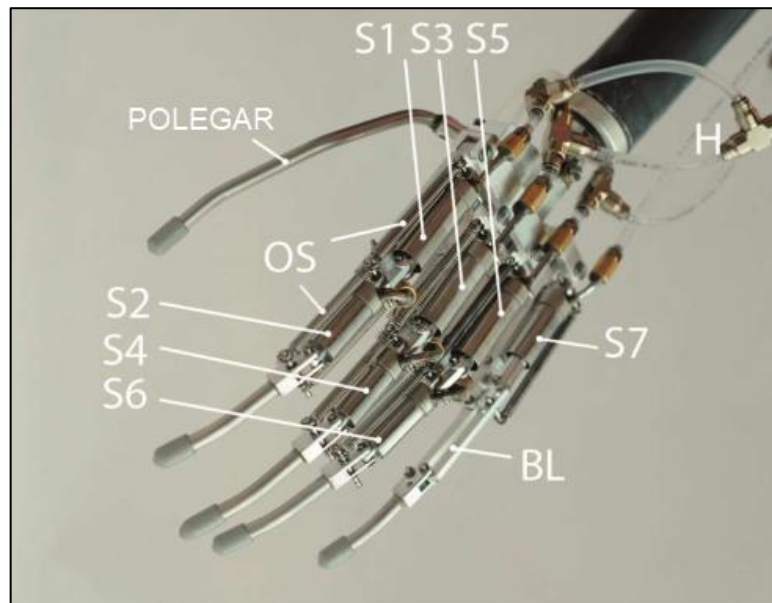


Figura 9. Prótese hidráulica.

Fonte: Smit (2015, p. 434).

Já as próteses elétricas podem ser divididas em dois grupos: as controladas por interruptores ou chaves (REHABILITATION ENGINEERING SERVICE, 1998), e as controladas por impulsos mioelétricos (BAGWELL & CHAPPELL, 1995). As próteses elétricas controladas por interruptores funcionam semelhante às próteses pneumáticas, utilizando interruptores em contato com a pele acionados por contrações musculares; esses interruptores controlam os motores que irão acionar os mecanismos da prótese. Este tipo de prótese possui os mesmos problemas das próteses pneumáticas com exceção da massa, uma vez que o reservatório é substituído por uma bateria.

As próteses que melhor alinham aspectos estéticos e uma grande funcionalidade são as controladas por SME (Sinal Mioelétrico). Sendo assim, o assunto central deste trabalho serão as próteses mioelétricas de membro superior.

As próteses elétricas controladas por SMEs (Figura 9) comumente possuem eletrodos que, ao entrarem em contato com a pele, utilizam os sinais captados para realizar o controle dos motores. Estes são controlados eletronicamente de forma que a força gerada pelo motor e a força exercida pela musculatura do coto sejam proporcionais; para que isto seja possível, os SMEs captados são tratados e assim tornando-os sinais de controle. Assim sendo, um impulso mioelétrico fraco resultará

em uma movimentação lenta da mão protética, enquanto um impulso forte resultará no oposto; de semelhante forma a força de preensão será controlada pela intensidade da contração muscular. Os sinais obtidos são oriundos comumente da musculatura do coto que não foram prejudicados e que geralmente seriam utilizados para movimentos de abertura e fechamento da mão, o que torna o uso mais acessível, uma vez que o paciente usará o mesmo grupo de músculos que utilizava anteriormente, e paralelamente a isto, aprimorando o funcionamento e força muscular do coto e do restante do membro. Um esquema de funcionamento deste tipo de próteses pode ser exemplificado pela Figura 10 (CUNHA, 2002).

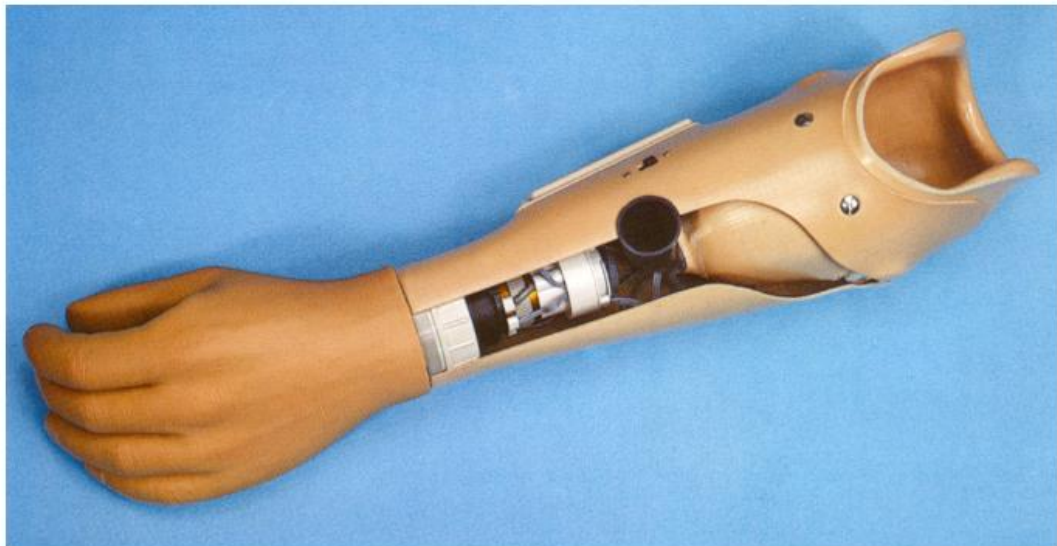


Figura 10. Prótese mioelétrica de membro superior.

Fonte: Cunha (2002, p. 25).

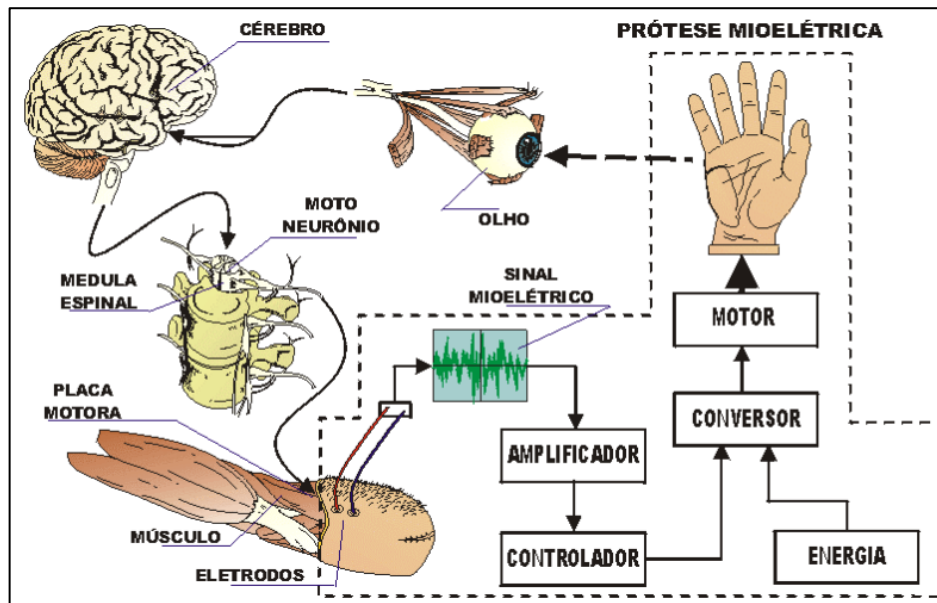


Figura 11. Esquema de funcionamento de uma prótese controlada por SMEs.

Fonte: Cunha (2002, p. 25).

Estas próteses deveriam ser extremamente antropomórficas ao levar em consideração seu visual e repetição da movimentação de uma mão humana. Contudo, as próteses mioelétricas mais recorrentes não executam de forma satisfatória as características reais da mão, como por exemplo o tamanho dos dedos ou falta de articulações entre as falanges. Usando como comparação a mão mioelétrica da Otto Bock Industry, Inc. (Figura 9), o polegar é um pouco maior em comparação à mão real, contudo, essa diferença é justificada com a intenção de facilitar o mecanismo de pinça; e os dedos não possuem juntas entre as falanges tornando-os rígidos.

Além do visual e movimentação similares ao natural, as necessidades de pacientes com próteses de membro superior são apresentadas e discutidas por (CORDELLA, 2016). Os atuadores elétricos exercem influência direta ou indireta nessas exigências, como mobilidade, leveza, tempo de resposta do sinal e principalmente em redução de ruído, dentre outras necessidades listadas no Quadro 2 (Adaptado de CORDELLA, 2016).

Quadro 2 - Priorização dos recursos a serem melhorados para usuários de próteses

TIPO DE PRÓTESE	RECURSOS DESEJADOS
ESTÉTICA	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aparência mais natural (tamanho, cor, materiais de superfície) 2. Controle de temperatura/transpiração 3. Melhor material de luva 4. Capacidade de evitar que objetos escorreguem 5. Aumentar a amplitude de movimento do pulso 6. Menor atenção visual 7. Menor peso
MIOELÉTRICA	<ol style="list-style-type: none"> 1. Capacidade de mover separadamente os dedos e o polegar 2. Capacidade de evitar que objetos escorreguem 3. Adaptabilidade da força de preensão 4. Aumentar a amplitude de movimento do pulso 5. Aumentar a velocidade de movimento 6. Aparência mais natural (tamanho, cor, materiais de superfície) 7. Controle de temperatura/transpiração 8. Precisão confiável 9. Menor peso 10. Redução de ruído 11. Ampliar o retorno sensorial

2.2. MECANISMOS

As pesquisas nas áreas de motores e mecanismos revelam que são crescentes os avanços tecnológicos das próteses ativas por força externa para membros superiores. O atuador mais comum usado em próteses atualmente é um motor de corrente contínua (CC). Esses motores são pequenos, possuem facilidade de controle e podem ser acoplados na mão protética. Motores BLDC são comumente mais usados em próteses de mãos devido à alta eficiência e confiabilidade. Quanto aos mecanismos, os projetos mecânicos baseiam-se nos estudos da anatomia da mão humana empregados em sua construção. Todo esse esforço tem a missão de alcançar uma prótese antropomórfica e funcional que proporcione ao paciente a capacidade de realizar com maior facilidade as tarefas básicas do cotidiano. Sendo assim, neste tópico propõem-se analisar os principais mecanismos presentes nas próteses ativas de membros superiores (Figura 12) e os relacionados ao conjunto atuador elétrico que são apresentados nos capítulos 4 e 5.

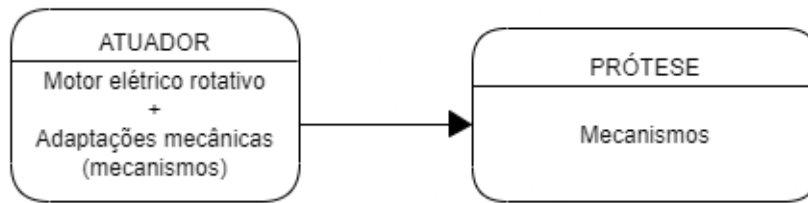


Figura 12. Esquemático dos mecanismos presentes na prótese e na atuação elétrica.

2.2.1. Engrenagens

A utilização de engrenagens é um dos métodos mais adotados nas próteses. Como já mencionado, busca-se um mecanismo que contemple o aspecto estético, sendo assim, o uso de engrenagens cilíndricas é descartado de imediato, uma vez que a sua forma não permite modelar um mecanismo com aparência de um dedo, isto porque as distâncias relativas entre as articulações impedem o uso desse tipo de engrenagem que necessitaria ter grandes diâmetros, como pode ser averiguado na Figura 13, nota-se que as proporções anatômicas não podem ser respeitadas em decorrência da geometria desse conjunto de engrenagens. Em contrapartida, as engrenagens cônicas satisfazem essa característica, como será explanado em seguida (CUNHA, 2002).

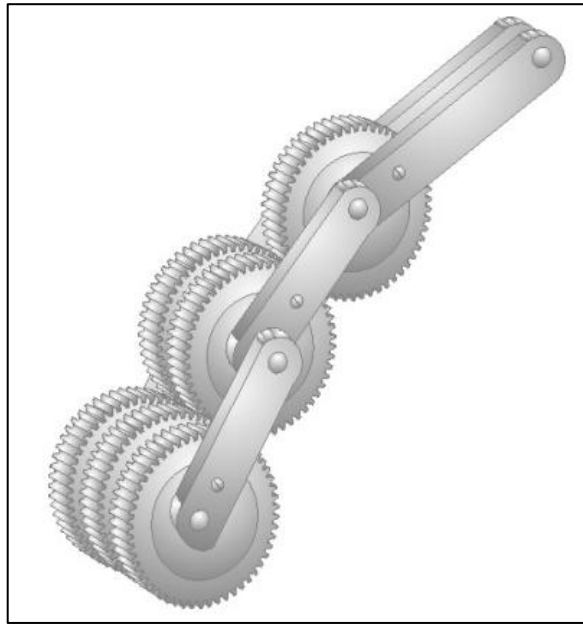


Figura 13. Mecanismo de um dedo utilizando engrenagens cilíndricas.

Fonte: Cunha (2002, p. 31).

Visando a utilização de engrenagens cônicas, dois mecanismos são analisados em detrimento de outros existentes (PETROV, 1984). O primeiro destes mecanismos transfere o movimento até a junta final através de juntas anteriores (Figura 14.A); o segundo aplica o movimento diretamente à junta (Figura 13.B). A primeira configuração de junta é capaz de transmitir a rotação independentemente da posição angular do elo de saída, contudo, ela inverte a rotação do elo de saída em relação ao elo de entrada. Para a junta adquirir a configuração do segundo mecanismo, a engrenagem satélite deverá estar travada (embora usualmente esta gire livremente) fazendo-a girar sobre o eixo.

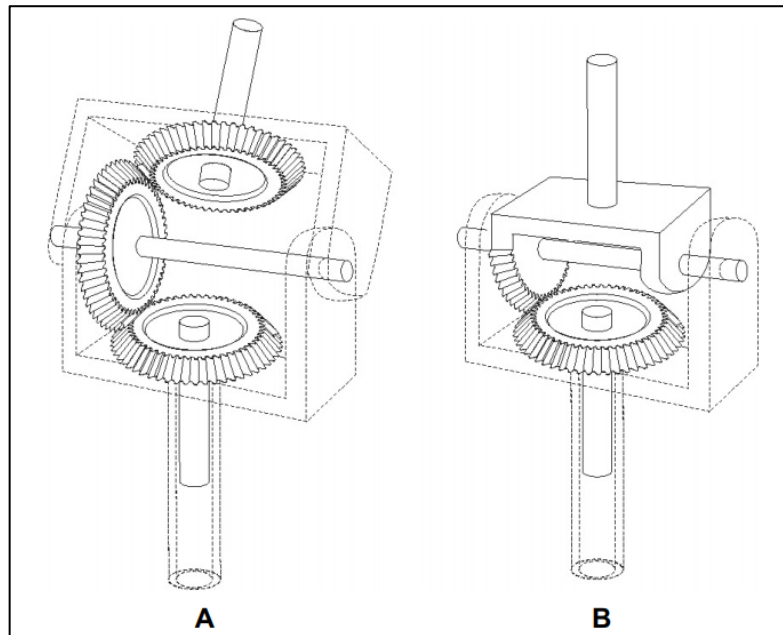


Figura 14. Mecanismos de engrenagens cônicas.

