



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS – REGIONAL CATALÃO
UNIDADE ACADÊMICA ESPECIAL DE MATEMÁTICA E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM E OTIMIZAÇÃO



Bruno Rodrigues de Oliveira

**MODELAGEM E DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA
REABILITAÇÃO DE DEDOS DA MÃO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CATALÃO – GO, 2016

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR AS TESES E DISSERTAÇÕES ELETRÔNICAS NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: ☒ **Dissertação** ☐ **Tese**

2. Identificação da Tese ou Dissertação

Nome completo do autor: **Bruno Rodrigues de Oliveira**

Título do trabalho: **Modelagem e Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Dedos da Mão**

3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento ☒ SIM ☐ NÃO¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.

Bruno Rodrigues de Oliveira
Assinatura do (a) autor (a) ²

Data: 24 / 08 / 16

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

²A assinatura deve ser escaneada.

BRUNO RODRIGUES DE OLIVEIRA

MODELAGEM E DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA
REABILITAÇÃO DE DEDOS DA MÃO

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Modelagem e Otimização pela Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão.

Orientador:

Prof. Dr. Marcelo H. Stoppa

CATALÃO – GO

2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do
Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Oliveira, Bruno Rodrigues de
Modelagem e Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de
Dedos da Mão [manuscrito] / Bruno Rodrigues de Oliveira. - 2016.
CII, 102 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Henrique Stoppa .
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Unidade
Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Catalão,
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização, Catalão, 2016.
Bibliografia. Anexos.
Inclui siglas, lista de figuras, lista de tabelas.

1. Dedos da Mão. 2. Mecanismos. 3. Modelagem. 4. Reabilitação. 5.
Tecnologia Assistiva. I. , Marcelo Henrique Stoppa, orient. II. Título.

CDU 62:61



Defesa Nº _____ 09 _____

Ata de Defesa Pública – Dissertação de Mestrado

Aos 18 dias do mês de Agosto do ano de 20 16, às 10 h: 00 min, reuniram-se os componentes da banca examinadora, professores(as) Dr.(a) Marcelo Henrique Stoppa (presidente e orientador), Dr. (a) Roselma Lucchese, Dr. (a) Marcos Napoleão Rabelo e Dr. (a) _____ para, em sessão pública realizada na Sala de Reuniões (Centro Integrado de Pesquisa), da Regional Catalão (RC), da Universidade Federal de Goiás (UFG), procederem com a avaliação do trabalho intitulado: “

Modelagem e Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Dedos da Mão”

, em nível de Mestrado, área de concentração *Modelagem e Otimização*, de autoria de Bruno Rodrigues de Oliveira, discente do Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização (PPGMO) da UFG/RC. A sessão foi aberta pelo presidente da banca, que fez a apresentação formal dos membros da banca. A seguir, a palavra foi concedida ao discente que, dentro do tempo regulamentar, procedeu a apresentação de seu trabalho. Terminada a apresentação, cada membro da banca arguiu o candidato, tendo-se adotado o sistema de diálogo sequencial. Terminada a fase de arguição, procedeu-se a avaliação do trabalho. Os membros da banca consideraram o trabalho final: (☒) **Aprovado** (unanimidade) ou (☐) **Reprovado** (por maioria simples). Cumpridas as formalidades de pauta, às 12 h: 00 min a presidência da mesa encerrou a sessão e para constar, eu Marcelo H. Stoppa lavrei a presente Ata que, depois de lida e aprovada, segue assinada pelos membros da banca examinadora e pelo discente e, posteriormente, será homologada pelo Colegiado do PPGMO.

Catalão-GO, 18 de Agosto de 20 16.

Marcelo Henrique Stoppa
Prof.(a) Dr. (a): Marcelo Henrique Stoppa
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC.
(Presidente da Banca)

Roselma Lucchese
Prof.(a) Dr. (a): Roselma Lucchese
Instituição
IBIOTEC - UFG

Marcos Napoleão Rabelo
Prof.(a) Dr. (a): Marcos Napoleão Rabelo
Instituição
PPGMO - INTEC

Bruno Rodrigues de Oliveira
Discente: Bruno Rodrigues de Oliveira
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC.

*À minha esposa **Luciana**, minhas filhas **Helena** e **Luisa** e à minha mãe **Regina**.*

Agradecimentos

Ao professor **Dr. Marcelo Henrique Stoppa**, orientador e amigo, por sua orientação não só acadêmica, mas pessoal e profissional.

Aos amigos **Bruno Alves Maia** e **Guilherme Ferreira Neto** pelo companheirismo e colaboração em todas atividades no programa.

Aos colegas de laboratório pelo incentivo e sugestões.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização da Universidade Federal de Goiás - Regional Catalão**.

Aos membros da banca examinadora por todas contribuições.

Ao **Instituto Federal do Triângulo Mineiro - Campus Paracatu** pela flexibilização de horário concedida durante o período de programa de mestrado.

RESUMO

OLIVEIRA, B. *Modelagem e Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Dedos da Mão*. 2016. 102 f. Dissertação (Mestrado em Modelagem e Otimização) – Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, Catalão – GO.

Em aplicações diárias, a utilização das mãos é indispensável na realização de grande número de tarefas. Diversas situações, como acidentes automobilísticos, trabalhistas ou vasculares, prejudicam a mobilidade e manuseabilidade das mãos, obrigando o indivíduo a procurar métodos de reabilitação. Este estudo tem como objetivo modelar e desenvolver um dispositivo para reabilitação dos dedos da mão que possibilite realizar os movimentos de flexão/extensão, respeitando os limites de cada articulação. Avaliando tipos de dispositivos de reabilitação de dedos da mão existentes, são observadas suas particularidades e suas principais vantagens, culminando na proposição de um modelo eficiente. Assim, esta pesquisa apresenta o desenvolvimento de um dispositivo mais acessível que atenda às necessidades dos pacientes, auxiliando na recuperação de suas atividades normais.

Palavras-chaves: Dedos das Mãos, Reabilitação, Mecanismos, Tecnologia Assistiva, Modelagem.

ABSTRACT

OLIVEIRA, B. *Modelagem e Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Dedos da Mão*. 2016. 102 f. Master Thesis in Modelling and Optimization – Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, Catalão – GO.

In everyday applications, the use of hands is essential in performing many tasks. Several situations such as car accidents, labor or stroke, impair mobility and maneuverability of the hands, forcing the individual to seek rehabilitation methods. This study aims to model and develop a device for rehabilitation of the finger that allows perform the movements of flexion / extension, within the limits of each joint. Evaluating types of fingers rehabilitation devices, they are observed its peculiarities and its main advantages, culminating in proposing an efficient model. Thus, this research presents the development of a more affordable device that meets the needs of patients in order to recover their normal activities.

Keywords: Hand, Fingers, Rehabilitation, Mechanisms, Assistive Technology, Modeling.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Vista Posterior da Mão Direita Humana - Ossos e Articulações	26
Figura 2.2 – Números Cardinais em Libras	27
Figura 2.3 – Movimentos dos Dedos	28
Figura 2.4 – Tipos de Preensão - (A) Força (B) Precisão	29
Figura 2.5 – Tipos de Preensão - (A) Preensão em Garra, (B) Preensão em Polpa, (C) Preensão em Ponta, (D) Preensão em Gancho, (E) Preensão Lateral e (F) Preensão em Chave	30
Figura 2.6 – (A) Centro de Articulação Direta,(B) Acoplamento de Centro de Articulação Remoto,(C) Estrutura de Acoplamento Redundante,(D) Mecanismo de Tendão Orientado, (E) Atuador Flexor ligando a Junta e (F) Acoplamento Serial Anexado ao Segmento Distal	31
Figura 2.7 – Classificação de Exoesqueletos	32
Figura 2.8 – Tipos de Atuadores	33
Figura 2.9 – Mecanismo de Iqbal, khan, Tsagarakis, Caldwell	34
Figura 2.10–Mecanismo de Nishad, Dutta, Saxena	35
Figura 2.11–Mecanismo de Pu, Tsai e Chang	36
Figura 2.12–Mecanismo de Worsnopp, Peshkin, Colgate and e Kamper	36
Figura 2.13–Mecanismo de Wege e Hommel	37
Figura 2.14–Mecanismo de Sabater-Navarro, Garcia, Ramos, Camayo e Vivas	38
Figura 2.15–Mecanismo de Polygerinos, Wang, Galloway, Wood e Walsh	38
Figura 3.1 – Dedo Indicador em Posição Anatômica	39
Figura 3.2 – Posição Esquemática de um Dedo Genérico	40
Figura 3.3 – Matriz de Transformação Homogênea de Rotação no Eixo Z	42
Figura 3.4 – Representação Esquemática de um Dedo Genérico	42
Figura 3.5 – Matriz de Transformação MCF	43
Figura 3.6 – Matriz de Transformação IFP	43
Figura 3.7 – Matriz de Transformação IFD	44
Figura 3.8 – Trajetórias do Dedo Indicador Até a Flexão Total	46
Figura 3.9 – Servo Atuador Linear Firgelli	47

Figura 3.10 –Tipos de Acoplamentos	48
Figura 3.11 –Proposta de Acoplamento	48
Figura 3.12 –Mecanismo Articulado em MCF	50
Figura 3.13 –Mecanismo Articulado em IFP	51
Figura 3.14 –Segunda Parte Mecanismo Adaptado	52
Figura 3.15 –Mecanismo Articulado em IFD	53
Figura 3.16 –Coordenadas Ponto D x Espaço de Trabalho	56
Figura 3.17 –Possíveis Coordenadas Ponto D	57
Figura 4.1 – Representação Esquemática do Princípio de Funcionamento de Impres- soras 3D	61
Figura 4.2 – Representação Esquemática do Processo FDM	62
Figura 4.3 – Impressora 3D Machine - ONE	63
Figura 4.4 – Vista Isométrica do Mecanismo	64
Figura 4.5 – Vista Lateral Esquerda do Mecanismo	64
Figura 4.6 – Vista Frontal do Mecanismo	65
Figura 4.7 – Vista Superior do Mecanismo	65
Figura 4.8 – Mecanismo Totalmente Articulado, apenas em MCF	66
Figura 4.9 – Mecanismo Totalmente Articulado, apenas em IFP	67
Figura 4.10 –Mecanismo Totalmente Articulado, apenas em IFD	67
Figura 4.11 –Mecanismo Totalmente Articulado em MCF e IFP	68
Figura 4.12 –Mecanismo Totalmente Articulado em IFP e IFD	69
Figura 4.13 –Mecanismo Totalmente Articulado em MCF, IFP e IFD	70
Figura 4.14 –Primeira Adaptação no Projeto	71
Figura 4.15 –Segunda Adaptação no Projeto	72
Figura 4.16 –Peças Utilizadas no Mecanismo	73
Figura 4.17 –Primeiro Protótipo	75
Figura 4.18 –Segundo Protótipo	76
Figura 4.19 –Terceiro Protótipo	77
Figura A.1 – Representação da Lateral da Primeira Parte do Mecanismo	87
Figura A.2 – Representação da Lateral Esquerda da Segunda Parte do Mecanismo	88
Figura A.3 – Representação da Lateral Direita da Segunda Parte do Mecanismo	89
Figura A.4 – Representação da Lateral da Terceira Parte do Mecanismo	90
Figura A.5 – Representação da Lateral da Quarta Parte do Mecanismo	91
Figura A.6 – Representação do Primeiro Adaptador	92
Figura A.7 – Representação do Segundo Adaptador	93
Figura A.8 – Representação do Terceiro Adaptador	94
Figura A.9 – Representação do Servo Atuador Linear Firgelli	95

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Relação Entre os ângulos das Articulações e o Curso do Atuador	55
Tabela 3.2 – Variação dos Comprimentos de L_p e L_m	58
Tabela 4.1 – Propriedades dos Filamentos Termoplásticos	63
Tabela B.1 – Ponto D deslocando em MCF	97
Tabela B.2 – Ponto D deslocando em IFP	98
Tabela B.3 – Ponto D deslocando em IFD	99
Tabela B.4 – Ponto D deslocando em IFP e IFD	100
Tabela B.5 – Ponto D deslocando em MCF e IFD	101
Tabela B.6 – Ponto D deslocando em MCF e IFP	102

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS — Acrilonitrila Butadieno Estireno

Ah — Àmpere-hora

AM — Manufatura Aditiva

ASL — American Sing Language

CA — Corrente Alternada

CAD — Desenho Auxiliado por Computador

CAE — Engenharia Assistida por Computador

CAM — Manufatura Auxiliada por Computador

CC — Corrente Contínua

CID — Classificação Internacional de Doenças

CMC — Articulação Carpometacarpal

FDM — Modelagem por Fusão e Deposição

g — Grama

GDL — Grau de Liberdade

IFD — Articulação Interfalângica Distal

IFP — Articulação Interfalângica Proximal

Kg — Quilograma

ld — Comprimento da Falange Distal

LGP — Língua Gestual Portuguesa

LIBRAS — Linguagem Brasileira de Sinais

lm — Comprimento da Falange Medial

lp — Comprimento da Falange Proximal

LSF — Langue des Signes Française

MCF — Articulação Metacarpofalângica

ml — Mililitro

mm — Milímetro

MPAS — Anuário Estatístico do Ministério da Previdência e Assistência Social

N — Newton

NENA — Núcleo de Tecnologia Assistiva

PLA — Ácido Polilático

SMA — Shape Memory Alloy

STL — Stereolithography

UFG — Universidade Federal de Goiás

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1	Anatomia da Mão	25
2.2	Movimentos da Mão	26
2.3	Tipos de Preensão	29
2.4	Sistemas de Reabilitação de Dedos	30
2.5	Exemplos de Exoesqueletos para Reabilitação	34
3	MODELO MATEMÁTICO	39
3.1	Matriz de Transformação Homogênea	40
3.2	Espaço de Trabalho do Dedo	42
3.3	Proposta de Estrutura Mecânica	47
3.4	Avaliação da Amplitude do Movimento Realizado pelo Mecanismo	54
3.5	Modelo Mecânico Adaptado	58
4	PROTÓTIPO	61
4.1	Impressão por Manufatura Aditiva - AM	61
4.2	Projeto do Mecanismo	64
4.3	Adaptações no Projeto	70
4.4	Evolução do Mecanismo	73
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	79
	REFERÊNCIAS	81
	ANEXO A Desenho e Dimensões das Peças do Mecanismo	86
	ANEXO B Tabelas de Variação do Ponto D	97

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

O trabalho realizado pelo homem em sua rotina cotidiana tem sido objeto de estudo, de modo a otimizar e reduzir o esforço necessário. Várias são as ferramentas adaptadas para auxiliar na execução de tarefas, sendo elas compatíveis com a forma da mão humana, de modo a proporcionar conforto em sua utilização (MORAES; MONT'ALVAO, 2000).

Para qualquer atividade realizada, as mãos são responsáveis pela mecânica do movimento ou tarefa, sendo difícil a realização de um trabalho sem elas. Movimentos de preensão, pinçamento, pressão ou de precisão são exemplos destas tarefas (COUTO, 1995). Sendo assim, dos movimentos realizados pelo corpo humano, os de maior precisão são executados pelas mãos, possibilitando movimentos mais rápidos e precisos, resultando na destreza da mão humana, permitindo a execução de tarefas ou envio informações por meio de gestos. Os dedos (ou dígitos) da mão são tão vitais no desenvolvimento das tarefas, que um indivíduo que não possui os dedos é considerado 54% menos capaz do que uma pessoa com todos membros intactos (ENGELBERG, 1990).

O número de combinações possíveis de movimento que podem ser criados pelo sistema biomecânico da mão é enorme. Dentre as várias funções que a mão apresenta, pode-se destacar a função de transmitir sensações, de segurar, conduzir e de manipular objetos de diferentes formas. O controle do movimento dos dedos e preensão está entre as mais preciosas atividades do movimento humano. Durante a realização dessas atividades é evidente a importância da coordenação e do padrão de movimento dos dedos (LEVANGIE; NORKIN, 2005).

A alteração da movimentação da mão humana pode estar ligada a inúmeras patologias, sendo que quanto mais tardia a identificação correta, mais difícil pode ser o tratamento. Muitas vezes é necessária a utilização de uma órtese para restaurar o movimento ou, até mesmo, uma prótese para substituir o membro perdido. Desde que o homem começou a desenvolver próteses de membros superiores, em que a primeira datada de mais de 200 a.C. (CARVALHO *et al.*, 2000), o objetivo é recuperar as principais características do membro

perdido.

Algumas patologias podem afetar o normal funcionamento dos membros superiores, atingindo de forma mais ou menos seletiva um ou mais funcionalidades da mão. As doenças musculares iniciam-se por uma simples mialgia, a popular dor muscular, podendo evoluir para inflamação muscular e tornar-se algo mais grave (FREIVALDS, 2011; NETTER *et al.*, 2006).

As doenças mais frequentes que afetam as articulações são a artrite reumatóide, que se trata de um processo inflamatório generalizado, associado, normalmente, a outros problemas, tais como gota e a osteoartrite, que é um processo degenerativo da cartilagem das articulações (FREIVALDS, 2011; GRAAFF, 1991; NETTER *et al.*, 2006).

No entanto, os principais problemas relacionados às disfunções da mão, estão fortemente ligados a acidentes, seja automobilístico ou de trabalho. Uma das lesões mais frequentes devido a acidentes envolvendo motocicletas, é a lesão do plexo braquial, que pode causar a perda parcial ou completa da funcionalidade do membro superior. As paralisias do membro superior têm sérias consequências socioeconômicas, pois, os pacientes com este tipo de lesão deixam de executar atividades bimanuais, ou seja, atividades usando as duas mãos, e devido a isso muitos ficam fora do mercado de trabalho (GASPAR, 2010).

Os traumatismos de mão atingem pessoas na faixa etária produtiva, e qualquer lesão, por menor que seja, leva a um grau de incapacidade que pode limitar o indivíduo na realização de atividades laborais e cotidianas (GASPAR, 2010).

Acidentes de trabalho são apontados como uma das principais causas de afastamento de trabalhadores do campo produtivo e constituem um importante problema de saúde pública no Brasil (SANTANA *et al.*, 2003). Por isso, a reintegração ao trabalho é considerada um importante parâmetro quando se analisa o impacto desses acidentes na vida dos trabalhadores (TURNER; FRANKLIN; TURK, 2000).

De acordo com o Anuário Estatístico do Ministério da Previdência e Assistência Social (MPAS), durante o ano de 2013, foram registrados no INSS cerca de 717,9 mil acidentes do trabalho. No ano de 2013, dentre os 50 códigos da Classificação Internacional de Doenças (CID) com maior incidência nos acidentes de trabalho, os de maior participação foram ferimento do punho e da mão (S61), fratura ao nível do punho ou da mão (S62) e traumatismo superficial do punho e da mão (S60) com, respectivamente, 9,59%, 6,91% e 4,84% do total. Nas doenças do trabalho os CID mais incidentes foram lesões no ombro (M75), sinovite e tenossinovite (M65) e dorsalgia (M54), com 21,91%, 13,56% e 6,36%, do total (CIPA, 2015).

Um estudo realizado durante cinco anos, demonstra que os traumas de mão causaram metade dos casos de incapacidade permanente (LARSSON; BJÖRNSTIG, 1995). Verificou-se que 26% dos pacientes com lesão de mão tiveram alguma restrição permanente para o trabalho e que esses traumas têm maior impacto no trabalho do que nas atividades de vida

diária (MOLEN; ETTEMA; HOVIUS, 2003).

Os fatores de risco biomecânicos mais comuns, relacionados com o trabalho, são: forças elevadas, elevada repetição do movimento, vibração, exposição ao frio, uso de ferramentas manuais, posturas desadequadas, aceleração e muitas horas de uso de um teclado de computador. Por exemplo, a combinação da força e repetição (que são os dois maiores fatores de risco), pode aumentar 30 vezes ou mais o risco de lesão (FREIVALDS, 2011).

Segundo o Ministério da Saúde, em 2005, o elevado número de lesões/doenças que afetam o funcionamento normal dos membros superiores, em particular, a mão, torna-se de extrema importância o desenvolvimento constante de novas técnicas e métodos de reabilitação dos mesmos. A reabilitação é um processo global e dinâmico orientado para a recuperação física e psicológica da pessoa com deficiência, tendo em vista a sua reintegração social e melhoria das condições de vida.

No contexto mundial, a reabilitação teve grande impulso e desenvolvimento no século XX, sobretudo no período posterior às grandes guerras mundiais, em função das lesões e sequelas provocadas (DELLON; MATSUOKA, 2007). A reabilitação baseia-se na assistência ao doente com o tratamento mais efetivo, barato, com poucos efeitos secundários que permita a este regressar à sua vida normal e ao seu local de trabalho.

Os estudos biomecânicos da mão são uma ferramenta preciosa na elaboração de projetos de dispositivos auxiliares de reabilitação. Por exemplo, a Engenharia Assistida por Computador (CAE), baseada no Método dos Elementos Finitos, auxilia no dimensionamento de órteses funcionais que dependem do tipo de patologia e do grau de disfunção de cada paciente. Estes meios poderão, assim, ajudar na melhoria de um conjunto de problemas, proporcionando um incremento na qualidade de vida diária dos doentes (BLANA *et al.*, 2008).

A proposta deste estudo é desenvolver um mecanismo que possibilite a reabilitação dos dedos da mão, utilizando tecnologia de baixo custo, podendo contribuir com um dispositivo eficiente, melhorado a partir dos modelos existentes, garantindo o conforto e segurança do usuário.

Além do capítulo introdutório, o texto está organizado como segue. No capítulo II, é apresentada uma revisão bibliográfica, exibindo a anatomia da mão, tipos de preensão, tipos de Sistemas de Reabilitação atuais e suas características. No Capítulo III, pelo estudo da estrutura anatômica geométrica do dedo, é apresentada a modelagem matemática do dispositivo para realizar os movimentos de flexão/extensão do dedo indicador da mão.

No capítulo IV são apresentadas as etapas de construção do protótipo do mecanismo, juntamente com as características do processo de impressão em **3D**. Finalmente, são apresentadas a conclusão e sugestões para trabalhos futuros.

Capítulo 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Anatomia da Mão

O período da Renascença, foi o marco inicial para o desenvolvimento do conhecimento da anatomia da mão humana. Nota-se esta afirmação pelas obras artísticas do período, por exemplo, nas obras de Leonardo Da Vinci (1452-1519), que demonstrava seu fascínio pela anatomia da mão (GASPAR, 2010).

A mão está localizada na parte mais distal dos membros superiores (HALL, 2000), podendo alcançar pontos distantes em qualquer posição, dentro de certos limites com qualquer orientação, graças a mobilidade de todas articulações do braço, principalmente do ombro, que é a articulação que possui a maior mobilidade de todo corpo (TUBIANA, 1981).

A funcionalidade da mão, assim como sua capacidade de mudar de forma, adaptando-se à diferentes tipos de objetos, deve-se ao fato da existência de 23 graus de liberdade (GDL), sendo 5 para o polegar, 4 para cada um dos outros dedos e, mais 2 para a palma da mão (POLIS, 2009).

De acordo com livros de anatomia (FREIVALDS, 2011; GRAAFF, 1991; SOBOTTA, 2006; NETTER *et al.*, 2006), encontra-se a nomenclatura e divisão dos vinte e sete ossos três partes (carpo, metacarpo e falanges) da mão humana, como indicado na Figura 2.1.

- **Carpo** (pulso)

Linha proximal: Escafóide, Semilunar, Piramidal e Pisiforme.

