

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

**JONATHAS MINORU TAKADA
LUIZ EDUARDO PEPE ALVES**

**DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE PARA APOIO AO MOVIMENTO DE PINÇA
DAS MÃOS APLICADO A PESSOAS COM PERDA DE FORÇA**

**PONTA GROSSA - PR
2022**

**JONATHAS MINORU TAKADA
LUIZ EDUARDO PEPE ALVES**

**DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE PARA APOIO AO MOVIMENTO DE PINÇA
DAS MÃOS APLICADO A PESSOAS COM PERDA DE FORÇA**

**Development of orthises to support the movement of clamps of the hands
applied to people with strength loss**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado à disciplina Trabalho de conclusão de curso, do curso Superior de Engenharia Mecânica – da universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel.

Orientador: Alexandre de Castro Alves

**PONTA GROSSA - PR
2022**



ESTA LICENÇA PERMITE REMIXE, ADAPTAÇÃO E CRIAÇÃO A PARTIR DO TRABALHO, MESMO PARA FINS COMERCIAIS, DESDE QUE SEJAM ATRIBUÍDOS CRÉDITOS AO(S) AUTOR(ES) E QUE LICENCIEM AS NOVAS CRIAÇÕES SOB TERMOS IDÊNTICOS. CONTEÚDOS ELABORADOS POR TERCEIROS, CITADOS E REFERENCIADOS NESTA OBRA NÃO SÃO COBERTOS PELA LICENÇA.

**JONATHAS MINORU TAKADA
LUIZ EDUARDO PEPE ALVES**

**DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE PARA APOIO AO MOVIMENTO DE PINÇA
DAS MÃOS APLICADO A PESSOAS COM PERDA DE FORÇA**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação
apresentado como requisito para obtenção do título de
Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Data de aprovação: 28/junho/2022

Alexandre de Castro Alves
Doutor
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

José Roberto Okida
Mestre
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Oscar Regis Junior
Doutor
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

**PONTA GROSSA
2022**

RESUMO

O trabalho consistiu no desenvolvimento de uma órtese mecânica constituída por hastes e engrenagens com o objetivo de auxiliar o movimento de pinça nas mãos de forma a ganhar amplitude de movimento e força do dedo indicador. A pesquisa se justifica pela dificuldade em se obter órteses que sejam baratas, confortáveis, simples e leves para o usuário. Para tanto realizou-se uma pesquisa bibliográfica dos movimentos biomecânicos e de órteses já desenvolvidas assim determinando os ângulos das articulações dos dedos da mão e adaptando-os para os comprimentos específicos de uma mão real. A partir disso, realizou-se a análise cinemática em CAD (*Computer Aided Design*) para determinar os limites dos cursos e ângulos, obtendo-se o projeto conceitual com o auxílio de ferramentas de desenvolvimento de produtos para as tomadas de decisões, bem como, a definição das características das engrenagens. Após, foi possível realizar a análise da força resultante da pinça com o uso da órtese. Com isso, obteve-se um mecanismo de órtese para a mão com engrenagens em aço de baixo carbono AISI 1020 Grau 1 e hastes capaz de auxiliar o movimento do dedo indicador, fazendo uso do movimento dos dedos médio, mínimo e anelar. Assim, verifica-se que o estudo apresentado cumpriu com os objetivos gerais e específicos, de modo que se obteve um ganho de movimento e de força na mão para o movimento de pinça a partir da órtese desenvolvida.

Palavras-Chave: órtese; mão; biomecânica; mecanismos.

ABSTRACT

The study consisted in the development of a mechanical orthosis composed by rods and gears with the objective of assisting the movement of the pinch in the hands to gain range of motion and strength of the index finger. The research is justified by the difficulty in obtaining orthoses that are modest, comfortable, simple, and light for the user. To do so, bibliographic research was conducted on biomechanical movements and orthoses already developed, thus determining the angles of the joints of the fingers and adapting them to the specific lengths of a real hand. From this, a kinematic analysis was conducted in CAD (Computer Aided Design) to determine the limits of courses and angles, obtaining the conceptual design with the help of product development tools for decision making, as well as the definition of the characteristics of the gears. After that, it was possible to perform the analysis of the force resulting from the forceps with the use of the orthosis. Having that, an orthosis mechanism for the hand was obtained with gears in AISI 1020-degree one low carbon steel and rods capable of assisting the movement of the index finger, making use of the movement of the middle, small and ring fingers. Thus, the study presented fulfilled the general and specific goals, so that there was a gain in movement and strength in the hand for the pinch movement from the developed orthosis.

Keywords: orthosis; hand; biomechanics; mechanisms.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Morfologia da mão.....	11
Figura 2 - Posição da mão para pressão firme e de precisão.....	13
Figura 3 - (a) Desenho de banda comum aos dígitos. (b) Conjunto de mão/ antebraço.....	15
Figura 4 - Órtese customizada com o martelo de Thor	15
Figura 5 - Órtese iGrab.....	16
Figura 6 - Órtese de mecanismos de barras modelada matematicamente	17
Figura 7 - Análise de funções de um saca rolha.....	18
Figura 8 - Terminologia para dentes retos de engrenagens cilíndricas	24
Figura 9 - Geração da curva evolvente do círculo.....	24
Figura 10 - Árvore funcional da órtese de pinça.....	29
Figura 11 - Projeto conceitual 1.....	29
Figura 12 - Projeto conceitual 2.....	30
Figura 13 - Projeto conceitual 3.....	30
Figura 14 - Ângulos para desenvolvimento dos protótipos.....	32
Figura 15 - Indicador aberto (a), Indicador fechado (b), Anelar aberto (c) e Anelar fechado (d).....	33
Figura 16 - Modelagem tridimensional na posição aberta.....	37
Figura 17 - Modelagem tridimensional na posição fechada.....	38
Figura 18 - Linhas de referência na posição aberta.....	38
Figura 19 - Linhas de referência na posição fechada.....	39
Figura 20 - Sobreposição das posições aberta e fechada da órtese.....	39
Figura 21 - Diagrama de Forças.....	40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Amplitude das articulações	12
Tabela 2 - Exemplo de matriz de decisão.....	20
Tabela 3 - Características padronizadas da engrenagem.....	23
Tabela 4 - Fator de forma de Lewis para dentes envolventais, 20° e profundidade total.....	26
Tabela 5 - Matriz de decisão	32
Tabela 6 - Comprimento dos elos e variação dos ângulos.....	33
Tabela 7 - Características das engrenagens.....	34
Tabela 8 - Características do dente da engrenagem dimensionada.....	35
Tabela 9 - Análise de falha da engrenagem	36
Tabela 10 - Força resultante no dedo indicador	40

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	9
1.1	Justificativa.....	9
1.2	Objetivo geral.....	10
1.3	Objetivos específicos.....	10
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	11
2.1	Morfologia e fisiologia da mão.....	11
2.2	Condições que afetam o movimento e tratamentos da mão.....	13
2.3	Órteses aplicadas ao movimento de pinça da mão.....	14
2.4	Partes dos processos do desenvolvimento de produto.....	17
2.4.1	Ferramentas de desenvolvimento de produto.....	18
<u>2.4.1.1</u>	<u>Análise conceitual das funções do produto.....</u>	<u>18</u>
<u>2.4.1.2</u>	<u>Metodologia da análise de falha.....</u>	<u>19</u>
<u>2.4.1.3</u>	<u>Matriz de decisão</u>	<u>20</u>
<u>2.4.1.4</u>	<u>Teste de função manual Jebsen-Taylor r.....</u>	<u>21</u>
2.4.2	Análise dos esforços envolvidos no mecanismo de apoio a pinça.....	21
<u>2.4.2.1</u>	<u>Equacionamento da engrenagem.....</u>	<u>22</u>
3	METODOLOGIA.....	28
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	29
4.1	Aplicação da análise de funções e matriz de decisão.....	29
4.2	Análise cinemática bidimensional	32
4.3	Equacionamento das engrenagens do projeto.....	34
4.4	Modelo tridimensional em CAD.....	37
4.5	Força resultante no dedo indicador com o uso da órtese.....	40
5	CONCLUSÃO.....	42
6	TRABALHOS FUTUROS.....	43
	REFERÊNCIAS.....	44
	APÊNDICE A - Equações para engrenagens.....	47

1 INTRODUÇÃO

Muitas atividades desenvolvidas pelo ser humano envolvem direta ou indiretamente os movimentos das mãos. Certamente, com o desenvolvimento tecnológico algumas dessas atividades humanas estão sendo substituídas por outros métodos de interação ou por apoios ao movimento, como as órteses. Assim como o caso do comando por voz, comandos por gestos, pelos olhos e até por meio de ondas cerebrais, porém, essas se tornam atividades de interação entre o homem e máquinas com o mundo (SILVA, 2019).

A interação do homem com o meio físico pode ser atrapalhada por condições médicas que interferem no movimento humano e na capacidade motora de cada indivíduo. Muitas se tornam as possíveis condições médicas que podem levar a isso, tal como a hemiparesia. Sendo a hemiparesia a perda do movimento de parte do corpo, normalmente causada pelo Acidente Vascular Cerebral (AVC), por esforços repetitivos, por lesões da coluna vertebral, ou até mesmo a epicondilite lateral (cotovelo de tenista) e a síndrome do túnel do carpo (*apud* VENTURIM, 2019).

Em muitos casos essas condições médicas não possibilitam ao paciente um retorno a suas capacidades ou esse retorno se torna gradativo e lento. Assim, se faz necessário, para uma melhor acessibilidade do indivíduo, o uso de órteses, ou em alguns casos, dependendo da condição do indivíduo, o uso de próteses. Ou seja, 80% a 85% das pessoas que sofrem AVC têm perda parcial da força, sendo que 55% a 75% não apresenta recuperação em 6 meses após o AVC (SILVA, 2019).

Comumente confundem os termos órtese e prótese, pois ambos possuem a função de promover a funcionalidade de membros a pessoas com deficiência ou com mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. Contudo, as órteses e próteses possuem definições diferentes. Órteses são dispositivos mecânicos externos artificiais que auxiliam no movimento de membros musculares e esqueléticos. No caso das próteses referem-se a dispositivos artificiais externos que substituem totalmente ou parcialmente um membro possibilitando ou não o movimento com o membro artificial (SHAHAR *et al.*, 2019).

1.1 Justificativa

O estudo teve como justificativa a dificuldade e necessidade de maiores estudos em se idealizar órteses médicas, simples, leves e confortáveis ao paciente.

Diversos estudos do tipo já foram confeccionados, mas órteses que utilizam unicamente a biomecânica de alguns dedos como força motriz para o movimento de pinça de modo a amplificar a força final do movimento, ou seja, sem o auxílio de servo motores, são mais escassos. Dessa forma, esse estudo buscou, por meio de um mecanismo, transformar movimentos parciais da mão em movimentos completos focado em ampliar a força e amplitude do movimento.

A proposta deste estudo define-se na necessidade de desenvolver uma órtese capaz de auxiliar o usuário com pouca mobilidade nas mãos a realizar o movimento de pinça, que consiste em aproximar os dedos indicadores ao polegar, utilizando o movimento dos outros dedos da mão.

1.2 Objetivo geral

Desenvolver uma órtese de mão para multiplicar a força e o movimento de pinça do dedo indicador amplificada pelos dedos médio, anelar e mínimo, por meio de eixos, engrenagens e mecanismos de elos.