Fonte: Cunha (2002, p. 32).

2.2.2. Polias e Cabos

Seguindo os conceitos da anatomia, este tipo de transmissão é considerado o mais natural. De forma genérica, o movimento de cada junta é alcançado através de um sistema de polias. Para exemplificar, considerando unicamente os movimentos de flexão e extensão de um dedo, a junta distal tem apenas uma polia ligada com seu elo, enquanto a junta média possui duas e a proximal três polias. A realização física das transmissões pode ser variada, como foi apresentado na Figura 14 (MA; HIROSE & YOSHINADA, 1993).

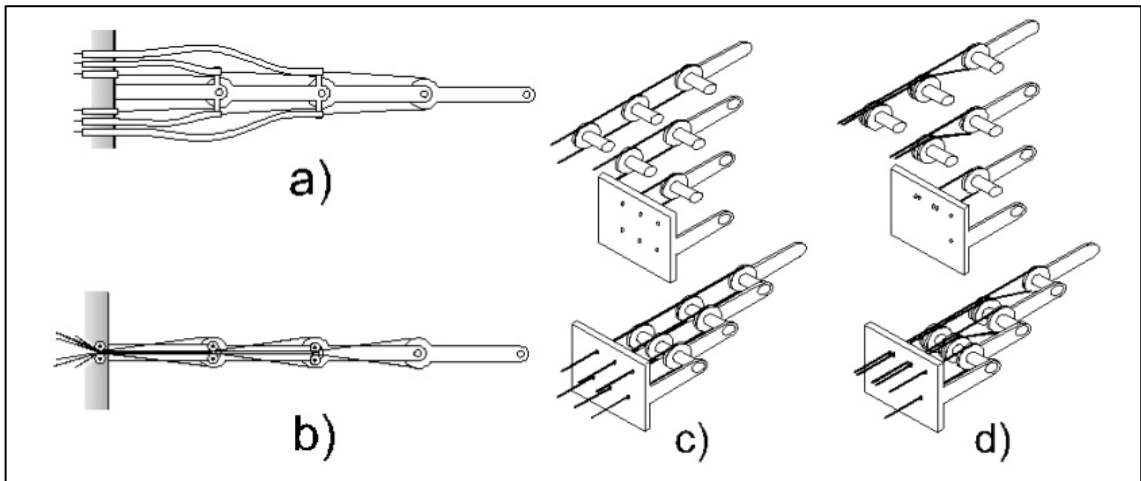


Figura 15. Transmissões por meio de cabos e polias.

Fonte: Cunha (2002, p. 33).

3. PRINCIPAIS MOTORES ELÉTRICOS APLICADOS NAS PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

Os dispositivos que são capazes de converter energia elétrica em energia mecânica (e vice-versa) são denominados *máquinas elétricas*. Quando converte energia elétrica em energia mecânica estes dispositivos são denominados motores elétricos. De modo geral, os motores quase em sua totalidade realizam a conversão de energia de uma forma em outra pela ação de um campo magnético (CHAPMAN, 2013). Neste trabalho busca-se dar mais enfoque em motores alimentados por corrente contínua, uma vez que o controle de velocidade do motor é realizado unicamente pela tensão aplicada e assim tornando mais fácil de ser controlada a rotação, em contrapartida, os motores alimentados por corrente alternada dependem de um controle da frequência.

3.1. MOTOR CC

O motor CC (Corrente Contínua) é definido como um motor alimentado por corrente contínua proveniente de uma bateria ou outro tipo de alimentação de corrente contínua (CHAPMAN, 2013).

Os motores CC são usados onde precisão de torque e acionamento de velocidade são exigidos para satisfazer as necessidades de aplicação. Construir um motor CC é consideravelmente mais complexo e dispendioso do que construir um motor CA (Corrente Alternada), principalmente por causa das escovas, dos enrolamentos da armadura e do comutador. (PETRUZELLA, 2013).

A Figura 16 apresenta uma visão genérica da estrutura de dois motores CC produzidos pela empresa Maxon. Sendo identificados seus componentes: flange (Item 1), ímã permanente (2), carcaça (retorno magnético, Item 3), eixo (Item 4), enrolamento (Item 5), placa do comutador (Item 6), comutador (Item 7), escovas de

grafite (Item 8), escovas de metal precioso (Item 9), tampa (Item 10), conexão elétrica (Item 11), rolamento de esfera (Item 12) e mancal sinterizado (Item 13).

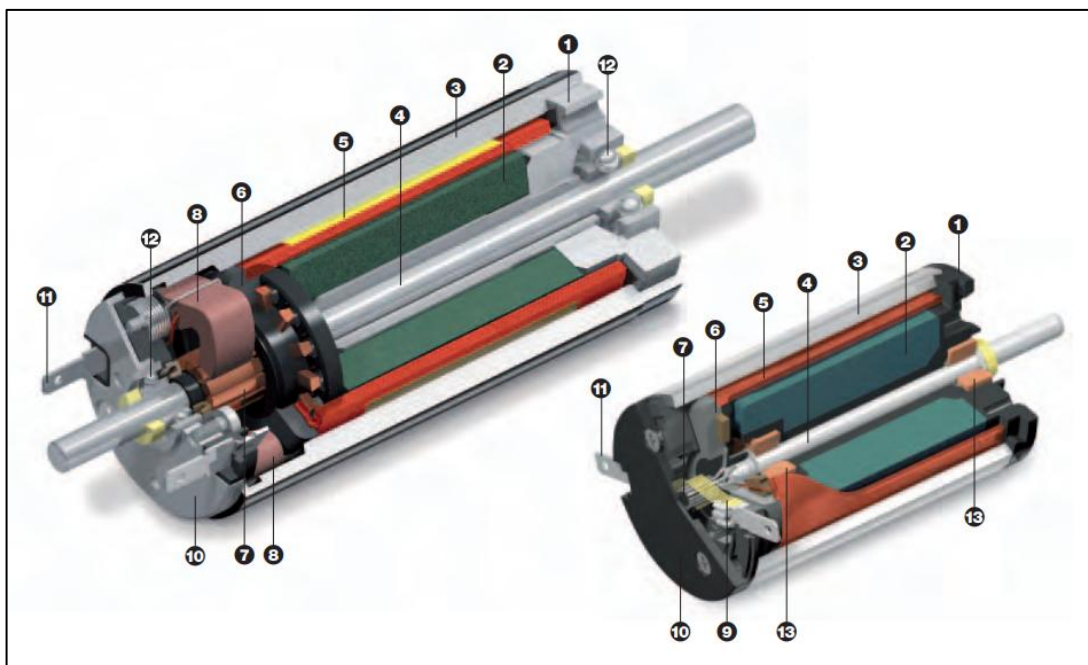


Figura 16. Motores CC do fornecedor Maxon.

Fonte: Maxon (2010, p. 25).

Os motores CC são classificados conforme o tipo de campo: ímã permanente, série, shunt e composto. Os principais parâmetros para se avaliar o desempenho de um motor CC são: velocidade (velocidade de rotação do eixo do motor, medida em rpm), torque (força de rotação advinda do eixo do motor, medida em Nm) e potência (taxa na qual é feito o trabalho, medida em watts ou hp) (PETRUZELLA, 2013).

3.2. MOTOR SÍNCRONO COM ÍMÃS PERMANENTES NA SUPERFÍCIE

Os motores sem escovas ou motores BLDC (brushless DC) são motores elétricos síncronos alimentados por inversor (CHAPMAN, 2013).

As máquinas síncronas de ímãs permanentes podem ser senoidais ou trapezoidais. A diferença entre elas está na forma de onda das tensões induzidas nas fases de armadura: a primeira tem a forma de onda senoidal (BLAC), enquanto a

segunda tem forma de onda trapezoidal (BLDC) (BIM, 2012). O motor BLDC é constituído por duas partes principais: geralmente, o rotor contendo os ímãs e, uma armadura que consiste em ranhuras em um núcleo de aço elétrico.

A Figura 17 apresenta uma visão genérica da estrutura de dois motores BLDC produzido pela empresa Maxon. Sendo identificados seus componentes: flange (Item 1), carcaça (Item 2), pilha de aço laminado (Item 3), enrolamento (Item 4), ímã permanente (Item 5), eixo (Item 6), sensor Hall (Item 7), rolamento de esfera (Item 8) e mola (pré-carga do mancal, Item 9).

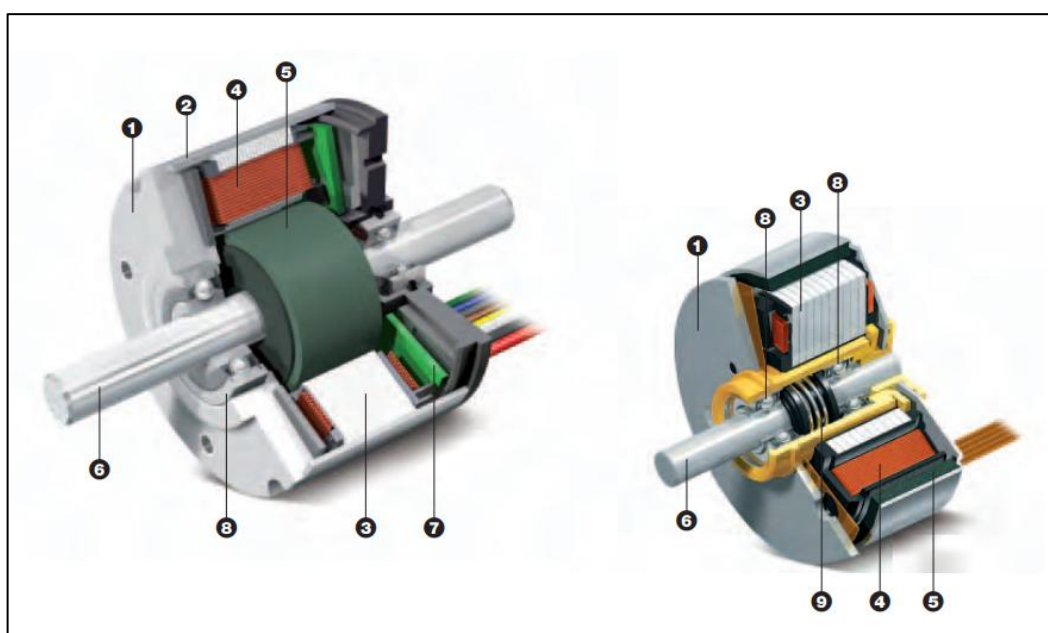


Figura 17. Motores BLDC do fornecedor Maxon.

Fonte: Maxon (2010, p. 29).

A vantagem mais óbvia é a remoção das escovas. A manutenção destas não é mais necessária e muitos problemas associados a elas são eliminados, como por exemplo, as escovas tendem a produzir interferências de radiofrequência e as faíscas associadas a elas são uma fonte potencial de ignição em atmosferas inflamáveis (MILLER, 1989). A localização dos ímãs permanentes na superfície do rotor fornece a maior densidade de fluxo do entreferro, uma vez que está diretamente voltado para o entreferro sem a interrupção de qualquer outro meio, como parte das laminações do rotor. As desvantagens de tal arranjo são a menor integridade

estrutural e robustez mecânica, pois os ímãs não são acoplados internamente no rotor. Na prática, os ímãs permanentes são fixados na superfície do rotor que fornece uma resistência mecânica (KRISHNAN, 2010).

A Figura 18 apresenta a comparação entre o motor BLDC (Figura 18.A) e o motor CC (Figura 18.B), observa-se que no primeiro caso os ímãs estão fixados no rotor enquanto no motor CC esses são fixados ao estator. A função dos ímãs é a mesma tanto no motor BLDC quanto no motor CC.

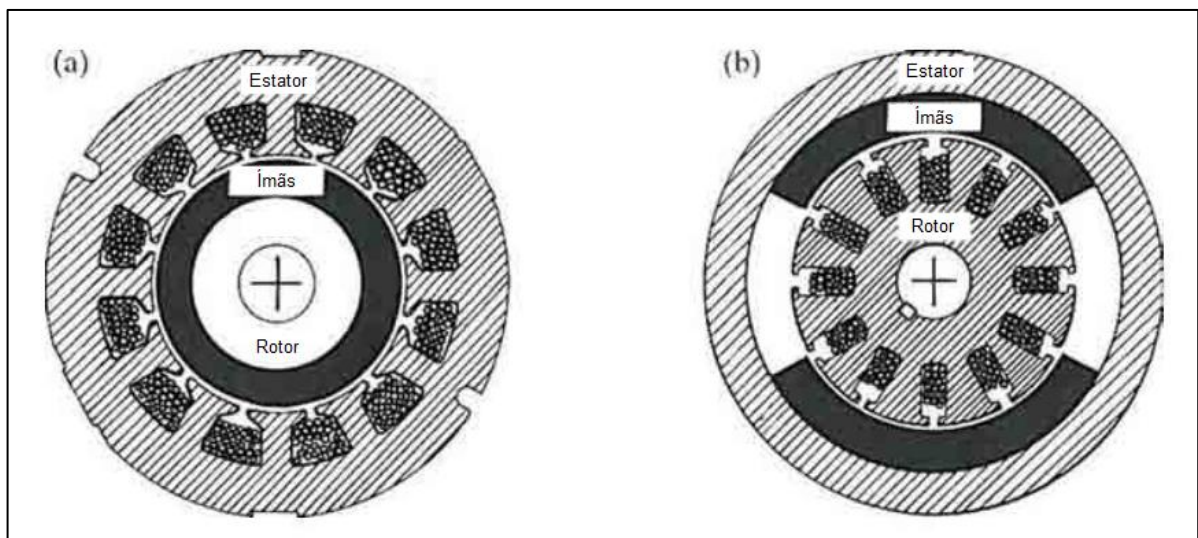


Figura 18. A) Motor BLDC. B) Motor CC

Fonte: Miller (1989, p.54).

4. TRANSMISSÃO E CONVERSÃO DO MOVIMENTO

Os sistemas de transmissão de movimento são responsáveis pela transferência de energia mecânica de um meio a outro sem alterar a natureza do movimento, ou seja, rotacional para rotacional ou translação para translação. A transmissão de movimentos pode ocorrer por contato direto entre duas peças mecânicas ou com o auxílio de um dispositivo intermediário como, por exemplo, correntes ou correias. A caracterização dos elementos mecânicos responsáveis pela conversão e transmissão de movimento é de grande importância para os sistemas de acionamentos elétricos, já que suas características de funcionamento têm efeito direto na definição do controle dos motores elétricos. Neste tópico pretende-se tratar de apresentar uma introdução teórica aos conceitos de transmissão e conversão de movimento (BIM, 2012).

4.1. POTÊNCIA

A capacidade de uma máquina é expressa pela quantidade de energia (W[J]) que ela fornece ou transforma em um dado intervalo de tempo. Esta taxa no tempo com a qual a energia é fornecida ou transformada recebe o nome de “potência” (BIM, 2012). Potência mecânica (P) é definida como a taxa relativa ao tempo (dt) na qual o trabalho (dW) é realizado (Apêndice A).

Quando um objeto rígido gira em torno de um eixo fixo, mediante uma força externa \vec{F}_m , as suas partículas sofrem o deslocamento angular infinitesimal $d\theta$, o que resulta no correspondente comprimento infinitesimal $ds = r d\theta$, na qual r é a distância da partícula ao eixo de rotação (BIM, 2012). Ao se considerar a rotação no intervalo de tempo infinitesimal dt , o trabalho realizado pelo componente tangencial F_t da força \vec{F}_m (Apêndice A).