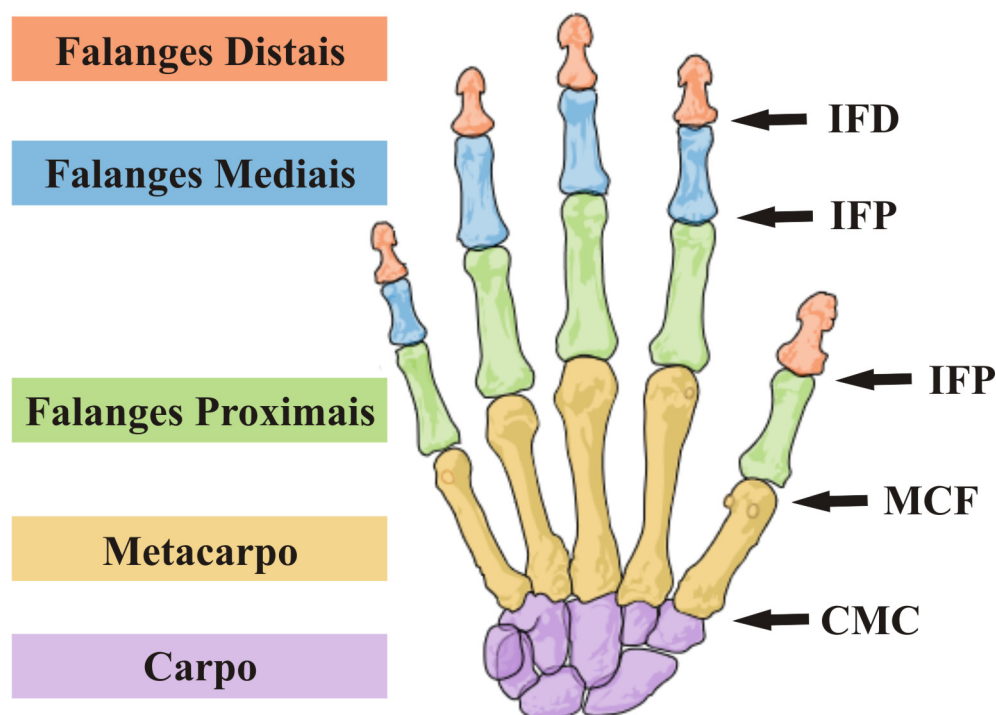
Linha distal: Trapézio, Trapezóide, Capitato e Hamato.

- **Metacarpo:** São cinco e numerados a partir do Polegar.

- **Falanges:** Proximal, Medial e Distal (com exceção do polegar que não possui falange medial).

As articulações entre os ossos são nomeadas de acordo com sua localização, por exemplo a articulação Carpometacarpal (CMC) está situada entre os ossos da linha distal e os ossos do metacarpo. Entre os ossos do metacarpo e as falanges proximais, está a articulação Metacarpofalângica (MCF). A articulação Interfalângica Proximal (IFP) entre as falanges proximais e as falanges mediais. Por fim a articulação Interfalângica Distal (IFD) entre as falanges mediais e distais.

Figura 2.1 – Vista Posterior da Mão Direita Humana - Ossos e Articulações



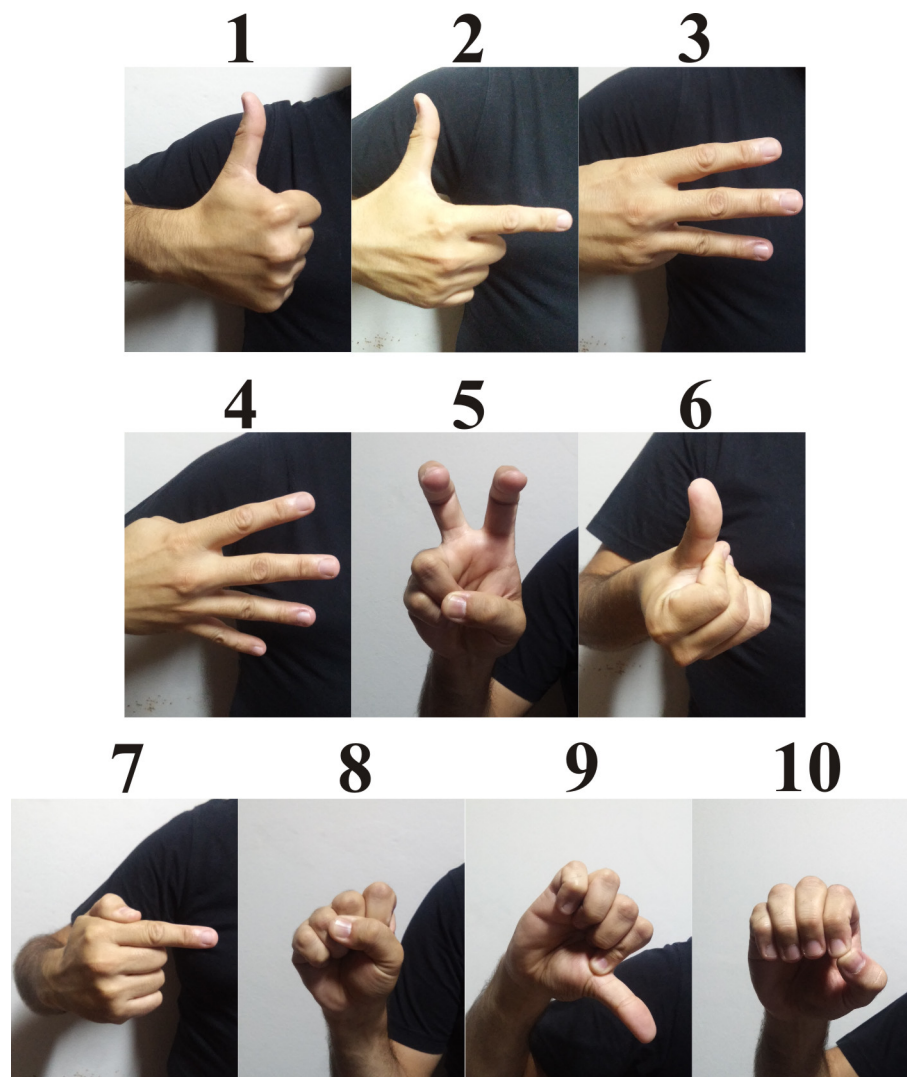
Fonte: Adaptação de (VILLARREAL, 2007).

2.2 Movimentos da Mão

A comunicação também está relacionada com os gestos das mãos, facilitando assim a transmissão das mensagens. Um ótimo exemplo é a linguagem brasileira de sinais – LIBRAS, uma língua de modalidade gestual-visual que utiliza movimentos gestuais e expressões faciais/corporais, principalmente das mãos (CETIQT, 2014). Veja, por exemplo, a representação em LIBRAS dos números de 0 a 9 na Figura 2.2.

A LIBRAS não é universal, pois se trata de uma linguagem utilizada apenas no Brasil. Em Portugal, apesar de utilizar a língua portuguesa, é adotada a LGP (Língua Gestual Portuguesa), assim como os Estados Unidos utilizam a ASL (American Sign Language) e a França a LSF (Langue des Signes Française) (CETIQT, 2014).

Figura 2.2 – Números Cardinais em Libras



Fonte: O Autor (Adaptado de (CETIQT, 2014))

Para que estas combinações de sinais sejam executadas, os movimentos são originados nas articulações entre os ossos e cartilagens, a partir da posição anatômica da mão, que é a posição do corpo de pé, face para frente, braços ao lado do corpo com as palmas e os dedos da mão voltados para frente (FREIVALDS, 2011). Os principais movimentos realizados pelas mãos são:

- **Flexão:** variação angular no sentido de fechamento da mão.
- **Extensão:** variação angular no sentido de abertura da mão. O movimento de abertura de um membro além da posição anatômica é chamado de hiperextensão.
- **Abdução:** movimento de afastamento dos dedos em relação ao dedo médio.
- **Adução:** movimento de reaproximação dos dedos em relação ao dedo médio.

- **Oposição:** movimento onde a polpa do polegar é aproximada da polpa de outro dedo.

Figura 2.3 – Movimentos dos Dedos



Fonte: O Autor (Adaptado de [\(DALLEY; MOORE, 2007\)](#))

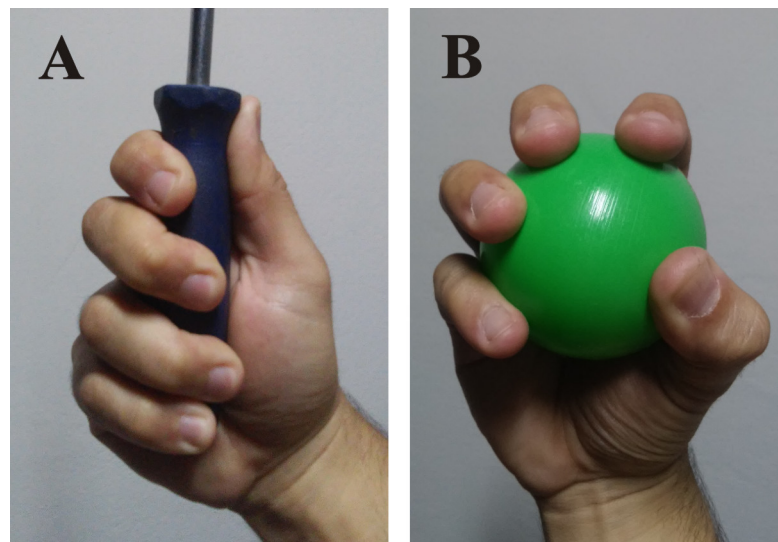
Os músculos responsáveis pelos movimentos dos dedos são divididos em dois grupos, extrínsecos e intrínsecos. Os músculos extrínsecos são maiores e proporcionam força, originando no antebraço. São divididos em flexores, que tem origem na extremidade distal e medial do úmero, e extensores originados na extremidade distal e lateral do úmero. Os músculos intrínsecos são pequenos e propiciam controle preciso dos dedos. São divididos em grupos tênares, atua no polegar, grupo hipotênar, atua no dedo mínimo e o grupo intermediário, atua em todas falanges com exceção do polegar ([FREIVALDS, 2011](#); [GASPAR, 2010](#)).

Para se compreender os movimentos das mãos, devemos entender o que são os GDL de cada articulação. Estes podem ser definidos como o número mínimo de coordenadas independentes para descrever a posição de um sistema ([GASPAR, 2010](#)). As articulações IFP e IFD possuem apenas 1 GDL cada, possibilitando apenas flexão/extensão. Já as articulações MCF possibilitam flexão/extensão e abdução/adução, resultando em 2 GDL ([POLIS, 2009](#)).

2.3 Tipos de Preensão

Apesar das combinações dos movimentos das mãos, como utilizado na linguagem de sinais, alguns movimentos realizam tarefas bem definidas e recebem nomes específicos de acordo com sua aplicação, por exemplo um aperto em uma bola ou o aperto em um alicate. Com o advento das análises anatômicas e cinemáticas dos movimentos, dois tipos principais de movimento foram destacados, com a nomenclatura de preensão de força e preensão de precisão (NAPIER, 1956).

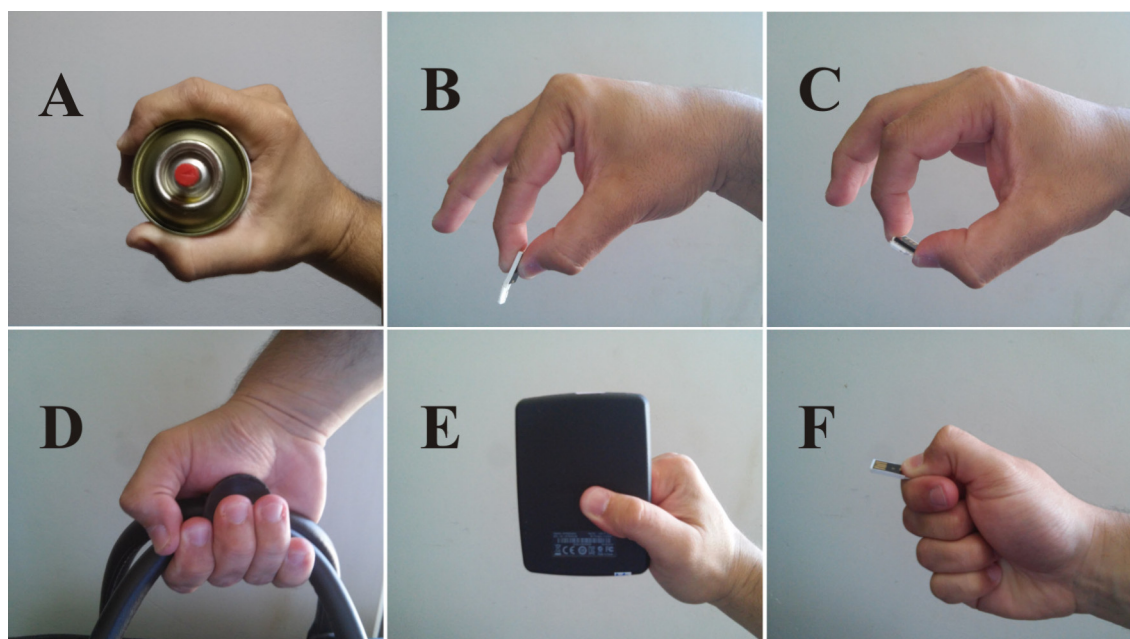
Figura 2.4 – Tipos de Preensão - (A) Força (B) Precisão



Fonte: O Autor (Adaptado de (NAPIER, 1956))

Fatores como conformidade, conectividade, força de fechamento, manipulação, resistência ao deslizamento e estabilidade são diretrizes para definir a análise e descrição de cada tipo de preensão. Baseando-se nas preensões de força e precisão, a diferença entre os dois movimentos está na área de aplicação de força, em que a preensão de precisão, utilizada em tarefas mais finas, a força é aplicada pontas dos dedos, enquanto na preensão de força na palma da mão. Outras combinações dos movimentos dos dedos nos permitem realizar as demais tarefas que vão desde pegar uma moeda até segurar uma mala. Na Figura 2.5, podem ser visualizadas os seguintes tipos de preensão: (A) Preensão em Garra, (B) Preensão em Polpa, (C) Preensão em Ponta, (D) Preensão em Gancho, (E) Preensão Lateral e (F) Preensão em Chave. (CUTKOSKY, 1989)

Figura 2.5 – Tipos de Preensão - (A) Preensão em Garra, (B) Preensão em Polpa, (C) Preensão em Ponta, (D) Preensão em Gancho, (E) Preensão Lateral e (F) Preensão em Chave



Fonte: O Autor (Adaptado de ([CUTKOSKY, 1989](#)))

2.4 Sistemas de Reabilitação de Dedos

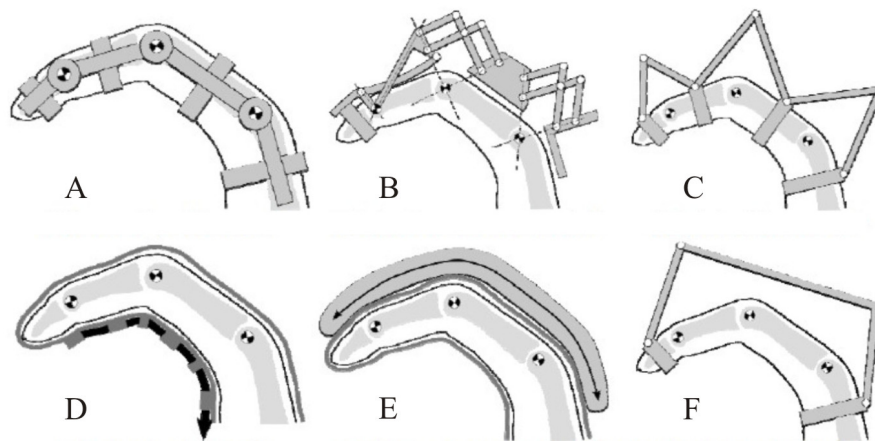
Em situações em que as funções motoras da mão são perdidas, terapias são usadas para devolver, ou até mesmo desenvolver, o movimento das mãos mais rapidamente, de forma que o indivíduo retorne as suas atividades habituais ([GASPAR, 2010](#)).

Novas tecnologias são empregadas no aspecto de auxiliar este processo, de forma a agregar mais possibilidades para exercitar o membro lesionado, um dos exemplos é a utilização da tecnologia assistiva em métodos de reabilitação, aplicando exoesqueletos para realizar a movimento de flexão e extensão. Como se trata de um membro lesionado, a segurança do mecanismo torna-se um fator importante, pois um movimento que exceda os limites ou que exerça uma força maior que o quadro clínico do paciente suporte, agravaria a lesão do paciente ([HEO *et al.*, 2012](#)).

Os modelos de exoesqueletos estudados variam na forma em que são acoplados e acionados simulando o movimento de flexão e extensão, combinando o centro de rotação, como mostrado na Figura 2.6 ([HEO *et al.*, 2012](#)). Caso contrário, a diferença entre os centros de rotações causa interferência e mal funcionamento do dispositivo. No exemplo **A**, percebe-se que os centro de rotações dos dispositivos são coincidentes, sendo o método mais intuitivo, entretando é um fator complicador para desenvolvimento do mecanismo para os outros dedos. No exemplo **B**, o centro de rotação é deslocado para a estrutura me-

cânica. Pode-se utilizar mecanismos com centro de rotações redundantes, como o exemplo **C**, em que temos dois centros de rotações para cada articulação. A redundância é eliminada no processo de fixação do dispositivo na mão do paciente. Já no mecanismo **D**, tem-se uma conexão simulando o tendão que realiza o movimento do dedo com necessidade de outra forma de retorno a posição inicial, seja ela por outro tendão ou mesmo molas. São utilizados atuadores pneumáticos ou hidráulicos no mecanismo **E** para realizar a movimentação necessária. Apesar do mecanismo **F** ser conectado apenas na parte distal do dedo, não há possibilidade de realizar a amplitude total do movimento.

Figura 2.6 – (A) Centro de Articulação Direta, (B) Acoplamento de Centro de Articulação Remoto, (C) Estrutura de Acoplamento Redundante, (D) Mecanismo de Tendão Orientado, (E) Atuador Flexor ligando a Junta e (F) Acoplamento Serial Anexado ao Segmento Distal



Fonte: (HEO *et al.*, 2012)

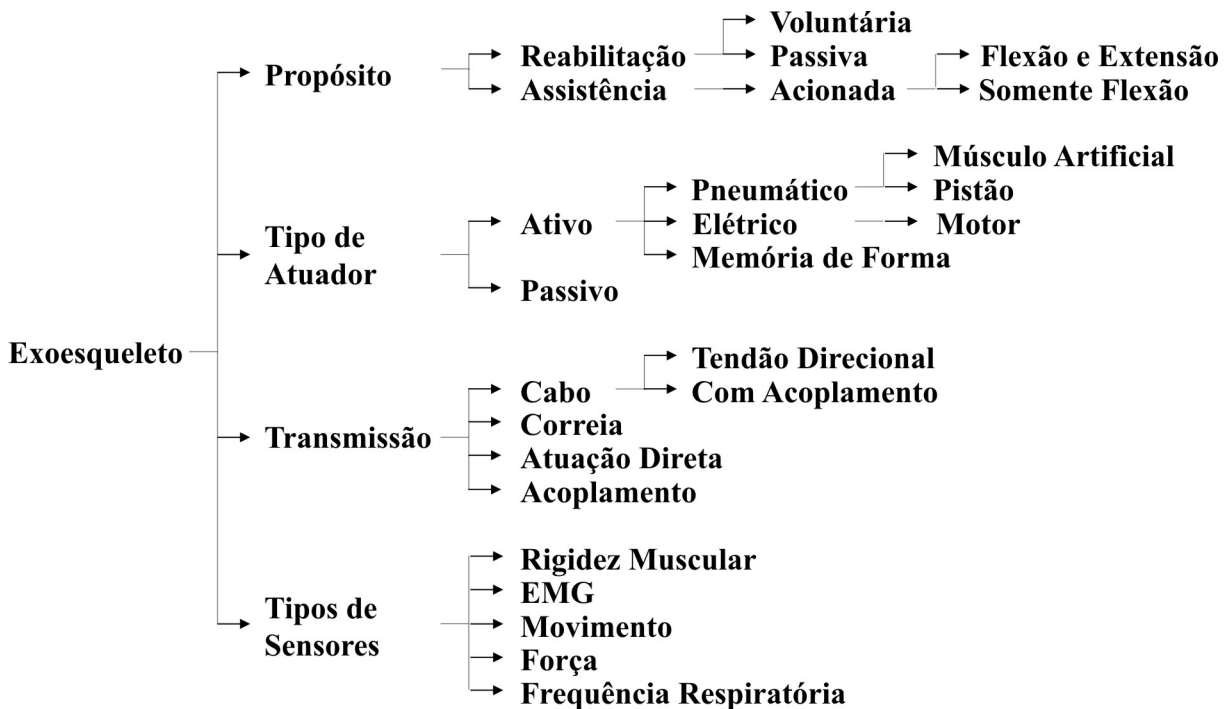
Para determinar qual exoesqueleto é mais adequado, leva-se em consideração primordialmente o propósito da utilização, tipo de atuadores, sensoriamento, a transmissão da força, graus de liberdade e técnicas de controle, conforme Figura 2.7.

• Propósito

A utilização de exoesqueletos atende a diversas aplicações que vão desde a realização de movimentos perdidos até no auxílio de tarefas repetitivas. Em algum acidente, o indivíduo que perde o antebraço, certamente ele irá necessitar de um mecanismo que permita realizar tarefas simples por ele, como pegar um copo. Esse dispositivo tem função assistencial, pois desempenha tarefas que seriam impossíveis sem a adaptação de uma prótese.

Já o paciente que perdeu os movimentos de algum membro, necessita de um dispositivo que o auxilie a exercitar os músculos afetados. Esse tipo de auxílio pode ser

Figura 2.7 – Classificação de Exoesqueletos



Fonte: Adaptado de Heo

voluntário ou não, caracterizando um dispositivo de reabilitação, enquadrando assim, o exoesqueleto para fins fisioterapêuticos.

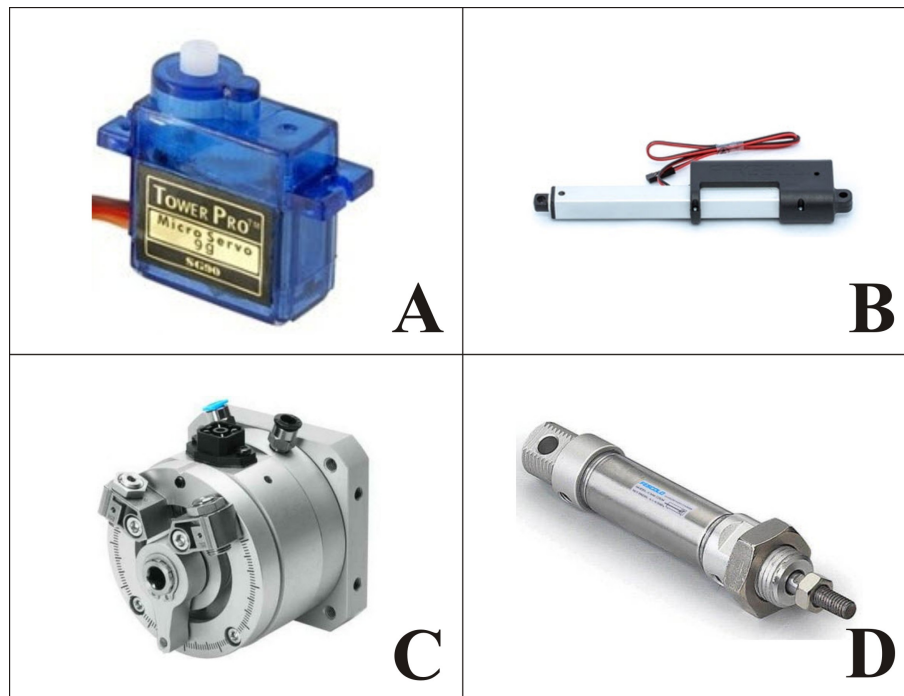
• Tipo de Atuador

Atuadores são os elementos responsáveis por realizar o movimento necessário para a realização da tarefa, que normalmente é composta por deslocamentos lineares ou angulares. A origem do movimento pode ser provocada por eletricidade ou por ação pneumática.

Dentre os atuadores elétricos, os motores elétricos são os grandes exemplos e são divididos em motores de corrente contínua e corrente alternada. Os motores de corrente alternada amplamente utilizados em aplicações industriais são os motores de indução magnética, por ser um equipamento de manutenção mais simples. Em processos que necessitam de maior precisão, estes motores dão espaço aos motores síncronos de ímã permanente, os motores brushless, de passo ou servo motores, (Figura 2.8 - A). Encontra-se também atuadores elétricos lineares, que são largamente utilizados em robótica, (Figura 2.8 - B).

Atuadores pneumáticos necessitam de ar comprimido para realizar o movimento, como os motores pneumáticos (Figura 2.8 - C) e pistões lineares (Figura 2.8 - D). A desvantagem deste tipo de atuador é a necessidade de ter uma fonte de ar comprimido e a geração de ruído na execução da tarefa.