1.3 Objetivos específicos

Para se chegar ao objetivo geral, desdobrou-se o mesmo em objetivos específicos:

- Modelagem em computador do movimento biomecânico da mão humana através da análise cinemática para um grau de liberdade aplicando-se os cursos e ângulos dos dedos no movimento de pinça;
- Projetar conceitualmente uma órtese com mecanismo que utiliza os dedos médio, anelar e mínimo para o movimento do dedo indicador, aumentando a sua força aplicando-se ferramentas de desenvolvimento de produtos para as tomadas de decisão;
- Analisar os esforços estáticos e forças resultantes no mecanismo proposto através da aplicação de mecânica dos sólidos para validar os elementos e os materiais aplicados à órtese.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

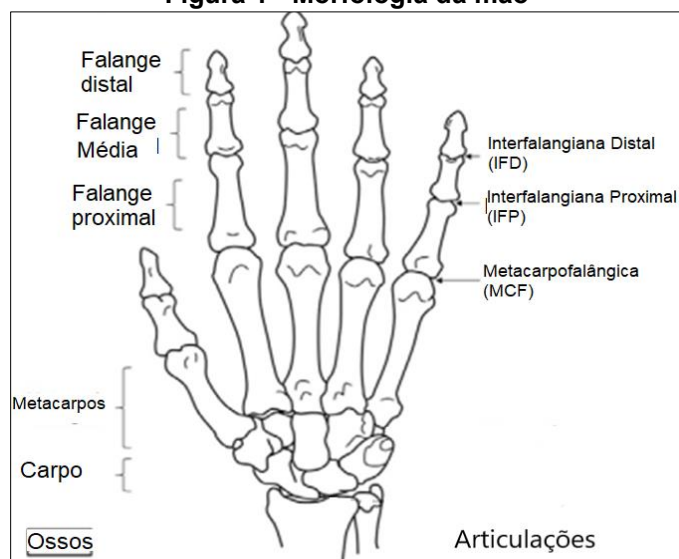
Neste capítulo define-se as questões sobre o movimento e características das mãos para melhor entendimento sobre essa região do corpo, além disso, cita-se algumas doenças que podem causar problemas nessa região e exemplificar algumas órteses desenvolvidas. A revisão bibliográfica também abordará algumas ferramentas que auxiliam na confecção de projetos e órteses tanto na sua fase de desenvolvimento, quanto na fase de testes. Por fim, faz-se uma revisão sobre a força que a mão consegue aplicar e engrenagens.

2.1 Morfologia e fisiologia da mão

As mãos constituem-se como ferramentas imprescindíveis para muitas tarefas do dia a dia. Elas trazem a capacidade de agarrar, pegar e segurar, muito devido aos longos dedos e a posição do dedo polegar à frente da palma e dos outros dedos, permitindo-se movimentos de pressão para segurar objetos. Por isso Aristóteles definiu a mão como sendo o instrumento dos instrumentos (KAPANDJI, 2000).

A mão possui dedos compostos por três tipos de ossos, veja Figura 1, chamados falanges, denominadas de distal, média e proximal, com exceção do polegar que não possui a falange média, totalizando 14 falanges (Figura 1). Em seguida das falanges proximais estão os metacarpos, ossos que formam o esqueleto da palma da mão ligados aos dedos por meio de articulações (DI CICCIO *et al.*, 2004; HEO *et al.*, 2012; ALLOUCH *et al.* 2014).

Figura 1 - Morfologia da mão



Fonte: adaptado de Heo; Gu (2012)

Verifica-se por conta do número de ossos que existem um grande número de articulações em uma mão. Sendo que a falange proximal e o metacarpo se ligam pela articulação Metacarpofalângica (MCF), as falanges média e proximal pela articulação Interfalangiana Proximal (IFP). No caso das falanges distal e média as mesmas se ligam pela articulação Interfalangiana Distal (IFD), representadas na figura 1 respectivamente por MCF, IFP e IFD (HEO *et al.*, 2012; ALLOUCH *et al.* 2014).

Apesar da articulação MCF ser chamada de junta condilar, possuindo dois graus de liberdade, os movimentos de adução e abdução permitem a conformidade com objeto, mas não sendo usados efetivamente para realizar o movimento de pinça (HEO *et al.*, 2012; DI CICCIO *et al.*, 2004).

As articulações possuem características diferentes quando se trata de amplitude de movimento e de graus de liberdade. As articulações entre falanges IFP e IFD (Figura 1), permitem aos dedos os movimentos de flexão e extensão, enquanto as articulações MCF permitem flexão, extensão, adução e abdução, gerando um movimento mais complexo (RAZO e SÁNCHEZ, 2013).

Além disso, as articulações MCF flexionam de 0° a 90° e estendem de 0° a 45°, sendo definido como hiperextensão por ultrapassar a posição anatômica. As articulações IFP flexionam de 0° a 100° e não possuem grau de extensão. As articulações IFD flexionam de 0° a 90° e estendem de 0° a 10°. As amplitudes estão resumidas na tabela 1 (RAZO e SÁNCHEZ, 2013).

Tabela 1 - Amplitude das articulações

Articulações	Faixa de movimento
MCF	Hiperextensão 0° a 45° Flexão 0° a 90°
IFP	Extensão 0° Flexão 0° a 100°
IFD	Extensão 0° a 10° Flexão 0° a 90°

Fonte: Adaptado de Razo e Sánchez (2013)

Quando se fala em segurar objetos, pode-se classificar em movimentos firmes e finos, onde os movimentos firmes se definem como aqueles cujo a mão exerce uma preensão exercendo a máxima produção de força, como por exemplo segurar uma

raquete ou um taco de baseball. Os movimentos se apresentam como sendo finos quando exigem uma regulagem refinada da sensibilidade dos movimentos e força, como no ato de segurar uma taça ou escrever com lápis, conforme a Figura 2 (DERRICK; HAMILL; KNUTZEN, 2016).

Figura 2 - Posição da mão para pressão firme e de precisão



Fonte: Derrick; Hamill; Knutzen (2016)

Verifica-se que os movimentos da mão sofrem efeito pela posição do polegar e do pulso como mostrado na Figura 2. Para movimentos mais finos se limita a flexão nas articulações IFP e IFD se mantém o polegar em uma posição mais perpendicular à mão, possibilitando o movimento de beliscar ou de segurar uma caneta (DERRICK; HAMILL; KNUTZEN, 2016). O dedo humano pode ser considerado um mecanismo de cadeia cinemática aberta de quatro elos e três juntas. Esse conjunto de características implica em um mecanismo de quatro graus de liberdade (PETROFF *et al*; 2001).

2.2 Condições que afetam o movimento e tratamentos da mão

Algumas doenças podem afetar o uso das mãos de forma momentânea ou até mesmo comprometer o movimento por completo. Esclerose, distrofia muscular, AVC, problemas no sistema nervoso. Essas e outras condições podem causar perda ou comprometimento dos movimentos, a paresia. A perda da função das mãos limita a capacidade de efetuar tarefas diárias. Para buscar solucionar essa questão tem se

desenvolvidos diversos tipos de exoesqueletos para as mãos, sendo que muitos deles se limitam a ajudar em alguns movimentos específicos, como o movimento de pinça ou garra (ROTELLA *et al.*, 2009).

Uma das principais causas de disfunções nas mãos em crianças está ligada à paralisia cerebral. Ao menos 50% das crianças com paralisia cerebral apresentam problemas nas mãos tornando-as lentas e fracas, com incoordenação, dissociação incompleta dos dedos, espasticidade e deficiência sensação tátil 3 (HUGHES; FRANZSEN; FREEME, 2017). De forma a trazer maior conforto para as crianças e permitir que elas utilizem suas mãos, o uso de órteses funcionais junto com tratamentos de intervenção terapêutica se apresenta como uma solução recomendada (SCHMITZ, 2019).

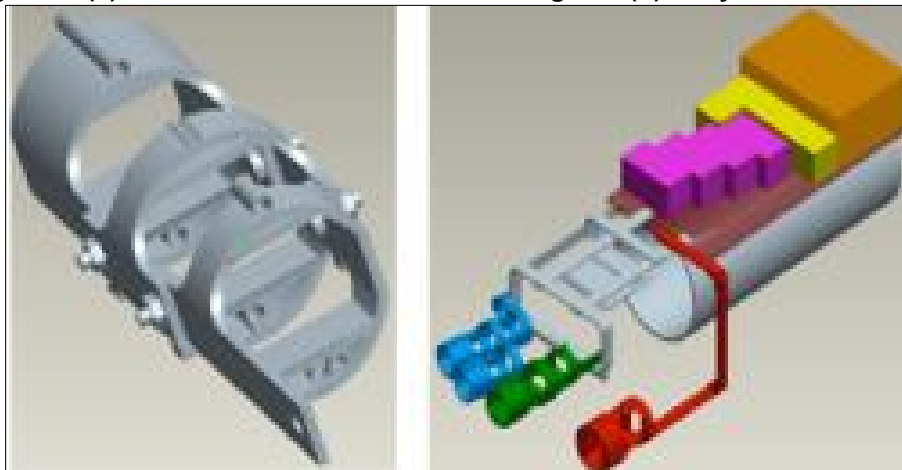
2.3 Órteses aplicadas ao movimento de pinça da mão

O uso de órteses que auxiliam o movimento da garra dos dedos se torna uma forma eficiente de tratar as incapacidades da mão e traz a possibilidade de o indivíduo utilizar o membro com aumento da facilidade e com diminuição da chance de provocar lesões na pele durante as atividades do dia a dia (ELUI; OLIVEIRA; SANTOS, 2001).

As órteses podem ser classificadas como ativas ou passivas, onde as passivas também podem ser conhecidas como talas. Muitos estudos foram feitos acerca desses dois dispositivos e sabe-se que ambos contribuem muito para a reabilitação e com a função assistencial (SAHARAN *et al.*, 2017). Um levantamento bibliográfico foi realizado e algumas órteses para auxílio do movimento das mãos foram encontradas:

A órtese *Assistive Exoskeleton For Actuated Pinch And Grasp* apresentada pela figura 3 teve como objetivo ampliar dinamicamente a força no movimento de pinça e pressão utilizando-se de três faixas cilíndricas conectadas no centro de rotação de cada junta. A ideia se apresenta com que essas faixas imitem os tendões e forneçam uma flexão ativa.

Figura 3: (a) Desenho de banda comum aos dígitos. (b) Conjunto de mão / antebraço.



Fonte: Rotella *et al.* (2009)

As faixas, tensionadas por molas, localizam-se no dorso da mão apoiadas sob uma placa de aço galvanizado, que estão em repouso quando a mão está aberta e servem para retornar a órtese para a posição inicial. Motores (em roxo na figura 3), controladores de motores (em laranja) e baterias (em amarelo) utilizados para desenvolver o movimento. Esses garantem 15 N de força em cada cabo expressando 8 N de força nominal em cada dedo. O sistema ainda será integrado a um controle digital em desenvolvimento (ROTELLA *et al.*, 2009).

Uma outra proposta de desenvolvimento de órtese com o objetivo de desenvolver uma órtese mão-punho, para crianças com paralisia cerebral, buscou utilizar técnicas 3D para melhorar o conforto e encaixe da órtese no paciente. Realizando uma digitalização 3D da mão e do punho, foi desenvolvido, como mostrado na figura 4, após modelagem 3D, por impressão 3D uma órtese com capacidade de customização para melhorar o design.

Figura 4 - Órtese customizada com o martelo de Thor



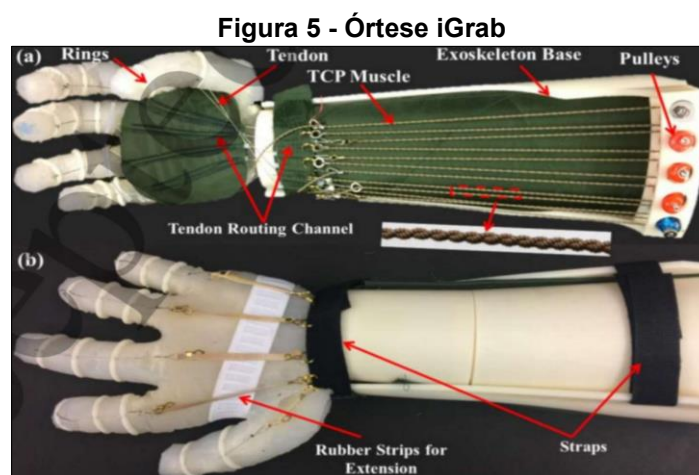
Fonte: Schmitz (2019)

Utilizando-se de dois pacientes para análise (uma pessoa com deficiência e outra pessoa sem deficiência), os requisitos de visibilidade, prevenir a deformidade, funcionalidade, peso, segurança, conforto e estética foram avaliados com os

pacientes em conjunto com os terapeutas e os responsáveis pelos pacientes, tendo em vista tratar-se de crianças.

A órtese apresentou encaixe perfeito na mão do paciente, tornando-se muito confortável para uso. E, o fácil encaixe, sem regiões pontiagudas ou sobressalentes, muito devido a utilização de um scanner de alta precisão e o processo de modelagem ter sido realizado por um profissional experiente na área, proporcionou ótima funcionalidade, conforto e leveza. Para o teste de funcionalidade de uma órtese utiliza-se da metodologia Jebsen-Taylor a qual será melhor explicada a seguir (item 2.4.1.4) em três subtestes: atividade de escrita; pegar objetos pequenos e simular alimentação (SCHMITZ, 2019).