4.2. VOLANTE DE INÉRCIA

A determinação da energia cinética de discos sólidos rotacionando em torno de seu eixo de sustentação é importante em acionamentos, porque eles podem ser utilizados como elementos armazenadores de energia. Sendo assim, podem manter a velocidade da máquina constante ou permitir pequenas variações, ao ceder ou absorver energia, a despeito de variações nas potências de entrada ou de saída (BIM, 2012). Volante de inércia é o termo utilizado para esse elemento mecânico (Figura 19).

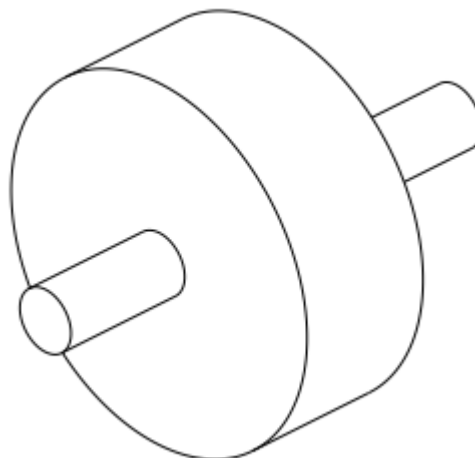


Figura 19. Volante de inércia.

Fonte: Bim (2012, p. 506).

Para sistemas conservativos, o trabalho realizado pelo torque para levar um objeto em movimento de rotação da posição θ_A à posição θ_B (Apêndice A). Grandes quantidades de energia são armazenadas mesmo em baixas velocidades, com o emprego de volantes.

4.3. ENGRENAGENS

As engrenagens são comumente utilizadas para se transmitir movimento quando não é grande a distância entre os eixos de entrada e saída, e este tipo de mecanismo permite realizar alteração na velocidade utilizando a combinação de um conjunto de engrenagens (BIM, 2012). Um bom exemplo disto é a combinação de três engrenagens que possuem raios diferentes entre si permitindo variar a velocidade sem precisar alterar o sentido de rotação (Figura 20).

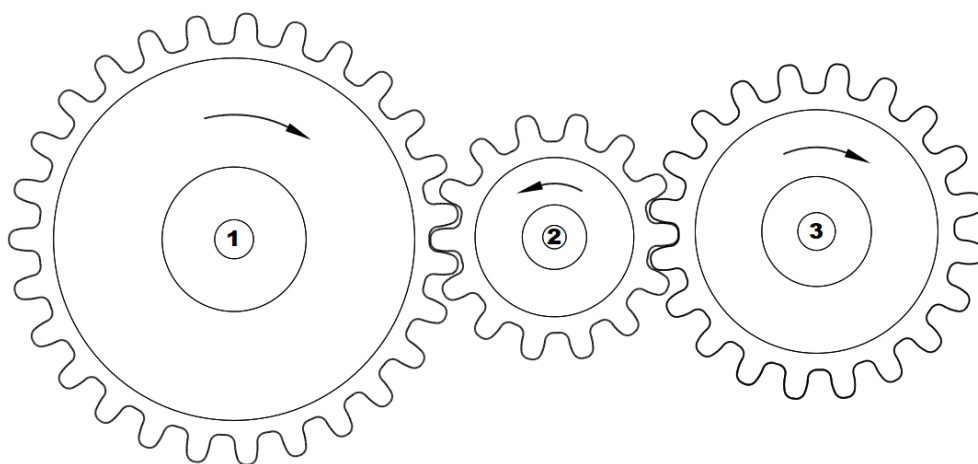


Figura 20. Conjunto de três engrenagens.

Fonte: Bim (2012, p. 510).

A relação entre as velocidades angulares das engrenagens é diretamente proporcional à relação entre seus deslocamentos angulares e inversamente proporcional em relação ao número de dentes N e diâmetros D (Apêndice A). A eficiência típica da transmissão por engrenagens é aproximadamente 98% (BIM, 2012).

4.4. POLIAS

As polias são também popularmente denominadas roldanas, são rodas móveis com uma canaleta ao redor de sua circunferência que facilita o encaixe em

seu interior de cabo flexível ou correia. Elas podem ter ou não movimento de translação; no primeiro são nomeadas *polias fixas* e no segundo são *polias móveis* (Figura 21). Nas fixas, um suporte estacionário é acoplado aos mancais dos eixos; enquanto nas móveis, uma das extremidades do cabo é presa a uma base fixa e a outra extremidade é afetada pela força motriz F_m e conseqüentemente movimentando o conjunto polia e carga.

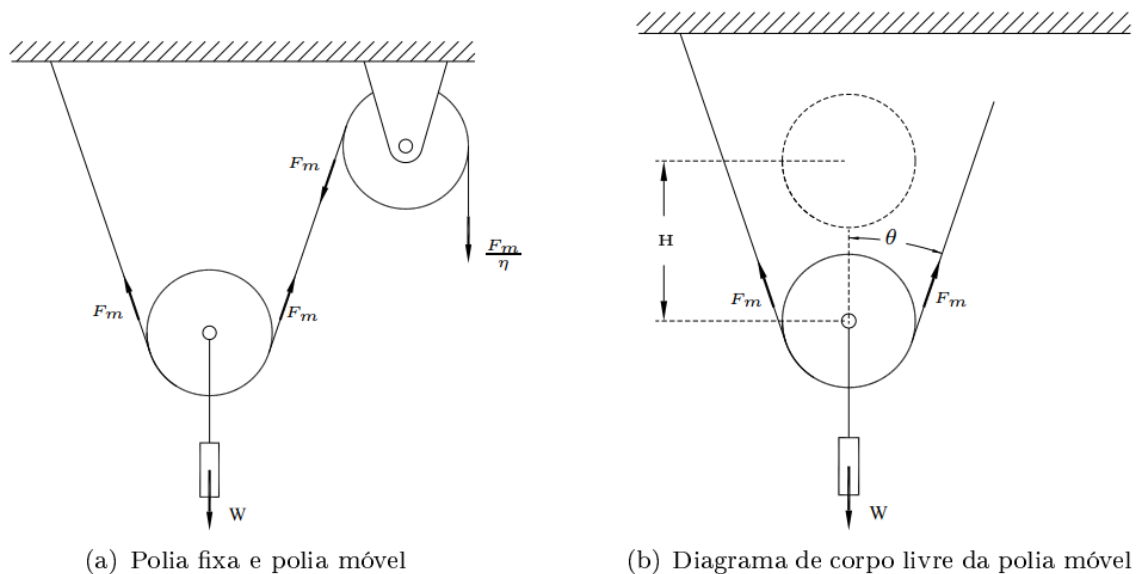


Figura 21. Representação de polias fixas e móveis.

Fonte: Bim (2012, p. 511).

Nas polias fixas, a velocidade da carga na direção do cabo é igual à velocidade devido ao eixo de sustentação não se deslocar, sendo assim, o deslocamento H da carga na direção do cabo é igual ao deslocamento do cabo.

Já as polias móveis, o emprego da condição de equilíbrio (inclinação θ em relação à vertical) para os casos onde os cabos não estão paralelos (Apêndice A). Na polia móvel o deslocamento vertical da carga é igual ao deslocamento vertical da polia (BIM, 2012).

4.5. PARAFUSOS DE AVANÇO (LEAD SCREW)

O parafuso de potência, ou parafuso de avanço, é um elemento utilizado para se transformar movimento angular em movimento linear. A Figura 22 apresenta

um parafuso de rosca quadrada usado para descer ou elevar cargas. Para descer a carga o parafuso rotaciona no sentido da ranhura da rosca, enquanto para elevar rotacional para o sentido contrário (BUDYNAS, 2011).

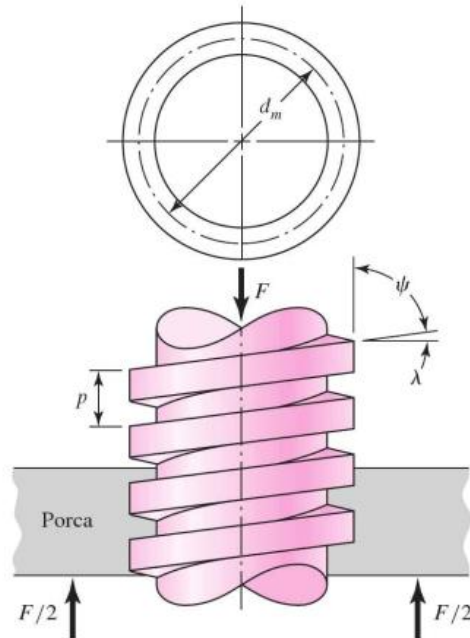


Figura 22. Seção do parafuso de potência.

Fonte: Budynas (2011, p. 427).

Para o equacionamento do sistema, o somatório de todas as forças axiais unitárias agindo sobre a área normal da rosca é representado pela força F . Uma força P_R atua para direita com o intuito de elevar a carga, enquanto uma força P_L atua para a esquerda abaixando a carga. O produto do coeficiente de fricção f com a força normal N é a representação da força de fricção, e atua no sentido contrário do movimento (Figura 23).

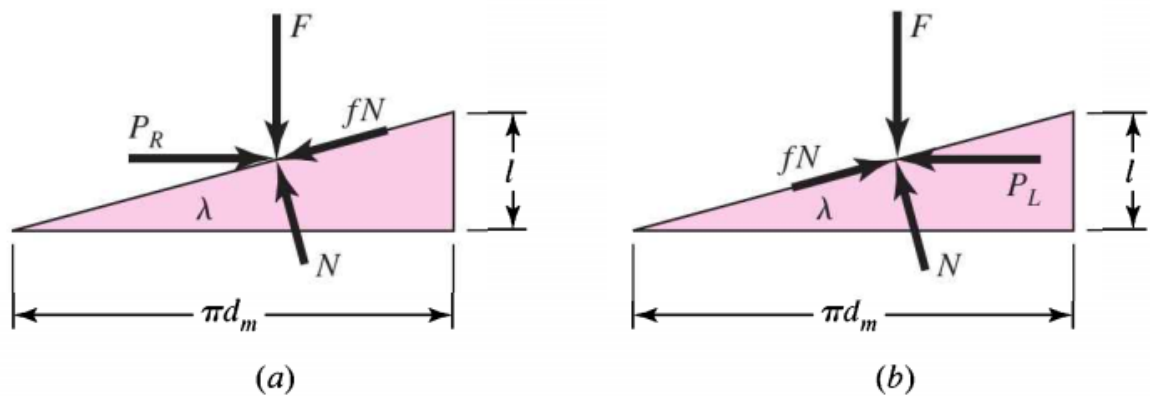


Figura 23. Diagramas de força. a) Elevar a carga. b) Descer a carga.

Fonte: Budynas (2011, p. 427).

O sistema está em equilíbrio sob a força dessas ações para desta forma elevar e descer a carga, conforme o equacionamento (Apêndice A).

4.6. ENGRENAGEM HELICOIDAL (*WORM GEAR*)

As engrenagens helicoidais, ou parafusos rosca sem fim, possuem dentes inclinados em relação ao eixo de rotação (Figura 24). Podem ser utilizadas nas mesmas aplicações que engrenagens convencionais (dentes retos), e não são tão barulhentas quando assim utilizadas, isto porque o ajuste mais gradual dos dentes durante o engrazamento (BUDYNAS, 2011).

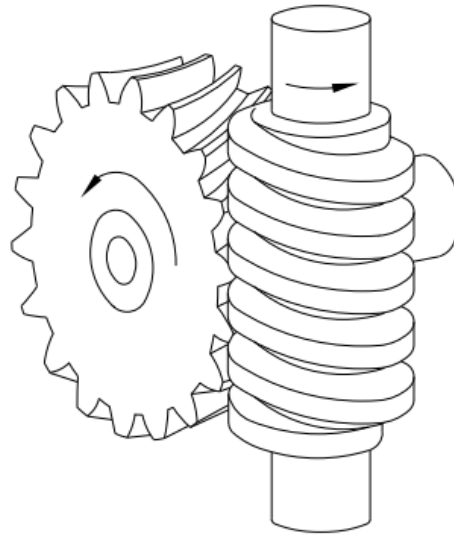


Figura 24. Engrenagem helicoidal e parafuso rosca sem fim.

Fonte: Bim (2012, p. 510).

Os dentes inclinados também criam forças axiais e conjugados de flexão, o que não ocorre com engrenagens de dentes retos. Ocasionalmente, engrenagens helicoidais são utilizadas para transmissão de movimento entre eixos não paralelos (BUDYNAS, 2011).

A Figura 25 apresenta uma visão tridimensional das forças agindo contra um dente de uma engrenagem helicoidal. O ponto de aplicação das forças está localizado no plano de passo primitivo e no centro da face da engrenagem.

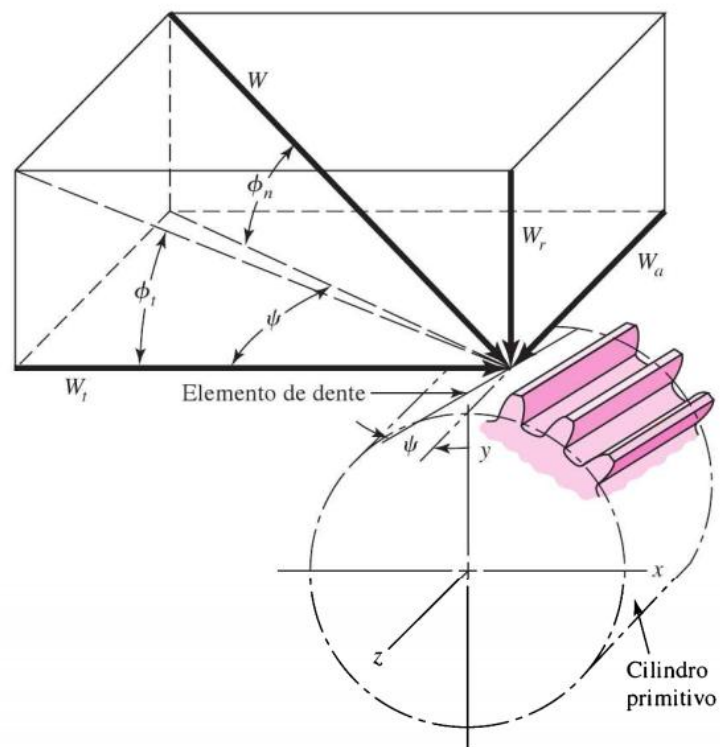


Figura 25. Forças agindo sobre dentes de uma engrenagem helicoidal.

Fonte: Budynas (2011, p. 718).

Com base na geometria da Figura 25, as componentes da força normal de dente são apresentadas no Apêndice A.

4.7. ENGRENAGEM CÔNICA

Como seu nome já sugere, engrenagens cônicas possuem dentes formados em superfícies cônicas, e na maioria das vezes são utilizadas para transmitir movimento entre eixos que se interceptam. A Figura 26 ilustra engrenagens cônicas de dentes retos (BUDYNAS, 2011).