Figura 2.8 – Tipos de Atuadores



Fonte: O Autor

- **Transmissão**

A forma como é transmitido o movimento do atuador para o mecanismo pode ser realizado por cabos, correias, atuação direta ou por acoplamentos. Esta característica é essencial no desenvolvimento do mecanismo, determinando por exemplo o peso, formato e resistência do exoesqueleto.

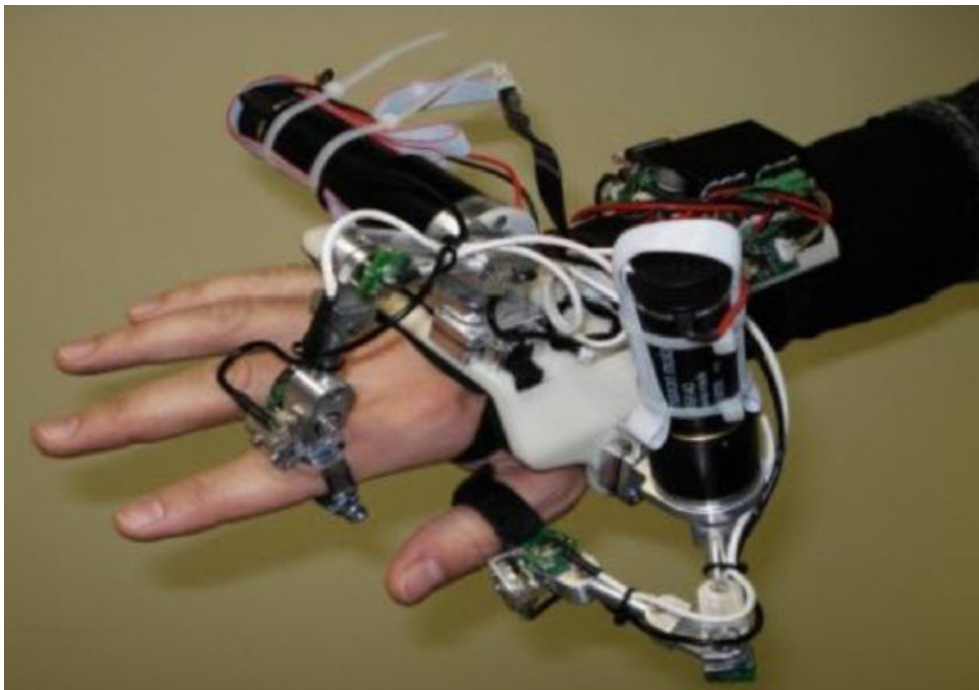
- **Tipos de Sensores**

Os sensores são responsáveis por transmitir alguma informação para o dispositivo de controle, como a posição em que se encontra o mecanismo, força necessária ou temperatura. Os principais sensores utilizados são os sensores de posição, sensores de força (tácteis), sinais mioelétricos e até mesmo sensores sonoros. Para determinar qual movimento necessário, flexão ou extensão, o sensor de posição informa ao sistema de controle os limites do mecanismo. Já os sensores de força determinam qual a força máxima que pode ser aplicada sem prejudicar a recuperação do paciente. Muitos estudos são realizados para interpretação dos sinais elétricos do organismo e converter em movimentos artificiais, são exemplos dos sensores mioelétricos. Já os sensores sonoros são utilizados em aplicações onde o usuário não tem controle mecânico da estrutura, somente a fala como dispositivo seletor. Enfim, a combinação destes sensores auxilia na obtenção de um dispositivo seguro que execute tarefas pré-definidas, como a flexão ou extensão dos dedos da mão.

2.5 Exemplos de Exoesqueletos para Reabilitação

O mecanismo apresentado por Iqbal, Khan, Tsagarakis e Caldwell é movimentado por atuadores elétricos e tem como característica principal o movimento combinado das articulações interfalângicas, possuindo 1 GDL ativo resultando no movimento de flexão e extensão do dedo da mão (Figura 2.9). O dispositivo é fixado no dorso da mão e acoplado diretamente à falange proximal do dedo, o que resulta na flexão da articulação metacarpofalângica. A segurança do paciente é garantida por sensores de posição e pressão instalado no dispositivo, sendo monitorado por um sistema de controle distribuído ligado diretamente a um computador. Os atuadores são motores de corrente contínua brushless com uma caixa de redução que diminui a velocidade, aumentando a força e a precisão do controle, sendo necessário a utilização de potenciômetros rotativos para posicionamento do movimento. Toda estrutura pesa aproximadamente 1kg. (IQBAL *et al.*, 2014).

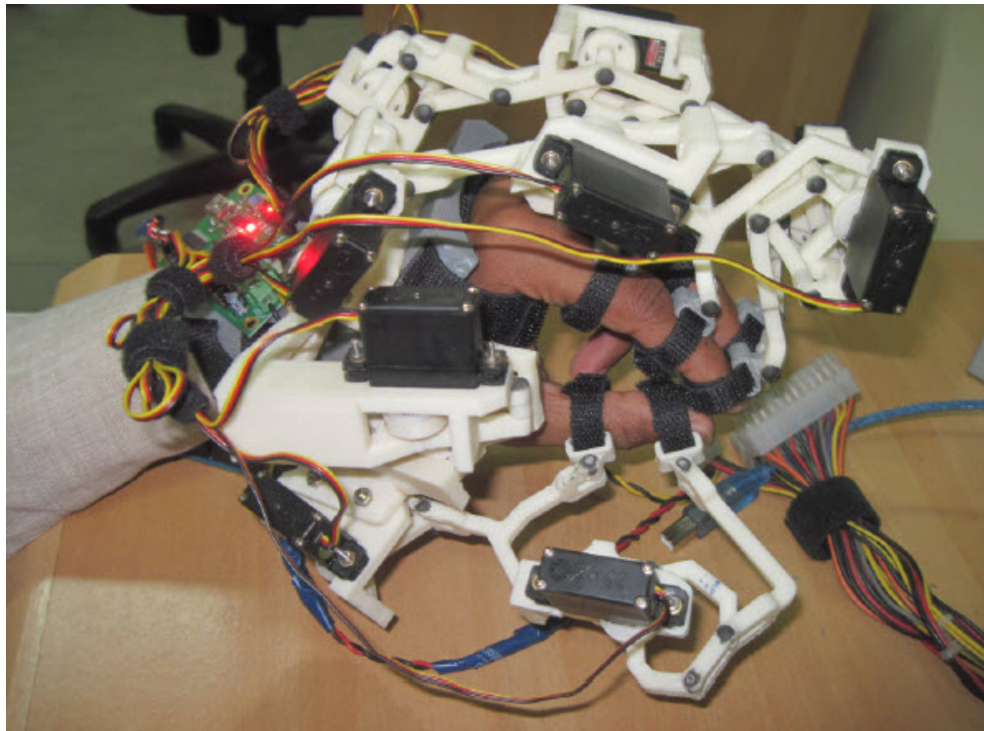
Figura 2.9 – Mecanismo de Iqbal, khan, Tsagarakis, Caldwell



Fonte: (IQBAL *et al.*, 2014)

O mecanismo de Nishad, Dutta e Saxena é fixado no dorso da mão e preso às falanges por meio de uma estrutura que combina o centro de rotação remota, realizando o movimento de flexão e extensão de cada articulação por meio de servo motores independentes, agregando 170g para cada servo (Figura 2.10). Para o funcionamento deste modelo, devem ser realizados estudos sobre a cinemática do movimento de cada paciente e gravado no controlador, uma placa de código aberto Arduino®. Por conta desta análise preliminar do mo-

Figura 2.10 – Mecanismo de Nishad, Dutta, Saxena



Fonte: (NISHAD; DUTTA; SAXENA, 2014)

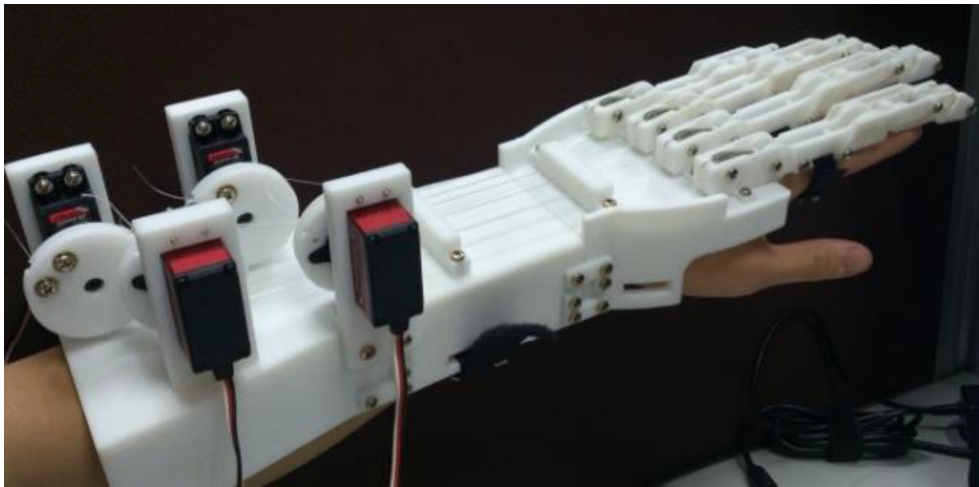
vimento, os limites do movimento já são gravados na memória, dispensando a utilização de sensores de posição (NISHAD; DUTTA; SAXENA, 2014).

O mecanismo de Pu, Tsai e Chang realiza movimento de flexão e extensão nos dedos da mão com exceção do polegar. A estrutura é confeccionada em uma impressora 3D, em material ABS, com peso total de 700g e fixada no antebraço (Figura 2.11). Servo motores são fixados nesta estrutura e conectados aos dedos por meio de cabos, que realizam a função de tendões. Auxiliado por sensores de pressão, o controle do movimento é realizado por uma placa Arduino®, limitando assim o movimento realizado pelos dedos (PU; TSAI; CHANG, 2014).

O modelo de Worsnopp, Peshkin, Colgate e Kamper apresenta um atuador elétrico que aciona cabos que são interligados ao mecanismo (Figura 2.12). O movimento é realizado pela ação rotativa de dois servo-motores sendo um motor responsável pela flexão e outro pela extensão. Por se tratar de três articulações, são necessários seis motores de passo para cada dedo, o que inviabiliza nossa aplicação tanto por conta do custo operacional quanto o espaço utilizado para alocar os componentes (WORSNOPP *et al.*, 2007).

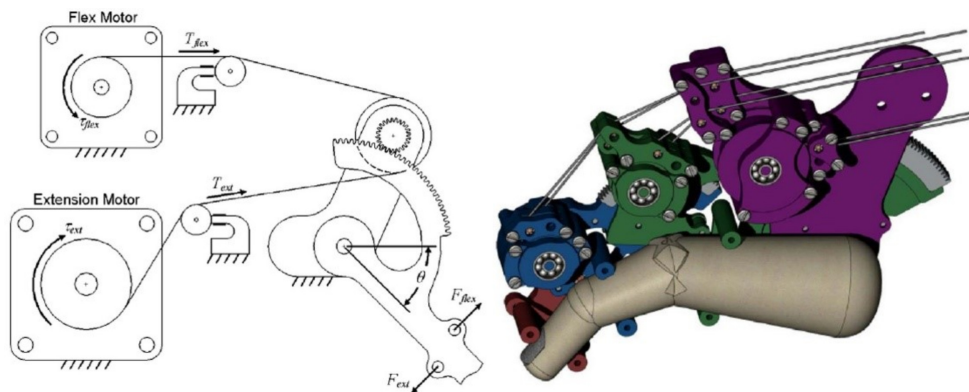
O modelo de Wege e Hommel difere do modelo anterior primeiramente por se tratar de uma estrutura de acoplamento redundante, onde cada articulação é acionada cabos, sendo um servo motor responsável pelos movimentos de flexão / extensão e não é instalada no mecanismo fixada na mão, como indicado pelo nº 2 na Figura 2.13, deixando a estrutura

Figura 2.11 – Mecanismo de Pu, Tsai e Chang



Fonte: (PU; TSAI; CHANG, 2014)

Figura 2.12 – Mecanismo de Worsnopp, Peshkin, Colgate and e Kamper

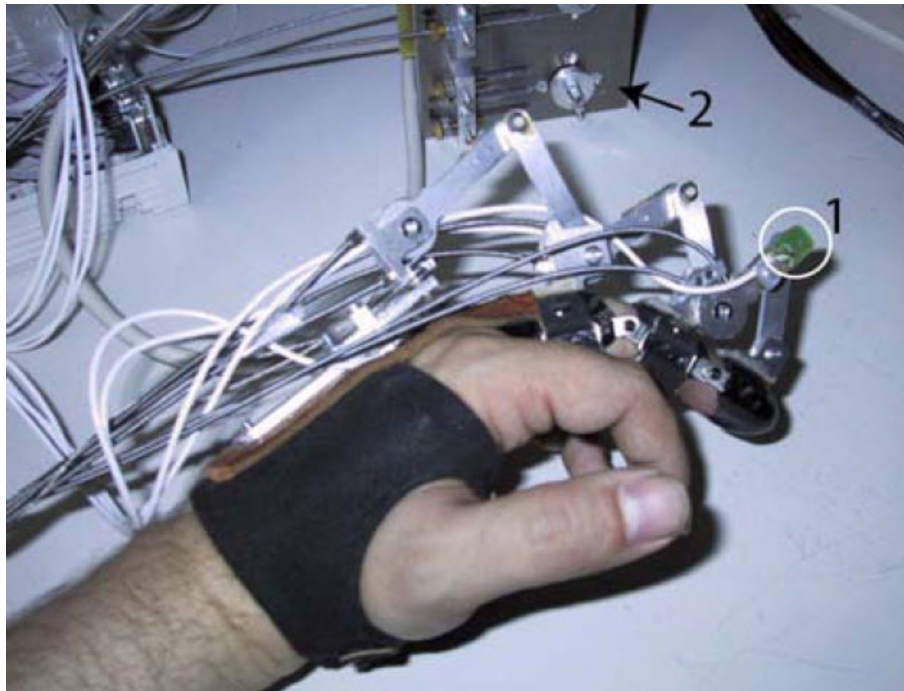


Fonte: (WORSNOPP *et al.*, 2007)

mais leve, porém obriga o usuário ficar próximo ao dispositivo, limitando assim a mobilidade do paciente. A segurança do paciente é garantida por um sensor de pressão indicado pelo nº 1 na Figura 2.13. (WEGE; HOMMEL, 2005).

O mecanismo apresentado por Sabater-Navarro, Garcia, Ramos, Camayo e Vivas é uma estrutura acionada por SMA (*Shape Memory Alloy*), um material que altera suas propriedades sob efeito da passagem de corrente elétrica ou sob ação de temperatura. O material utilizado é uma liga de Níquel-Titânio que sofre deformação quando aquecido, chamada de transformação termo elástica martensítica, retornando ao estado original. O atuador foi montado a um ângulo de 30°, realizando flexão e extensão dos dedos, com exceção do polegar que possui um outro plano de atuação (Figura 2.14). O curso do movimento é de 11cm, devido à deformação do material e leva de 11s a 30s, caracterizando uma desvantagem do atuador, produzindo movimentos mais lentos. Para realizar a extensão do dedo o material é

Figura 2.13 – Mecanismo de Wege e Hommel

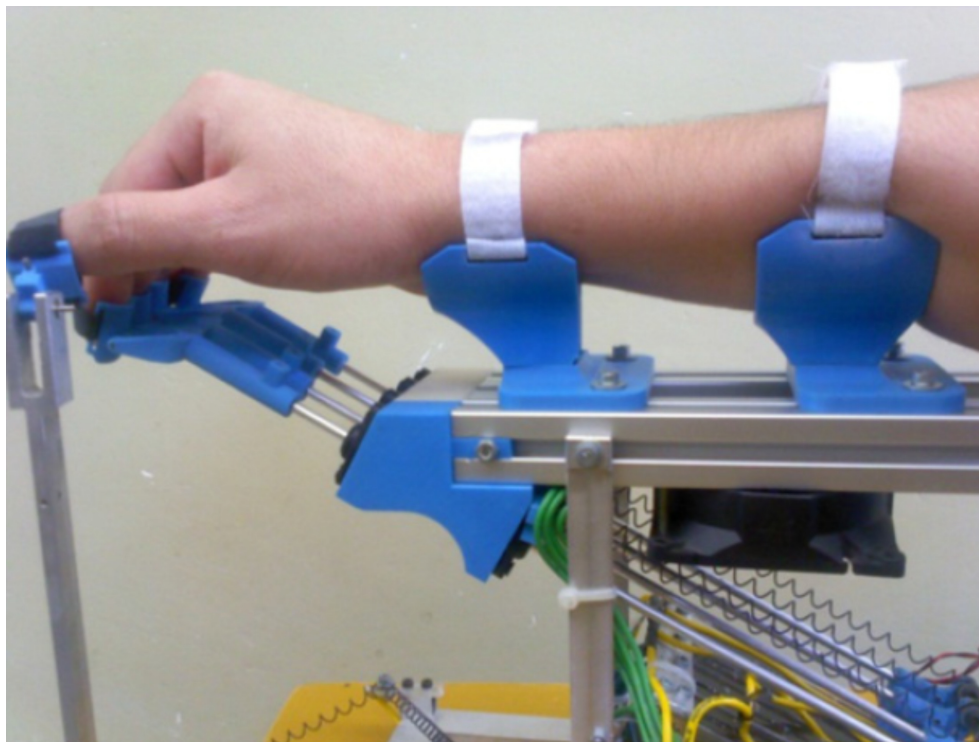


Fonte: (WEGE; HOMMEL, 2005)

aquecido e para flexão, o material deve passar por um procedimento de refrigeração, o que acelera um pouco o movimento. Em relação a atuadores elétricos, apesar do peso mais leve e operação simples, o consumo é alto. O controlador é uma Placa Arduino®Uno, utilizando potenciômetros lineares para posicionamento dos dedos. Como a estrutura é montada para ser apoiada em uma mesa, a mobilidade é reduzida (SABATER-NAVARRO *et al.*, 2015).

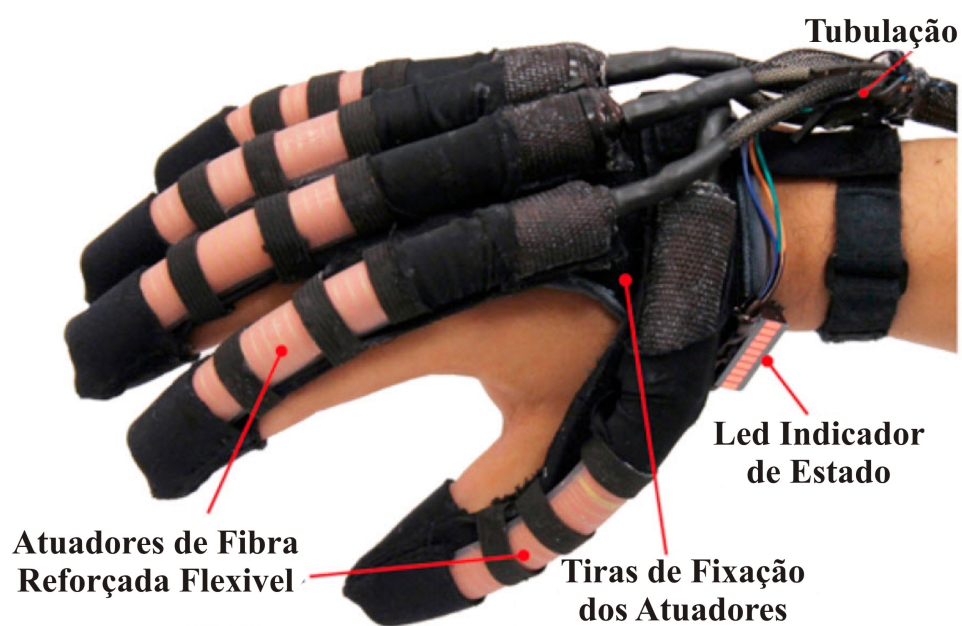
O mecanismo apresentado por Polygerinos, Wang, Galloway, Wood e Walsh possui um atuador hidráulico de elastômero que realiza o movimento de flexão e extensão dos dedos (Figura 2.15). Por se tratar de um material de silicone, Elastosil M4601 fabricado na Alemanha, a luva pesa apenas 285g. A pressão de trabalho é aproximadamente $3,5 \text{ Kg/cm}^2$, sendo fornecida por uma bomba hidráulica instalada em um cinto, juntamente com as válvulas hidráulicas, o reservatório de 250ml de água, a bateria de polímero de lítio de 5Ah do sistema de controle e controlador Arduino®, garantindo uma autonomia de 2hs continuamente ou de 4-6hs intermetentemente. Os sensores de força montados na luva, garantem a segurança do paciente não permitindo uma força superior de 0,8Kgf. (POLYGERINOS *et al.*, 2015).

Figura 2.14 – Mecanismo de Sabater-Navarro, García, Ramos, Camayo e Vivas



Fonte: (SABATER-NAVARRO *et al.*, 2015)

Figura 2.15 – Mecanismo de Polygerinos, Wang, Galloway, Wood e Walsh



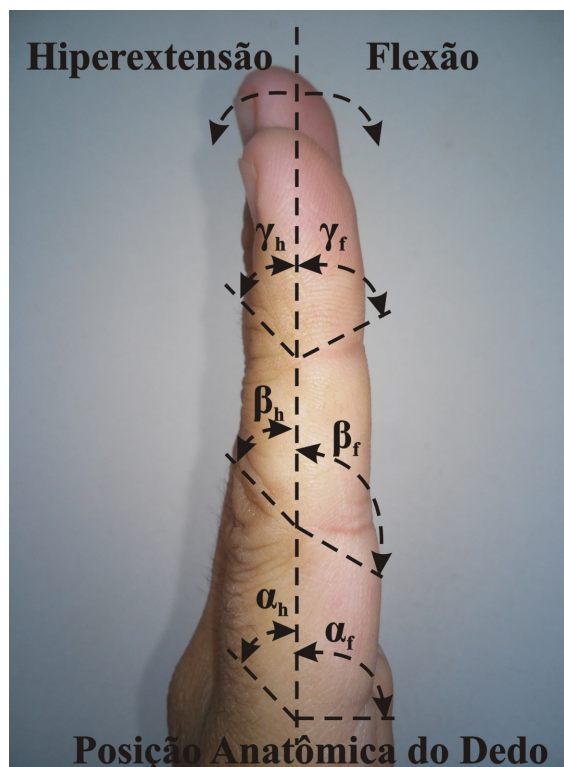
Fonte: Adaptado de (POLYGERINOS *et al.*, 2015)

Capítulo 3

MODELO MATEMÁTICO

Para representar o movimento de flexão e extensão dos dedos, é necessário realizar uma análise da angulação permitida a cada articulação. Com exceção do polegar, cada dedo possui quatro graus de liberdade, sendo dois nas articulações interfalângicas realizando o movimento de flexão/extensão, mais dois na articulação MCF referente aos movimentos de flexão/extensão e abdução/adução.

Figura 3.1 – Dedo Indicador em Posição Anatômica



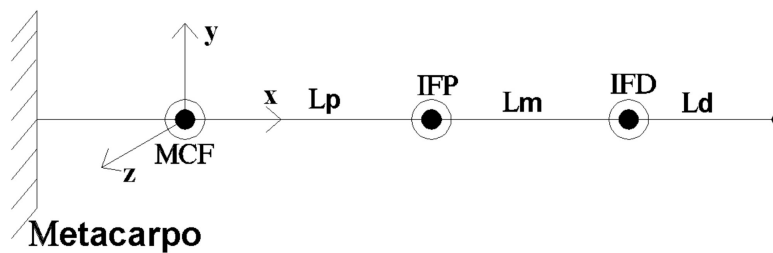
Fonte: O Autor (Adaptado de (KAPANDJI, 2003))

A angulação obtida nas articulações é o que determina a amplitude máxima do mo-

vimento do dedo e consequentemente seu espaço de trabalho. Os ângulos α , β e γ são referentes respectivamente aos movimentos das articulações MCF, IFP e IFD (Figura 3.1). Ao realizar o movimento de abertura da mão, há possibilidade do movimento exceder a posição anatômica, definido por hiperextensão. Como o objetivo do estudo é realizar o movimento flexão/extensão tomado a partir da posição anatômica do dedo, não considera-se a angulação referente à hiperextensão, deixando como proposta de estudos futuros.