Outro projeto com o objetivo de desenvolver uma órtese sem o uso de servomotores e que fosse compacto, leve e de fácil vestimenta pode ser vista na figura 5 a seguir. Essa órtese se utiliza de um polímero torcido e enrolado (TCP), com estruturas em anel impressas em 3D, com tendões, canais de roteamento dos tendões, polias e borracha em tiras. O dispositivo foi modelado em CAD (*Computer Aided Design*) e produzido com impressão 3D, munido de uma técnica têxtil para controle térmico (Figura 5). Também se usou de modelagem e simulação usando equações Lagrangianas de Euler padrão para comparação posterior aos resultados experimentais.



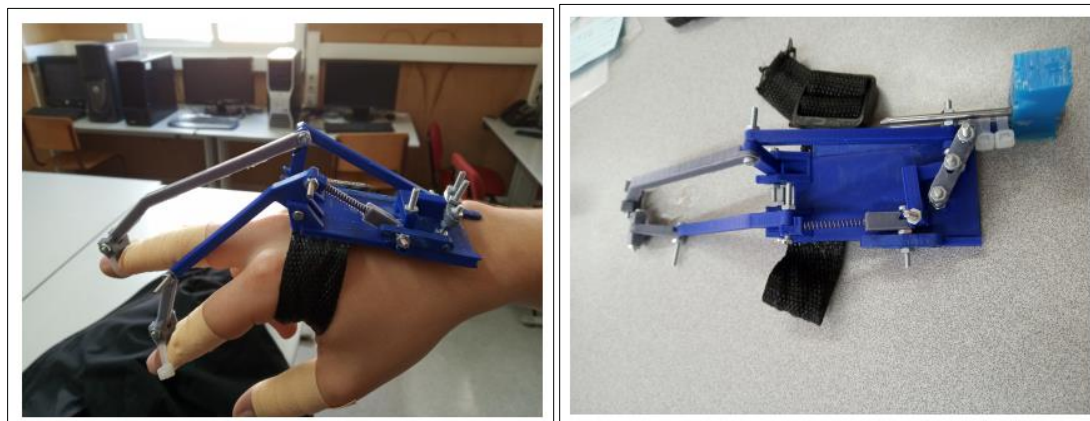
Fonte: Saharan *et al.* (2017)

A órtese apresenta a capacidade de beliscar e pegar objetos de diferentes formas, pesos e tamanhos por causa da complexidade e por possuir condições de realizar movimentos finos conforme a figura 5 (SAHARAN *et al.*, 2017).

No caso da órtese desenvolvida com o intuito de realizar o movimento de pinça, conforme a figura 6, com o auxílio do dedo médio que ajuda na multiplicação da força

no indicador, consegue-se maior força resultante do movimento através do uso de elos.

Figura 6 - Órtese de mecanismos de barras modelada matematicamente



Fonte: Venturim (2019)

Para o desenvolvimento desta órtese, foi necessário retirar as medidas da mão do paciente. Neste, afirma que para se chegar em uma órtese com performance ideal, deve-se coletar a anatomia de cada paciente para adaptar a órtese a cada pessoa, tendo em vista os diferentes tamanhos, formatos e formas das mãos de cada indivíduo.

O modelo foi desenvolvido utilizando modelamento matemático e simulação numérica após a modelagem por *Computer Aided Engineer (CAE)* para otimização do processo de criação geométrica da órtese. Para testar a órtese, foram selecionados dois pacientes que realizaram movimentos de pegar e agarrar diferentes objetos e escrever. Os pacientes conseguiram realizar as atividades bem, obtendo, através da órtese boa sustentação do punho, amplitude de movimento e segurança ao realizar os movimentos. Entretanto, ainda sim, existiu insegurança com objetos maiores e pesados, como uma garrafa de água (VENTURIM, 2019).

2.4 Partes dos processos do desenvolvimento de produto

Nesse tópico será discutido algumas ferramentas para o desenvolvimento do produto que auxiliam na tomada de decisão. O equacionamento e os dados necessários para o dimensionamento da engrenagem.

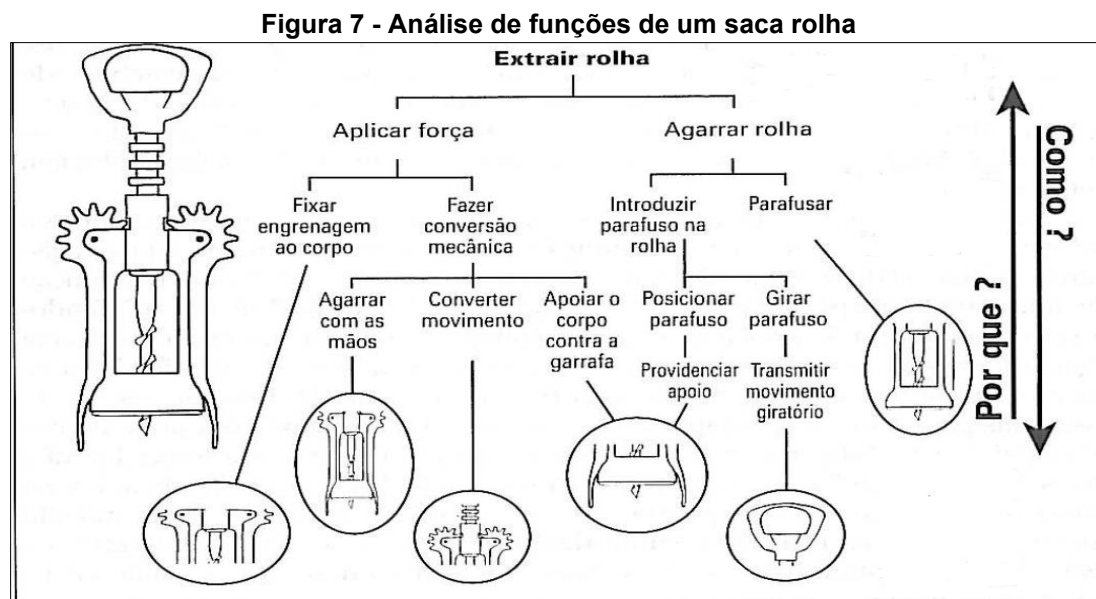
2.4.1 Ferramentas de desenvolvimento de produto

O objetivo desse tópico se torna apresentar algumas ferramentas que auxiliam no desenvolvimento do produto. Assim, ajudando na organização de ideias, funções e protótipos.

2.4.1.1 Análise conceitual das funções do produto

A Análise conceitual das funções do produto se apresenta como um método de definição das funções do produto e como os usuários percebem as funções do produto. A mesma pode ser utilizada para ampliar a possibilidade de geração de conceitos e de visão sistêmica do produto, podendo verificar se cada componente do produto tem uma função para o usuário.

Para desenvolvimento da análise primeiro deve-se listar todas as funções do produto, ou seja, tudo aquilo que o produto será projetado para fazer, com as percepções do usuário. Posteriormente, deve-se organizar essas funções em uma árvore funcional selecionando a principal função do produto, o motivo da sua existência do ponto de vista do consumidor, e as outras funções sendo fatores dessa de forma lógica e hierárquica. Assim, em cada nível as funções representam causas diretas das funções do nível anterior, assim como na figura 7.



Fonte: adaptada de Baxter (2000)

A árvore pode ser conferida realizando a pergunta: “Como?” para cada nível hierárquico que se desce ou a pergunta: “Por que?” para cada nível hierárquico que

se sobe, conforme visto na figura 7 (BAXTER, 2000). Nesta figura se exemplifica a utilização da metodologia para um saca rolha, listando suas funções percebidas pelo usuário.

Assim sendo, verifica-se que se torna interessante dividir o problema em pequenos problemas, ou o produto em pequenas partes do produto, para assim auxiliar em uma visão sistêmica e encontrar soluções mais facilmente. Claramente que, as soluções devem ser combinadas para que haja uma convergência em uma solução do problema geral (PAHL; FELDHUSEN; GROTE; BEITZ, 2005).

2.4.1.2 Metodologia da análise de falha

Busca analisar todas as possibilidades de falha da órtese quanto às suas funções. As causas dessas falhas possuem classificação de zero a dez de acordo com sua ocorrência, gravidade e capacidade de detectar e corrigir a falha com uma revisão de projeto. A multiplicação desses fatores gera o indicador de risco. Quanto maior o indicador de risco, maior será a prioridade de busca de solução para a falha (BAXTER, 2000). Para se chegar aos valores nove elementos devem ser considerados:

- (1) Análise das funções do produto;
- (2) Tipo de falha potencial;
- (3) Causa da falha;
- (4) Ocorrência da falha;
- (5) Efeito das falhas;
- (6) Gravidade da falha;
- (7) Verificação do projeto;
- (8) Detecção da falha;
- (9) Indicador de risco.

Para análise de falha também costuma-se utilizar a metodologia de Análise de Modo e Efeito de Falha Potencial, conhecido como FMEA. Esse se divide em 3 etapas: Identificação dos riscos, priorização dos riscos e eliminação. Para tanto, primeiro se torna necessário identificar as funções do produto, depois identificar dentro de cada função possíveis falhas e suas causas e efeitos para o cliente interno e externo e dessas falhas definir formas de controle preventivo e de detecção da falha.

Na segunda etapa, priorização de riscos, deve-se caracterizar os riscos quanto a severidade (resultado do efeito), ocorrência (probabilidade da falha) e detecção (probabilidade de detecção). Se multiplicam os valores de cada item gerando o número de prioridade de risco (NRP) para priorizar e evitar as falhas, reduzindo-se a severidade, ocorrência e melhorando-se a detecção (FIERGS; SENAI, 2010).

2.4.1.3 Matriz de decisão

A matriz de decisão se utiliza para tomada de decisão na seleção sistemática de oportunidades de produto, sendo avaliadas a partir de critérios considerados relevantes. Na montagem da matriz atribui-se notas para cada critério e caso houver um fator mais importante, adiciona-se pesos a eles. Dessa forma, as oportunidades podem ser transformadas em um número de pontos, ajudando a identificar os fortes e fracos de uma ideia de modo a simplificar o processo de escolha (BAXTER, 2000).

Na tabela 2 tem-se um exemplo de matriz de decisão que segundo Kaminski (1999) se deve listar os atributos mais relevantes ao projeto e os classificar com pesos que variam de 0 a 1. Ou seja, analisando-se cada alternativa de projeto, atribuiu-se uma nota referente a cada critério, os quais devem ser multiplicados pelo peso para a formação da pontuação geral, nomeada como soma.

Tabela 2: Exemplo de matriz de decisão

Atributo	Peso	Alt. A		Alt. B		Alt. C		Alt. D		Alt. E	
		nota	nxp	nota	Nxp	nota	Nxp	nota	nxp	nota	nxp
Segurança	0,12	5	0,6	9	1,08	5	0,6	8	0,96	6	0,72
Componentes padrão	0,08	3	0,24	10	0,8	6	0,48	10	0,8	8	0,64
Facilidade de manutenção	0,1	2	0,2	10	1	7	0,7	9	0,9	3	0,3
Durabilidade	0,1	4	0,4	8	0,8	7	0,7	8	0,8	2	0,2
Aceitação pública	0,18	9	1,62	6	1,08	8	1,44	9	1,62	6	1,08
Confiabilidade	0,2	6	1,2	7	1,4	6	1,2	7	1,4	4	0,8
Custo fabricação	0,03	1	0,03	10	0,3	3	0,09	2	0,06	2	0,06
Investimento	0,04	1	0,04	10	0,4	4	0,16	8	0,32	2	0,08
Performance	0,15	3	0,45	8	1,2	5	0,75	8	1,2	6	0,9
SOMA	1		4,78		8,06				8,06		4,78

Fonte: Adaptado de Kaminski (1999)

Devido às incertezas nos estudos desenvolvidos para as alternativas e o certo grau de subjetividade ao ponderar os atributos, a principal característica da matriz de decisão se torna explicitar e quantificar os critérios de projeto implicando em atributos claros e sendo aplicados a todas as alternativas. Para a montagem da matriz deve ser listado os critérios que irão basear a escolha, listado todas as alternativas consideráveis para se fazer a escolha, construir a tabela que irá interligar os dados e estabelecer critérios de classificação de avaliação e se necessário, atribuir notas e pesos para cada critério (KAMINSKI, 1999).