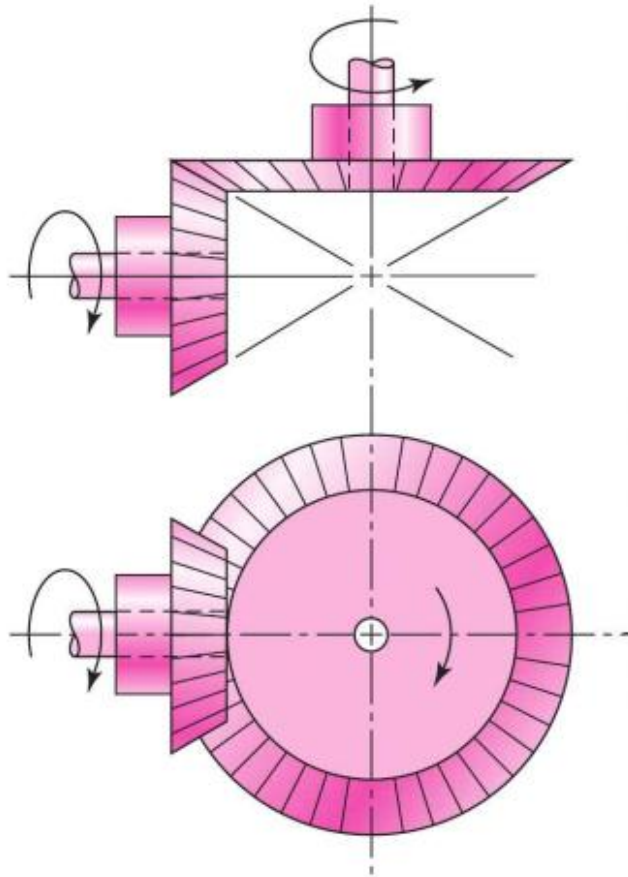


Figura 26. Engrenagens cônicas de dentes retos.

Fonte: Budynas (2011, p. 681).

Geralmente, em casos de aplicações com engrenagens cônicas, utiliza-se a carga tangencial ou transmitida que ocorreria se todas as forças fossem concentradas no ponto médio do dente. Enquanto a resultante real ocorre em algum lugar entre o ponto médio e a maior extremidade do dente (Equacionamentos no Apêndice A).

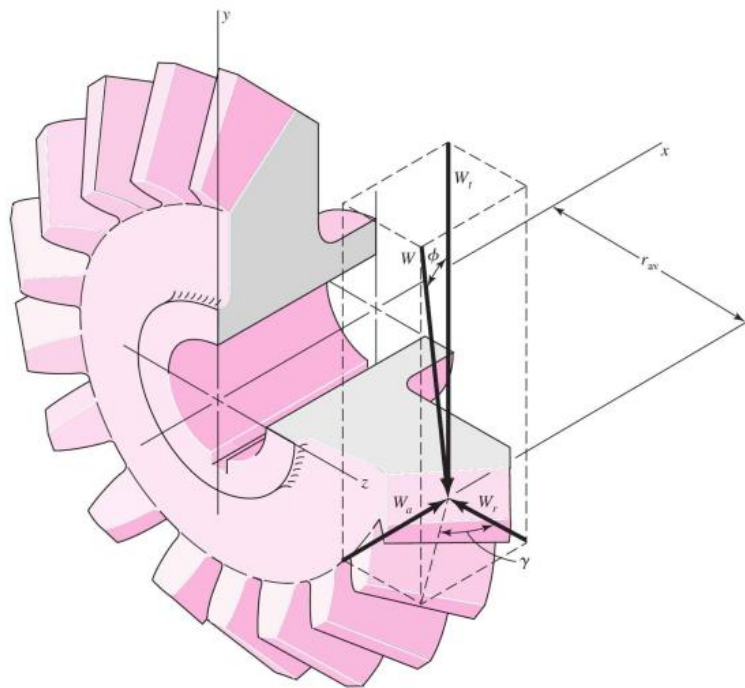


Figura 27. Forças aplicadas em um dente de engrenagem cônica de dentes retos.

Fonte: Budynas (2011, p. 715).

5. MÉTODOS DE ATUAÇÃO DAS PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

O estudo de (VERTONGEN & KAMPER, 2021) analisa um conjunto de 510 artigos. Dentro desse estudo, a Tabela II reúne dados de 28 projetos de próteses robóticas. Contudo, este trabalho procura priorizar atuadores elétricos utilizando motores CC ou motores BLDC, sendo assim, foi realizada uma triagem desses dados resultando num total de 20 projetos selecionados. Os atuadores elétricos selecionados são apresentados neste capítulo.

5.1. MOTOR ELÉTRICO E ENGRENAGEM HELICOIDAL (*WORM GEAR*)

O modelo de prótese proposto por (ZHANG, 2018) possui cinco dedos controlados independentemente, sendo cada um acionado por um motor CC e uma engrenagem helicoidal (Figura 28.B). Seu projeto é modular e reconfigurável, sendo assim, partes da mão e/ou dedos protéticos podem ser facilmente reparados. O polegar possui um motor CC adicional para obter abdução/adução independente. Seis graus de liberdade foram selecionados por serem suficientes para realizar diferentes tipos de preensão (como ponta, gancho e pinça lateral).

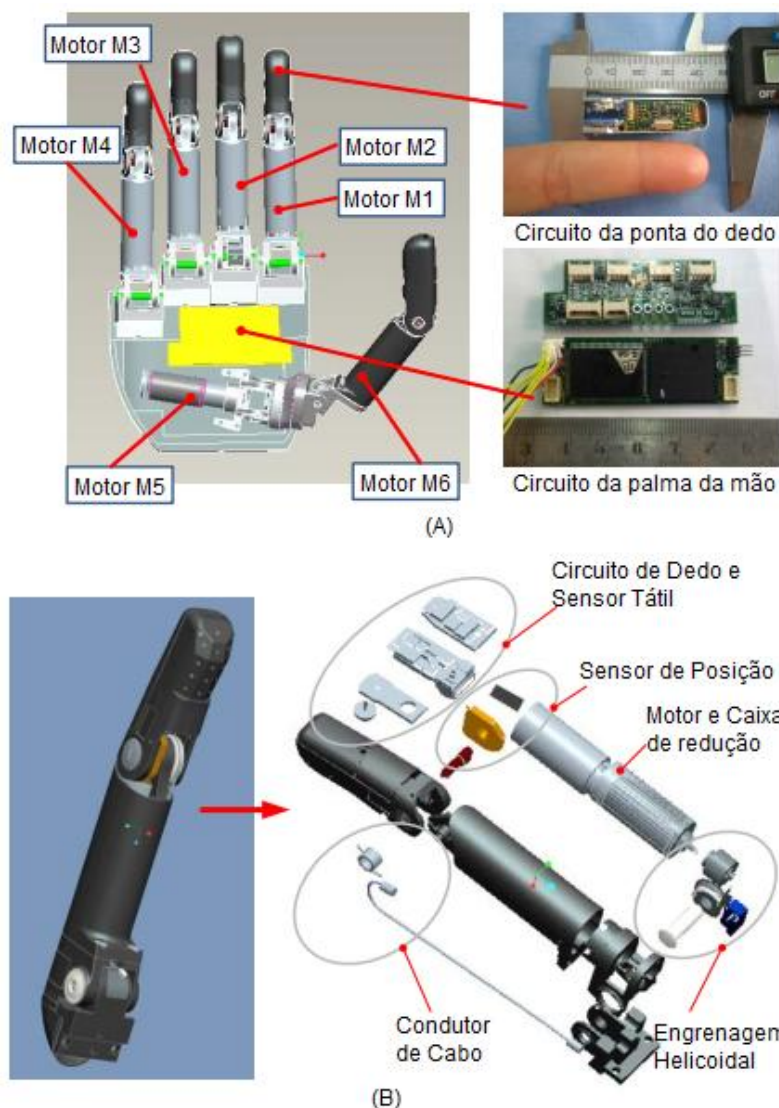


Figura 28. Mão protética de Zhang. A) Detalhes do projeto da mão. B) Visão ampliada de um dedo.

Fonte: Zhang (2018, p. 1393).

O modelo de prótese proposto por van der Riet (VAN DER RIET, 2015) tem como objetivos o baixo custo, modularidade para uso transradial e transumeral, dedos acionados individualmente com preensão adaptativa e simplicidade no projeto. Essas mãos variam entre um e seis atuadores trabalhando independentemente que controlam um número variável de dedos, desde o indicador e o polegar em um estilo "garra" até cada dedo individualmente. A mão (Figura 29) contém seis motores e pares de engrenagens helicoidais para os dedos (um grau de liberdade cada) e polegar (dois graus de liberdade).

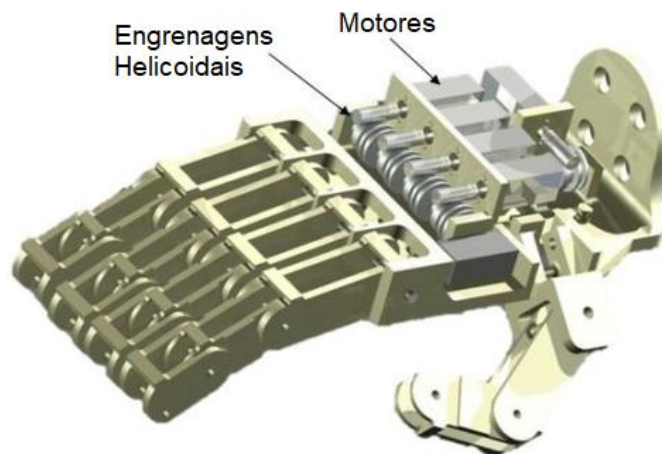


Figura 29. Projeto final da mão.

Fonte: Van der Riet (2015, p. 88).

5.2. MOTOR ELÉTRICO E ENGRENAGEM CÔNICA

O modelo proposto por (HUANG, 2006) adota a mesma estrutura da mão humana durante o projeto do dedo indicador, dedo médio e dedo anelar (Figura 30). O dedo indicador é acionado pelo motor escape 17N78 D.C. (Empresa Portescap). O redutor do dedo é composto por uma engrenagem planetária e um par de engrenagens cônicas. As taxas de transmissão são 166:1 e 2:1, respectivamente. Por meio de barras subatuadas que são acionadas por engrenagens cônicas, o movimento e a potência são transmitidos da falange proximal para a falange medial; e a falange medial e a ponta do dedo estão acopladas. Portanto, quando a falange proximal entra em contato com o objeto, os dedos podem envolver o objeto e adaptar sua forma rapidamente. A mola de torção é instalada na articulação medial para evitar a vibração da falange medial ao dobrar.

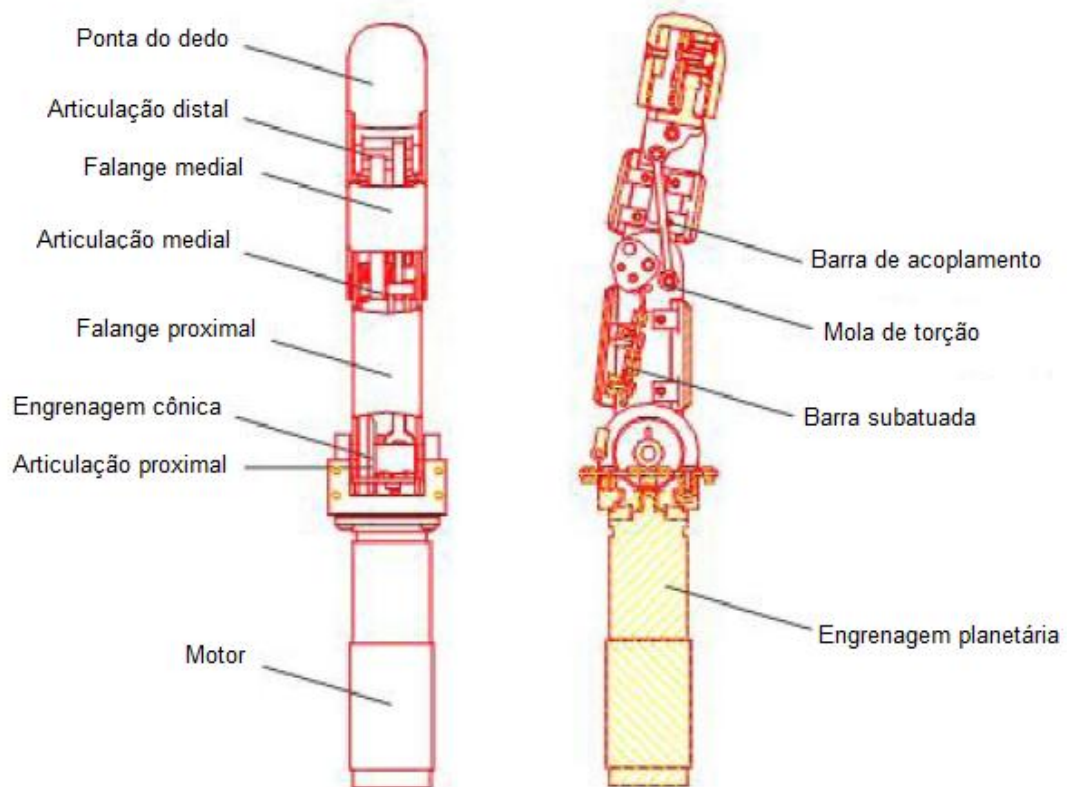


Figura 30. A estrutura do dedo indicador.

Fonte: Huang (2006, p. 897).

5.3. MOTOR ELÉTRICO E PARAFUSO DE AVANÇO (*LEAD SCREW*)

O modelo proposto por (FOURIE, 2017) utiliza dois microcontroladores no projeto, isto permite que cada placa seja dedicada a uma tarefa específica. Um método de atuação foi debatido entre usar o sistema de polias do Touch Hand 2 (FOURIE, 2017) ou a segunda opção seria utilizar um atuador linear. Como os parafusos de avanço utilizados no Touch Hand 2 seriam muito caros e impraticáveis para o projeto, decidiu-se usar um atuador microlinear, o Firgelli PQ-12.



Figura 31. Configuração de teste de protótipo Touch Hand 3.

Fonte: Fourie (2017, p. 40).

O modelo proposto por (ZOLLO, 2007) possui 10 graus de liberdade e 4 graus de movimento (DoM): um DoM e 3 DOF para cada dedo (flexão/extensão) e, um DoM e um DOF para polegar opositor (adução/abdução). A palma da mão é composta por três componentes, a saber, a concha externa, a estrutura interna e a concha interna, todas feitas de fibra de carbono. Este material confere alta resistência e leveza à estrutura. Os dedos são feitos de liga de alumínio (alumínio Speedal 2011); eles possuem formato cilíndrico para otimizar a apreensão e a área de contato com o objeto. Cada dedo é acionado por um motor CC (1727 006C FAULHABER com encoder (codificador) IE2-512 e uma caixa de redução de 14:1) localizado no antebraço, que puxa um cabo através de uma haste linear deslizante conectada ao motor através de um parafuso de avanço (Figura 32).