A flexão/extensão é resultante de uma combinação angular das articulações, podendo ser representada por uma estrutura robótica serial, com o metacarpo sendo a base da estrutura e a falange distal o elemento terminal. Para determinar a posição do elemento terminal, a ponta do dedo (Ponto D), tem-se como parâmetros, além dos ângulos de cada articulação, os comprimentos das falanges proximal, medial e distal, respectivamente representadas por L_p , L_m e L_d (Figura 3.2).

Figura 3.2 – Posição Esquemática de um Dedo Genérico



Fonte: O Autor

Observando-se a Figura 3.2 com referência no eixo cartesiano tridimensional, percebe-se que a estrutura realiza somente o movimento de rotação nas articulações no eixo Z , já que o movimento de translação, que é a mudança de coordenadas sobre um dado eixo, seja ele X , Y ou Z , não é possível devido às dimensões das falanges serem fixas. Isto é, pode-se interpretar o movimento a partir de uma representação em duas dimensões, ou seja, apenas no eixos X e Y . Neste caso, desconsidera-se os movimentos de adução e abdução.

3.1 Matriz de Transformação Homogênea

Utilizando o conceito de coordenada homogênea que é usado na teoria de matrizes de transformações para descrição de movimentos de rotação e translação, pode-se determinar o posicionamento de cada articulação em função das dimensões das falanges e da angulação de cada segmento (TSAI, 1999). A matriz de transformação homogênea utilizada

é uma matriz 4x4, podendo ser dividida em quatro sub-matrizes como:

$${}^A\mathbf{T}_B = \begin{bmatrix} {}^A R_B(3x3) & {}^A q(3x1) \\ \gamma(1x3) & \rho(1x1) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

A sub-matriz 3x3 (${}^A R_B$) representa a orientação do movimento do ponto final em função do ponto inicial, a sub-matriz 3x1 (${}^A q$) representa a posição de origem, as submatrizes 1x3 (γ) e 1x1 (ρ) (fator de escala), representam a transformação perspectiva, obtendo-se uma matriz 4x4 que possibilita o cálculo do inverso das matrizes, uma vez que para encontrar as equações do movimento de estruturas robóticas, é necessário multiplicar várias matrizes (NIKU, 2013). As Equações (3.2), (3.3) e (3.4) representam, respectivamente, as rotações sobre os eixos X , Y e Z e a Equação (3.5) representa um movimento de translação. Os pontos (x,y,z) e (x',y',z') são as coordenadas iniciais e finais, respectivamente. Além disso, θ é o ângulo de rotação considerado e Δx , Δy e Δz os deslocamentos respectivos nos eixos X , Y e Z no movimento de translação.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

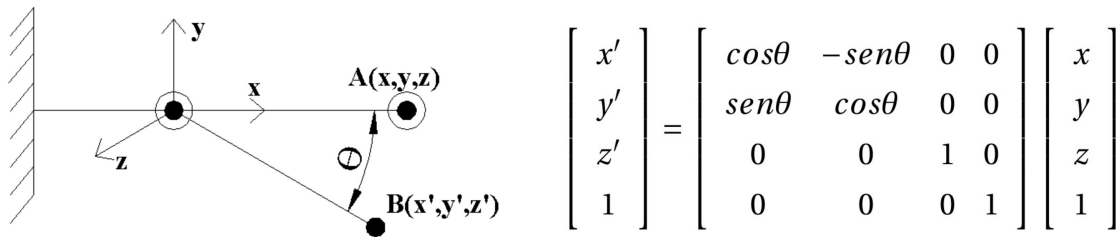
$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \Delta x \\ 0 & 1 & 0 & \Delta y \\ 0 & 0 & 1 & \Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Neste estudo, utiliza-se a matriz de transformação homogênea para representar a rotação sobre o eixo Z , tomando como referência o centro de rotação de cada articulação, como o exemplo exibido a seguir. São consideradas as coordenadas iniciais no Ponto A e as coordenadas finais no Ponto B, seguindo o movimento do dedo da mão em posição natural, como apresentado na Figura 3.3.

Figura 3.3 – Matriz de Transformação Homogênea de Rotação no Eixo Z

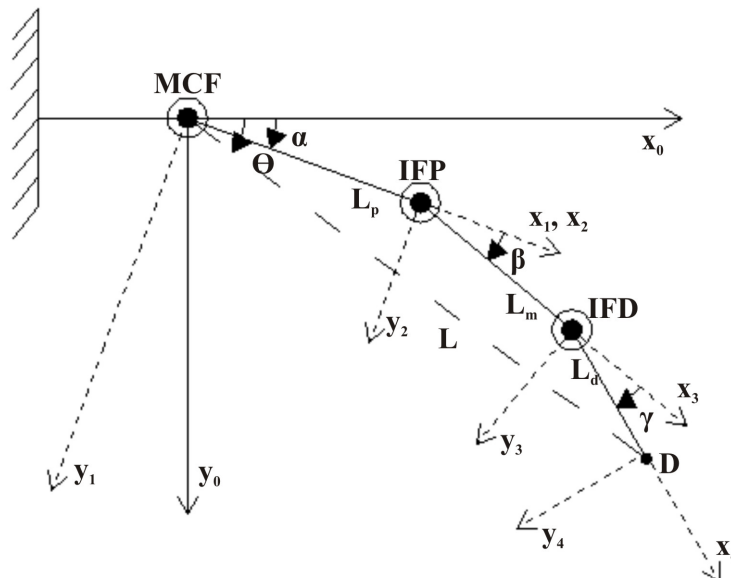


Fonte: Adaptado de (TSAI, 1999)

3.2 Espaço de Trabalho do Dedo

A fronteira exterior de todos os pontos que a ponta do dedo pode alcançar define seu espaço de trabalho, que depende diretamente do comprimento das falanges e da angulação possível em cada articulação. A Figura 3.4 apresenta um esquema de um dedo genérico para estabelecer a localização da ponta do dedo, definida pelo Ponto D, e os referenciais cartesianos de cada articulação.

Figura 3.4 – Representação Esquemática de um Dedo Genérico

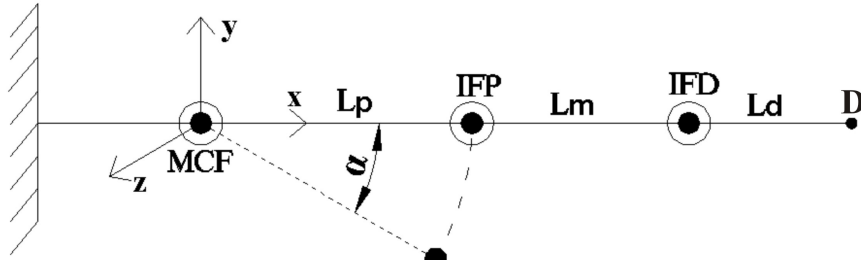


Fonte: O Autor

Partindo da articulação MCF, para se obter as coordenadas x e y relativas ao Ponto

D, utiliza-se a matriz de transformação homogênea de rotação local em cada articulação, analisando-se a estrutura em partes, como na Figura 3.5, podendo-se obter as posições de cada ponto em relação a angulação da articulação.

Figura 3.5 – Matriz de Transformação MCF



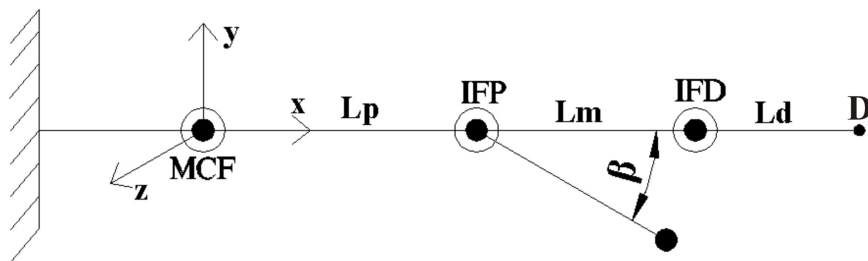
Fonte: O Autor

Para a primeira articulação, toma-se a matriz de rotação T_{MCF} , em que a posição inicial é posição anatômica do dedo (dedo não flexionado) na base da articulação MCF, como sendo a origem do eixo cartesiano 3D ($(X,Y,Z)=(0,0,0)$), observa-se os valores da sub-matriz de construção de posição inicial ($T_{1,4}=0$, $T_{2,4}=0$ e $T_{3,4}=0$), rotacionando no eixo Z a angulação α no sentido horário representando o dedo da mão em sua posição natural.

$$T_{MCF} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Para obter a segunda matriz de transformação local, partindo da origem (MCF) tem-se o comprimento da falange proximal (L_p) como posição inicial em X e zero nos eixos Y e Z , juntamente com angulação β referente ao movimento da articulação IFP (Figura 3.6).

Figura 3.6 – Matriz de Transformação IFP



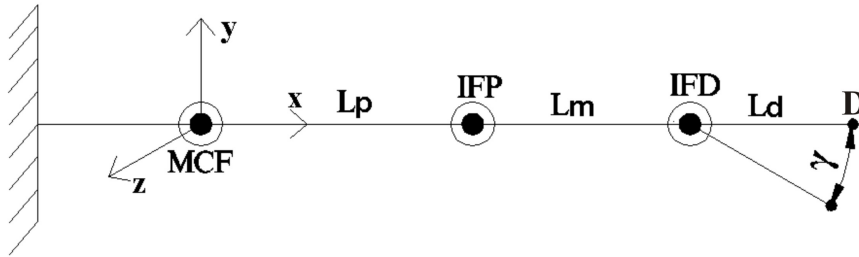
Fonte: O Autor

Com o centro de rotação em IFP, a segunda matriz de rotação T_{IFP} analogamente, realiza-se a rotação sobre o eixo Z com o valor de posição inicial no eixo X ($T_{1,4} = L_p$) e β como sendo o ângulo que será variado.

$$T_{IFP} = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & -\sin(\beta) & 0 & L_p \\ \sin(\beta) & \cos(\beta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Na terceira matriz de transformação de rotação local, com o centro de rotação na terceira articulação, IFD, toma-se a posição inicial ($T_{1,4} = L_m$) e o valor da angulação γ (Figura 3.7).

Figura 3.7 – Matriz de Transformação IFD



Fonte: O Autor

Resultando na seguinte matriz de rotação T_{IFD} :

$$T_{IFD} = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 & L_m \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Para referenciar o elemento final da estrutura, a ponta do dedo D , apesar de não possuir movimento de rotação, há um deslocamento referente ao comprimento da falange distal, L_d , o que caracteriza uma matriz de transformação homogênea de translação, com deslocamento positivo no eixo X , como calculado na matriz T_D .

$$T_D = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & L_d \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Depois de analisar individualmente cada estrutura, descrevendo cada matriz local, deve-se considerar o movimento de rotação nas três articulações simultaneamente, gerando-se uma matriz de transformação homogênea global, onde o deslocamento é relacionado com a variação dos três ângulos α , β e γ simultaneamente, a posição final do Ponto **D** são as coordenadas x e y .

$$\mathbf{T}_{\text{Global}} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha + \beta + \gamma) & -\sin(\alpha + \beta + \gamma) & 0 & x \\ \sin(\alpha + \beta + \gamma) & \cos(\alpha + \beta + \gamma) & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Seguindo o raciocínio desenvolvido por Silva, por se tratar de uma estrutura serial, a matriz de transformação global é o produto das matrizes locais ($\mathbf{T}_{\text{Global}} = \mathbf{T}_{\text{MCF}} \cdot \mathbf{T}_{\text{IFP}} \cdot \mathbf{T}_{\text{IFD}} \cdot \mathbf{T}_{\text{D}}$), encontrando-se as equações as Equações 3.11 e 3.12 referentes às coordenadas x e y do ponto D em função de cada ângulo (α , β e γ) nas articulações e do comprimento das falanges (L_p, L_m e L_d) (SILVA, 2011).

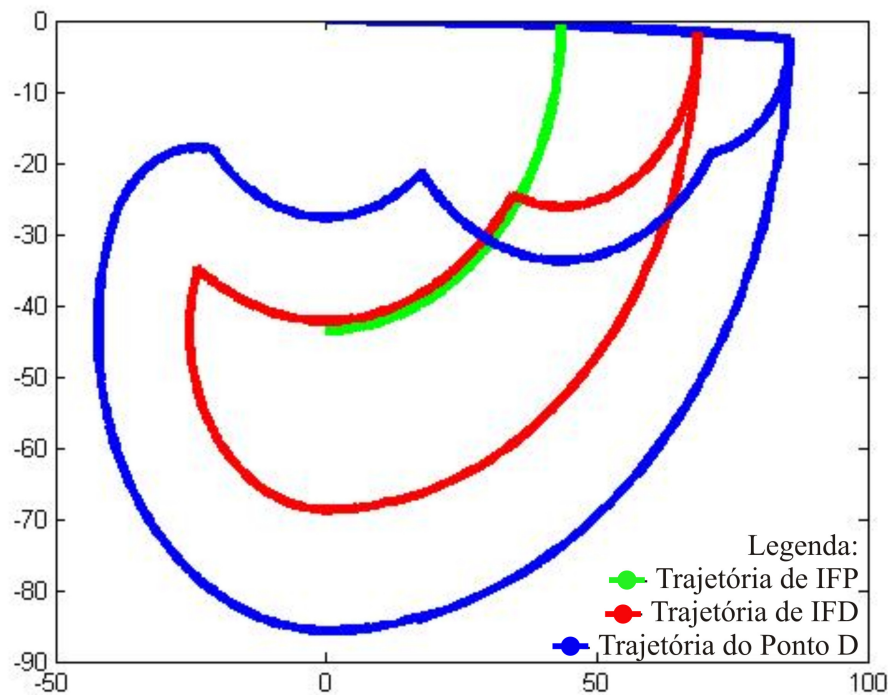
$$x = L_p \cos(\alpha) + L_m \cos(\alpha + \beta) + L_d \cos(\alpha + \beta + \gamma) \quad (3.11)$$

$$y = L_p \sin(\alpha) + L_m \sin(\alpha + \beta) + L_d \sin(\alpha + \beta + \gamma) \quad (3.12)$$

Analisando a geometria do modelo do dedo genérico apresentado na Figura 3.4, a distância L entre a articulação MCF e o ponto D é calculada por $L = \sqrt{x^2 + y^2}$ e a orientação final da falange distal é a soma das variações angulares de cada articulação, resultando no ângulo $\theta = \alpha + \beta + \gamma$.

Com base nos estudos de Kapandji, para que o dedo indicador realize totalmente o movimento de flexão, os valores de α variam de 0 a 90° (articulação MCF), os valores de β variam de 0 a 110° (articulação IFP) e os valores de γ variam de 0 a 80° (articulação IFD) (KAPANDJI, 2003). Somando-se ao comprimento das falanges L_p, L_m e L_d , obtêm-se o espaço de trabalho do dedo indicador como mostrado na Figura 3.8.

Figura 3.8 – Trajetórias do Dedo Indicador Até a Flexão Total



Fonte: O Autor

Nota-se na Figura 3.8 a base do movimento de rotação é a articulação MCF, a curva azul descreve o movimento total realizado pelo Ponto D, a ponta do dedo, a curva vermelha pela articulação IFD e a curva verde pela articulação IFP. Considerando-se que as análises de rotação utilizadas seguem o sentido anti horário (NIKU, 2013), pelas Equações 3.11 e 3.12, a variação dos ângulos devem ser negativas para facilitar a visualização do movimento do dedo em posição natural. Para se obter exatamente estas curvas, realiza-se a variação dos ângulos individualmente na seguinte ordem:

- Flexão

- 1º - γ varia de 0 a 80°;
- 2º - β varia de 0 a 110°;
- 3º - α varia de 0 a 90°;

- Extensão

- 4º - α varia de 90° a 0°;
- 5º - β varia de 110° a 0°;
- 6º - γ varia de 80° a 0°;

3.3 Proposta de Estrutura Mecânica

A partir do estudo dos modelos de exoesqueleto existentes, torna-se clara a necessidade de obter um mecanismo simples e eficiente que garanta a amplitude total do movimento, além de fatores como mobilidade e peso do mecanismo. É desejável que o paciente não necessite ficar próximo a um computador ou mesmo conectado a algum tipo de fonte de energia, seja ela elétrica ou pneumática.

Seguindo a linha de pesquisa do Núcleo de Tecnologia Assistiva **NENA** da UFG - Regional Catalão, que se baseia na busca por pesquisa de baixo custo, definiu-se utilizar um servo atuador linear elétrico, com dimensões reduzidas de 47,5 x 21,5 x 15mm, com curso máximo de 20mm e massa de 15g, atualmente produzido pela empresa canadense **Firgelli Technologies** (Figura 3.9). Este atuador é fabricado para operar com tensão de alimentação de 6 ou 12V, sendo compatível com a placa de controle de código aberto Arduino®, possibilitando futuramente realizar o controle do dispositivo.

Figura 3.9 – Servo Atuador Linear Firgelli

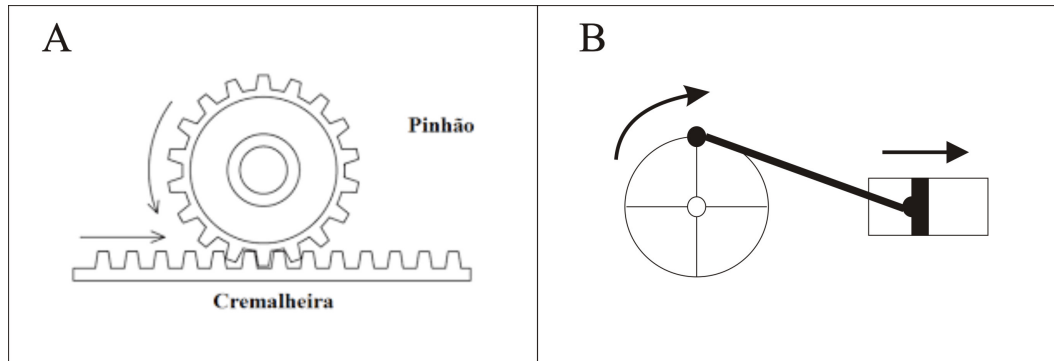


Fonte: http://www.actuonix.com/PQ12_Micro_Linear_Actuators/1825.htm

Como o movimento do atuador é linear, foi necessário desenvolver uma estrutura que converta deslocamento linear (Translação) em deslocamento rotativo (Rotação), por meio de acoplamentos tipo pinhão/cremalheira ou biela/manivela (Figura 3.10). Em todos os casos, o deslocamento linear é convertido em rotação e vice-versa, dependendo diretamente por onde inicia-se o deslocamento, por exemplo, se acoplar um motor a uma engrenagem, esta irá movimentar a cremalheira de acordo com o sentido de rotação, modelo utilizado normalmente em processos de abertura e fechamento de portões residenciais (Figura 3.10 - A). Em motores de combustão interna, o movimento linear do pistão ser convertido em

rotação devido ao acoplamento biela-virabrequim (Figura 3.10 - B).

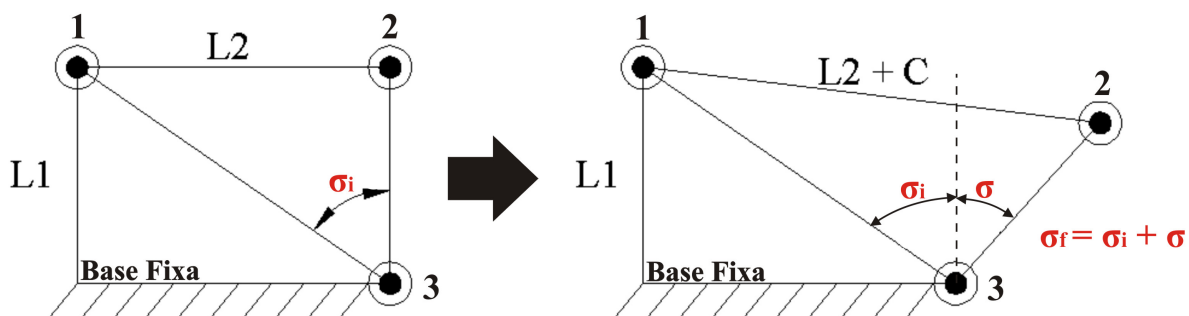
Figura 3.10 – Tipos de Acoplamentos



Fonte: Adaptado de (BUDYNAS; NISBETH, 2016)

Apesar dos tipos de acoplamentos existentes, as dimensões do mecanismo dificultam a escolha pela particularidade do dedo, que possui três centros de rotação, inviabilizando o acoplamento engrenagem/cremalheira. Para transmitir este movimento, propôs-se inicialmente um modelo geométrico com três pontos de articulações (Figura 3.11).

Figura 3.11 – Proposta de Acoplamento



Fonte: O Autor

Percebe-se na figura 3.11 um quadrilátero com três pontos de articulação (**1**, **2** e **3**) com a base fixa. A dimensão L_1 é referente a altura do dispositivo e conecta a base ao ponto articulável **1**, a dimensão L_2 é referente ao comprimento do atuador em posição recuado (42mm) entre os pontos articulados **1** e **2** e a dimensão $L_2 + C$ referente a soma do comprimento do atuador (L_2) com o curso de avanço do atuador (C).

Por se tratar de um quadrilátero, o avanço do atuador altera a dimensão L_2 para $L_2 + C$, causando o deslocamento do ponto superior da lateral direita (Ponto **2**). Como a lateral direita esta fixa pelo ponto de articulação inferior (Ponto **3**), o Ponto **2** realiza uma trajetória

circular . No primeiro instante, com o atuador recuado, um ângulo σ_1 é formado, referente a posição de repouso, e com o avanço do atuador, há uma variação para o ângulo σ_2 , sendo esta diferença a angulação necessária para cada articulação.

Sabendo-se que o ângulo σ está em função do avanço linear do atuador, pela Lei dos Cossenos (Equação 3.13), são verificados os limites do movimento e a relação entre o curso do atuador e a angulação da articulação (σ).

$$a^2 = b^2 + c^2 - 2bc(\cos\sigma) \quad (3.13)$$

Substituindo o valor de a pela dimensão L_2 , (variável com o avanço do atuador); o valor de b pela hipotenusa do triângulo $L_1 L_2 C$ pela dimensão L_1 , tem-se como resultado a Equação 3.14, referente ao cálculo do ângulo σ em função do curso do atuador (C).