2.4.1.4 Teste de função manual Jebsen-Taylor

Com projeto final, este pode ter sua validade com a aplicação de testes de funcionalidade utilizando a metodologia de Jebsen-Taylor. O Teste de Função Manual Jebsen-Taylor (TFMJT) avalia o tempo de execução de atividades do dia a dia. O teste se subdivide em 7 tarefas:

- (1) Escrita de frases;
- (2) Simulação de uma tarefa de virar cartas;
- (3) Levantamento de objetos pequenos;
- (4) Simulação do uso da colher para a alimentação;
- (5) Empilhamento de blocos (i.e., peças de dama);
- (6) Levantamento de objetos grandes e leves e
- (7) Levantamento de objetos grandes e pesados.

Segundo o trabalho desenvolvido por Jebsen *et al.* (1969) o tempo de cada teste deve ser registrado e os participantes instruídos a realizar o teste o mais rápido possível (*apud* LIMA; FREITAS, 2012). Após os testes, um comparativo entre os tempos das atividades com e sem a órtese deve ser feito para verificar se houve melhora na performance das atividades.

2.4.2 Análise dos esforços envolvidos no mecanismo de apoio a pinça

Para realizar o levantamento dos esforços do mecanismo se fez uma pesquisa bibliográfica buscando-se encontrar a maior força realizada pela mão, como a força máxima no mecanismo.

Para o levantamento de forças na sua maioria das vezes se utilizam os dinamômetros, sendo o mais comum para as mãos o dinamômetro hidráulico Jamar.

Esse dinamômetro possui um funcionamento que consiste em duas barras que com a força do aperto da mão o indivíduo deve tentar aproximá-las o máximo possível (FERNANDES *et al.*, 2011).

Utilizando como base os dados levantados por Fernandes (2011) para o maior valor de força obtido em homens, sendo esse valor de $45,5 \pm 15,53$ kgf para a mão direita, em seu estudo realizado com 73 voluntários. Sendo que utilizou-se nesse levantamento 40 homens, com cinco posições diferentes de abertura do dinamômetro hidráulico Jamar, sendo elas: posição 1: 3,5 cm; posição 2: 4,8 cm; posição 3: 6,0 cm; posição 4: 4,8 cm e posição 5: 8,6 cm, sendo que a maior força foi encontrada na posição 3. A força do homem, apresenta-se como sendo o maior valor e a força da mulher, de $25,5 \pm 6,28$ kg na posição 2 como sendo a menor de todas as obtidas.

A estimativa a partir desses dados obtidos proporciona uma força em um único dedo e dos outros três dos cinco dedos, ou seja, o indicador, anelar, médio e mínimo, não foi experimentado no estudo, que gera erro e incerteza. Entretanto, para que os cálculos tenham um fator de segurança dimensional foi utilizado a força total para o dimensionamento, potencializando-se um mecanismo robusto, evitando-se possíveis falhas.

2.4.2.1 Equacionamento da engrenagem

Há muitas alternativas disponíveis no que tange à transmissão de movimento, tais como, correias planas, em V, dentadas, correntes, volantes de atritos, engrenagens (COLLINS, 2017). Para o dimensionamento da engrenagem, a equação 1 deve ser utilizada para definição da relação de transmissão entre as engrenagens:

Equação 1 - Relação de transmissão da engrenagem

$$|r_1\omega_1| = |r_2\omega_2| \quad (1)$$

Fonte: Collins (2017)

Onde: r_1 e r_2 = raio dos componentes 1, 2 respectivamente

ω_1 e ω_2 = velocidade angular dos componentes 1, 2, respectivamente.

A escolha do tipo de engrenagem deve considerar o tipo do projeto, incluindo fatores como: relação de redução necessária, a potência a ser transmitida, velocidade de rotação, nível de ruído exigido, eficiência, arranjo entre os eixos, custo entre outros (Collins, 2017).

O material da engrenagem deve ter boa resistência, principalmente a fadiga, elevada rigidez, boa resistência ao desgaste, elevada resiliência, boa capacidade ao amortecimento, boa usinabilidade, elevada resistência à fadiga superficial entre outras características a depender das condições do projeto (Collins, 2017). A razão da redução se define pela equação 2:

Equação 2 - Razão de redução

$$i = N_{\text{motora}}/N_{\text{movida}} = D_{\text{movida}}/D_{\text{motora}} = Z_1/Z_2 = \omega_1/\omega_2 \quad (2)$$

Fonte: Collins (2017)

Onde: N - rotação da engrenagem;
 Z - Número de dentes;
 D - Diâmetro da engrenagem;
 Índice 1 - Engrenagem motora;
 Índice 2 - Engrenagem movida

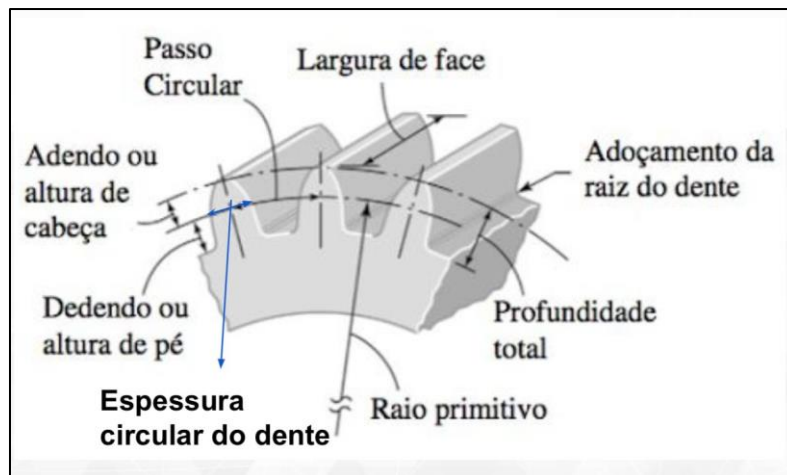
No APÊNDICE A, tem-se as relações geométricas para o projeto e desenho de uma engrenagem. Para outras definições das características das engrenagens cilíndricas de dentes retos algumas medidas seguem padrões para garantir a intercambialidade e a disponibilidade do elemento, conforme a Tabela 3 e figura 8, com o passo diametral em polegadas pela NORMA AGMA (*American Gear Manufacturer Association*).

Tabela 3 - Características padronizadas da engrenagem

	Passo Grosso (Pd<20)	Passo Fino (Pd≥20)
Ângulo de pressão	20° ou 25°	20°
Adendo	1,000/Pd	1,000/Pd
Dedendo	1,250/Pd	(1,200/Pd) + 0,002
Profundidade total	2,250/Pd	(2,200/Pd) + 0,002
Profundidade de trabalho	2,000/Pd	2,000/Pd
Folga (básica)	0,250/Pd	(0,200/Pd) + 0,002
Folga (dentes rebaixados ou planos)	0,350/Pd	(0,350/Pd) + 0,002
Espessura circular do dente	1,571/Pd	1,571/Pd

Fonte: Collins (2017)

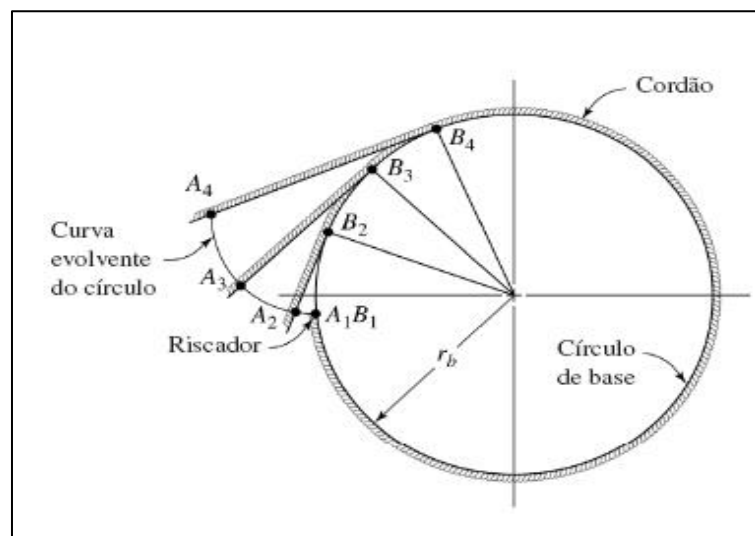
Figura 8 - Terminologia para dentes retos de engrenagens cilíndricas



Fonte: adaptado de Collins (2017)

Para satisfazer a lei geral do engrenamento, o formato dos dentes não deve interferir na rotação e a razão das velocidades angulares das engrenagens movida e motora e deve permanecer constante em qualquer instante da rotação. O perfil envolvente tem relativa facilidade de fabricação e baixa sensibilidade às pequenas variações na distância entre centros. As tangentes do círculo de base (A_1B_1 , A_2B_2 , A_3B_3 , A_4B_4) auxiliam no traçado da curva $A_1 - A_2 - A_3 - A_4$ formando o perfil envolvente do círculo, como mostra a figura 9 (COLLINS, 2017).

Figura 9 - Geração da curva envolvente do círculo



Fonte: Collins (2017)

A análise de falha pode ser feita para a engrenagem de menor diâmetro, pois essa irá passar por maior quantidade de ciclo em seus dentes, uma vez que a principal

forma de falha em engrenagem se torna a fadiga de alto ciclo (COLLINS, 2017). Para tanto, a definição de máxima tensão de flexão real no ponto crítico, pode-se calcular um fator de concentração de tensão para fadiga utilizando a equação 3:

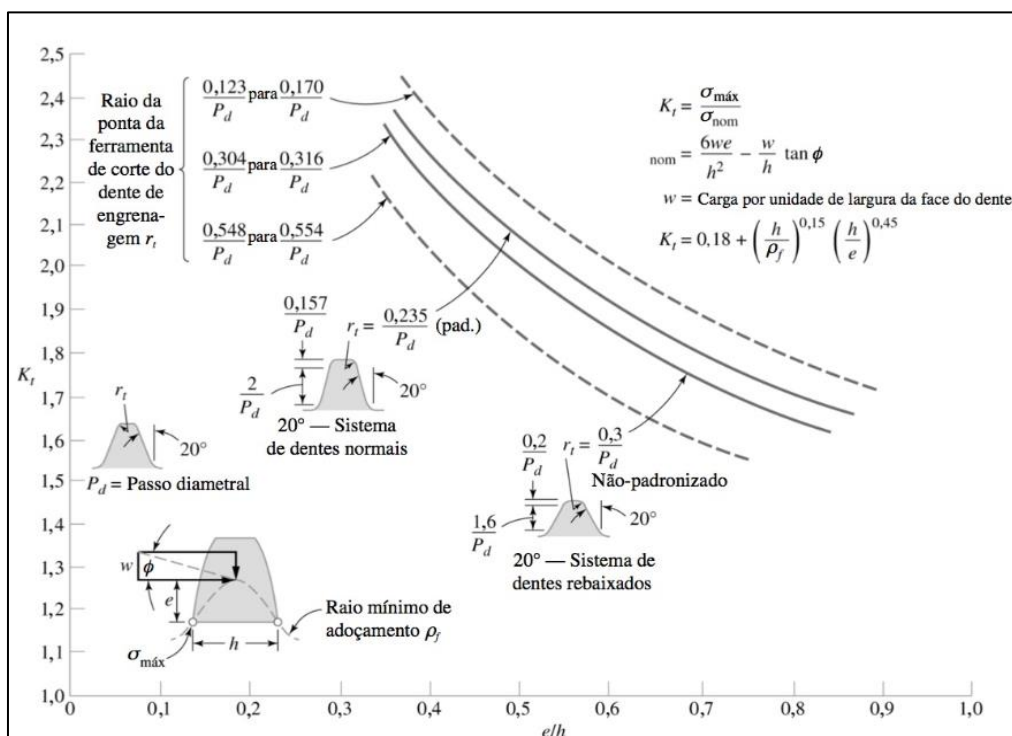
Equação 3 – Concentração de tensão para fadiga

$$K_f = q(kt - 1) + 1 \quad (3)$$

Fonte: Collins (2017)

Sendo o kt (fator de concentração de tensão elástico teórico) obtido pelo gráfico 1:

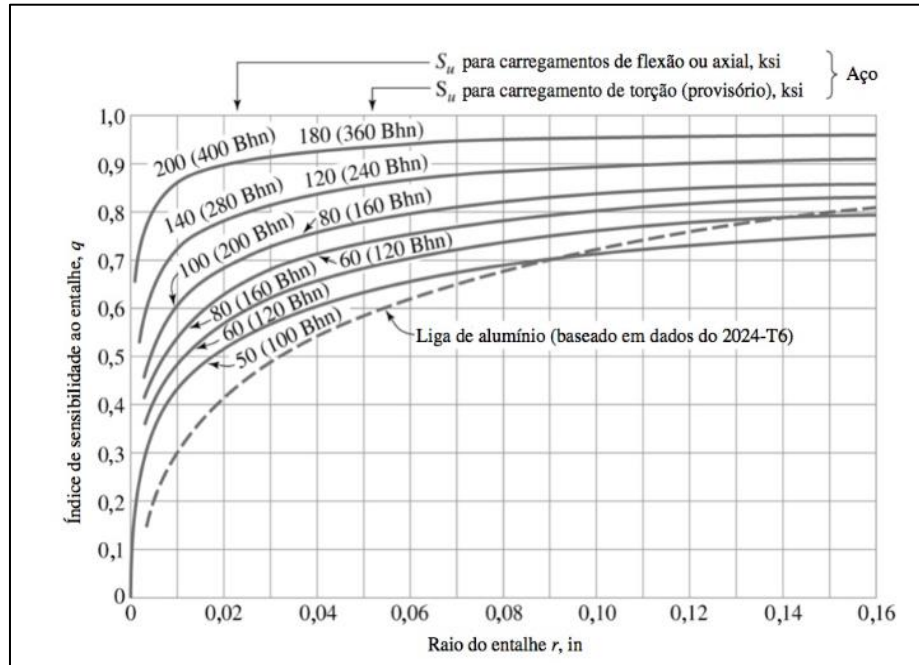
Gráfico 1 - Fator de concentração de tensões teórico



Fonte: Collins (2017)

Para tanto, deve-se definir os valores de e (braço de momento) e h (espessura na raiz). Sendo a espessura na raiz possível de ser aproximada ao valor da espessura da base e o braço de momento como a profundidade de trabalho (distância entre os círculos de base das duas engrenagens) definido na tabela 3. O índice de sensibilidade ao entalhe (q) pode ser encontrado pelo gráfico 2:

Gráfico 2 - Índice de sensibilidade ao entalhe



Fonte: Collins, 2017

Desta forma, se faz necessário definir a velocidade na linha primitiva (V), a força tangencial (F_t) e a largura da face intermediária. Essa última pode ser aproximada por tentativa. Assim, a tensão nominal (σ_{nom}) pode ser calculada utilizando o fator de forma de Lewis definido pela tabela 4:

Tabela 4 - Fator de forma de Lewis para dentes envolventais, 20° e profundidade total

Número de dentes	Y	Número de dentes	Y
12	0,245	28	0,353
13	0,261	30	0,359
14	0,277	34	0,371
15	0,290	38	0,384
16	0,296	43	0,397
17	0,303	50	0,409
18	0,309	60	0,422
19	0,314	75	0,435
20	0,322	100	0,447
21	0,328	150	0,460
22	0,331	300	0,472
24	0,337	400	0,480
26	0,346	Rack	0,485

Fonte: Collins (2017)

A tensão nominal deve ser corrigida pelo fator de concentração de tensão para fadiga, assim como o limite de resistência à fadiga pelo K_∞ . Por fim, como o dente se submete a flexão repetida, produzindo tração distribuída no adocamento crítico da raiz do dente podemos calcular a tensão equivalente crítica (σ_{eq-Cr}) e realizar a sua validação pelo fator de segurança (n_{ex}). Formulando todas as equações acima e do

APÊNDICE A torna-se possível definir toda a geometria das engrenagens para fabricação da geometria da engrenagem de forma a evitar a falha por fadiga realizando interações caso o fator de segurança não seja o valor requerido.

3 METODOLOGIA

Para o desenvolvimento deste trabalho foi necessário primeiramente um estudo bibliográfico quanto aos fatores angulares do movimento dos dedos e da força da mão. Depois utiliza-se um micro-computador pessoal e software de modelagem 3D grátis para CAD existente no mercado

Dentro deste contexto, realiza-se a análise cinemática 2D em CAD do movimento das falanges e articulações de cada dedo e sua influência no movimento da órtese para que essa consiga utilizar desses movimentos para realizar os objetivos. Retira-se as medidas da mão de um dos autores com o auxílio de um paquímetro e, realizando o movimento natural de pinça, tira-se uma foto da mão e no próprio CAD se define os ângulos dos dedos envolvidos no movimento.

Sendo assim, utilizando-se de softwares de CAD se desenvolve uma órtese com o princípio de conversão de movimento por eixos e engrenagens para verificação visual do projeto. O estudo se baseou nas posições e ângulos dos dedos para análise cinemática e na definição e dimensionamento do elemento de máquinas em estática.

Para desenvolvimento conceitual da órtese, foi utilizada uma ferramenta de análise das funções do produto, organizando as funções da órtese em uma árvore funcional para auxílio nas tomadas de decisões.

Para o projeto gera-se três alternativas de soluções de órteses para a verificação da mais viável, utilizando-se uma matriz de decisão que gera notas em função de pesos para cada critério. O peso para cada critério foi discutido entre os autores e orientador de forma a definir o grau de importância no resultado esperado.

Os critérios com o maior peso utilizados devem ser a eficiência, o tamanho e a durabilidade. Quanto a eficiência, espera-se que a órtese fica aplicada somente nas costas da mão para que evite interferências com possíveis objetos e a própria anatomia da mão. O critério tamanho influencia na comodidade em se usar a órtese e no peso para ser mais agradável ao usuário. A durabilidade deve ser aplicada como parâmetro para viabilizar o melhor investimento.

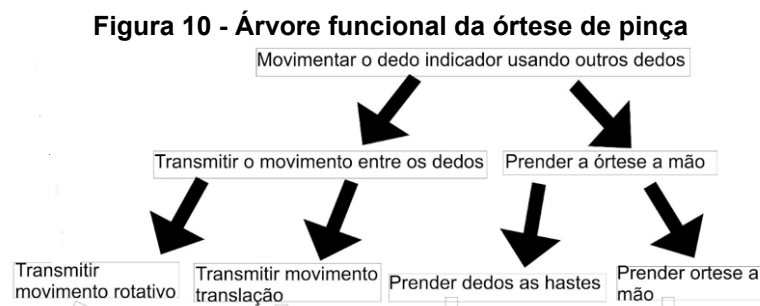
Depois se finaliza a modelagem 3D funcional dos movimentos especiais para a realização do movimento de pinça da mão. Com isso, realizou-se o cálculo de porcentagem de aumento da força resultante no dedo indicador com a utilização da órtese e comparação da força com e sem o uso da órtese.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para a obtenção dos resultados, sua análise e discussões se aplicam os procedimentos metodológicos descritos na metodologia, como segue.

4.1 Aplicação da análise de funções e matriz de decisão

Para auxílio na determinação das necessidades e funções do produto, a ferramenta de análise de função utilizada resulta na árvore funcional (Figura 10):

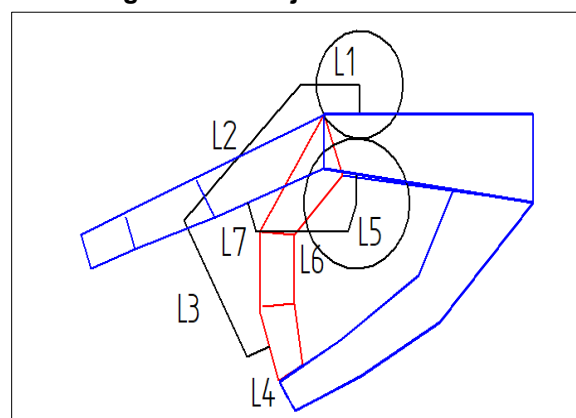


Fonte: Autoria própria (2022)

Assim, ficam determinadas as funções principais necessárias para o projeto e o processo de consequências de funções. Definido a construção de um mecanismo para auxiliar o dedo indicador a realizar o movimento de pinça contendo a transmissão de movimento feita por meio de engrenagens, foram elencadas três opções de projeto.

O Projeto conceitual 1 possui 4 elos retos para que não ocorra a colisão do mecanismo com a mão e a utilização de apenas duas engrenagens, com os eixos de rotação distribuídos na palma e nas costas da mão (Figura 11).

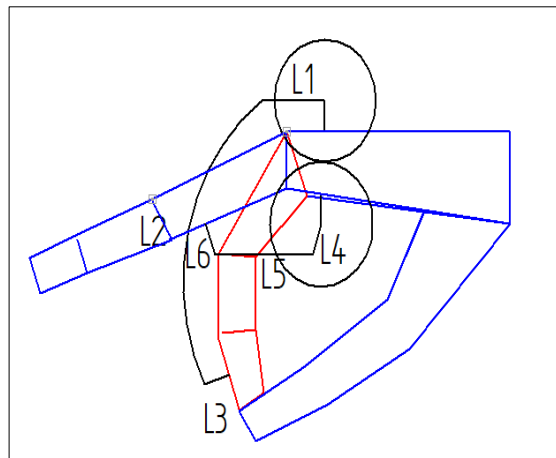
Figura 11 – Projeto conceitual 1



Fonte: Autoria própria (2022)

O Projeto conceitual 2 foi pensado na intenção de reduzir o número de elos do mecanismo. Assim, foi mantido a mesma distribuição dos eixos do Projeto 1, porém foi implementado a utilização de um elo curvo, eliminando um elo em comparação ao mecanismo anterior (Figura 12).

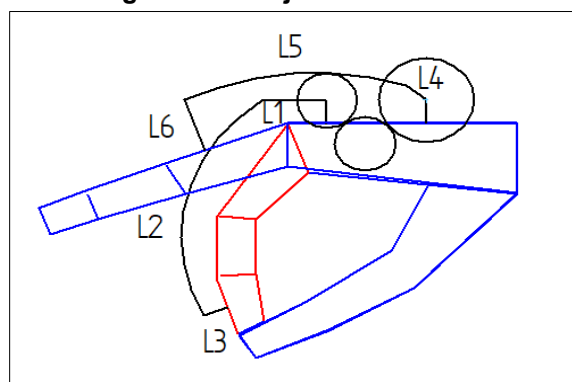
Figura 12 – Projeto conceitual 2



Fonte: Autoria própria (2022)

O Projeto conceitual 3 foi pensado para eliminar componentes na palma da mão e concentrar em apenas um local. Mantendo os elos curvos como no Projeto 2 o mecanismo está localizado apenas nas costas da mão. Há a necessidade da adição de uma engrenagem para que os eixos rotativos ligados aos dedos possuam o mesmo sentido de movimento (Figura 13).

Figura 13 - Projeto conceitual 3



Fonte: Autoria própria (2022)

Assim, esses projetos foram avaliados pela tabela 5 na matriz de decisão. Os critérios definidos para avaliar os projetos incluem:

- Investimento necessário (refere-se ao custo para fabricação da órtese);

- Durabilidade (funcionar corretamente durante um longo período);
- Eficiência (produzir o movimento esperado sem interferir nas tarefas de segurar e agarrar e intensificar a força no dedo indicador);
- Conforto (órtese ergonômica e interferir o mínimo possível na mobilidade do polegar);
- Tamanho (menor espaço ocupado na mão);

A soma dos pesos atribuídos na tabela de matriz de decisão resulta em 1, caracterizando 100% das necessidades do projeto, e foram obtidos julgando o grau de importância de cada critério na funcionalidade da órtese. As notas variam de 1 a 10 e a pontuação total para cada critério se torna a soma das notas multiplicadas pelo seu respectivo peso.

Tabela 5 - Matriz de decisão

Critério	Peso	Projeto 1		Projeto 2		Projeto 3	
		Nota	Peso x Nota	Nota	Peso x Nota	Nota	Peso x Nota
Custo de fabricação	0,06	5	0,30	7	0,42	6	0,36
Durabilidade	0,18	4	0,72	5	0,90	5	0,9
Eficiência	0,40	6	2,40	6	2,40	7	2,8
Conforto	0,16	5	0,80	5	0,80	7	1,12
Tamanho	0,20	5	1,00	7	1,40	6	1,2
SOMA	1,00		5,22		5,92		6,38

Fonte: Autoria própria (2022)

Verifica-se na tabela 5 que os critérios com o maior peso foram a eficiência, o tamanho e a durabilidade. Quanto à eficiência, espera-se que a órtese localizada inteiramente nas costas da mão evite interferências com possíveis objetos e a própria anatomia da mão, o que ocorreria mais facilmente nos projetos 1 e 2. Já o tamanho influencia na comodidade em se usar a órtese, diminuir o peso e produzir um aspecto mais agradável ao usuário. A durabilidade foi usada como parâmetro para viabilizar o investimento inicial. Assim, atribuindo pesos maiores para esses três critérios, a matriz de decisão apontou o Projeto 3 como o mais vantajoso.