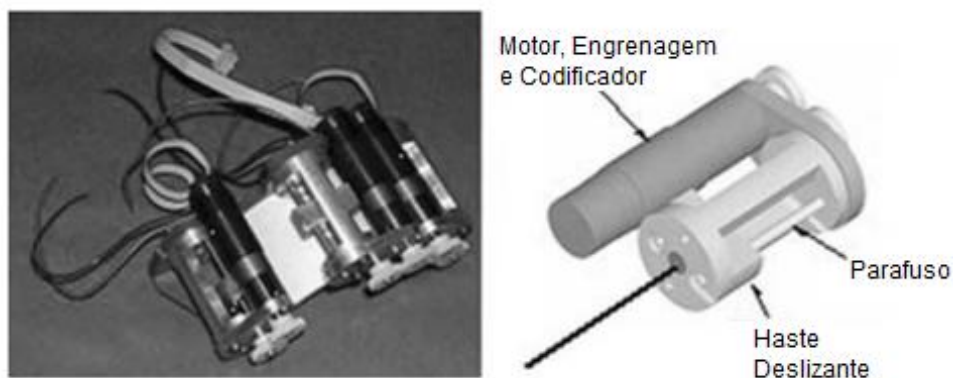


Figura 32. Sistema de acionamento e transmissão de um dedo.

Fonte: Zollo (2007, p. 421).

5.4. MOTOR ELÉTRICO E TENDÕES

O modelo proposto por (WILLIAMS, 2015) utiliza dois tipos de atuadores para cada dedo (Figura 33), um único tendão de acionamento e motores nas juntas individuais. Um total de 17 motores são usados para toda a mão (o segundo e o terceiro dedos não têm grau de liberdade lateral). Para fornecer um aperto forte, o sistema de tendões funciona em conjunto com os motores. Os atuadores de tendão consistem em pequenos motores e redutores que acionam parafusos de avanço de $\frac{1}{4}$ " por 20. Este tamanho de parafuso de avanço foi selecionado porque permite um alto torque para amplificação de força linear sem uma perda indevida de velocidade.

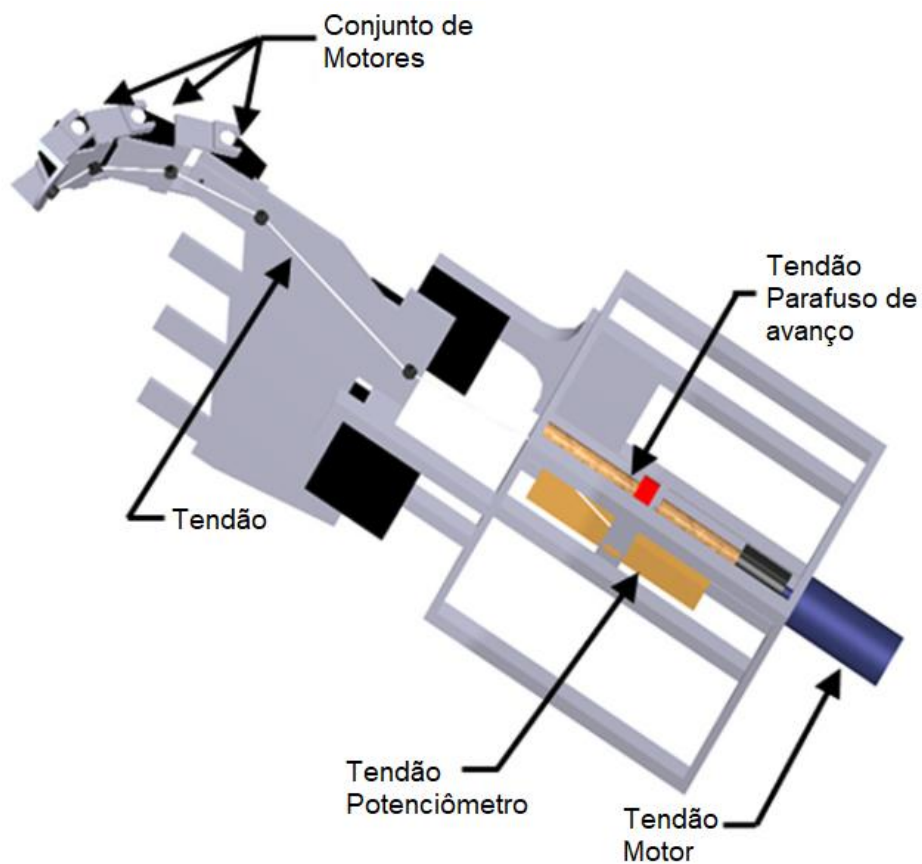


Figura 33. Protótipo da mão robótica.

Fonte: Williams (2015, p. 3).

O modelo proposto por (SLADE, 2015), ao invés de usar um projeto totalmente acionado por tendões (como é comum em próteses de mão de código-aberto), o método de atuação conjunta foi simplificado para consistir em um motor CC com um carretel. O motor CC aciona um cabo acoplado diretamente ao dedo para flexão e extensão, minimizando o roteamento do cabo e número de componentes (Figura 34).

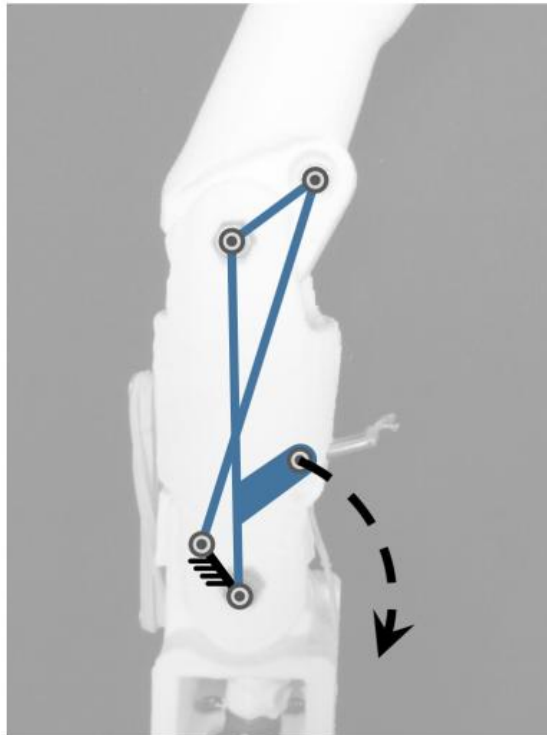


Figura 34. Modelo cinemático de acoplamento da articulação do dedo.

Fonte: Slade (2015, p. 6452).

5.5. MOTOR ELÉTRICO E REDUTOR HARMÔNICO

Visando reduzir a complexidade de fabricação, no modelo proposto por (WATTANASIRI, 2018) foram escolhidos componentes *off-the-shelf* (prontos para uso), como motor elétrico e caixa de engrenagens. A caixa de engrenagens foi projetada e fabricada para ser compatível com o motor e pode ser montada dentro da prótese (Figura 35) e, fabricada para montar os componentes do motor CC e da engrenagem de acionamento harmônico juntos.

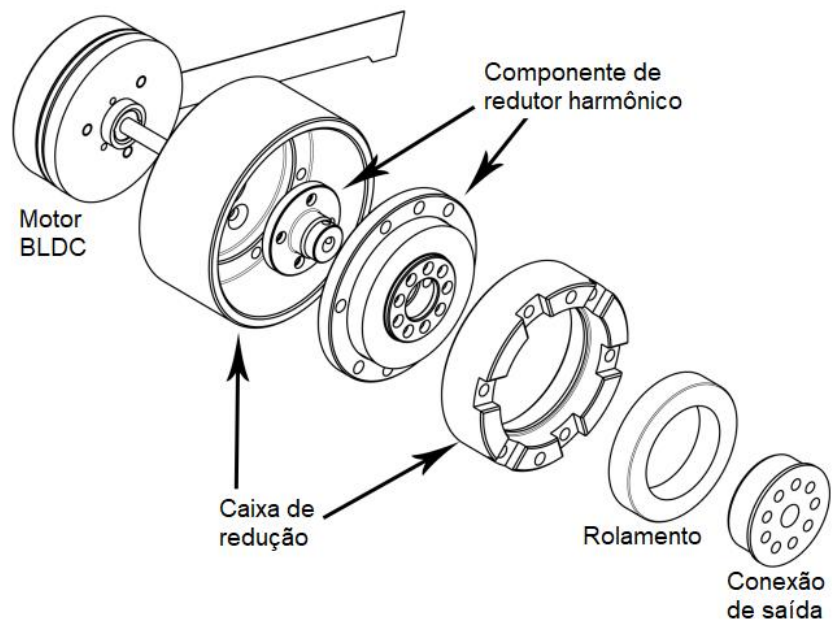


Figura 35. Caixa de redução harmônica.

Fonte: Wattanasiri (2018, p. 1194).

O mecanismo da mão que conecta o atuador aos dedos e polegar tem um grau de liberdade (Figura 36).

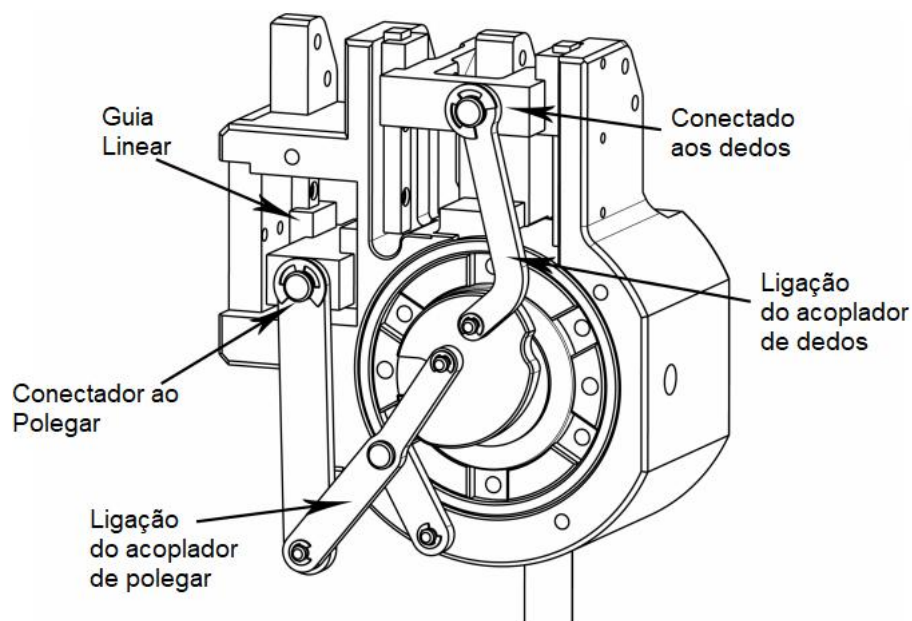


Figura 36. Mecanismo da mão ligando atuador e mecanismos dos dedos.

Fonte: Wattanasiri (2018, p. 1195).

5.6. MOTOR ELÉTRICO E POLIAS/CORREIAS

De acordo com os requisitos protéticos do projeto de (CARROZZA, 2004), o atuador e o sistema de transmissão são integrados na palma da mão, conforme mostrado na Figura 37. O sistema é composto por uma estrutura independente fixada a uma parede central dentro da palma por meio de pequenos parafusos. O sistema de transmissão é composto por haste deslizante, mecanismo diferencial, correia/polias e guias.

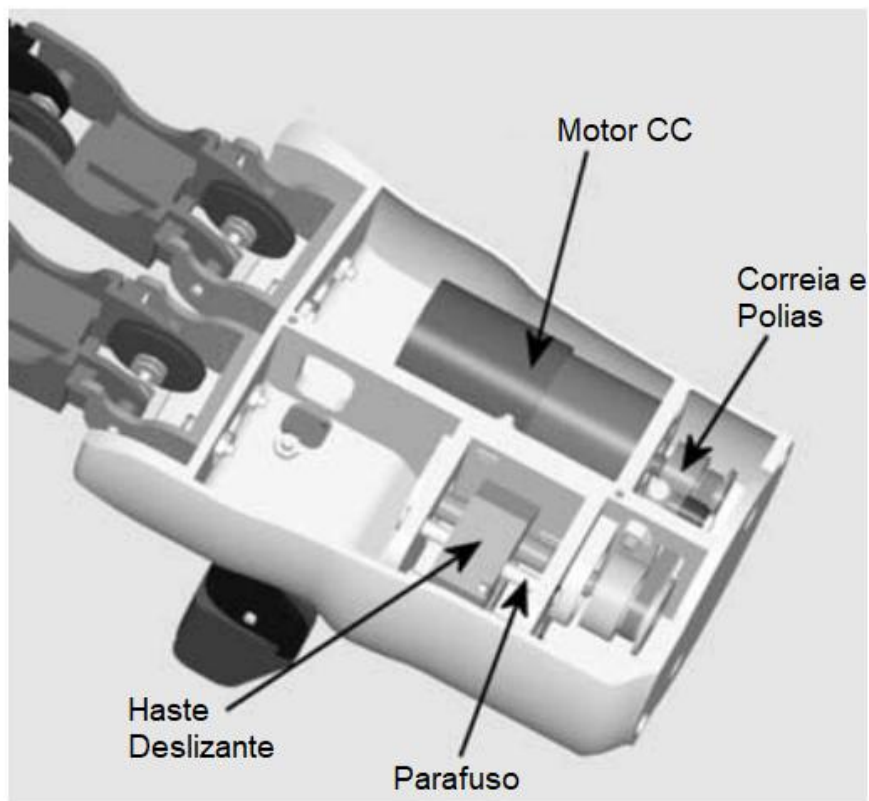


Figura 37. Atuador e sistema de transmissão.

Fonte: Carrozza (2004, p. 133).

A haste deslizante é o elemento fundamental do sistema de transmissão: de fato, é possível obter a flexão e a extensão dos dedos graças ao seu movimento linear bidirecional.

6. REVISÃO DOS PRINCIPAIS MÉTODOS DE ATUAÇÃO ELÉTRICA

A metodologia adotada seguiu como base (VERTONGEN & KAMPER, 2021), com a finalidade de fazer uma revisão comparativa de publicações descrevendo as mãos robóticas, próteses e órteses ativas, abordando os mecanismos, princípios de atuação e transmissão. Buscas foram realizadas em 510 artigos divididos em 91 órteses, 159 próteses, 234 mãos robóticas e 26 artigos de próteses e mãos robóticas, indicados como P&D.

O enfoque deste trabalho é na área de próteses de membro superior, com atuação elétrica. Baseando-se nisso, é apresentado o Quadro 3, elaborado conforme (VERTONGEN & KAMPER, 2021) e através de consultas das bibliografias mostradas na primeira coluna (Autor). O atuador, referente aos dedos médio, anular, mínimo e/ou indicador, é mostrado na segunda coluna e o modelo/fabricante na sexta. Nesta análise, não é considerada a atuação do dedo polegar e do pulso. A coluna três especifica o tipo de transmissão utilizada para a movimentação dos dedos. Por fim, as colunas quatro e cinco apresentam, respectivamente, a força empregada pelas mãos protéticas (seja esta de aperto ou ponta) e a quantidade de graus de liberdade que possui. E informações indisponíveis ou inconclusivas foram classificadas como N/A (Não Aplicável).