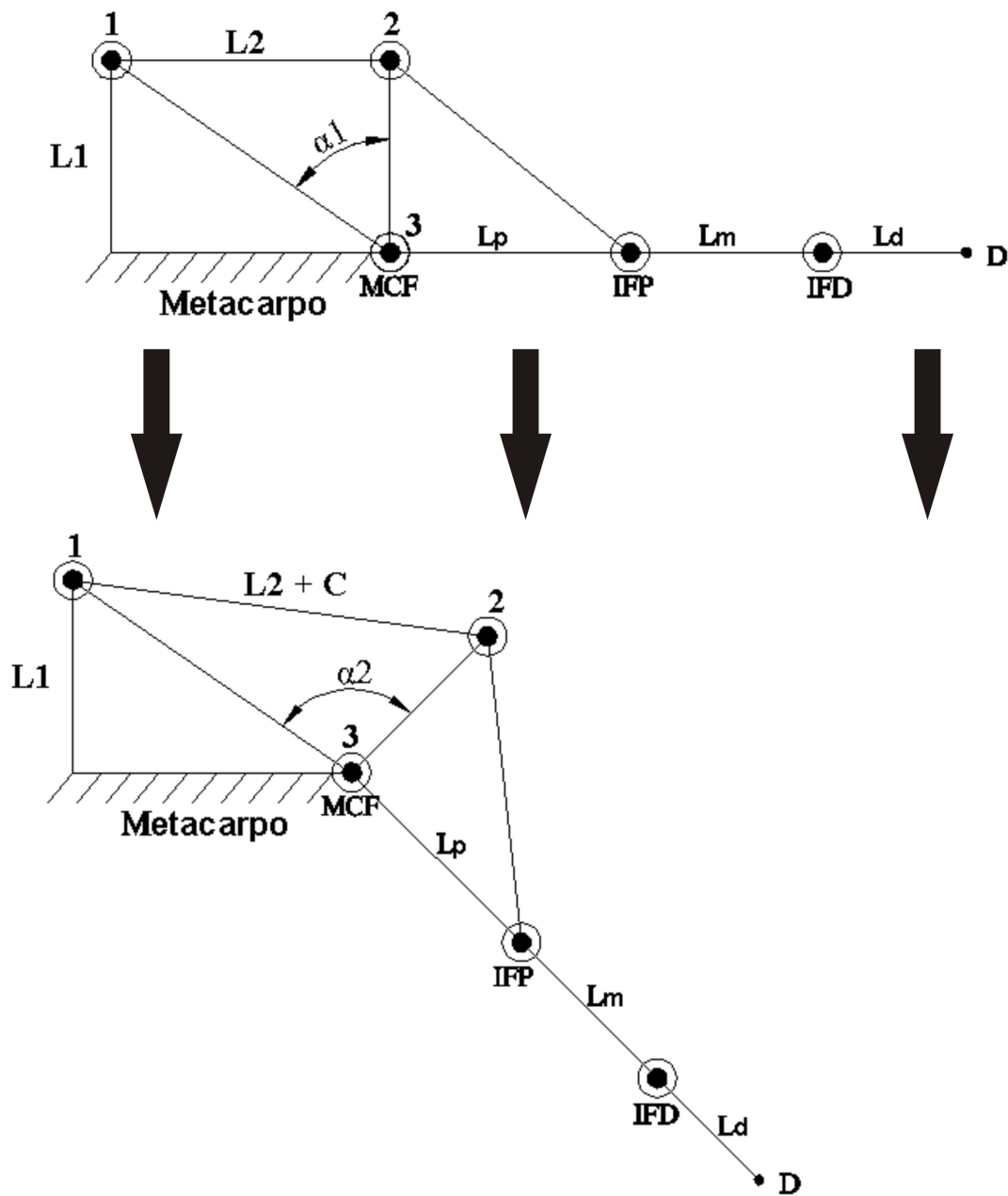
Considerando σ_i o ângulo para o curso inicial (deslocamento nulo), seu o valor é função das dimensões L_1 e L_2 . Já para o atuador 100% avançado, o valor do ângulo correspondente σ_f é formado pelas dimensões L_1 e $L_2 + C$, possibilitando calcular a diferença entre $\sigma_f - \sigma_i$ que resulta na angulação máxima possível para a estrutura.

$$\cos\sigma = \frac{2L_1^2 + L_2^2 - (L_2 + C)^2}{2L_1\sqrt{L_1^2 + L_2^2}} \quad (3.14)$$

Partindo deste modelo, pode-se adaptar esta estrutura aos movimentos de flexão/extensão realizados pelo dedo indicador, onde o centro de rotação representado pelo Ponto 3 passa a coincidir com o centro de rotação de alguma articulação (MCF, IFP ou IFD), a base da estrutura, que deve estar fixa, recebe a dimensão de alguma superfície da mão (Metacarpo, L_p , L_m ou L_d).

Tomando como ponto de partida a articulação MCF da (Figura 3.12), percebe-se que L_1 é a altura da estrutura, a base da estrutura é fixa ao metacarpo e L_2 é o comprimento do atuador linear, considerando o ângulo inicial α_1 . Lembrando que para o dedo indicador, esta articulação tem uma angulação máxima de 90°, obtêm-se a dimensão L_1 a partir de um valor inicial de L_2 e o avanço máximo do atuador de 20mm.

Figura 3.12 – Mecanismo Articulando em MCF

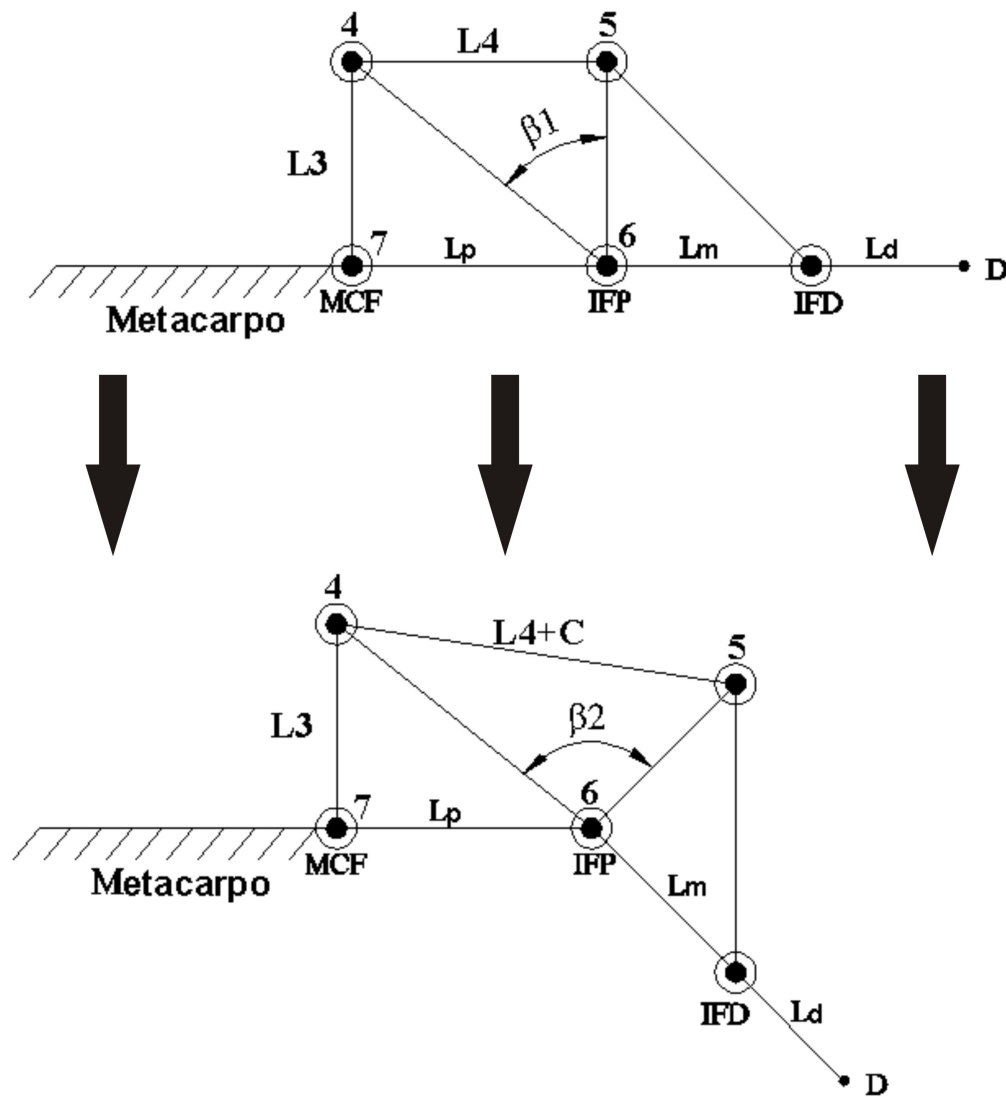


Fonte: O Autor

Observa-se na figura, que o avanço do atuador rotaciona L_p , L_m e L_d sobre MCF em um ângulo α_2 . Considerando a Equação 3.14, um dispositivo com as dimensões mínimas do atuador, ($L_1 = 20\text{mm}$ e $L_2 = 42\text{mm}$) resulta em uma angulação máxima de 68° , não atendendo aos requisitos das articulações mencionadas anteriormente (MCF = 90° , IFP = 110° e IFD = 80°).

Visando alcançar a angulação necessária para a articulação MCF, foram considerados os valores $L_2 = 50\text{mm}$, $L_2 + C = 70$ e a diferença $\alpha_2 - \alpha_1 = 90$, resultando no valor de $L_1 = 17.72\text{mm}$, possibilitando, que a rotação sobre MCF realize totalmente a angulação desejada.

Figura 3.13 – Mecanismo Articulado em IFP



Fonte: O Autor

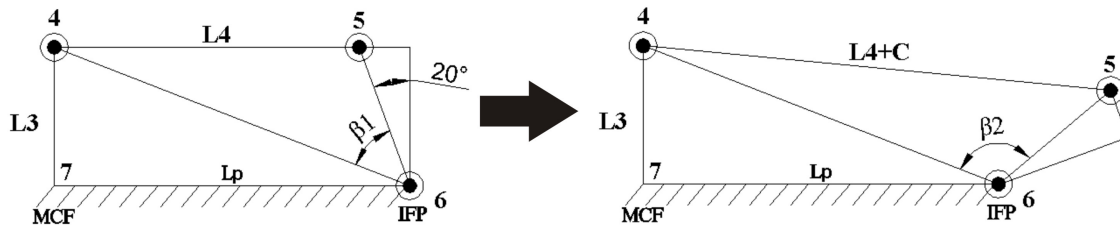
Para rotacionar sobre IFP, é proposta a estrutura (Figura 3,13), onde a base da estrutura é a falange proximal (L_p), a altura da estrutura é L_3 , sendo a lateral direita fixa no ponto 7 e rotacionando sobre o ponto 4. Na posição de repouso ($C=0$), a dimensão (L_4), possui tamanho igual a (L_p), resultando em um ângulo β_1 .

Como o atuador é fixado nos pontos 4 e 5, com 100% do avanço, o ponto 5, descreve trajetória circular com cento no ponto 6, que coincide com o centro de rotação de IFP, re-

sultando em um β_2 . Por se tratar de um atuador linear, a angulação máxima que a estrutura permite sem colisão das partes do mecanismo é 90° , o que não satisfaz a angulação total desejada, necessitando de alteração no mecanismo.

No modelo alterado, foi adicionada uma angulação de 20° , para que com o atuador 100% avançado, soma-se os 20° fixos aos 90° graus possíveis pela estrutura (Figura 3.14).

Figura 3.14 – Segunda Parte Mecanismo Adaptado



Fonte: O Autor

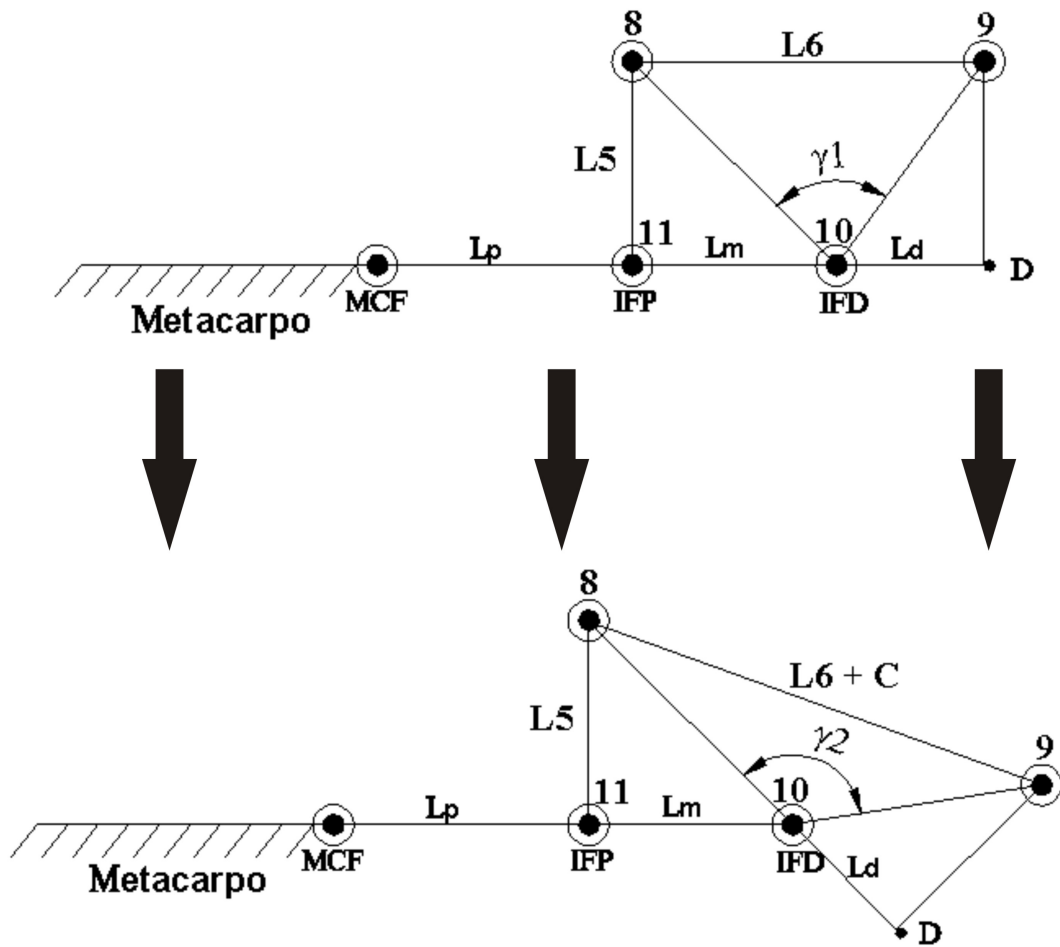
Utilizando novamente a Lei dos Cossenos, assim como no primeiro modelo, obtêm-se a Equação 3.15. Como no modelo anterior, além do ângulo sobre IFP, são variáveis o comprimento da falange proximal (L_p) a altura da estrutura (L_3) e o ângulo β .

$$\cos\beta = \frac{L_3^2 + L_p^2 + \left(\frac{L_3}{\cos 20}\right)^2 - (L_p - L_3(\tan 20) + C)^2}{2\left(\frac{L_3}{\cos 20}\right)\sqrt{L_3^2 + L_p^2}} \quad (3.15)$$

Utilizando a Equação 3.15, determina-se a altura da estrutura fixando o valor da falange proximal ($L_p=43,4\text{mm}$) e a angulação máxima (IFP= 110°), da diferença entre a angulação final e a angulação inicial ($\beta_f - \beta_i$) obtêm-se ($L_3 = 12,9854\text{mm}$), que também satisfaz ao valor máximo que o ângulo β deve atingir.

Para realizar o movimento na articulação IFD, é importante considerar que, normalmente, a dimensão da falange L_m não é maior do que o comprimento inicial do atuador linear (42mm). Com esta informação, foi desenvolvido um modelo cujo ponto articulável 10 corresponde com o o centro de articulação de IFD (Figura 3.15).

Figura 3.15 – Mecanismo Articulando em IFD



Fonte: O Autor

Observa-se que na figura 3.15 que a altura da estrutura é L_5 , a base da estrutura é dividida presa as falanges L_m e L_d e a dimensão L_6 é o comprimento do atuador na posição de repouso, equivalente à soma de L_m e L_d , formando assim o ângulo γ_i . Usando-se estes valores e a Lei dos Cossenos, obtêm-se a Equação 3.16.

$$\cos\gamma = \frac{2L_5^2 + L_m^2 + L_d^2 - (L_m + L_d + C)^2}{2\sqrt{L_5^2 + L_m^2}\sqrt{L_5^2 + L_d^2}} \quad (3.16)$$

Os pontos fixos da estrutura são os pontos **11** e o ponto **D**, que coincidem respectivamente com o centro de rotação de IFP e a ponta do dedo. Os pontos articuláveis são **8**, **9** e **10**. Assumindo que o atuador avance 100%, a dimensão L_6 é alterada para $L_6 + C$, resultando em um novo ângulo γ_f .

Considerando que o atuador opere com 100% do curso, fixando os valores de $L_m = 25,3\text{mm}$, $L_d = 17\text{mm}$ e a diferença ($\gamma_f - \gamma_i = 80$), calcula-se o valor de $L_5 = 23,0772\text{mm}$, novamente atendendo a angulação desejada para realizar o movimento de flexão na articulação IFD.

3.4 Avaliação da Amplitude do Movimento Realizado pelo Mecanismo

Considerando o espaço de trabalho do dedo indicador (Figura 3.8), pode-se comparar os resultados obtidos com as equações encontradas anteriormente (Equações 3.14, 3.15 e 3.16). Com o ajuste do comprimento das falanges (L_p , L_m e L_d), foi calculada a altura da estrutura em cada articulação (L_1 , L_3 e L_5), possibilitando obter a angulação máxima em cada uma das articulações (MCF, IFP e IFD).

Com as equações das coordenadas x e y do Ponto D (Equações 3.11 e 3.12), pelos valores das falanges e dos ângulos (α , β e γ), que estão em função do curso de avanço do atuador linear, que varia de 0 a 20mm, obtêm-se os valores das coordenadas x e y da ponta do dedo, em cada milímetro do avanço do curso do atuador. Deve-se atentar que a coordenadas demonstradas nos gráficos a seguir, são resultantes da avanço dos três atuadores simultaneamente.

Com $L_1 = 17,72\text{mm}$, $L_2 = 50\text{mm}$, $L_3 = 12,9854\text{mm}$, $L_p = 43,4\text{mm}$, $L_5 = 23,0772\text{mm}$, $L_m = 25,3\text{mm}$, $L_d = 17\text{mm}$, das Equações 3.14, 3.15 e 3.16, obtêm-se a angulação de cada articulação a partir do avanço do curso da atuador conforme Tabela 3.1.

Na figura 3.16, tem-se um gráfico comparando a trajetória do Ponto D descrevendo o espaço de trabalho do dedo indicador e os pontos vermelhos são as coordenadas do Ponto D para cada passo do avanço dos atuadores simultaneamente. Verifica-se que o Ponto D alcança o limite do espaço de trabalho da trajetória do dedo indicador, uma vez que a trajetória é resultante do aumento dos ângulos α , β e γ em função do curso do atuador, motivo este que não segue a curva azul do gráfico a esquerda.

Além da avanço simultâneo dos três atuadores, pode-se simular quais seriam as coordenadas do ponto D quando houvesse diferentes deslocamentos dos atuadores individualmente, no caso do processo de reabilitação, onde pode-se exercitar apenas uma das articulações, resultando nos pontos demonstrados nos gráficos visualizados na Figura 3.18. As tabelas referentes a obtenção dos valores das coordenadas do Ponto D em cada combinação possível apresentada na figura 3.17, podem ser visualizadas no anexo 2.

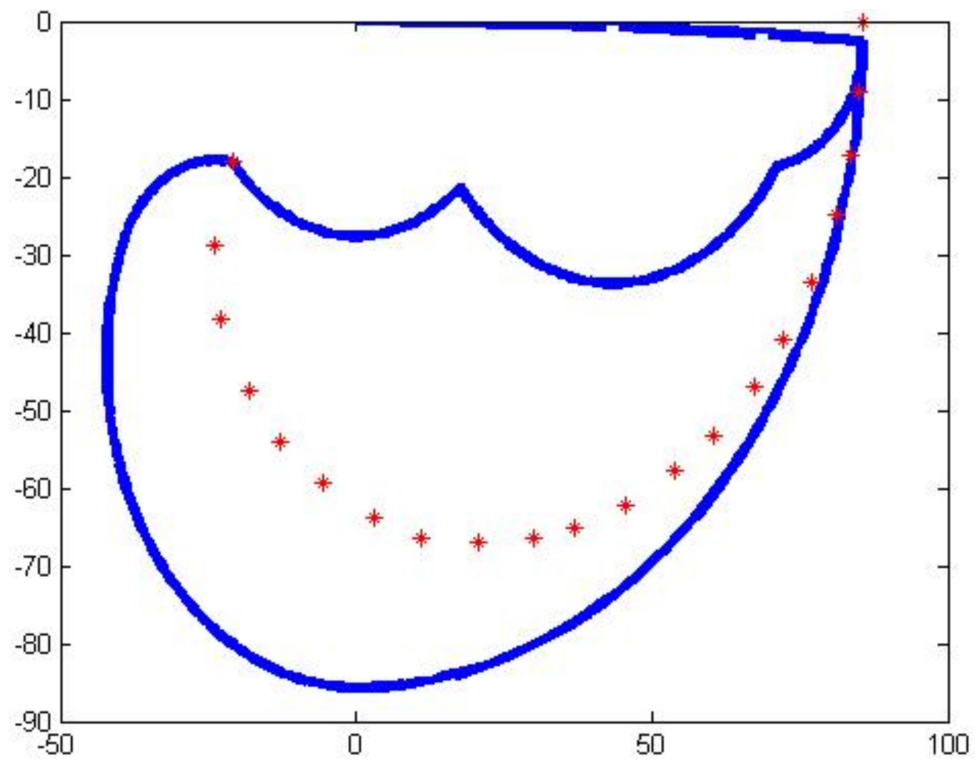
Tabela 3.1 – Relação Entre os ângulos das Articulações e o Curso do Atuador

Curso (mm)	α (MCF)	β (IFP)	γ (IFD)	Coordenadas	
				x	y
0	0°	0°	0°	85,7000	-0,0000
1	-3°	-5°	-3°	85,0820	-9,0362
2	-6°	-9°	-6°	83,4710	-17,1769
3	-9°	-13°	-8°	81,0459	-24,7668
4	-13°	-17°	-11°	77,0282	-33,5659
5	-16°	-22°	-14°	72,1217	-40,9351
6	-19°	-26°	-16°	67,1671	-46,8880
7	-23°	-30°	-19°	60,4291	-53,3312
8	-26°	-34°	-22°	54,0236	-57,7703
9	-30°	-39°	-25°	45,4664	-62,2782
10	-34°	-43°	-29°	36,9857	-65,2620
11	-37°	-47°	-32°	29,8530	-66,5597
12	-41°	-52°	-36°	20,7318	-66,9498
13	-46°	-57°	-39°	11,0607	-66,3372
14	-50°	-62°	-43°	3,01220	-63,8886
15	-55°	-68°	-48°	-5,6769	-59,4289
16	-60°	-74°	-52°	-12,7817	-54,0078
17	-65°	-80°	-57°	-18,1450	-47,4769
18	-72°	-88°	-63°	-22,7959	-38,3350
19	-79°	-97°	-70°	-23,8718	-28,8372
20	-90°	-110°	-80°	-20,8222	-18,0052

Fonte: O Autor.

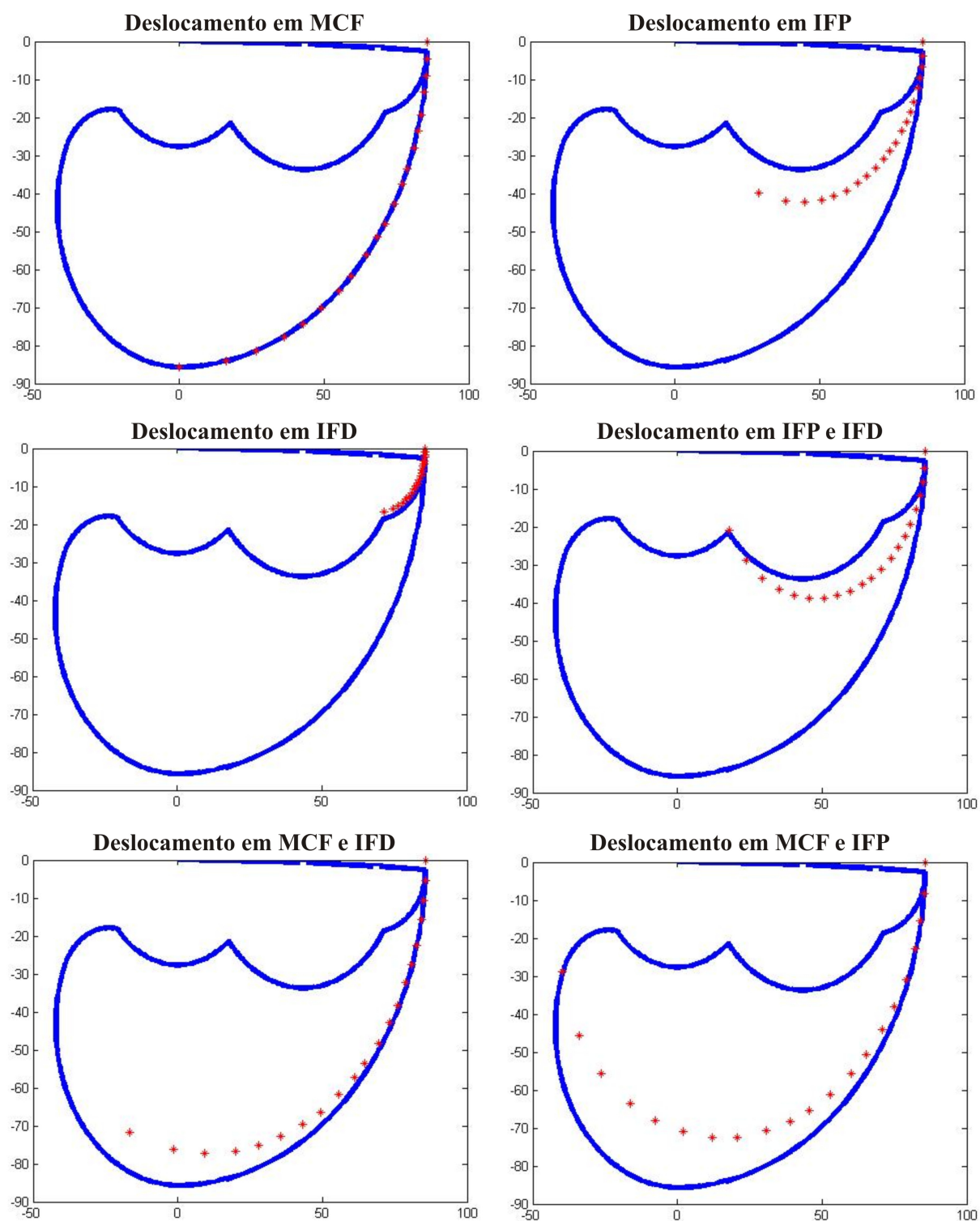
Na Figura 3.17, confirma-se qualquer combinação utilizada variando-se os ângulos de trabalho (α , β e γ) das articulações estudadas (**MCF**, **IFP** e **IFD**) estão dentro do espaço de trabalho conforme definição apresentada na sessão 3.2, ou seja, todos os pontos que a ponta do dedo (**Ponto D**) pode alcançar estão dentro fronteira interior, dependendo diretamente do comprimento das falanges e da amplitude de movimentação de cada articulação. Destaca-se que o limite do movimento representado pelo espaço de trabalho é coincidente com o último ponto obtido com o curso total dos três atuadores, ou seja, pode-se dizer que o limite do movimento do dedo saudável é obtido pelo mecanismo de reabilitação.