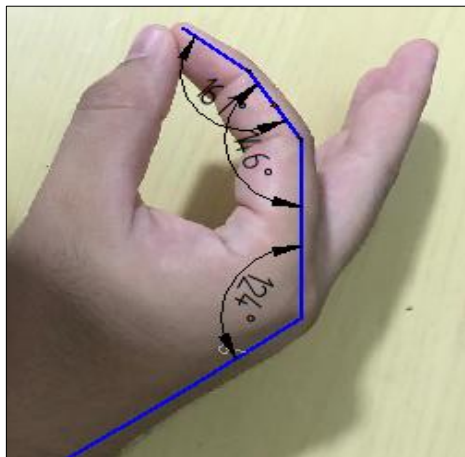
A matriz de decisão foi importante para chegar-se à conclusão de dar prosseguimento ao projeto 3 quando se tem a eficiência como o critério principal, pois, quando comparado ao projeto 1 e 2, há uma redução de elos e a possibilidade de

deixar a palma das mãos livres, evitando contato com objetos e com a própria anatomia da mão

4.2 Análise cinemática bidimensional

Para o desenvolvimento do mecanismo foi utilizado a mão de um dos autores como modelo bidimensional (2D) no plano. Foram retiradas as medidas da mão com um paquímetro. Realizando o movimento natural de pinça, foi tirada uma foto e no próprio CAD, foram encontrados os ângulos do dedo indicador envolvidos no movimento. Como o mecanismo será preso aos dedos médio, anelar e mínimo pelas suas respectivas falanges proximais, foi pego apenas os ângulos necessários para o desenvolvimento do protótipo (figura 14). O polegar funciona apenas como apoio e para a rotação dos outros 3 dedos, foi definido um deslocamento de 20° .

Figura 14 - ângulos para desenvolvimento dos protótipos

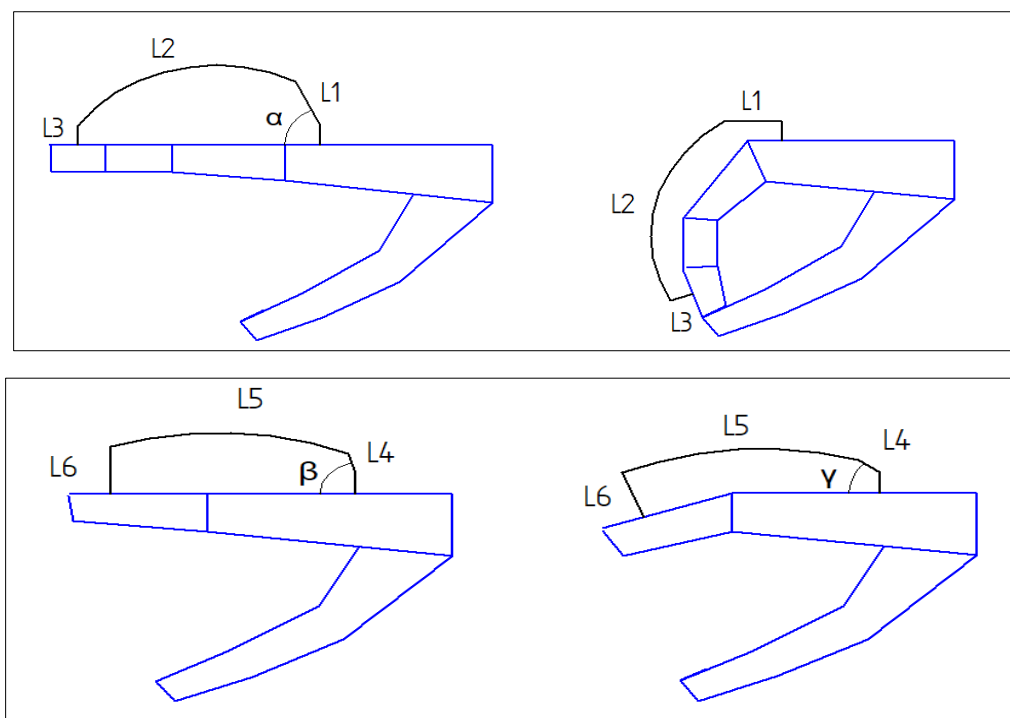


Fonte: Autoria própria (2022)

Inicialmente, o mecanismo foi construído em 2D para se fazer a análise de movimento. Os eixos acoplados às engrenagens estão localizados nas costas da mão, evitando interferências com possíveis objetos que venham a entrar em contato com a palma. Foi feita a escolha de se utilizar elos curvos de forma a simplificar o mecanismo. Caso contrário, a órtese apresentaria um elo e uma junta a mais.

Assim, para o mecanismo acoplado ao dedo indicador sair da posição aberta (figura 15a) para a posição fechada (figura 15b), e da mesma forma, para o anelar sair da posição aberta (figura 15c) para a posição fechada (figura 15d) foi obtido o comprimento dos elos e a variação dos ângulos (tabela 6).

Figura 15 - Indicador aberto (a), Indicador fechado (b), Anelar aberto (c) e Anelar fechado (d)



Fonte: Autoria própria (2022)

Tabela 6 - Comprimento dos elos e variação dos ângulos

Elemento	Medida
L1	25 mm
L2	104,07 mm
L3	10 mm
L4	15 mm
L5	87,5 mm
L6	23 mm
α	65°
β	40°
γ	75°

Fonte: Autoria própria (2022)

Esses comprimentos foram obtidos com base na medição experimental da mão de um dos autores, para facilitar a parametrização dos desenhos para as simulações em CAD.

4.3 Equacionamento das engrenagens do projeto

No projeto de engrenagens utiliza-se a *norma American Gear Manufacturer Association (AGMA)* no Sistema IPS (*Inch, Pound, Second*) e suas orientações. Entretanto, por causa da facilidade e de no Brasil se utilizar o Sistema Internacional (SI), algumas medidas se apresentam em SI.

Tendo em vista que o projeto contém eixos paralelos e visando a facilidade de construção, projeto, baixo custo e facilidade de aferir a precisão, as engrenagens cilíndricas de dentes retos foram selecionadas. Para tanto o material aço de baixo carbono AISI 1020 Grau 1 foi escolhido.

Assim, tendo em vista que o movimento do dedo anelar compreende uma angulação de 35° para um movimento do dedo indicador de 65° a razão de ampliação fica numericamente igual a 1:1,8573. Para uma engrenagem de 28 dentes e 45 mm de diâmetro primitivo (DP), se exige uma engrenagem de 24,2 mm de DP e 15 dentes. O formato dos dentes de cada uma foi traçado utilizando o método do perfil envolvente.

Sendo assim a tabela 7 mostra os dados das engrenagens, utilizando as equações do APÊNDICE A, onde 1 representa a engrenagem que recebe o movimento e 2 a engrenagem movida.

Tabela 7 - Características das engrenagens

Dados	Valor	Valor
Relação de transmissão - i	0,5384	
Varição da posição angular engrenagem 1 - $\Delta 1$	35°	0,6108 rad
Varição da posição angular engrenagem 2 - $\Delta 2$	65°	1,134 rad
Diâmetro primitivo engrenagem 1 - dp1	45 mm	1,77 in
Diâmetro primitivo engrenagem 2 - dp2	24,23 mm	0,953 in
Número de dentes engrenagem 1 - z1	28	
Número de dentes engrenagem 2 - z2	15,0769	
Módulo - m	1,60 mm	
Ângulo de pressão - B	20°	0,349 rad
Diâmetro externo 1 - De1	48,214 mm	1,898 in
Diâmetro externo 2 - De2	27,445 mm	1,08 in
Diâmetro interno 1 - Di1	41,518 mm	1,63 in
Diâmetro interno 2 - Di2	20,749 mm	0,8168 in
Passo - P	5,0464 mm	0,1986 in
Passo diametral - Pd		15,8 dentes/in

Distância entre centros - C	34,615 mm	1,3627 in
Diâmetro base engrenagem 1 - Db1	42,286 mm	1,664 in
Diâmetro base engrenagem 2 - Db2	22,769 mm	0,8964 in

Fonte: Autoria própria (2022)

Dessa forma percebe-se que as seguintes relações se mantêm: o passo diametral ($Pd_1 = Pd_2$) que define o perfil do dente da engrenagem motora e movida, o módulo ($m_1 = m_2$), a largura dos dentes ($S_1 = S_2$) e os ângulos de pressão de contato dos dentes no projeto se tornam idênticos ($B_1 = B_2$). O passo diametral deve ser arredondado para 16.

Sendo um passo diametral menor que 20 e um ângulo de pressão de 20° , podemos seguir a tabela 3 apresentada para a definição das características da engrenagem e chegar aos valores da tabela 8, utilizando o passo diametral em polegadas. Apesar da tabela 3 se basear na norma AGMA e no Sistema IPS vamos converter todas as medidas obtidas para o SI que fica melhor para compor os dados gerados na tabela 8.

Tabela 8 - Características do dente da engrenagem dimensionada

Dados	Passo Grosso	
	Pd < 20	
	Valor	Valor
Ângulo de pressão	20°	0,349 rad
Adendo	1,5875 mm	0,0625 in
Dedendo	1,9842 mm	0,07812 in
Profundidade total	3,572 mm	0,14062 in
Profundidade de trabalho	3,175 mm	0,125 in
Folga (básica)	0,396748 mm	0,01562 in
Folga (dentes rebaixados ou planos)	0,555 mm	0,02187 in
Espessura circular do dente	2,494 mm	0,09818 in

Fonte: Autoria própria (2022)

Além disso, deve-se utilizar um raio de adoçamento próximo ao valor de $0,35/Pd$, onde Pd se define como o passo diametral, ou $m/3$, onde “m” se define como o módulo e a largura de face, b , na seguinte faixa: $9/Pd \leq b \leq 14/Pd$ (Collins, 2017).

Foi estabelecido uma estimativa preliminar de resistência à falha na raiz do dente da engrenagem de menor raio, baseada na falha potencial local devida à fadiga do dente por flexão. As equações podem ser consultadas no APÊNDICE A e deve-se utilizar os valores obtidos pelos gráficos 1 e 2.

Os dados obtidos estão expressos na tabela 9:

Tabela 9 - Análise de falha da engrenagem

Dados	Valor	Valor
Raio primitivo - r1	11,96594 mm	0,4711 in
Torque Entrada - T	4,4296 Nm	39,2053 lbf.in
Força Entrada - N	446,199 N	100,3097 lbf
Braço (L1) – m	10 mm	0,3937 in
Força tangencial – Ft	367,894 N	82,706 lbf
Velocidade angular	0,3611 Hz	21,666 rpm
Velocidade angular	0,19443 HZ	11,666 rpm
Relação de transmissão - i	0,53846	
Velocidade na linha primitiva - V	0,027139 m/s	5,3423 ft/min
Fator de forma de Lewis - Y		0,29
Largura b da face intermediária	18,255 mm	0,7187 in
Tensão nominal de flexão -σ_{nom}	43,7724 MPa	6348,66 Psi
Limite de resistência a tração - Su	393 MPa	57000 Psi
Limite de escoamento – Syp	296,4745 MPa	43000 Psi
Fator de concentração de tensão elástico teórico - kt		1,5
Braço de momento - e	3,175 mm	0,125 in
Movimento em segundos		0,5 s
Espessura na raiz – h	2343,5 mm	92,266 in
e/h		0,001354
Raio da Raiz – ρ	0,5556 mm	0,021875 in
Índice de sensibilidade ao entalhe - q		0,65
Fator de concentração e tensões para fadiga - Kf		1,3
Tensão corrigida – σ_a	56,9 MPa	8253,26 Psi
Limite de resistência a fadiga - Sf'	227,526 MPa	33000 Psi
K_{∞} (99% de ajuste de confiabilidade)		0,65
Limite de resistência a fadiga com ajuste de confiabilidade – Sf	147,89 MPa	21450 Psi
Tensão eq-cr (σ_{eq-cr})	30,672 MPa	4448,702 psi
Fator de segurança – nex		4,8216

Fonte: Autoria própria (2022)

Para tanto as seguintes considerações foram necessárias:

- Movimento de pinça estimado em 0,5 segundos para a definição da velocidade angular;
- Sendo a espessura na raiz aproximada ao valor da espessura da base
- Braço de momento (gráfico 1) aproximado ao valor da profundidade de trabalho (distância entre os círculos de base das duas engrenagens) da tabela 3.