Quadro 3 - Dados de Mãos Protéticas

Autor	Atuador	Transmissão	Força	DOFs	MOTOR
Light (2000)	6 motores CC	Roda helicoidal e articulação de quatro barras	Aperto: 9,2 N	6	Maxon BLDC
Sebastiani (2003)	RTR3: 1 atuador e molas	Cabo de transmissão e controle deslizante	Ponta: 10 N	8	N/A
Carozza (2004)	1 motor CC	Polia e cabo de transmissão	Ponta: 10 N	8	Minimotor CC 2224 006 SR
Pons (2004)	3 motores CC	Polia e cabo de transmissão	Aperto: 60 N	15	N/A
Huang (2006)	3 motores CC (3,1 W) Molas de torção	Engrenagens epicicloidais e cônicas Ligação de acoplamento	Ponta: 10 N	13	Motor CC 17N78
Roccella (2007)	6 motores CC (4,5 W)	Parafuso e cabo de transmissão	Aperto: 35 N	16	Maxon REmax1-7 4.5W 216012
Zollo (2007)	4 motores CC (2 W) rotativos Molas de torção	Engrenagens e parafuso Cabo de transmissão	Ponta: 15 N Aperto: 35 N	10	1727 006C Faulhaber com IE2-512 encoder
Dalley (2010)	5 servomotores CC (6 W) Molas de torção	Engrenagens epicicloidais Cabo de transmissão (Spectra)	Ponta: 20 N Aperto: 80 N	16	BLDC Faulhaber 1226B
Li (2010)	5 motores CC	Condução direta e ligação de acoplamento	1 Nm	15	N/A
Polisiero (2013)	1 motor CC (18 W)	Transmissão linear e engrenagens	Aperto: 54 N	3	MiniLAT 1.5A
Liu (2014)	5 motores CC (1,3 W)	Engrenagens epicicloidais e cônicas Articulação de quatro barras	Ponta: 10 N	N/A	N/A
Liu (2014)	4 motores CC	Cabeça de engrenagem Cabo de transmissão	16 N	15	N/A
Slade (2015)	6 motores CC (3,6 W)	Cabo de transmissão e ligação de acoplamento	Ponta: 4,21 N	11	Portescap 16G 214E MR 19
Takaki (2015)	5 motores CC (0,75 W) 2 motores CC (3 W)	Engrenagens dentadas e epicicloidais Parafuso de alimentação e came excêntrico	Ponta: 20 N	14	Maxon RE-max13
van der Riet (2015)	6 motores CC (1,3 W) - engrenagem helicoidal	Engrenagem helicoidal	Aperto: 2,5 N	16	Motor Polulu 6 V
Williams (2015)	17 motores CC (1 W) nas juntas 5 motores CC - tendão	Cabo de transmissão	21,2 N	16	Expert Electronics SL260 Sub Micro Servo Faulhaber 2224 – 012SR
Zeng (2016)	6 motores CC Molas de torção	Engrenagens epicicloidais, Condução helicoidal Cabo de transmissão (aço)	Ponta: 12 N	11	N/A
Fourie (2017)	5 motores CC (3,3 W) rotativos - Parafuso de avanço (lead screw)	Transmissão de ligação	18 N	11	Firgelli PQ-12
Wattanasiri (2018)	1 motor BLDC (30 W) - redutor harmônico	Controle deslizante de manivela, mecanismo quatro barras e condução harmônica	Aperto: 34,5 N	10	Maxon EC45-30W
Zhang (2018)	6 motores CC (3,4 W) - engrenagem helicoidal	Engrenagens epicicloidais e helicoidais Cabo de transmissão	Ponta: 12 N	6	Faulhaber 1224N-006SR

Analisando os valores de força fornecidos pelo Quadro 3 e triando os dados, tem-se a Figura 38 para força de aperto e a Figura 39 para força de ponta.

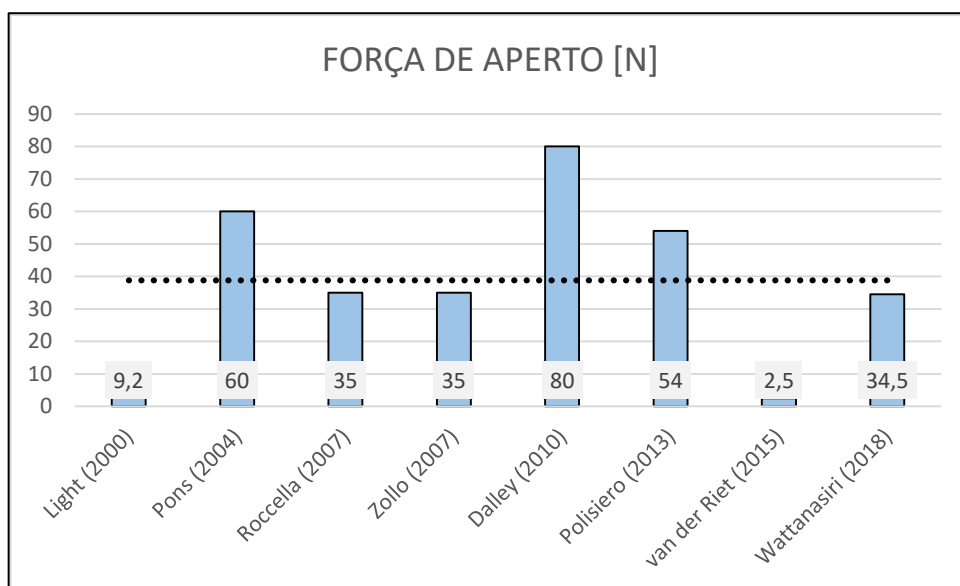


Figura 38. Força de aperto.

A Figura 38 reúne os 8 atuadores elétricos que fornecem a informação de força de aperto. A linha tracejada representa a média dos valores informados, sendo 38,8 N o valor médio. Os atuadores de (Pons, 2004), (Dalley, 2010) e (Polisiero, 2013) se destacam por estarem acima da média desses atuadores reunidos. Já (Roccella, 2007), (Dalley, 2010) e (Wattanasiri, 2018) encontram-se bem próximos à média, enquanto (Light, 2000) e (van der Riet, 2015) estão drasticamente abaixo dos demais atuadores.

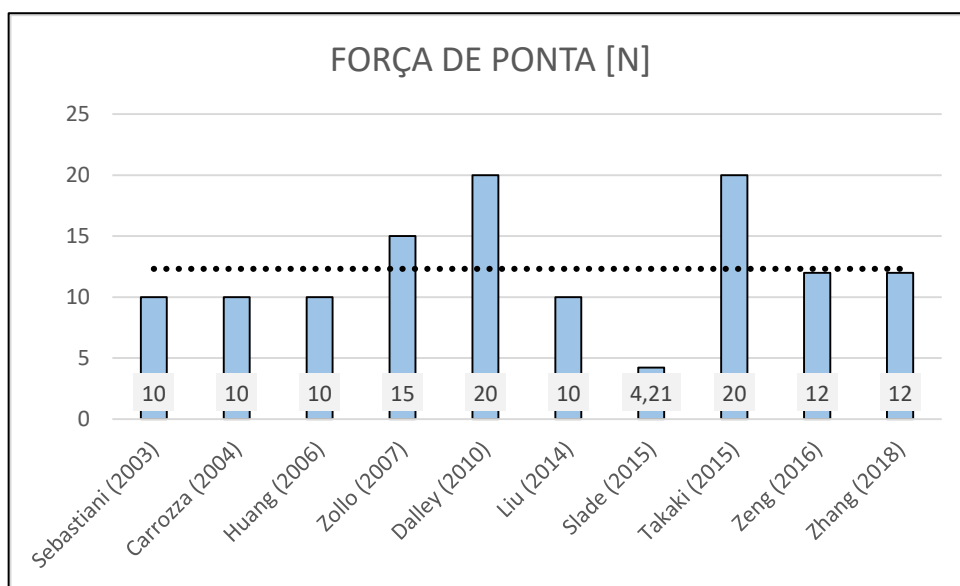


Figura 39. Força de ponta.

A Figura 39 reúne os 10 atuadores elétricos que fornecem a informação de força de ponta. A linha tracejada representa a média dos valores informados, sendo 12,3 N o valor médio. Os atuadores de (Zollo, 2007), (Dalley, 2010) e (Takaki, 2015) se destacam por estarem acima da média desses atuadores reunidos. Já (Zeng, 2016) e (Zhang, 2018) estão muito próximos à média de valores, enquanto (Slade, 2015) está muito abaixo dos demais atuadores.

O Quadro 4 foi criado, baseando-se no Quadro 3, através de pesquisa nos artigos (primeira coluna) e nas especificações técnicas dos fabricantes dos motores elétricos (segunda coluna). Na terceira coluna é especificado o torque máximo do motor (*stall torque*) sem redução. Na quarta coluna é especificada a velocidade do motor sem redução e sem carga. Na quinta coluna são listadas as adaptações mecânicas utilizadas por cada autor para transmitir e/ou converter o movimento do motor elétrico. Na sexta coluna são especificadas as taxas de redução, ou seja, a proporção da variação de entrada e saída. Nas colunas sete e oito é especificado, respectivamente, o torque e a velocidade na saída do atuador. E por fim, na coluna nove é especificado o movimento na saída do atuador, sendo este rotativo ou linear. As informações buscadas visam auxiliar na identificação das necessidades dos usuários de prótese, com o enfoque nos requisitos do projeto do atuador elétrico.

Autor	MOTOR	Torque do motor (sem redução) - stall torque [mNm]	Velocidade do motor (sem redução) - sem carga [rpm]	ADAPTAÇÕES MECÂNICAS	Taxa de redução	Torque total do atuador [mNm]	Velocidade do atuador [Rot.: rpm; Lin.: mm/s]	MOVIMENTO DO ATUADOR
Light (2000)	Maxon BLDC	N/A	N/A	Roda helicoidal e Caixa de redução	N/A	N/A	16 rpm	Rotativo
Sebastiani (2003)	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Carrozza (2004)	Minimotor CC 2224 006 SR	21,2	8200	Correias e Polias	3,71:1	5	5000 rpm	Rotativo
Pons (2004)	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Huang (2006)	Motor CC 17N78	9,4	8900	Redutor planetário e Engrenagens cônicas	2:1	4,8	N/A	Rotativo
Roccella (2007)	Maxon REmax1-7 4.5W 216012	16,1	11100	Planetary gearhead GP16A-110323	84:1	N/A	N/A	Rotativo
Zollo (2007)	1727 006C Faulhaber com IE2-512 encoder	12,2	7300	Parafuso de avanço e Caixa de redução	14:1	N/A	N/A	Linear
Dalley (2010)	BLDC Faulhaber 1226B	7,24	21000	Redutor planetário	64:1	N/A	53,48 rpm	Rotativo
Li (2010)	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Polisiero (2013)	MiniLAT 1.5A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	15 mm/s	Linear
Liu (2014)	N/A	N/A	N/A	Redutor planetário	256:1	0,67 N/m	N/A	Rotativo
Liu (2014)	N/A	N/A	N/A	Redutor planetário	256:2	N/A	N/A	N/A
Slade (2015)	Portescap 16G 214E MR 19	12,1	9250	Gearhead B16	27:1	143	540 rpm	Rotativo
Takaki (2015)	Maxon RE-max13	2,74	11400	Parafuso de avanço	N/A	N/A	N/A	Linear
van der Riet (2015)	Motor Polulu 6 V	N/A	N/A	Engrenagem helicoidal e roldana	50:1	N/A	N/A	Rotativo
Williams (2015)	Expert Electronics SL260 Sub Micro Servo	N/A	N/A	N/A	N/A	109	46,875 rpm	Rotativo
	Faulhaber 2224 – 012SR	19,8	7200	Parafuso de avanço	3,71:1	72,8	2100 rpm	Rotativo
Zeng (2016)	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Fourie (2017)	Firgelli PQ-12	N/A	N/A	N/A	30:1	18 N	28 mm/s	Linear
Wattanasiri (2018)	Maxon EC45-30W	247	4360	N/A	100:1	24700	43,60 rpm	Rotativo
Zhang (2018)	Faulhaber 1224N-006SR	5,31	13800	Parafuso rosca sem fim	Planetária (64:1)	N/A	N/A	Rotativo

Quadro 4 - Especificações técnicas

Algumas informações técnicas do Quadro 4 são primordiais para a identificação dos requisitos de um atuador elétrico para ser aplicado em próteses de membro superior, como: modelo e fabricante do motor, tipo da adaptação mecânica e taxa de redução.

Analisando os valores de torque fornecidos pelo Quadro 4, observa-se que os valores fornecidos por (Wattanasiri, 2018) são excessivamente superiores à média dos demais atuadores, além disso, há divergência de valores entre o artigo de (Wattanasiri, 2018) e as especificações técnicas do fabricante do motor. Em decorrência disso, os valores de torque de (Wattanasiri, 2018) serão

desconsiderados para efeito comparativo, como pode ser visto na Figura 40 para torque do motor sem redução (*stall torque*) e Figura 41 para torque total do atuador.

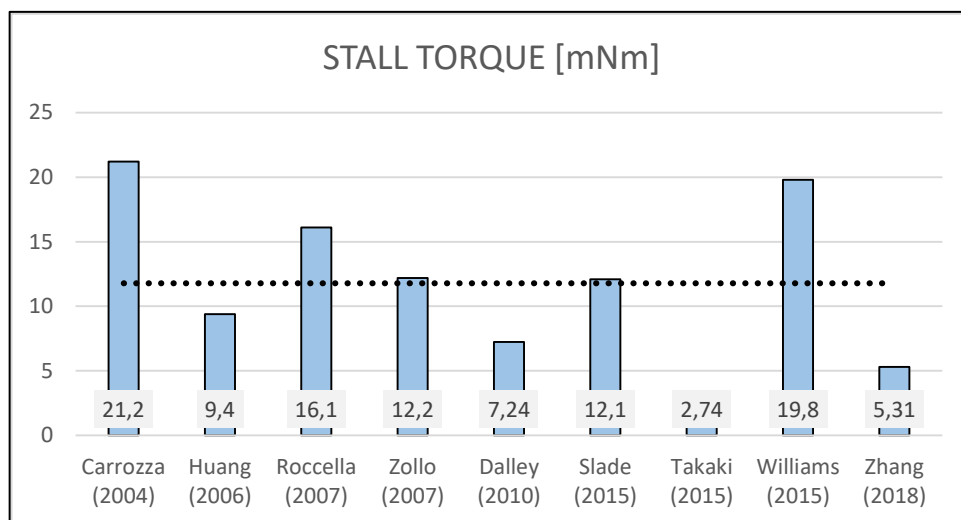


Figura 40. Stall torque.

A Figura 40 reúne 9 atuadores que fornecem informações concretas sobre o torque do motor sem redução (*stall torque*). A linha tracejada representa a média dos valores informados, sendo 11,79 mNm o valor médio. Os atuadores de (Carrozza, 2004) com torque máximo de 21,2 mNm, (Roccella, 2007) com torque máximo de 16,1 mNm e (Williams, 2015) com torque máximo de 19,8 mNm, se destacam por estarem acima da média desses atuadores reunidos. Já (Zollo, 2007) e (Slade, 2015) estão muito próximos à média de valores, enquanto (Takaki, 2015) está muito abaixo dos demais atuadores.