Figura 3.16 – Coordenadas Ponto D x Espaço de Trabalho



Fonte: O Autor

Figura 3.17 – Possíveis Coordenadas Ponto D



Fonte: O Autor

3.5 Modelo Mecânico Adaptado

Para que o mecanismo atenda uma gama maior de usuários, deve ser possível ajustar a estrutura para diferentes dimensões de falanges, possibilitando assim, a utilização em outros dedos ou, até mesmo, em outros indivíduos, que possuem tamanhos de mãos diferentes. Utilizando as equações **3.14**, **3.15** e **3.16** e conhecendo a angulação máxima de cada articulação, determina-se uma faixa de trabalho nas três partes do mecanismo, onde o comprimento das falanges não prejudica a amplitude máxima em cada articulação. Neste quesito, deve salientar uma importante limitação, o comprimento mínimo do atuador, que é 42mm.

Na primeira parte do mecanismo (L_2), como ela é fixada ao metacarpo, a base da estrutura não sofre alteração juntamente com a falange L_d por estar na extremidade do dedo, a mesma pode assumir um valor fixo, já que vai estar na ponta no dedo e o objetivo é realizar a angulação na articulação IFD, diferentemente do comprimento das falanges L_p e L_m que podem variar suas dimensões de indivíduo para indivíduo, ou mesmo entre os dedos.

Utilizando a Equação **3.15**, referente a articulação IFP, onde a angulação máxima é 110° , pela determinação do comprimento da falange proximal (L_p) pode-se calcular a altura L_3 , resultando assim em uma faixa de valores que são admissíveis para o funcionamento do mecanismo. O mesmo processo é empregado na Equação **3.16**, a partir da angulação de 80° , aonde, variando-se o comprimento da falange medial (L_m), calcula-se a altura L_5 .

Desta forma, obtêm-se a Tabela 3.2, apresentando-se uma faixa de valores da altura da segunda parte do mecanismo (L_m) em função do comprimento (L_p) e uma faixa de valores da altura da terceira parte do mecanismo (L_5) em função do comprimento (L_m).

Tabela 3.2 – Variação dos Comprimentos de L_p e L_m

2ª Parte do Mecanismo		3ª Parte do Mecanismo	
L_p	L_3	L_m	L_5
42	12.9635	25	23.0344
44	13.9945	27	23.3129
46	13.0236	29	23.5767
48	13.0551	31	23.8273
50	13.0770	33	24.0656
Unidades em mm			

Fonte: O Autor.

Pode-se notar que a variação das dimensões L_3 e L_5 são mínimas (menor que 1mm). Para efeito de cálculo isso é significativo e pode-se perceber uma variação numérica, mas não para efeito construtivo, já que a resolução do filamento de algumas impressoras não

possuem esta precisão, além das folgas obtidas na montagem do dispositivo. De qualquer forma, percebe-se que as pequenas variações das dimensões são aceitáveis sem a perda das características do movimento, observando-se as particularidades construtivas de cada parte do mecanismo.

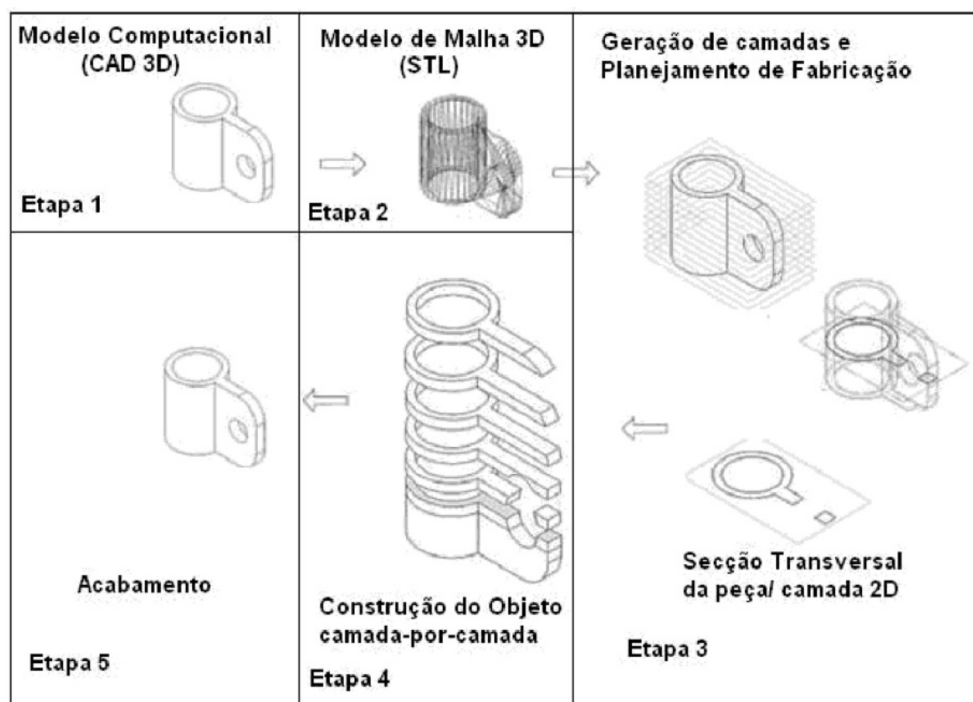
Capítulo 4

PROTÓTIPO

4.1 Impressão por Manufatura Aditiva - AM

Para o processo de construção do protótipo, foi realizada impressão por Manufatura Aditiva (AM), que é uma tecnologia de fabricação de objetos que possui como conceito fundamental a adição de material camada-por-camada, surgida nos anos 1980, industrialmente conhecida por Prototipagem Rápida (CUNICO, 2015). O princípio básico de funcionamento está na obtenção de formas tridimensionais pelo processo de adição de material por camada, como apresentado na Figura 4.1.

Figura 4.1 – Representação Esquemática do Princípio de Funcionamento de Impressoras 3D

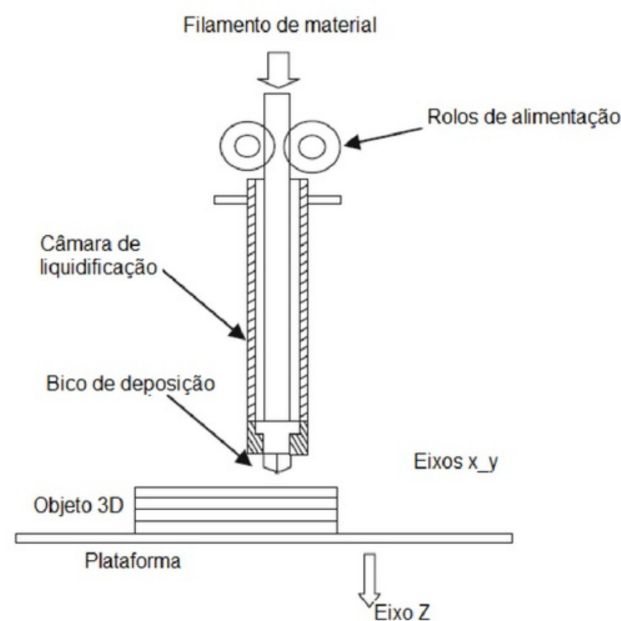


Fonte: (CUNICO, 2015)

A partir de um desenho 3D, realizado em softwares que realizam a modelagem computacional do objeto (CAD 3D), cria-se uma imagem do objeto utilizando malhas, normalmente triangularizadas, este procedimento é chamado **Stereo Lithography (STL)**. Em seguida, é gerado o 'fatiamento' da peça, onde são obtidas camadas (**layers**) que servem de orientação para deposição do material.

Uma das tecnologias mais difundidas mundialmente, a Modelagem por Fusão e Deposição (FDM - *Fused Deposition Modeling*) funciona a partir da deposição de material termoplástico através de um cabeçote extrusor, onde um filamento do material é aquecido e depositado seguindo a orientação da forma da camada como pontos cartesianos (x,y). Depois de concluir a confecção de uma camada, o bico extrusor passa para outra camada, normalmente acrescido um valor no eixo z , que é a espessura da camada (CUNICO, 2015).

Figura 4.2 – Representação Esquemática do Processo FDM



Fonte: (CUNICO, 2015)

Fatores como velocidade de avanço, temperatura de extrusão e espessura da camada, influenciam diretamente na qualidade da impressão, já que devem ser ajustados de acordo com o tipo de material e configurações da impressora. Atualmente, os principais materiais utilizados pelas impressoras são o **ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno)** que apresenta boa resistência e é mais difundido comercialmente; o **PLA (Ácido Polilático)** que possibilita impressões mais flexíveis e vem ganhando notoriedade por ser um material biodegradável e o fio de Nylon 645, que possui uma combinação de força e flexão e pode ser tingido (PEI; SHEN; WATLING, 2015). Algumas características destes materiais são dadas na Tabela 4.1.

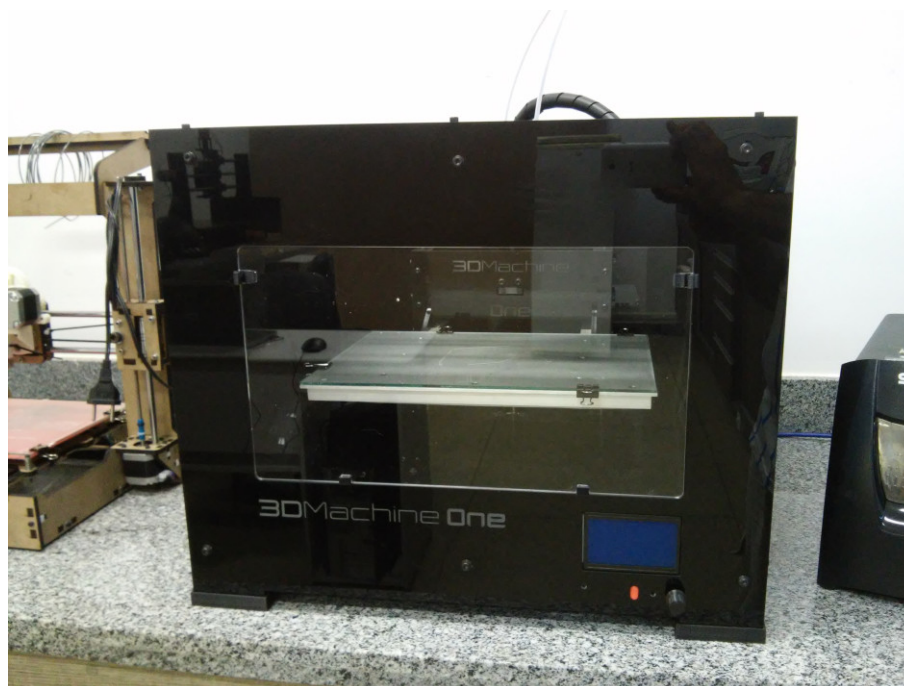
Para construção do protótipo, as peças do mecanismo foram confeccionadas em uma impressora 3D da Fabricante **3D Machine** Modelo ONE (Figura 4.3), com um extrusor de 0,4mm e utilizando o material **ABS** (1,75mm). O peso e dimensões do mecanismo são apresentados na sessão 4.2.

Tabela 4.1 – Propriedades dos Filamentos Termoplásticos

Propriedades	ABS (<i>Acrilonitrila Butadieno Estireno</i>)	PLA (<i>Ácido Polilático</i>)	Nylon 645 (<i>Copolímero de Nylon 6/9</i>)
Fornecedor	Form Futura	Ultimaker	Taulman
Custo (R\$/Kg)	118,44	113,23	143,60
Diâmetro (mm)	2,85	2,85	2,85
Opacidade	Opaco	Opaco	Transparente
Densidade (kg/m ³)	1.010	1.240	930
Temperatura de Impressão (°C)	200-250	180-220	230-265
Temperatura de Fusão (°C)	105	65	194
Resistência ao Impacto (KJ/m ²)	16	7,5	NA
Módulo de Elasticidade (MPa)	2.000	3.310	114

Fonte: Adaptado de (PEI; SHEN; WATLING, 2015)

Figura 4.3 – Impressora 3D Machine - ONE

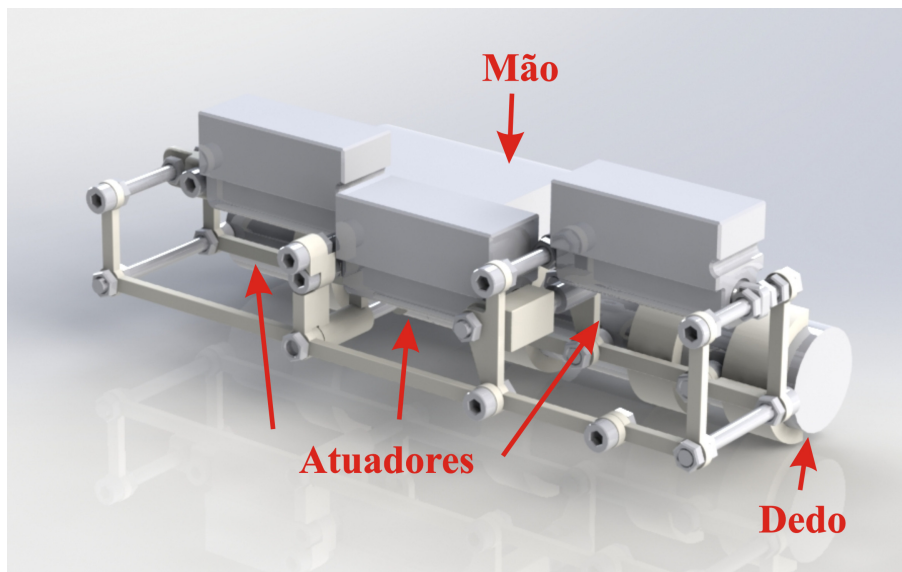


Fonte: O Autor

4.2 Projeto do Mecanismo

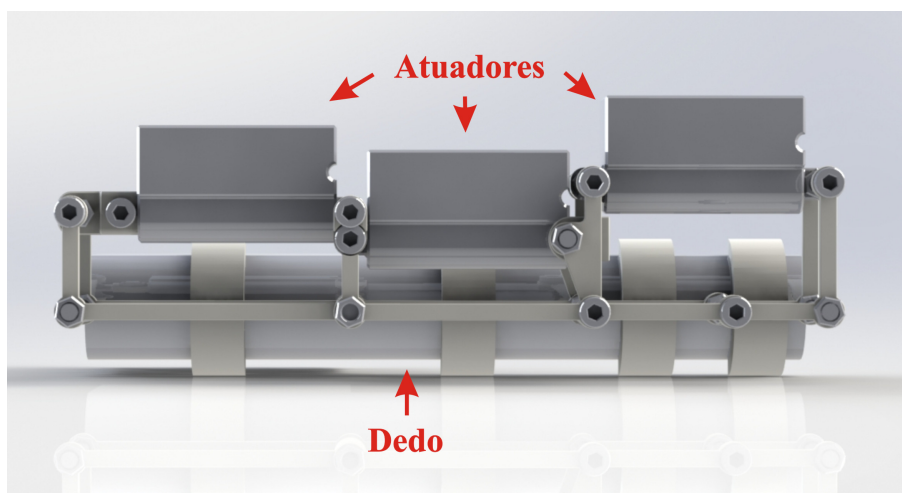
A partir dos valores obtidos anteriormente, utilizou-se o software Solidworks® para desenvolver o modelo 3D do protótipo. Todas as dimensões devem ser obedecidas e não podem existir pontos de interferência como colisão de partes. A Figura 4.4 exibe o mecanismo acoplado lateralmente ao dedo em posição anatômica, na linha medial do dedo indicador, alinhando os centros de rotação de cada articulação. As Figuras 4.5, 4.6 e 4.7, exibem, respectivamente, as vistas lateral esquerda, frontal e superior do mecanismo.

Figura 4.4 – Vista Isométrica do Mecanismo



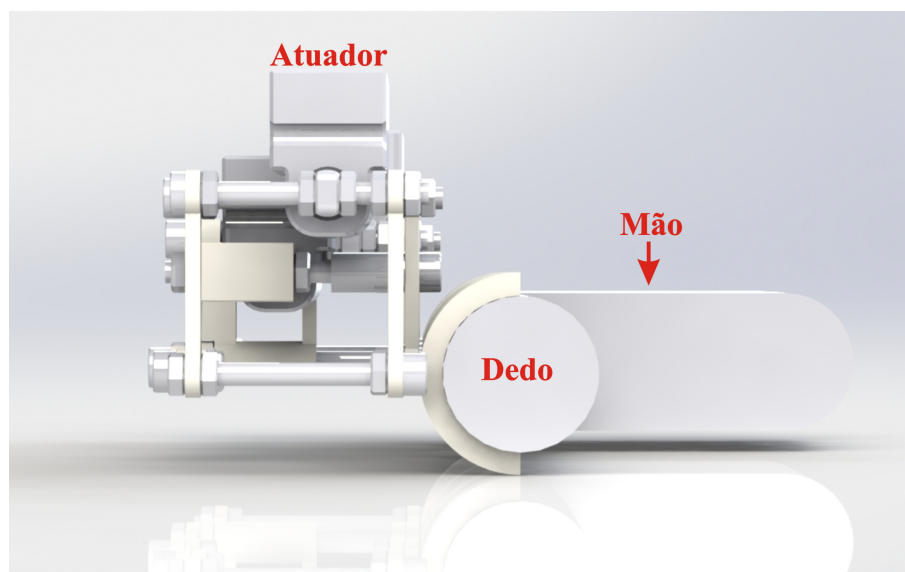
Fonte: O Autor

Figura 4.5 – Vista Lateral Esquerda do Mecanismo



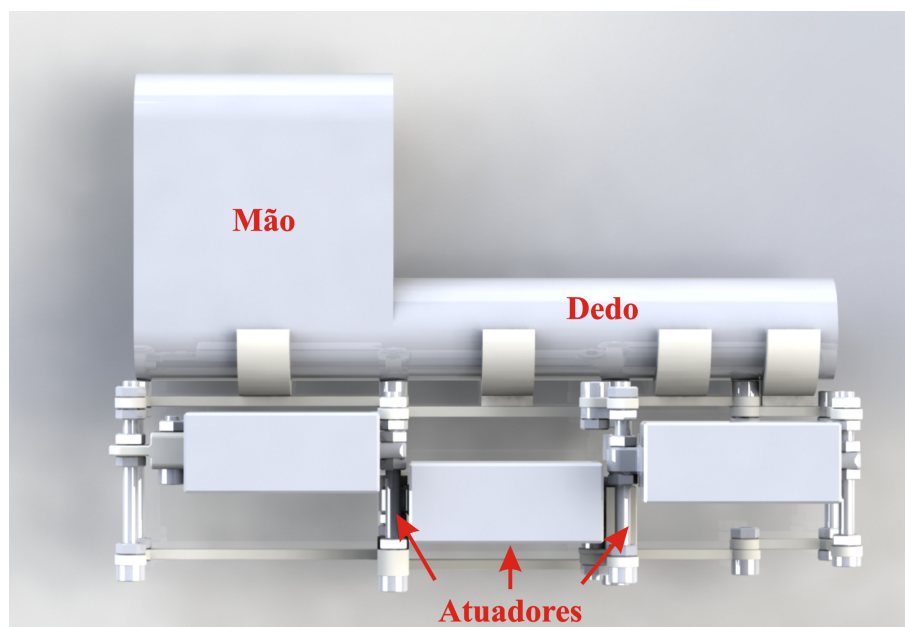
Fonte: O Autor

Figura 4.6 – Vista Frontal do Mecanismo



Fonte: O Autor

Figura 4.7 – Vista Superior do Mecanismo



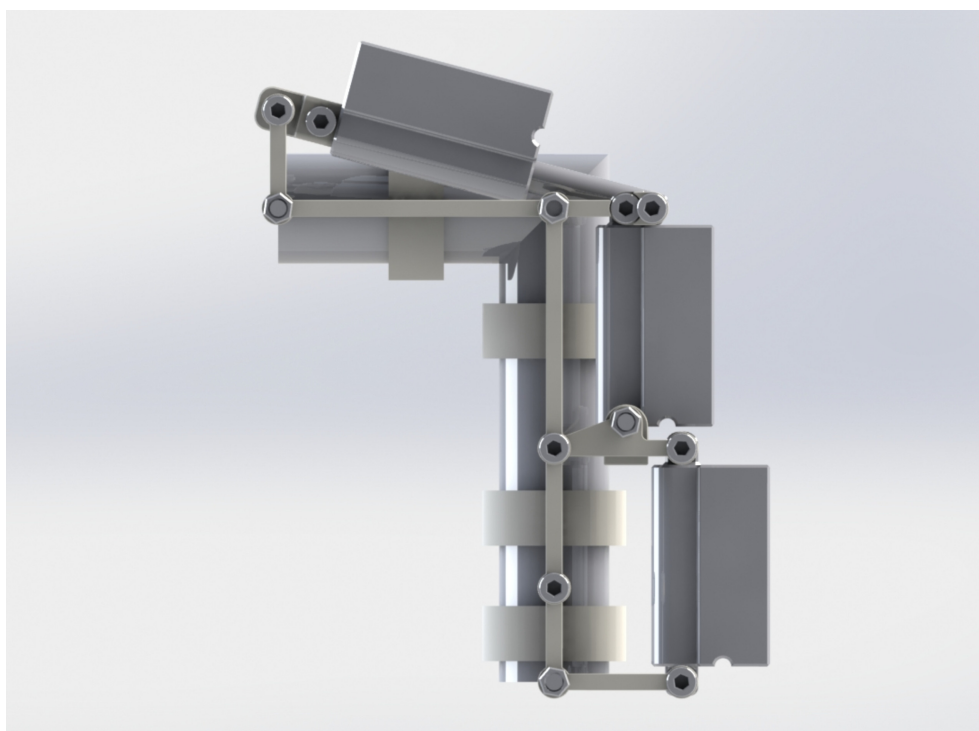
Fonte: O Autor

Utilizando-se as ferramentas do software CAD 3D, é possível visualizar como a montagem se comporta na realização dos movimentos. Pela representação gráfica do mecanismo, realiza-se o movimento de flexão em cada articulação pelo avanço do atuador linear.

As figuras a seguir, exibem como cada parte do mecanismo se comporta com avaliação dos graus na articulação. Na Figura 4.8, observa-se o mecanismo executando o movimento de flexão total apenas na articulação MCF (**90°**), na Figura 4.9, com 100% do movimento apenas em IFP (**110°**) e na Figura 4.10 com o movimento apenas em IFD **80°**.