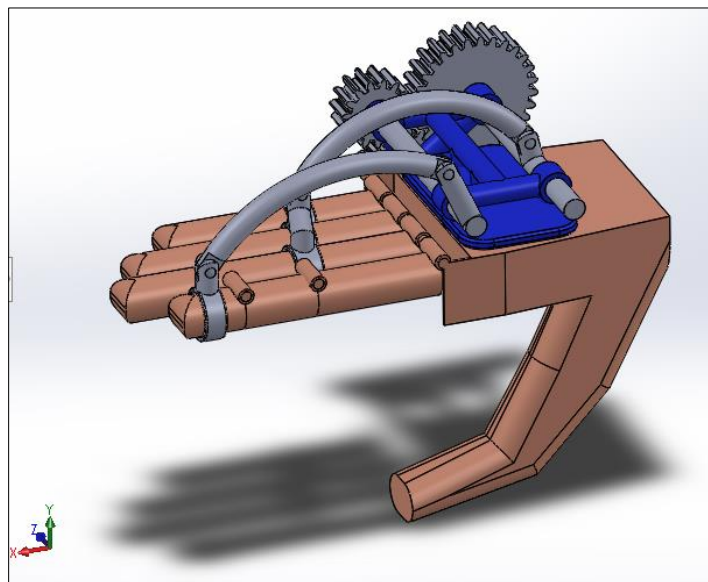
Pela tabela 9, nota-se que um fator de segurança de 4,8 foi alcançado. Esse valor pode ser considerado alto, mas para efeito de protótipo restringe a possibilidade de falhas. Recomenda-se que após testes com protótipos seja realizado um refinamento do projeto, juntamente com melhores dados de entrada.

4.4 Modelo tridimensional em CAD

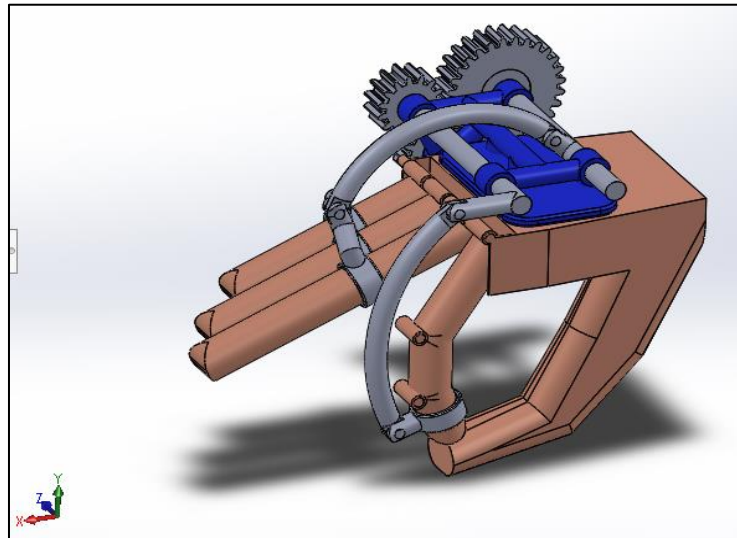
Com os comprimentos dos componentes definidos pela análise de movimento realizada em 2D e os cálculos realizados para dimensionamento das engrenagens foi montado o modelo tridimensional em software CAD (figura 16 e 17).

A modelagem da mão tem as mesmas medidas obtidas anteriormente, a fim de melhor visualizar, comprovar os resultados do movimento de pinça e realizar uma futura fabricação da órtese. Foi escolhido o plano XY como referência para a cinemática do movimento e verificado a funcionalidade do mecanismo em atingir as posições aberta e fechada da mão, conforme as figuras 16 e 17.

Figura 16 - Modelagem tridimensional na posição aberta

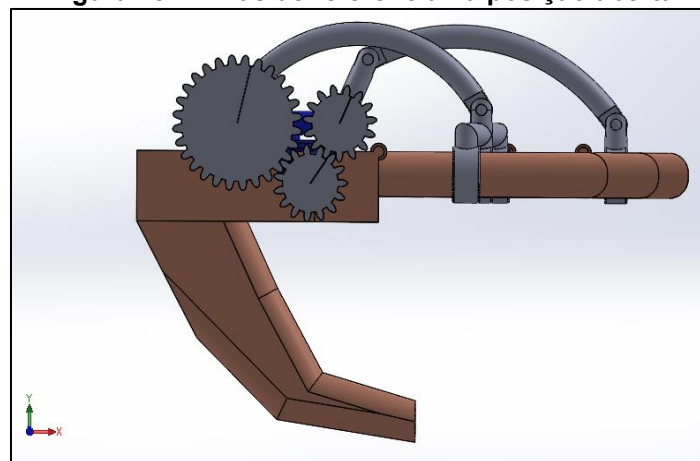


Fonte: Autoria própria (2022)

Figura 17 - Modelagem tridimensional na posição fechada

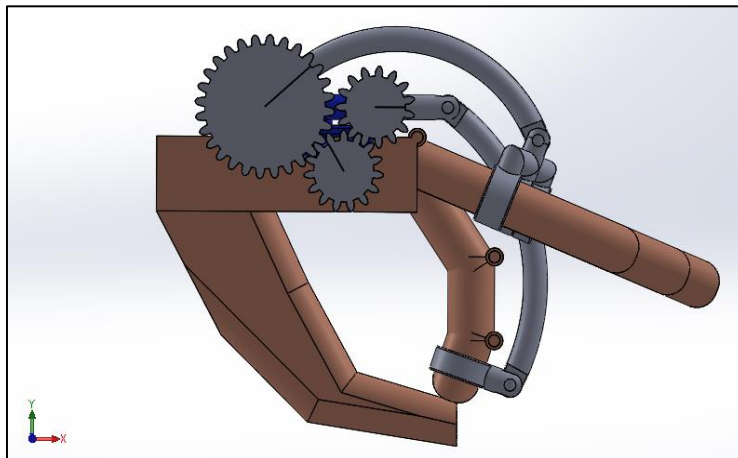
Fonte: Aatoria própria (2022)

Para que o mecanismo transmitisse o mesmo sentido do movimento e ficasse localizado nas costas da mão foram adicionadas 3 engrenagens. A engrenagem menor acoplada ao indicador, a maior aos dedos médio, anelar e mínimo, e a terceira engrenagem com as mesmas dimensões da utilizada no eixo rotativo do indicador. Fixado por meio de anéis em regiões fora das juntas, os dedos responsáveis pela intensificação da força no indicador foram interligados de forma a agir em um só elo. Utilizando linhas de referência verifica-se suas posições aberta e fechada do movimento, conforme mostra as figuras 18 e 19.

Figura 18 - linhas de referência na posição aberta

Fonte: Aatoria própria (2022)

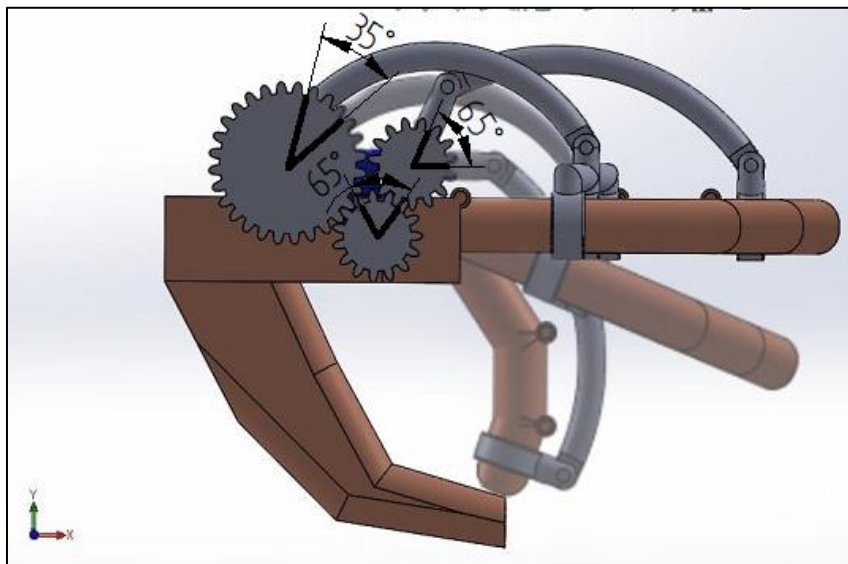
Figura 19 - linhas de referência na posição fechada



Fonte: Autoria própria (2022)

Fazendo a sobreposição das posições inicial e final, mostrado na figura 20, e em seguida a comparação no software CAD, as engrenagens motoras e movidas rotacionam, respectivamente, em 35° e 65° .

Figura 20 - Sobreposição das posições aberta e fechada da órtese

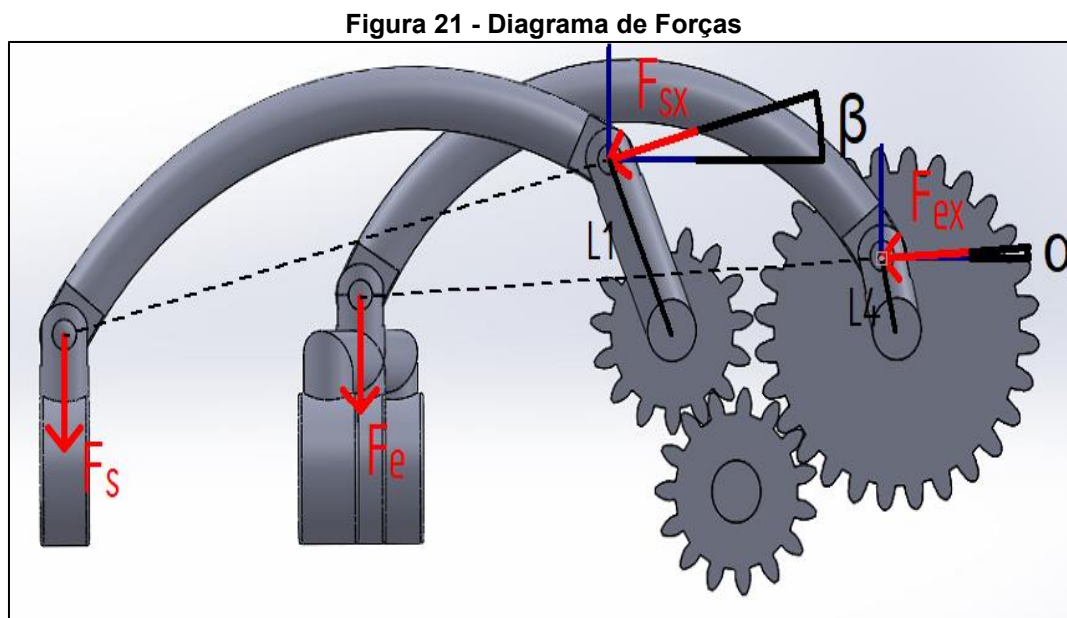


Fonte: Autoria própria (2022)

A Figura 20 mostra o mesmo resultado projetado na fase de análise cinemática 2D. Sendo que o primeiro correspondente à diferença entre os ângulos das β e γ das posições aberta e fechada para o anelar, e o segundo ao ângulo α das posições aberta e fechada para o indicador descritos na Tabela 6.

4.5 Força resultante no dedo indicador com o uso da órtese

Para o cálculo da força resultante no dedo indicador com o uso da órtese foi necessário realizar o diagrama de corpo livre para que a força de entrada, dos dedos médio, anelar e mínimo, conforme a figura 21, fosse decomposta e assim sendo possível achar o momento nas engrenagens e conseqüente forças tangenciais da engrenagem.



Fonte: Autoria própria (2022)

O diagrama de corpo livre esquematizado na figura 21 acima está representado de forma resumida. Na tabela 10 a seguir, observa-se os valores dos cálculos feitos.