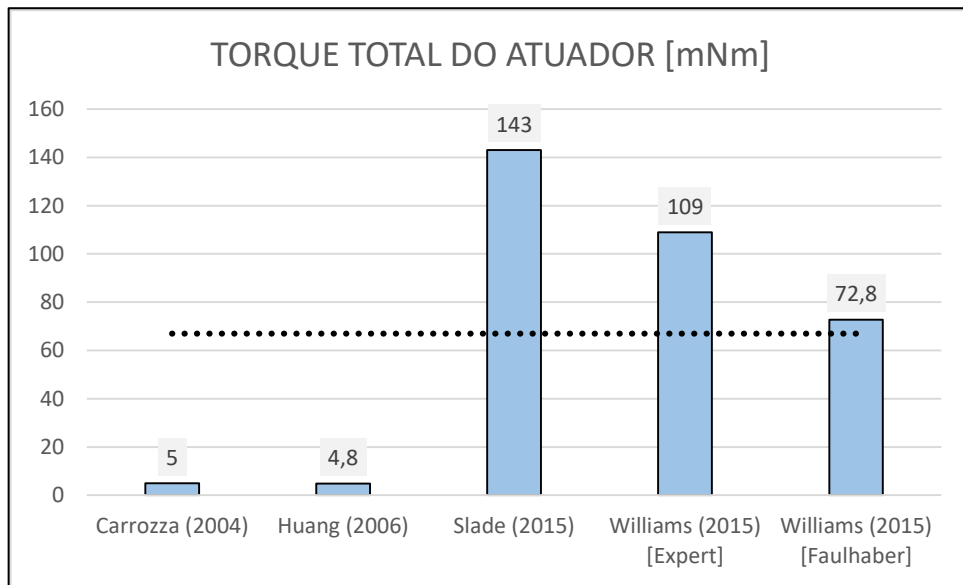


Figura 41. Torque total do atuador.

A Figura 41 reúne 5 atuadores que fornecem informações concretas sobre o torque total do atuador. A linha tracejada representa a média dos valores informados, sendo 66,92 mNm o valor médio. Os atuadores de (Williams, 2015) usando parafuso de avanço com redução de 3,71:1 e, (Slade, 2015) usando caixa de redução de 27:1, se destacam por estarem acima da média. Enquanto isso, os atuadores de (Carrozza, 2004) e (Huang, 2006) estão expressivamente abaixo dos demais.

A Figura 42 reúne 10 atuadores que fornecem informações sobre a velocidade do motor sem redução. A linha tracejada representa a média dos valores informados, sendo 10251 rpm o valor médio. Os atuadores de (Roccella, 2007), (Dalley, 2010), (Takaki, 2015) e (Zhang, 2018), se destacam por terem valores superiores ao valor médio. Enquanto o atuador de (Wattanasiri, 2018) está bem abaixo da média.

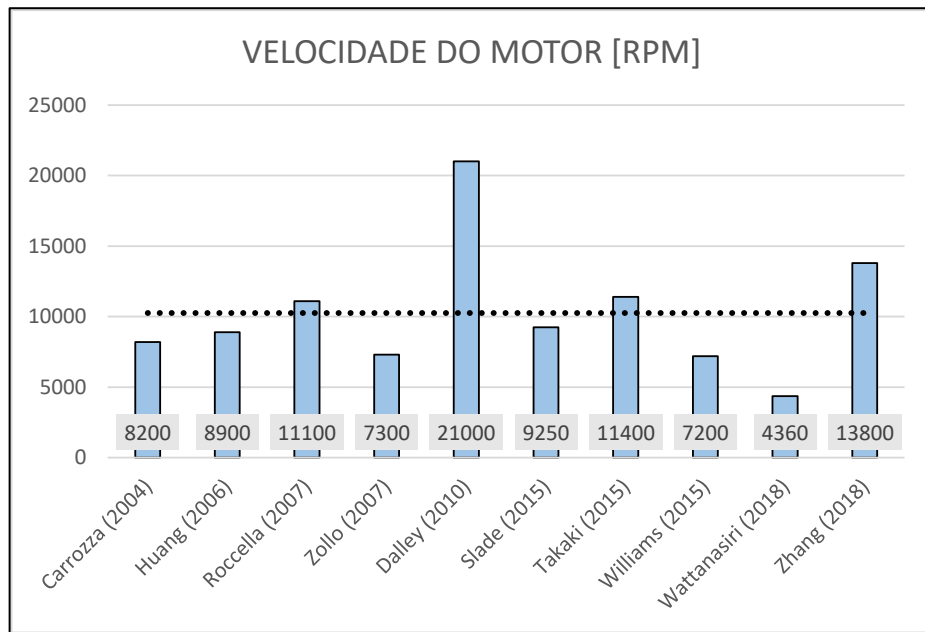


Figura 42. Velocidade do motor.

A Figura 43 reúne 7 atuadores de movimento rotativo que fornecem informações sobre sua velocidade final. A linha tracejada representa a média dos valores informados, sendo 1114,28 rpm o valor médio. O atuador de (Carrozza, 2004) usando correias/polias e, o atuador de (Williams, 2015) que utiliza o motor Faulhaber e parafuso de avanço, se destacam dentre os demais devido às suas velocidades elevadas.

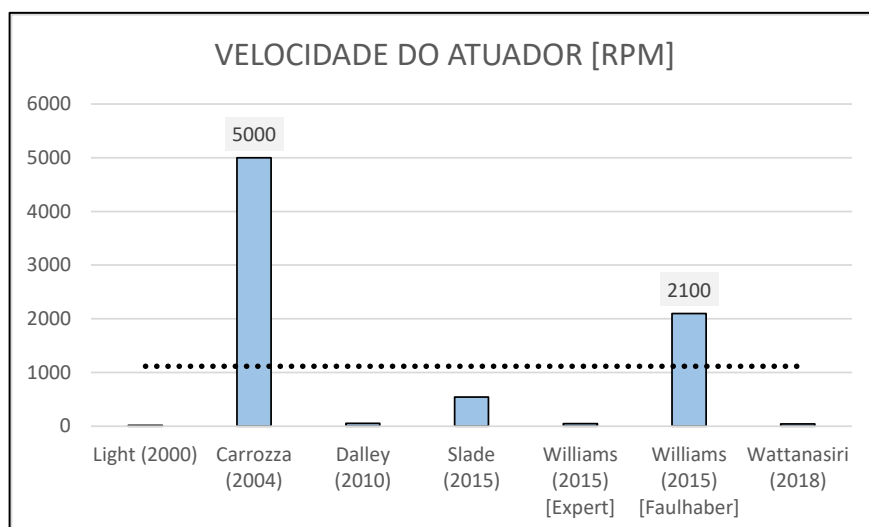


Figura 43. Velocidade do atuador.

7. DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

Nos tópicos anteriores desta seção foram apresentadas diversas variações de atuadores elétricos (acompanhados de informações pertinentes que foram obtidas através dos artigos e nas especificações técnicas dos fabricantes dos motores utilizados), sendo estes divididos principalmente pela natureza do movimento realizado na saída do atuador: rotativo ou linear. Pode-se observar que a grande maioria dos atuadores analisados realiza em sua saída um movimento rotativo devido à utilização de engrenagens e derivações desta, isto ocorre mediante a popularidade desse tipo de mecanismo e devido a sua alta eficiência. Com os dados coletados também é possível observar que em todos os projetos que possuem movimento de saída linear, há a presença de parafuso de avanço (*lead screw*), o que permite obter movimento linear sem grandes adaptações mecânicas permitindo que o sistema seja mais compacto. Outro ponto a ser analisado é a taxa de redução, onde se destacam os projetos de Carrozza, Huang e Williams devido as suas baixas taxas de redução, possuindo valores inferiores a uma taxa de 10:1.

Os atuadores elétricos são largamente utilizados geralmente por serem mais econômicos e altamente eficazes porque empregam uma máquina elétrica de alta velocidade com uma caixa de redução para transmitir/converter velocidade e torque. No entanto, embora estes sistemas possam alcançar altas densidades de torque, a lubrificação e o resfriamento das engrenagens são frequentemente necessários, além disto, o ruído, a vibração e a confiabilidade podem ser problemas significativos (HOWE, 2001). Portanto, é interessante e muito recomendada a busca por novas tecnologias de adaptações que possam contornar estas limitações encontradas nos atuadores atuais. Visando isto, os redutores magnéticos são uma alternativa recomendada, uma vez que seu funcionamento se baseia em campos magnéticos e devido a isto não há atrito entre as partes móveis do sistema, conseqüentemente diminuindo ruídos e aumentando eficiência e confiabilidade.

Em comparação com as engrenagens mecânicas, os redutores magnéticos não necessitam contato móvel para transmissão de força e torque e, portanto, nenhum atrito é gerado e nenhum resultado de desgaste. Eles possuem vantagens significativas, incluindo nenhuma perda mecânica, nenhuma fadiga mecânica,

proteção inerente contra sobrecarga, alta eficiência, medição não destrutiva do pico de torque transmitido, tolerância ao desalinhamento, isolamento de vibração e baixo ruído acústico. O desempenho de saída de um mecanismo de redutor magnético é regido por sua distribuição de campo magnetostático, enquanto a distribuição de campo magnético de um mecanismo de redutor magnético é altamente dominada por sua estrutura topológica (WU, 2015).

A Figura 44 apresenta um mecanismo de redutor magnético coaxial desenvolvido a partir do projeto de Atallah (HOWE, 2001). O mecanismo (Figura 45) consiste principalmente de um eixo de entrada integrado com um rotor interno de alta velocidade (membro A) com ímãs permanentes (membro B) montados na superfície externa, uma estrutura fixa (membro C) equipada com polos de aço (membro D) dispostos em ranhuras, um rotor externo de baixa velocidade (membro E) com ímãs permanentes (membro F) montados na superfície interna e um eixo de saída com um invólucro (membro G) fixado a um rotor externo de baixa velocidade (membro E).

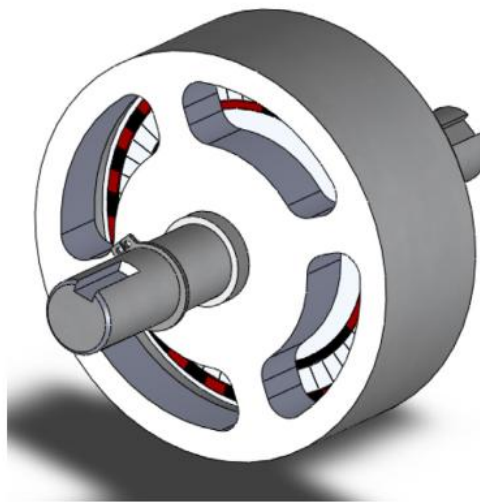


Figura 44. Redutor magnético.

Fonte: Wu (2015, p. 5749).

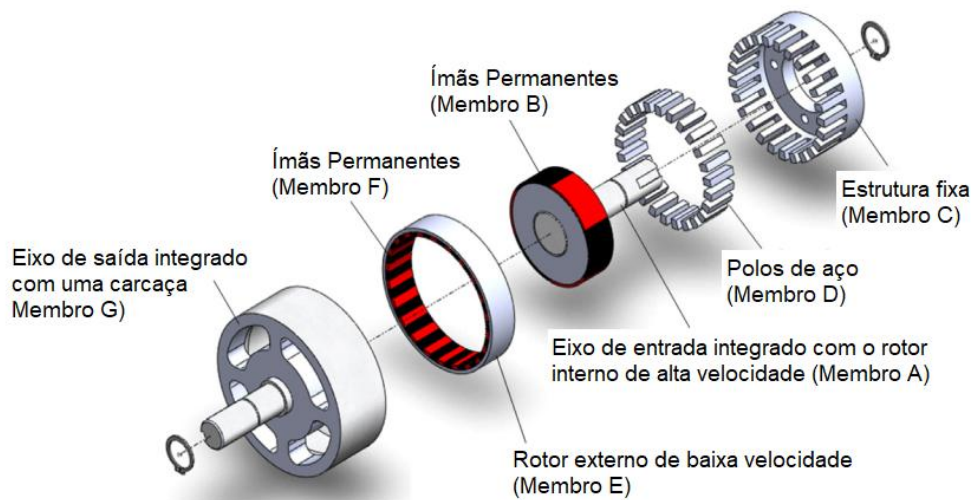


Figura 45. Vista explodida de redutor magnético.

Fonte: Wu (2015, p. 5749).

Quando combinado com uma topologia convencional de máquina síncrona com ímãs permanentes (BLDC), esse redutor magnético pode oferecer vantagens significativas, como aumento na eficiência devido à diminuição do atrito, além da redução de ruídos (WU,2015).

Como visto no capítulo 5, para projetos futuros, seria promissor a confecção da mão protética desenvolvida por (SLADE, 2015) para estudos de melhorias, uma vez que essa pode ser totalmente confeccionada em impressora 3D e seu projeto é disponível para acesso.

Os requisitos dos atuadores foram obtidos através dos artigos e nas especificações técnicas dos fabricantes dos motores, contudo, infelizmente não há menção em nenhum trabalho sobre os valores mínimos e máximos do torque/força e da velocidade requeridos pela aplicação. Este tipo de detalhamento, se existisse, poderiam ser propostos projetos otimizados.

Em adição a isso, também é interessante citar o trabalho de (JULIANI, 2011) que propõem a substituição dos motores rotativos com adaptações mecânicas pelo motor linear. Este trabalho apresenta um estudo da viabilidade da construção de um motor linear tubular e, para fins experimentais, foi realizada a construção dessa máquina. A Figura 46 apresenta o motor construído, uma placa de circuito impresso foi utilizada para conectar as bobinas (em série). Os motores lineares são formados

basicamente por duas partes: o estator e o rotor. O primeiro é fixo possui o enrolamento inserido em um material magnético ou não. O rotor é a parte que se movimenta e é o responsável pela geração do campo magnético.

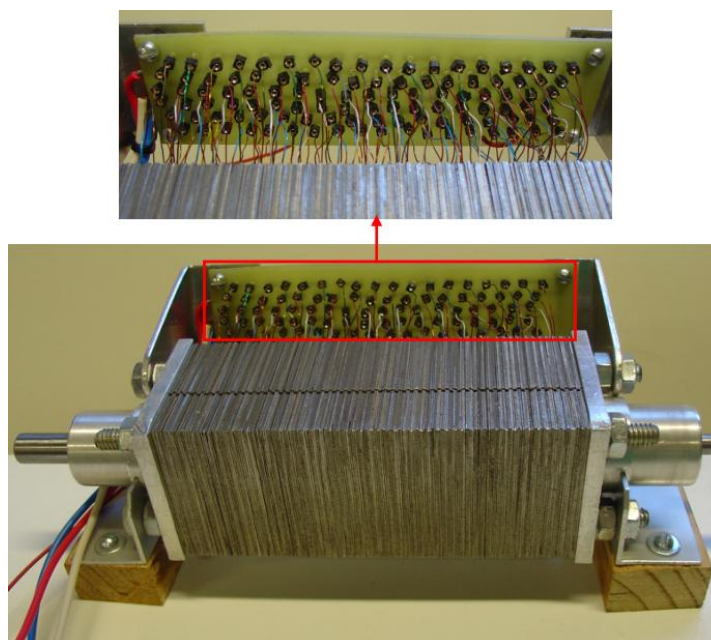


Figura 46. Motor construído.

Fonte: Juliani (2011, p. 112).

Após análise das revisões bibliográficas, conclui-se que quanto a utilização de motores CC ou motores BLDC é propício utilizar o motor BLDC, uma vez que dentre os dois, este é o mais eficiente devido às suas características físicas, como já mencionado anteriormente. Quanto à anatomia da prótese, visando alcançar similaridade com o membro natural e atuadores elétricos mais compactos, é vantajosa a utilização de polias ou cabos de transmissão para cumprir esses requisitos. Quanto à eficiência da transmissão, o emprego de engrenagens (e suas variações, conforme a estrutura física do projeto) é vantajoso para se obter valores maiores de torque e taxas de redução significativamente mais altas. Por fim, e não menos importante, quanto às necessidades do usuário destaca-se a preocupação acerca de próteses menos ruidosas, visando isto, os redutores magnéticos proporcionam próteses muito silenciosas, além de serem mais eficientes do que outros atuadores elétricos apresentados.