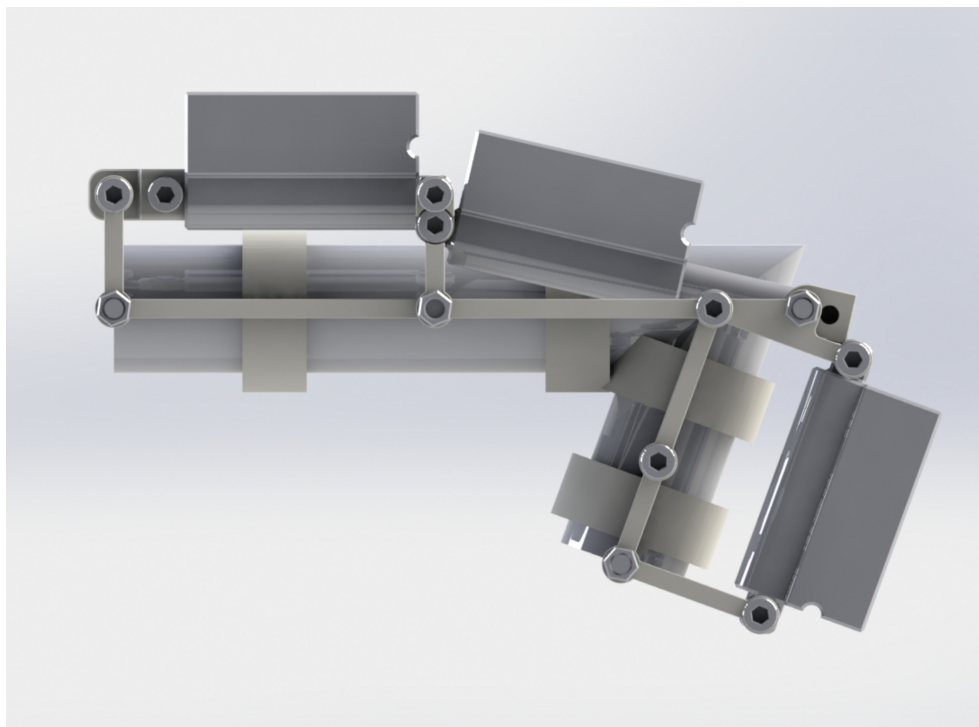
A partir da Figura 4.11, tem-se o movimento conjunto realizado pelas articulações MCF e IFP, pelo avanço dos atuadores **1** e **2** respectivamente. Na Figura 4.12, o movimento das articulações IFP e IFD, com o avanço de **2** e **3**. Por fim, na Figura 4.13, o movimento de todas as articulações simultaneamente, MCF, IFP e IFD.

Figura 4.8 – Mecanismo Totalmente Articulado, apenas em MCF



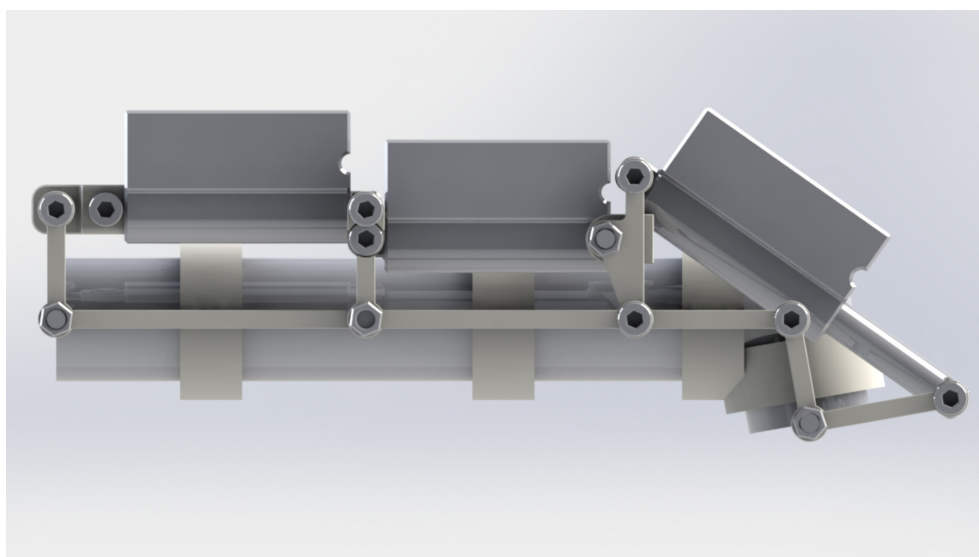
Fonte: O Autor

Figura 4.9 – Mecanismo Totalmente Articulado, apenas em IFP



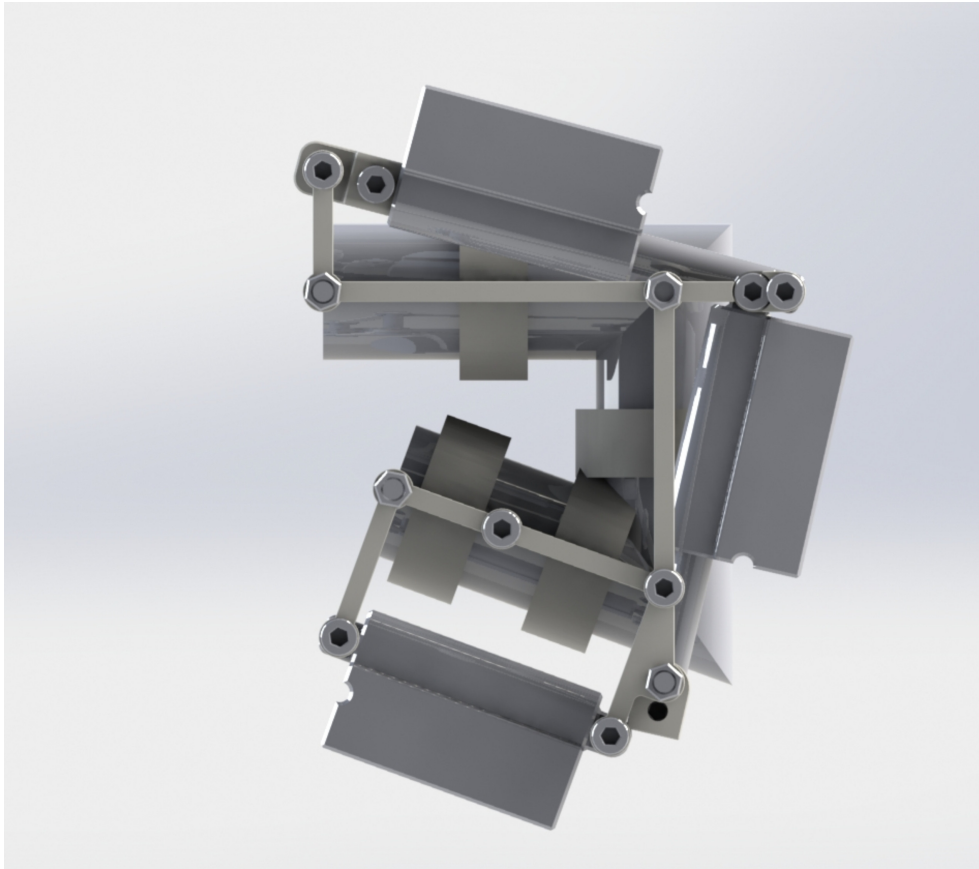
Fonte: O Autor

Figura 4.10 – Mecanismo Totalmente Articulado, apenas em IFD



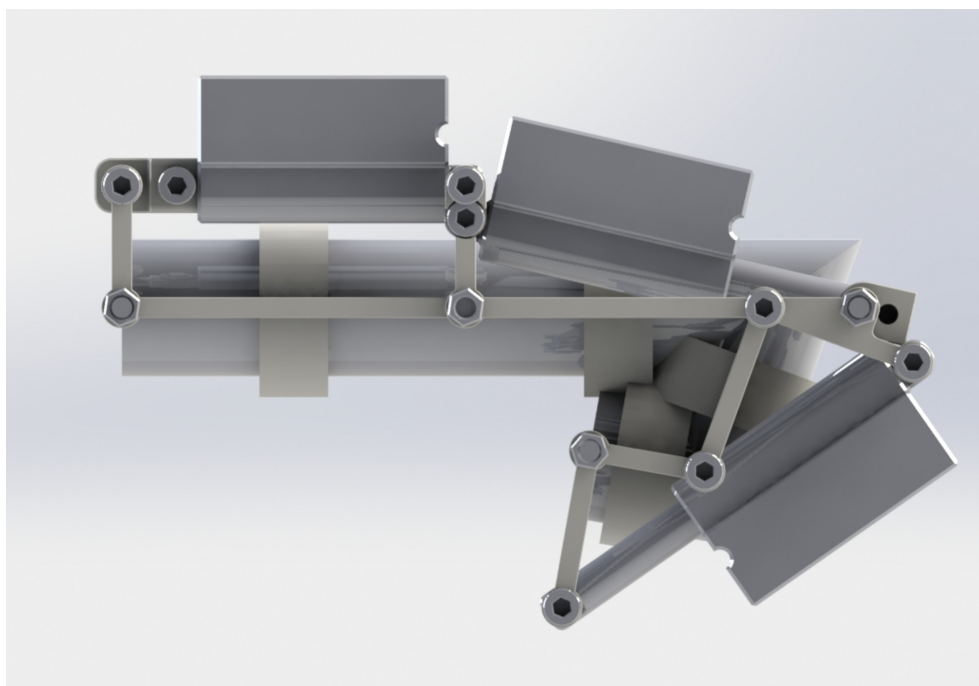
Fonte: O Autor

Figura 4.11 – Mecanismo Totalmente Articulado em MCF e IFP



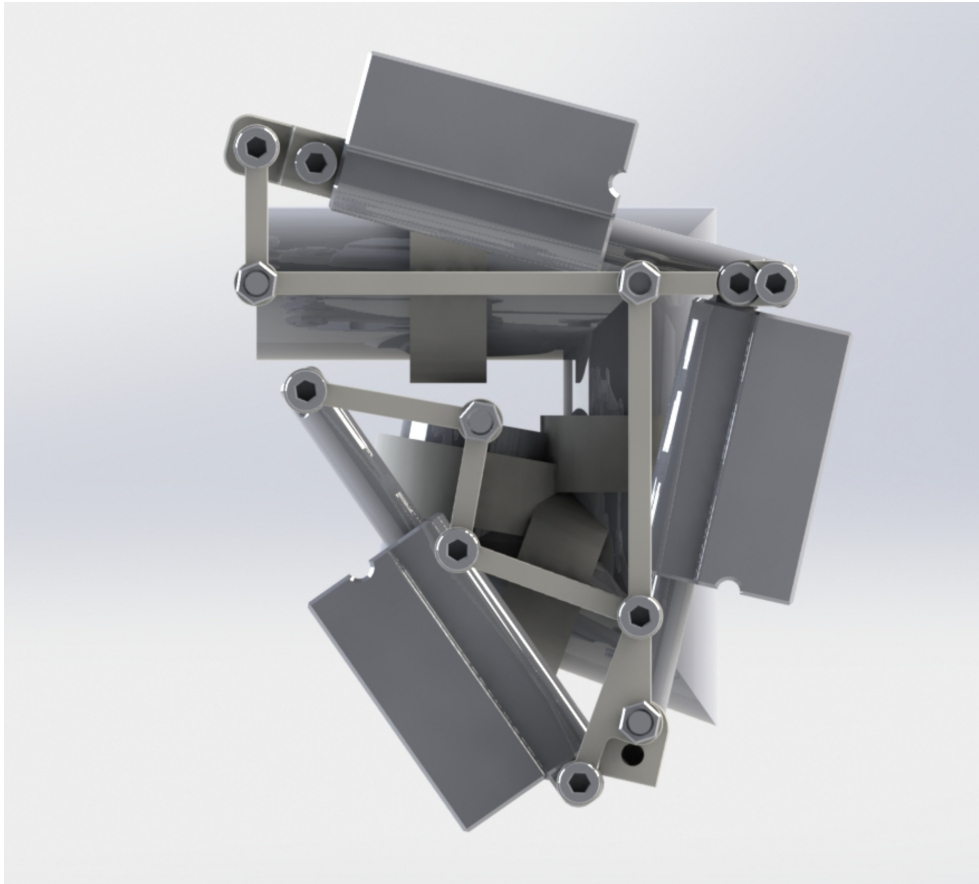
Fonte: O Autor

Figura 4.12 – Mecanismo Totalmente Articulado em IFP e IFD



Fonte: O Autor

Figura 4.13 – Mecanismo Totalmente Articulado em MCF, IFP e IFD



Fonte: O Autor

4.3 Adaptações no Projeto

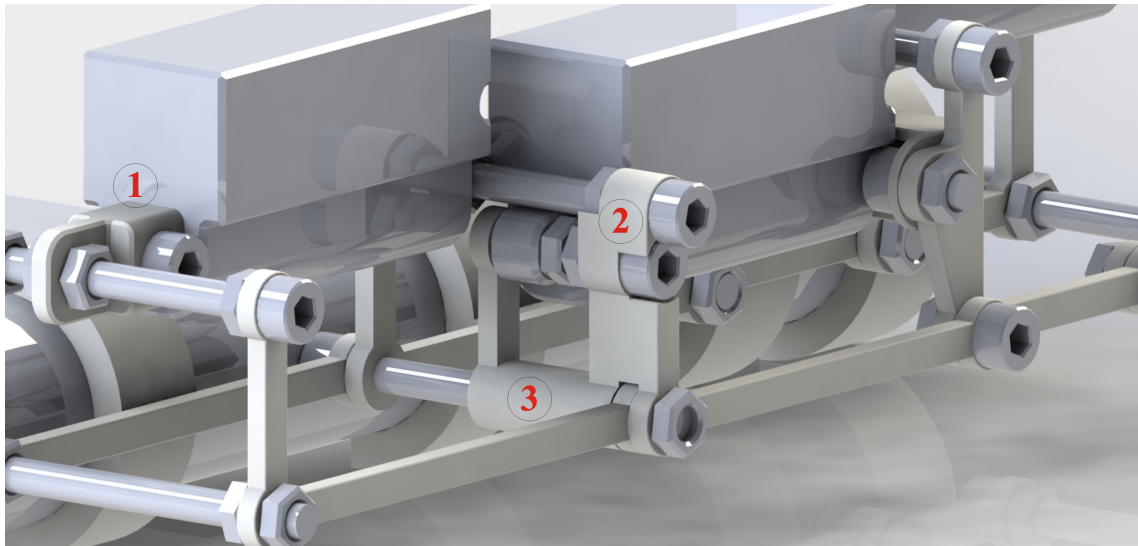
Para atender a plena funcionalidade do mecanismo e dimensões propostas pelo modelo matemático, algumas adaptações foram executadas no desenho das peças da estrutura do mecanismo. Observa-se nas Figuras 4.14 e 4.15 cada uma das particularidades encontradas e a respectiva solução para impressão das peças do mecanismo.

A primeira adaptação realizada foi a instalação de um adaptador na base do atuador 1, uma vez que o comprimento do atuador é de 42mm e o comprimento da base da primeira parte do mecanismo, que é fixada ao metacarpo da mão, equivale a 50mm. Foi construído um adaptador que serve como prolongamento do eixo do atuador, possibilitando assim a utilização deste atuador em estruturas maiores, ou até mesmo variáveis.

A segunda adaptação do projeto está na conexão da primeira parte com a segunda parte do mecanismo. Para obter a angulação necessária ao movimento de flexão de cada articulação, as alturas da primeira parte e da segunda parte do mecanismo são diferentes. Considerando que para a montagem do mecanismo são utilizados parafusos Allen com diâ-

meto de rosca de 3mm, para que os parafusos possam ser instalados sem colisão, esta peça deve possuir um rebaixo em um dos parafusos possibilitando assim que a montagem e fixação sejam realizadas.

Figura 4.14 – Primeira Adaptação no Projeto



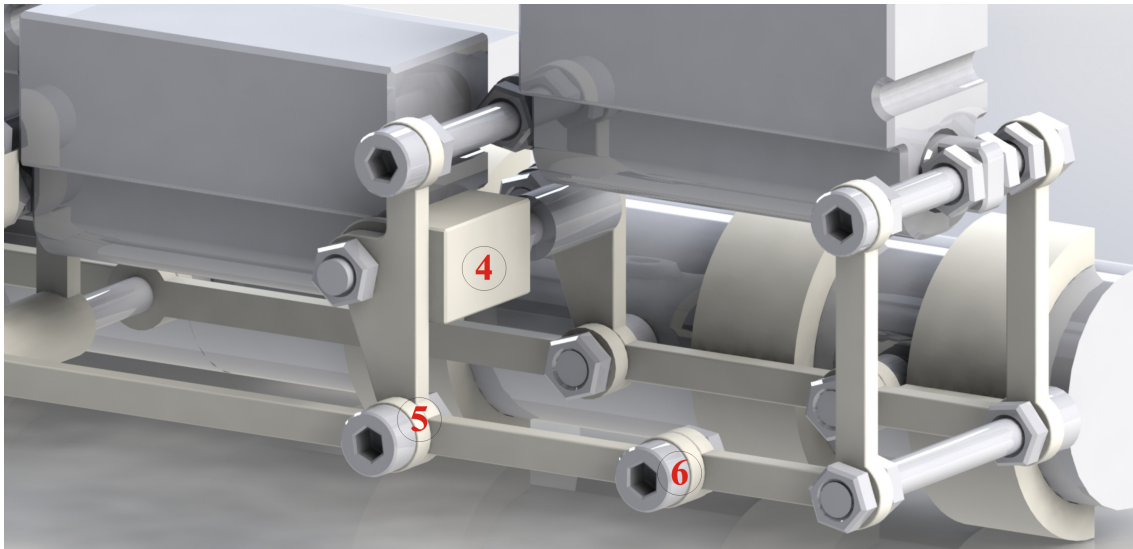
Fonte: O Autor

Ainda nesta peça, para que o atuador 1 realize todo seu curso, se na posição **2** houvesse um parafuso passante, haveria o choque do atuador com este parafuso, impossibilitando o movimento. Neste caso, montou-se um apoio do lado de dentro do mecanismo e o parafuso que se encontra na posição **2**, deve possuir comprimento menor que o parafuso logo acima, fixando-se desta forma o atuador 2, a uma altura inferior comparado ao atuador 1.

Por outro lado, o segundo atuador possui comprimento maior do que o comprimento da estrutura, uma vez que há um acréscimo de um ângulo de 20° para obtenção da angulação total de 110° na articulação IFP. Neste caso, construiu-se outro adaptador para aumentar o comprimento do curso sem perder a característica do movimento, ou seja, com o curso total do atuador, a amplitude máxima do mecanismo deve resultar em 110°.

Já nos pontos de articulação **5** e **6**, houve a mesma particularidade com o avanço dos atuadores, o eixo dos respectivos atuadores iriam chocar-se com os parafusos passantes. Para tal situação, como há fixação do dispositivo na parte superior e frontal, decidiu-se utilizar apenas parafusos que realizassem a fixação dos pontos do mecanismo, possibilitando assim a articulação necessária.

Figura 4.15 – Segunda Adaptação no Projeto



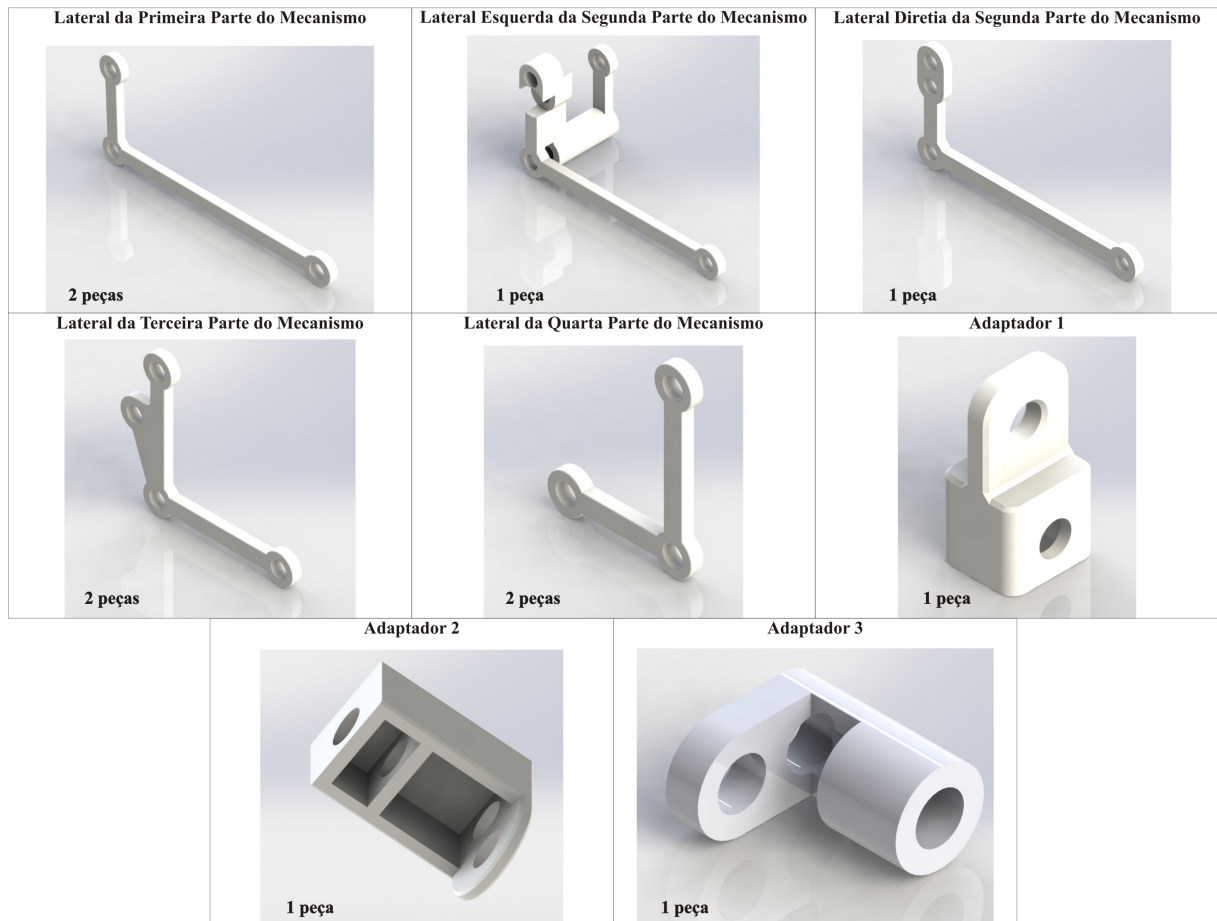
Fonte: O Autor

De posse de todas dimensões determinadas no modelo matemático e as particularidades observadas na construção mecânica do protótipo em ambiente virtual, as peças (**Figura 4.16**) foram impressas em **ABS**, atendendo às condições de impressão mencionadas anteriormente. As dimensões das peças juntamente com suas vistas isométrica, frontal, lateral esquerda e superior podem ser vistas no Anexo A.

Por impossibilidade de importação, não foram adquiridos os três servo atuadores lineares necessários para a montagem do dispositivo. Para solucionar este problema, foram impressos dispositivos com as dimensões do atuador para verificar a funcionalidade do mecanismo, conforme Figura **A9** no Anexo A.

Após a impressão das peças do mecanismo de acordo com todas orientações, seguindo os esquemas de montagens das partes, obtém-se a estrutura do mecanismo conforme Figura 4.17. Pode-se perceber que a montagem do dispositivo deve ser realizada com total atenção e alguns ajustes finais, como é o caso do diâmetro dos furos nas peças, por conta da resolução do bico da extrusora, os furos tendem a diminuir o diâmetro interno, sendo necessário o ajuste dos furos com o auxílio de uma broca.

Figura 4.16 – Peças Utilizadas no Mecanismo



Fonte: O Autor

4.4 Evolução do Mecanismo

A partir das dimensões determinadas pelo modelo matemático, foram realizadas impressões das peças do mecanismo para verificar e testar algumas características construtivas. O primeiro protótipo impresso possuía altura fixa de 20mm e comprimento de 42mm, equivalente ao comprimento do atuador completamente recuado (Figura 4.17). A variação do curso do atuador era realizada a partir de uma haste. Com estas dimensões, a angulação máxima atingida era 68°, não atendendo os parâmetros dimensionais desejados.