Tabela 10 - Força resultante no dedo indicador	
Dados	Valor
Força de entrada total (F_t)	446,2 N
Força em cada dedo	89,24 N
Força de entrada (F_e)	267,72 N
Força de entrada na engrenagem	
aberta (F_{ex})	18,675 N
Braço em 1 (L_1)	0,02 m
Braço em 3 (L_4)	0,01 m
Força tangencial em 1 (F_{tg1})	16,60 N

Força tangencial em 2 (Ftg2)	57,961 N
Relação de transmissão	0,53
Raio engrenagem 1 (R1)	0,022500 m
Raio engrenagem 2 (R2)	0,01196 m
Raio engrenagem 3 (R3)	0,0119 m
α (mão Fechada)	4°
β (mão Fechada)	86°
sen α (mão Fechada)	0,06975647374
sen β (mão Fechada)	0,9975640503
Força de saída na engrenagem (Fsx)	69,36 N
Força de saída (Fs)	69,195 N
Força resultado do indicador	158,43 N
%de ganho de força	77,5%

Fonte: Autoria própria (2022)

Onde:

$$Fex = Fe \times sen\alpha$$

$$Ftg1 = \frac{Fex \times L1}{R1}$$

$$Ftg2 = \frac{Ftg1 \times R1}{R2 \times i}$$

$$Fsx = \frac{Ftg2 \times R2}{L4}$$

$$Fs = Fsx \times sen\beta$$

Para o cálculo utilizou-se a força de 45,5 kgf (FERNANDES, 2011) foi dividida em cada dedo com proporções iguais, ou seja, Ft (Força total) da mão foi dividida igualmente para cada dedo, gerando-se o valor da força individual dos dedos. Esse valor pode ser representado como $\frac{3}{5}$ em Fe (Força de entrada), pois a mesma representa a força dos dedos médio, mínimo e anelar que devido ao ângulo de ação da força foi decomposta, gerando-se a componente Fex (Força de entrada X). Com isso se torna possível calcular o valor da força de saída (Fs) e definir o ganho de força de 77,5% no indicador com a mão fechada.

5 CONCLUSÃO

Percebe-se a dificuldade de se projetar mecanismos para as mãos porque existem muitas variações para cada tipo de indivíduo em função da geometria de cada mão, condições de movimento e aplicação da força relativa a cada indivíduo.

Verifica-se que a análise funcional permitiu uma visão sistêmica das necessidades do produto que possibilitou a geração das alternativas conceituais, o que proporcionou as análises do *design* da órtese.

Nesse sentido, a matriz de decisão se apresentou como essencial para a análise das 3 alternativas conceituais dos projetos gerados, sendo o projeto escolhido porque possui o maior número de pontos ao identificar os fortes e fracos de cada ideia conceitual. Essa órtese escolhida possui um mecanismo de elos curvos combinado a eixos e 3 engrenagens que transmitem o movimento dos dedos médio, mínimo e para o movimento de pinça no indicador.

A análise biomecânica da mão humana por meio da análise cinemática em CAD 2D proporcionou a obtenção dos limites dos cursos, ângulos e características das engrenagens e seus eixos. Dessa forma, obteve-se as informações necessárias aos projetos conceituais, os quais foram modelados no CAD 3D.

As ferramentas de desenvolvimento de produtos, a análise funcional e a matriz de decisão foram decisivas na classificação dos projetos conceituais gerados no CAD 3D, para a escolha da melhor alternativa.

A órtese projetada conceitualmente de forma virtual no CAD 3D gera um movimento completo de pinça a partir da aplicação de 20° do movimento nos outros dedos, sendo capaz de atingir as posições inicial e final desejada do dedo indicador.

Obteve-se dessa forma uma órtese com engrenagens em aço de baixo carbono AISI 1020 Grau 1 e mecanismos de elos curvos capaz de movimentar o dedo indicador com o apoio do movimento dos dedos médio, mínimo e anelar, aumentando-se a força no movimento de pinça. Essa órtese possibilitou aumentar a força do dedo indicador em aproximadamente 77,5% na posição final do movimento de pinça quando comparada com a mão sem órtese.

Dessa forma, a órtese projetada atingiu os objetivos de ampliar o movimento de pinça utilizando o movimento dos dedos anelar, médio e mínimo, além de alcançar uma ampliação da força resultante no dedo indicador.

6 TRABALHOS FUTUROS

Como possíveis trabalhos futuros se torna necessário a confecção de um protótipo para validação conceitual, de análise de falhas e para validação prática com pacientes. Para a validação podem ser utilizadas a metodologia de análise de falha para categorizar as falhas das funções e a metodologia de Jebsen-Taylor para o teste de funcionalidade da órtese com os pacientes.

REFERÊNCIAS

ALLOUCH, S., YOUNÈS, R., BOUDAUD, S., & KHALIL, M. Physiological and biomechanical approach for human finger movement: Modeling, simulation and experimental validation. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 14, n. 3, p. 1450040-1-1450040-19, 2014. Disponível em: <https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219519414500407>. Acesso em: 22/08/2021.

BAXTER, M. **Projeto de produto**: guia de prático para o design de novos produtos. 2. ed. São Paulo: Edgard Blucher Ltda., 2000.

COLLINS, J. A. **Projeto mecânico de elementos de máquinas**: Uma perspectiva de Prevenção de Falha. Tradução de Pedro Manuel Calas Lopes Pacheco *et al.* Rio de Janeiro: LTC, 2017.

DICICCO, M.; LUCAS, L.; MATSUOKA, Y. Comparison of control strategies for an EMG controlled orthotic exoskeleton for the hand. **IEEE**, v. 2, p.1622-1627, 2004. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1308056>. Acesso em: 25/07/2021.

ELUI, V. M. C.; OLIVEIRA, H. P. DE; SANTOS, C. B. DOS. Órteses: um importante recurso no tratamento da mão em garra móvel de hansenianos. **Hansenologia Internationalis**, Bauru, v. 26, n. 2, p.105-111, 2001. Disponível em: <https://periodicos.saude.sp.gov.br/index.php/hansenologia/article/view/index.html>. Acesso em: 02/08/2021.

FERNANDES, L. F. R. M.; *et al.* Correlações entre força de preensão manual e variáveis antropométricas da mão de jovens adultos. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 18, n. 2, p. 151-156, abr./jun. 2011. Disponível em: [https://www.scielo.br/j/fp/a/4NPJnsDBBxVqJSMbyPgykyj/](https://www.scielo.br/j/fp/a/4NPJnsDBBxVqJSMbyPgykyj/format=pdf&lang=pt?) format=pdf&lang=pt.? Acesso em: 18/05/2021.

FIERGS (Federação das Indústrias do estado do Rio Grande do Sul); SEAI (Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial). **Análise de Modo e Efeito de Falha Potencial - FMEA**: Apostila e Tabelas Recomendadas para Severidade Ocorrência e Detecção. 2010. Disponível em: <https://tobiasmugge.files.wordpress.com/2009/08/apostilafmea.pdf>. Acesso em: 26 mai. 2022.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.; DERRICK, T. R. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 4. ed. Barueri: Manole, 2016.

HEO, P; GU, G. M.; LEE, S.; RHEE, K.; Kim, J. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. **International Journal of Precision Engineering and Manufacturing**, v. 13, n. 5, p. 807–824, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s12541-012-0107-2>. Acesso em: 05/02/2022.

HUGHES, A.; FRANZSEN, D.; FREEME, J. The effect of neoprene thumb abduction splints on upper limb function in children with cerebral palsy. **South African Journal of Occupational Therapy**, v. 47, n. 3, p. 3-10, dez., 2017. Disponível em:

https://www.researchgate.net/publication/321803935_The_effect_of_neoprene_thumb_abduction_splints_on_upper_limb_function_in_children_with_cerebral_palsy. Acesso em: 08/06/2021.

KAMINSKI, P. C. **Desenvolvendo produtos com planejamento, criatividade e qualidade**. Rio de Janeiro: LTC Editora, 1999.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular: esquemas comentados de mecânica humana**. 5. ed. São Paulo: Panamericana, 2000.

LIMA, K. C. DE A.; FREITAS, P. B. DE. Avaliação da função manual e da força de preensão palmar máxima em indivíduos com diabetes mellitus. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 19, n. 4, p. 375-380, 2012. Disponível em: <https://www.scielo.br/jfp/a/R6BPcMxD9sQzHGsc586sFM/abstract/?lang=pt>. Acesso em: 23/04/2022.

PAHL, G; FELDHUSEN, J.; GROTE, K.; BEITZ, W. Métodos para o planejamento, busca e avaliação da solução. **Projeto na Engenharia**. São Paulo: Blucher, 2005.

PETROFF, N., REISINGER, K. D., & MASON, P. A. C. Fuzzy-Control of a Hand Orthosis for Restoring Tip Pinch, Lateral Pinch, and Cylindrical Prehensions to Patients with Elbow Flexion Intact. **IEEE**, v. 9, n. 2, 2001. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11474975/>. Acesso em: 21/06/2021.

RAZO, A. P.; SÁNCHEZ, E. M. Mechanical finger based on three coupled Four-bar mechanism. **Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE)**, Cidade do México, p. 353-357, set./out. 2013. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6676079>. Acesso em: 22/09/2021

ROTELLA, K. E. *et al.* An Orthotic Hand-Assistive Exoskeleton for Actuated Pinch and Grasp. **IEEE**, p. 1-2, 2009. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4967693>. Acesso em: 07/04/2021.

SAHARAN, L. *et al.* iGrab: Hand Orthosis Powered by Twisted and Coiled Polymer Muscles. **IOP Science**, p. 1-18, 2017. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-665X/aa8929>. Acesso em: 07/04/2021.

SCHMITZ, C. **Proposta de protocolo para desenvolvimento e avaliação de órtese customizada de punho-mão utilizando tecnologia 3D**. 2019. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2019. Disponível em: https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/4381/1/CT_CPGEI_M_Schmitz%20%20Cristiane_2019.pdf. Acesso em: 07/04/2021.

SHAHAR, F. S.; *et al.* A review on the orthotics and prosthetics and the potential of kenaf composites as alternative materials for ankle-foot orthosis. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 99, p. 169–185, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.07.020>. Acesso em: 26 mai. 2022.

SILVA, W. P.; MARTINS, O. A. Detecção e reconhecimento de gestos para interação humano-computador. **Sinergia**, São Paulo, v. 20, n. 3, p. 206-210, jul./set. 2019. Disponível em: <https://1library.org/document/zx2688nq-deteccao-reconhecimento-gestos-interacao-computador-sinergia-tematica-multidisciplinar.html>. Acesso em: 23/08/2021.

VENTURIM, W. M. **Mathematical Modeling of Orthosis for Hand Movement with Loss of Strength**. 2018-2019. Dissertação (Mestrado em Engenharia Industrial-Engenharia Mecânica) - Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2018-2019. Disponível em: <https://bibliotecadigital.ipb.pt/handle/10198/19763>. Acesso em: 25/05/2021.

APÊNDICE A - Equações para engrenagens

Equações para engrenagens

Equações utilizadas
$i = w_1/w_2$
$d_{p2} = d_{p1} * i$
$z_2 = z_1 * i$
$m = d_p/z$
$d_e = d_p + 2 * m$
$d_i = d_p - 2,166 * m$
$P = m * \pi$
$r_1 = z/2P_d$
$V = 2 * \pi * r_1 * w/12$
$\sigma_{nom} = F_t * P_d / b * Y$
$n_{ex} = S_f / \sigma_{eq-Cr}$
$P_d = z/d_p$
$c = (z_1 + z_2) * (m/2)$
$\alpha = 90/z$
$d_b = d_p * \cos(B)$
$F_t = t * r_1$
$b = 11,5/P_d$
$\rho = 0,35/P_d$
$\sigma_{eq-Cr} = \sigma_a / (1 - (\sigma_a/S_u))$
$k_f = q(kt-1) + 1$
$\sigma_a = k_f * \sigma_{nom}$
$h = (1,571/P_d) \cos B$
Fonte: Collins (2017)

Sendo:

i - Relação de transmissão;

w - Movimento angular;

d_p - Diâmetro primitivo;

z - Número de dentes;

- m – Módulo;
- B - Ângulo de pressão;
- D_e - Diâmetro externo;
- D_i - Diâmetro interno;
- P – Passo;
- r_1 - Raio primitivo;
- P_d - Passo diametral;
- C - Distância entre centros;
- α - Ângulo do dente;
- D_b - Diâmetro da base;
- F_t - Força tangencial;
- V - Velocidade na linha primitiva;
- b - Largura da face intermediária;
- σ_{nom} - Tensão nominal de flexão;
- Y - Fator de forma;
- n_{ex} - fator de segurança;
- ρ - Raio da raiz;
- σ_a - Tensão corrigida;
- S_u - Tensão máxima;
- σ_{eq-Cr} - Tensão equivalente crítica (Tração repetida distribuída no adocamento crítico da raiz do dente);
- kf - Fator de concentração de tensões para fadiga;
- q - Índice de sensibilidade ao entalhe;
- kt - Fator teórico de tensões;
- σ_a - Tensão corrigida pelo fator de concentração de tensões;
- h - Espessura na raiz.