Dos trabalhos analisados, destacam-se que (Carrozza, 2004) e (Huang, 2006) necessitam de valores semelhantes de torque do atuador e propiciam o mesmo valor da força de garra, com mecanismos diferentes de transmissão, em contrapartida, (Slade, 2015) utiliza um atuador com um elevado valor de torque e um valor muito inferior da força de ponta quando comparado aos dois trabalhos citados anteriormente. Apesar deste trabalho possuir enfoque teórico, espera-se que num estudo futuro seja proveitoso para o desenvolvimento de um atuador elétrico melhorado em relação aos apresentados, sendo projetado de acordo com as necessidades da aplicação.

REFERÊNCIAS

- BAGWELL, P. J.; CHAPPELL, P. H. (1995). *Real Time Microcontroler Implementation of na Adaptive Myoelectric Filter*. Med. Eng. Phys. Vol. 17, No. 2, p. 151-161.
- BIM, E. (2012). *Máquinas Elétricas e Acionamento*. 2ª Ed. Rio de Janeiro: Elsevier.
- BLOHMKE, F. (1994). *Compêndio Otto Bock: Próteses para o membro Superior*. Berlim: Schiele & Schön.
- BOCCOLINI, F. (1990). *Reabilitação: Amputado – Amputações – Próteses*. São Paulo: Robe Livraria e Editora.
- BUDYNAS, R. (2011). *Elementos de Máquinas de Shigley*. 8. ed. Porto Alegre: Editora Afiliada.
- CAILLIET, R. (1976). *Hand Pain na Impairment*. 2. ed., Philadelphia: F. A. Davis Company. Cap. 1, p. 1-58.
- CARROZZA, M.; SUPPO, C.; SEBASTIANI, F.; MASSA, B.; VECCHI, F.; LAZZARINI, R. (2004). *The spring hand: Development of a self-adaptive prosthesisfor restoring natural grasping*. Auton. Robots, vol. 16, no. 2, pg. 125–141.
- CHASE, R. A. (1973). *Atlas of Hand Surgery*. London: W. B. Saunders Company. p. 3-20.
- CORDELLA, F.; CIANCIO, A. L.; SACCHETTI, R.; DAVALLI, A.; CUTTI, A. G.; GUGLIEMELLI, E.; ZOLLO, L. *Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users*, J. Front. Syst. Neurosci. v. 10, May 2016.

CUNHA, Fransérgio. *Mão de São Carlos, Uma Prótese Multifunção para Membros Superiores*. Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

DALLEY, S.; WISTE, T.; VAROL, H.; GOLDFARB, M. (2010). *A multigrasp hand prosthesis for transradial amputees*. Proc. Int Conf. IEEE Eng. Med. Biol., pg. 5062–5065.

FOURIE, R.; STOPFORTH, R. (2017). *The mechanical design of a biologically inspired prosthetic hand, the touch hand*. 3. Proc. Pattern Recognit. Assoc. South Afr. Robot. Mechatronics, pg. 38–43.

HOWE, D.; ATALLAH, K. (2001). *A Novel High-Performance Magnetic Gear*. IEEE Transactions On Magnetics, Vol. 37, No. 4, pg. 2844-2846.

HUANG, H.; JIANG, Li; LIU, Y.; HOU, L.; CAI, H.; LIU, H. (2006). *The mechanical design and experiments of HIT/DLR prosthetic hand*. Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics, pg. 896–901.

JULIANI, A. (2011). *Projeto e construção de um motor elétrico linear aplicado à bioengenharia*. Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo.

KRISHNAN, R. (2010). *Permanent magnet synchronous and brushless DC motor drives*. Taylor and Francis Group. Blacksburg, Virginia, U.S.A.

KYBERD, P. J.; HILL, W. (2007). Survey of upper limb prosthesis users in sweden and the United Kingdom. J. Prosthet. Orthot. 19, 55–66. doi: 10.1177/0309364611409099

L. Zollo, S. Roccella, E. Guglielmelli, M. C. Carrozza, e P. Dario. *Biomechatronic design and control of an anthropomorphic artificial hand for prosthetic and robotic applications*. IEEE/ASME Trans. Mechatronics. vol. 12, no. 4, pg. 418–429, 2007.

LI, N.; JIANG, L.; YANG, D.; WANG, X.; FAN, S.; LIU, H. (2010). *Development of an anthropomorphic prosthetic hand for man-machine interaction* *Intelligent Robotics and Applications*, H. Liu, H. Ding, Z. Xiong, and X. Zhu, Eds. Berlin, Germany: Springer, pg. 38–46.

LIGHT, C.; CHAPPELL, P. *Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis*. *Med. Eng. Phys.*, vol. 22, no. 10, pg. 679–684, 2000.

LIU, H.; YANG, D.; JIANG, L.; FAN, S. (2014). *Development of a multi-DOF prosthetic hand with intrinsic actuation, intuitive control and sensory feedback*. *Ind. Robot*, vol. 41, no. 4, pg. 381–392.

LIU, Y.; FENG, F.; GAO, Y. (2014). *Hit prosthetic hand based on tendondriven mechanism*. *J. Central South Univ.*, vol. 21, no. 5, pg. 1778–1791.

MA, S.; HIROSE, S.; YOSHINADA, H. (1993). *Design and experiments for a Coupled Tendon-Driven Manipulator*. *IEEE Control Systems – 0272:1708/93*, p.30-36.

MAXON. (2010). *Maxon Complete Catalog 2009-2010*. p. 24-46.

MILLER, T. J. E. (1989). *Brushless permanent-magnet and reluctance motor drive*. *Monographs in Electrical and Electronic Engineering*. Issue 21.

PETRUZELLA, F. D. (2013). *Motores elétricos e acionamentos*. Porto Alegre: AMGH.

POLISIERO, M. et al. (2013). *Design and assessment of a low-cost, electromyographically controlled, prosthetic hand, medical devices*. *Med. Dev.*, vol. 6, pg. 97–104.

PONS, J.; ROCON, E.; CERES, R.; REYNAERTS, D.; SARO, B.; LEVIN, S. (2004). *The manus-hand dextrous robotics upper limb prosthesis: Mechanical and manipulation aspects*. *Auton. Robots*, vol. 16, no. 2, pg. 143–163.

REHABILITATION ENGINEERING SERVICE (RES). (1998). EDINFO – The University of Edinburgh's Information Service [on-line], Edinburgh, Scotland. Disponível: <http://www.ed.ac.uk/~respnr/sps.html>

ROCCELLA, S.; CARROZZA, M.; CAPPIELLO, G.; CABIBIHAN, J.; LASCHI, C.; DARIO, P. (2007). *Design and development of five-fingered hands for a humanoid emotion expression robot*. Int. J. Humanoid Robot., vol. 4, no. 1, pg. 181–206.

SCOTT, R. N.; PARKER, P. A. (1998). *Myoelectric Prostheses: State of the Art*. Journal of Medical Engineering & Technology, vol. 12, No. 4, p. 143-151.

SEBASTIANI, F.; ROCCELLA, S.; Vecchi, F.; CARROZZA, M.; DARIO, P. (2003). *Experimental analysis and performance comparison of three different prosthetic hands designed according to a biomechatronic approach*". Proc. Conf. IEEE/ASME AIM, vol. 1, pg. 64–69.

SLADE, P.; AKHTAR, A.; NGUYEN, M.; BRETL, T. (2015). *Tact: Design and performance of an open-source, affordable, myoelectric prosthetic hand*. Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom., pg. 6451–6456.

SMIT, G.; PLETTENBURG, D.; VAN DER HELM, F. (2015). *The lightweight delft cylinder hand: First multi-articulating hand that meets the basic user requirements*. IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 23, no. 3, p. 431–440.

TAKAKI, T.; SHIMA, K.; MUKAIDANI, N.; TSUJI, T.; OTSUKA, A.; CHIN, T. (2015). *Electromyographic prosthetic hand using grasping-force-magnification mechanism with five independently driven fingers*. Adv. Robot., vol. 29, no. 24, pg. 1586–1598.

TUBIANA, R. (1981). *The Hand*. New York: W. B. Saunders Publishers.

VAN DER RIET, D.; STOPFORTH, R.; BRIGHT, G.; Diegel, O. (2015). *The low cost design of a 3D printed multi-fingered myoelectric prosthetic hand*. *Mechatronics: Princ. Technol. Appl.*, pg. 85–117.

VERTONGEN, J.; KAMPER, D. G. *Mechanical Aspects of Robot Hands, Active Hand Orthoses, and Prostheses: A Comparative Review*. *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, vol. 26, 2021.

WATTANASIRI, P.; TANGPORNPRASERT, P.; VIRULSRI, C. (2018). *Design of multi-grip patterns prosthetic hand with single actuator*. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 6, pg. 1188–1198.

WILLIAMS, M.; WALTER, W. (2015). *Development of a prototype over-actuated biomimetic prosthetic hand*. *PLoS One*, vol. 10, pg. 1–15.

WU, Yi-Chang; JIAN, Bo-Syuan. (2015). *Magnetic field analysis of a coaxial magnetic gear mechanism by two-dimensional equivalent magnetic circuit network method and finite-element method*. *Applied Mathematical Modelling*. Vol. 39, Issue 19, pg. 5746-5758.

ZENG, B.; FAN, S.; JIANG, L.; CHENG, M.; LIU, H. (2016). *Design and control of an anthropomorphic prosthetic hand with a cosmesis*. *Proc. IEEE Int. Conf. Mechatronics Automat.*, pg. 926–930.

ZHANG, T.; JIANG, L.; LIU, H. (2018). *Design and functional evaluation of a dexterous myoelectric hand prosthesis with biomimetic tactile sensor*. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 7, pg. 1391–1399.

APÊNDICE A – EQUACIONAMENTO DOS MECANISMOS DE TRANSMISSÃO E CONVERSÃO DE MOVIMENTO

POTÊNCIA

Potência mecânica (P) é definida como a taxa relativa ao tempo (dt) na qual o trabalho (dW) é realizado (Equação 1).

$$P = \frac{dW}{dt} \quad (1)$$

Ao se considerar a rotação no intervalo de tempo infinitesimal dt , o trabalho realizado pelo componente tangencial F_t da força \vec{F}_m (Equação 2).

$$dW = F_t r d\theta \quad (2)$$

Empregando as definições de torque e potência instantânea (Equação 3).

$$P = \frac{dW}{dt} = F_t r \frac{d\theta}{dt} \Rightarrow P = T\omega \quad (3)$$

Que é o análogo rotacional de $P = Fv$.

VOLANTE DE INÉRCIA

Para sistemas conservativos, o trabalho realizado pelo torque para levar um objeto em movimento de rotação da posição θ_A à posição θ_B (Equação 4).

$$W = - \int_{\theta_A}^{\theta_B} T \cdot d\theta = T(\theta_A - \theta_B) \quad (4)$$

O que significa dizer que o disco absorveu a energia $W_{disco} = -T(\theta_A - \theta_B)$. Alternativamente, a mesma variação é determinada em função das velocidades angulares inicial ω_A e final ω_B , ao se combinar a equação $T_{ext} = J\alpha$ com a equação do trabalho (Equação 5).

$$dW_{disco} = J\alpha d\theta = J \left(\frac{d\omega}{dt} \right) d\theta = J\omega d\omega \quad (5)$$

Que integrada resulta na energia cinética do objeto em rotação (Equação 6).

$$W_{disco} = -T(\theta_A - \theta_B) = \frac{1}{2}J(\omega_B^2 - \omega_A^2) \quad (6)$$

Se o sistema não é conservativo resulta na Equação 7.

$$W_{disco} = -T(\theta_A - \theta_B) = W_{perdas} + \frac{1}{2}J(\omega_B^2 - \omega_A^2) \quad (7)$$

Onde W_{perdas} designa a energia que o disco toma e não é transformada em energia útil. Grandes quantidades de energia são armazenadas mesmo em baixas velocidades, com o emprego de volantes.

ENGRENAGENS

A relação entre as velocidades angulares das engrenagens é diretamente proporcional à relação entre seus deslocamentos angulares e inversamente proporcional em relação ao número de dentes N e diâmetros D (Equação 8).

$$\frac{\omega_1}{\omega_2} = \frac{D_2}{D_1} = \frac{N_2}{N_1} = \frac{\theta_1}{\theta_2}; \quad \frac{\omega_2}{\omega_3} = \frac{D_3}{D_2} = \frac{N_3}{N_2} = \frac{\theta_2}{\theta_3}; \quad \frac{\omega_1}{\omega_3} = \frac{D_3}{D_1} = \frac{N_3}{N_1} = \frac{\omega_1}{\omega_3} \quad (8)$$

POLIAS

Nas polias fixas, a velocidade da carga na direção do cabo é igual à velocidade devido ao eixo de sustentação não se deslocar, sendo assim, o deslocamento H da carga na direção do cabo é igual ao deslocamento do cabo.

Já as polias móveis, o emprego da condição de equilíbrio (inclinação θ em relação à vertical) para os casos onde os cabos não estão paralelos resulta na Equação 9.

$$F_m = \frac{W}{2 \cos \theta} \quad (9)$$

Sendo assim, F_m representa a força necessária para deslocar a carga de peso W .

PARAFUSO DE AVANÇO

O somatório de todas as forças axiais unitárias agindo sobre a área normal da rosca é representado pela força F . Uma força P_R atua para direita com o intuito

de elevar a carga, enquanto uma força P_L atua para a esquerda abaixando a carga. O produto do coeficiente de fricção f com a força normal N é a representação da força de fricção, e atua no sentido contrário do movimento.

O sistema está em equilíbrio sob a força dessas ações para desta forma elevar a carga (Equações 10 e 11).

$$\sum F_X = P_R - N \sin \lambda - fN \cos \lambda = 0 \quad (10)$$

$$\sum F_Y = F + fN \sin \lambda - N \cos \lambda = 0 \quad (11)$$

De semelhante modo, para descer a carga tem-se as Equações 12 e 13.

$$\sum F_X = -P_L - N \sin \lambda + fN \cos \lambda = 0 \quad (12)$$

$$\sum F_Y = F - fN \sin \lambda - N \cos \lambda = 0 \quad (13)$$

ENGRENAGEM HELICOIDAL

Com base na geometria da Figura 25, as três componentes da força normal de dente são (BUDYNAS, 2011):

$$W_r = W \sin \phi_n \quad (14)$$

$$W_t = W \cos \phi_n \cos \psi \quad (15)$$

$$W_a = W \cos \phi_n \sin \psi \quad (16)$$

Onde, W é a força total, W_r é a componente radial, W_t é a componente tangencial (força transmitida) e, W_a é a componente axial (carga de avanço).

ENGRENAGEM CÔNICA

Para a carga transmitida, isso resultará na Equação 17.

$$W_t = \frac{T}{r_{av}} \quad (17)$$

Onde, T é o torque e r_{av} é o raio primitivo no ponto médio do dente da engrenagem considerada.

Por meio da trigonometria da Figura 27, a força resultante possui três componentes: uma força tangencial W_t , uma força radial W_r e uma força axial W_a . As três forças W_t , W_r e W_a são perpendiculares entre si (BUDYNAS, 2011).

$$W_r = W_t \tan \phi \cos \gamma \quad (18)$$

$$W_a = W_t \tan \phi \sin \gamma \quad (19)$$