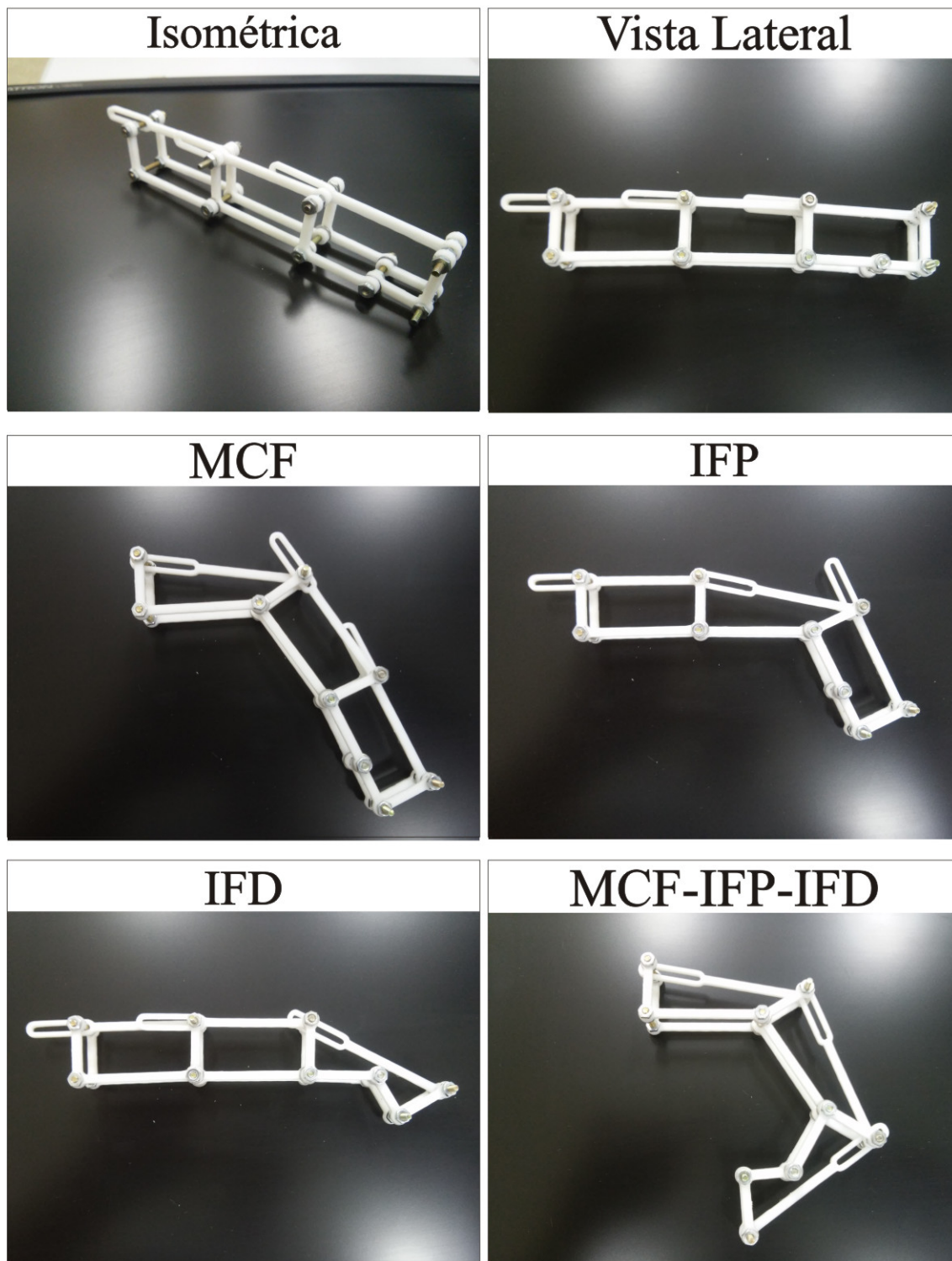
Na Figura 4.17, tem-se as vistas isométrica e lateral do primeiro protótipo, além de algumas posições do mecanismo. Analisando o primeiro protótipo, percebe-se uma colisão entre o eixo do atuador e o parafuso que une duas laterais do mecanismo, o que definiu o limite da angulação realizada pela estrutura (90°).

No segundo protótipo a partir de uma alteração no modelo matemático, observando o limite do movimento, foi inserindo o ângulo de 20° na segunda parte do mecanismo. Foi

possível também ajustar o comprimento das bases do mecanismo, visando atender a indivíduos com diferentes tamanhos de mãos. Observa-se na Figura 4.18 que o mecanismo atende à variação da angulação de cada articulação. Porém era preciso considerar os ajustes para os comprimentos das falanges (Figura 4.18).

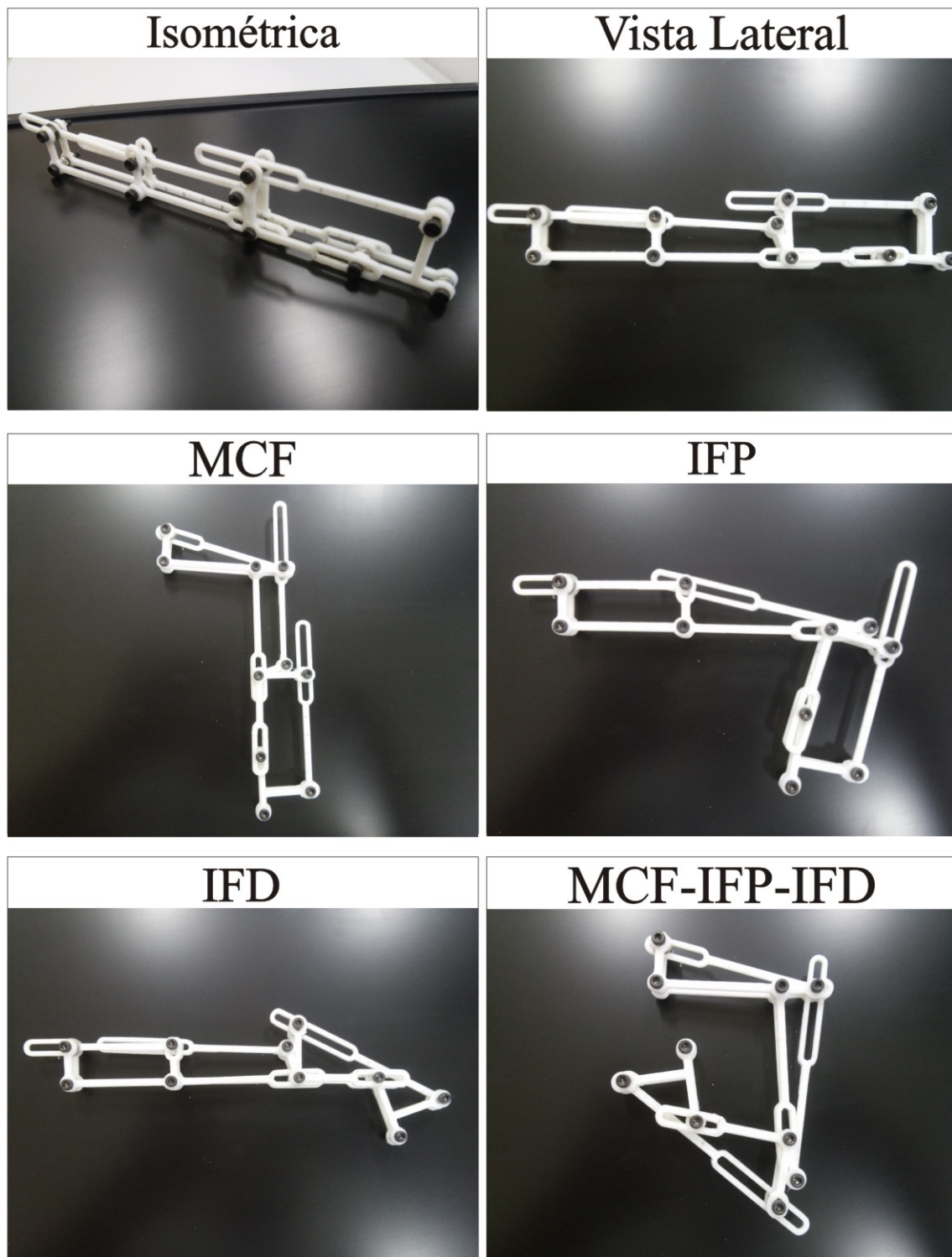
Para o terceiro protótipo, avaliou-se o movimento de flexão de cada componente do mecanismo via software CAD 3D, observando a existência de colisões (Figura 4.19). Para avaliar fisicamente o movimento, também foram impressas peças com as dimensões naturais do atuador. Isso possibilitou testar as dimensões do mecanismo completo. A Figura 4.19 exibe as vistas do protótipo completo juntamente com flexões nas articulações juntamente com as flexões de cada articulação.

Figura 4.17 – Primeiro Protótipo



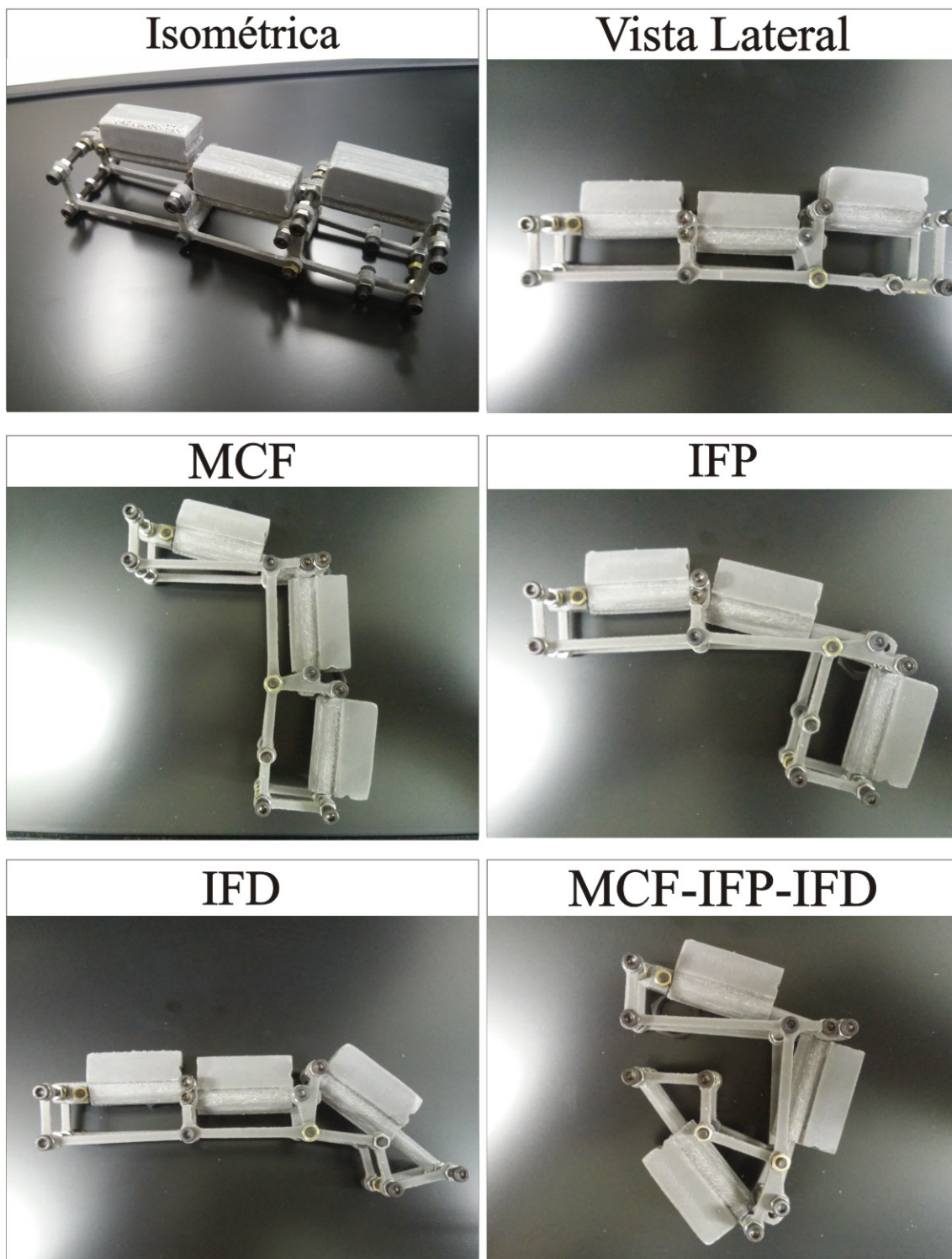
Fonte: O Autor

Figura 4.18 – Segundo Protótipo



Fonte: O Autor

Figura 4.19 – Terceiro Protótipo



Fonte: O Autor

Capítulo 5

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

A partir do estudo dos exoesqueletos existentes, pode-se perceber as características necessárias a um dispositivo eficaz que reabilite o movimento de flexão dos dedos da mão. Tópicos como a mecânica e nomenclatura dos movimentos realizados pelas articulações, exemplos destes movimentos no cotidiano de pessoas foram abordados e serviram como embasamento para o desenvolvimento de uma proposta de um mecanismo de reabilitação de baixo custo.

Com uma modelagem bidimensional do dedo, foram calculadas as coordenadas da ponta de um dedo em função do avanço de um atuador com as características do servo-atuador linear utilizado, além da determinação e definição de seu espaço de trabalho, o que serviu de parâmetro para determinação da funcionalidade do modelo proposto.

Utilizando as equações obtidas no modelo matemático, foi dimensionado o dispositivo para ser adaptado em diferentes tamanhos de mãos e, com a impressão **3D** das peças do mecanismo, com baixo custo, permite-se a construção do mecanismo em qualquer local, facilitando o acesso ao dispositivo.

Após a montagem e construção do mecanismo com o auxílio do software de CAD 3D, percebeu-se que sem algumas adaptações realizadas nos desenhos das peças, a construção do mecanismo tornaria-se muito mais complexas, podendo até mesmo não resultar na realização do movimento desejado, já que apesar das dimensões calculadas, o choque entre as partes prejudicaria esta funcionalidade.

Apesar do mecanismo realizar os movimentos necessários, somente com toda a estrutura montada, pode-se realizar os ajustes necessários para realização dos testes reais. Para os trabalhos futuros, o desenvolvimento do sistema de controle do mecanismo se faz necessário, assim como o desenvolvimento de um sistema de sensoramento de segurança do paciente, incluindo uma interface para a programação do número de repetição dos movimentos

e força máxima aplicada a cada articulação, sem causar lesão nos músculos do paciente.

O estudo do movimento de adução/abdução da articulação MCF, completaria os movimentos realizados pelos dedos da mão, assim como a análise dos movimentos do polegar completaria o estudo do sistema de reabilitação de todos os dedos da mão. Seguindo a evolução do modelo proposto, deve-se considerar o deslocamento do centro de rotação do mecanismo para que ele possa ser montado na parte superior do dedo sem prejudicar os movimentos relacionados, já que foi considerado o centro de rotação da linha medial do dedo.

REFERÊNCIAS

BLANA, D. *et al.* A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 41, n. 8, p. 1714–1721, 2008. Citado na página 23.

BUDYNAS, R.; NISBETH, J. *Elementos de Máquinas de Shigley - 10ª Edição.* [s.n.], 2016. ISBN 9788580555554. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=ekN4CwAAQBAJ>>. Citado na página 48.

CARVALHO, D. *et al.* Adaptação dos pacientes ao uso de próteses mioelétricas: Estudo do tratamento fisioterápico e possíveis alterações fisiológicas. *São Paulo: USP*, 2000. Citado na página 21.

CETIQT, S. N. de A. I. *Língua Brasileira de Sinais*. [S.l.]: Centro de Tecnologia da Indústria Química e Têxtil. Rio de Janeiro, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 27.

CIPA, C. I. de Prevenção de A. *Ministério da Previdência e Assistência Social divulga Anuário Estatístico 2013*. 2015. Disponível em: <<http://revistacipa.com.br/ministerio-da-previdencia-e-assistencia-social-divulga-anuario-estatistico-2013/>>. Acesso em: 12/07/2016. Citado na página 22.

COUTO, H. d. A. Ergonomia aplicada ao trabalho: o manual técnico da máquina humana. *Belo Horizonte: Ergo*, v. 1, p. 353, 1995. Citado na página 21.

CUNICO, M. *Impressoras 3D: O novo Meio Produtivo*. Concep3d Pesquisas Científicas, 2015. ISBN 9788567043104. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=CybwCQAAQBAJ>>. Citado 2 vezes nas páginas 61 e 62.

CUTKOSKY, M. R. On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 5, n. 3, p. 269–279, 1989. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.

DALLEY, A. F.; MOORE, K. Anatomia orientada para a clínica. *5a. ed.*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. Citado na página 28.

DELLON, B.; MATSUOKA, Y. Prosthetics, exoskeletons, and rehabilitation. *IEEE Robotics and Automation magazine*, Citeseer, v. 14, n. 1, p. 30, 2007. Citado na página 23.

ENGELBERG, A. M. A. *Guides to the evaluation of permanent impairment*. [S.l.]: American Medical Association Press, 1990. Citado na página 21.

FREIVALDS, A. *Biomechanics of the upper limbs: mechanics, modeling and musculoskeletal injuries*. [S.l.]: CRC Press, 2011. Citado 5 vezes nas páginas 22, 23, 25, 27 e 28.

GASPAR, H. M. da S. *Estudo da Biomecânica da Mão por aplicação do Método dos Elementos Finitos*. Tese (Doutorado) — Universidade do Porto, 2010. Citado 4 vezes nas páginas 22, 25, 28 e 30.

GRAAFE, K. V. D. *Human Anatomy*. McGraw-Hill Higher Education, 1991. ISBN 9780697078964. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=GcUyMB3Izd0C>>. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 25.

HALL, S. J. *Biomecânica básica*. [S.l.]: Grupo Gen-Guanabara Koogan, 2000. Citado na página 25.

HEO, P. *et al.* Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, v. 13, n. 5, p. 807–824, 2012. Cited By 0. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.

IQBAL, J. *et al.* A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation—conceptualization to prototyping. *Biocybernetics and biomedical engineering*, Elsevier, v. 34, n. 2, p. 79–89, 2014. Citado na página 34.

KAPANDJI, A. *Fisiologia articular: Membro superior (298 p.) v. 2. Membro inferior (280 p.) v. 3. Tronco e coluna vertebral (253 p.)*. Medicina Panamericana, 2003. (Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana). ISBN 9788530300425. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=FijqoAEACAAJ>>. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 45.

LARSSON, T. J.; BJÖRNSTIG, U. Persistent medical problems and permanent impairment five years after occupational injury. *Scandinavian Journal of Public Health*, SAGE Publications, v. 23, n. 2, p. 121–128, 1995. Citado na página 22.

LEVANGIE, P.; NORKIN, C. *Joint structure and function. a comprehensive analysis*. FA Davis Co, 2005. Citado na página 21.

MOLEN, A. M. V. D.; ETTEMA, A.; HOVIUS, S. Outcome of hand trauma: the hand injury severity scoring system (hiss) and subsequent impairment and disability. *The Journal of Hand Surgery: British & European Volume*, Elsevier, v. 28, n. 4, p. 295–299, 2003. Citado na página 23.

MORAES, A. D.; MONT'ALVAO, C. *ERGONOMIA - CONCEITOS E APLICAÇÕES: METODOLOGIA ERGONOMICA*. 2AB EDITORA, 2000. ISBN 9788590286240. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=r0DYSAAACAAJ>>. Citado na página 21.

NAPIER, J. R. The prehensile movements of the human hand. *Bone & Joint Journal*, Bone and Joint Journal, v. 38, n. 4, p. 902–913, 1956. Citado na página 29.

NETTER, F. H. *et al.* *Atlas of human anatomy*. [S.l.: s.n.], 2006. v. 11. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 25.

NIKU, S. *INTRODUÇÃO A ROBOTICA - ANALISE, CONTROLE, APLICAÇÕES*. LTC, 2013. ISBN 9788521622376. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=VtPmmAEACAAJ>>. Citado 2 vezes nas páginas 41 e 46.

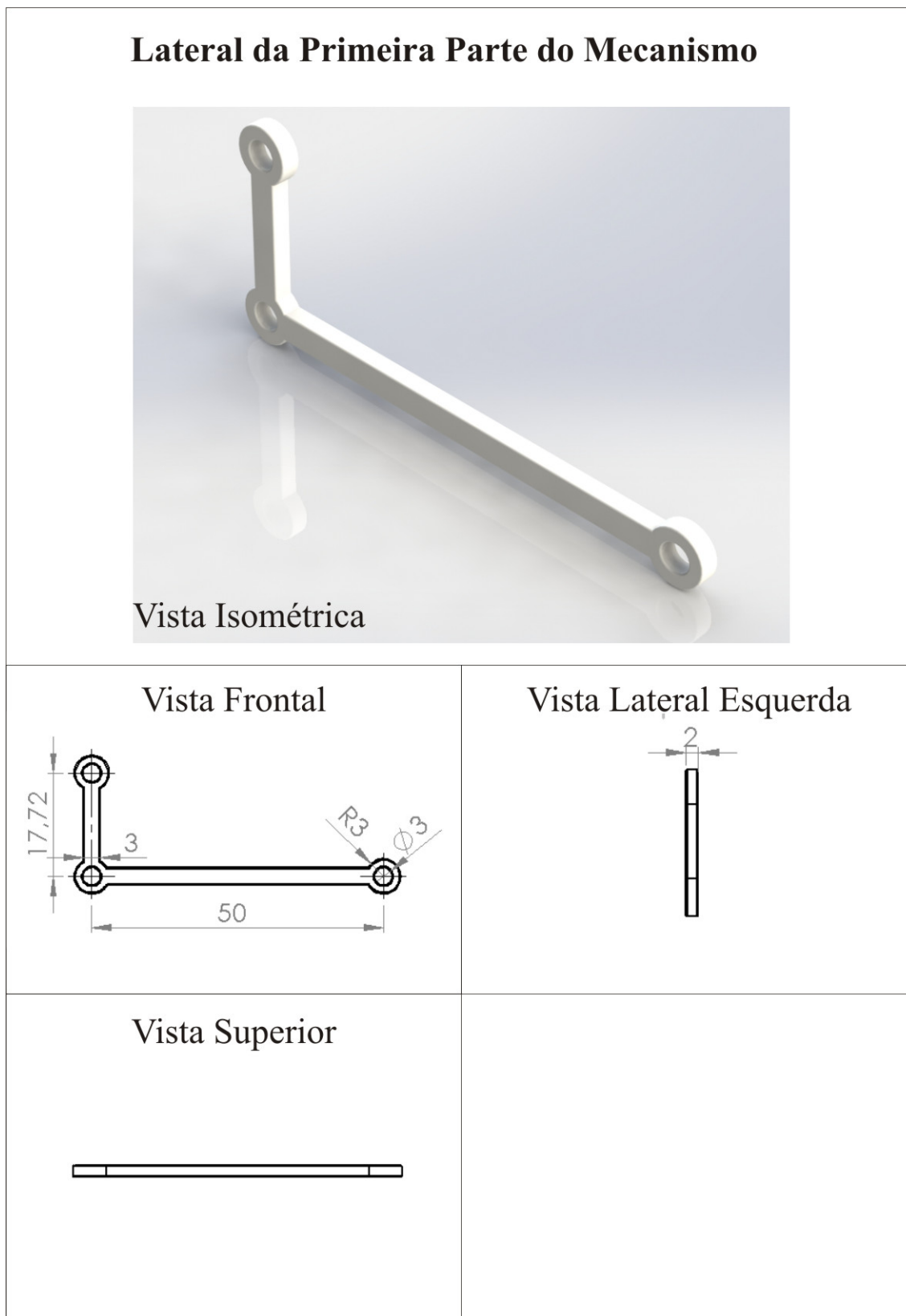
- NISHAD, S. S.; DUTTA, A.; SAXENA, A. Design and control of a three finger hand exoskeleton for translation of a slender object. In: *Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), 2014 11th International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 179–184. Citado na página 35.
- PEI, E.; SHEN, J.; WATLING, J. Direct 3d printing of polymers onto textiles: experimental studies and applications. *Rapid Prototyping Journal*, v. 21, n. 5, p. 556–571, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1108/RPJ-09-2014-0126>>. Citado 2 vezes nas páginas 62 e 63.
- POLIS, J. E. Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos. Biblioteca Digital da Unicamp, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 28.
- POLYGERINOS, P. *et al.* Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems*, v. 73, p. 135 – 143, 2015. ISSN 0921-8890. Wearable Robotics. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889014001729>>. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.
- PU, S. W.; TSAI, S. Y.; CHANG, J. Y. Design and development of the wearable hand exoskeleton system for rehabilitation of hand impaired patients. In: *Automation Science and Engineering (CASE), 2014 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 996–1001. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.
- SABATER-NAVARRO, J. *et al.* Hand neuro-rehabilitation system using nitinol spring actuators. *Robotics and Autonomous Systems*, Elsevier, v. 63, p. 50–56, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.
- SANTANA, V. *et al.* Acidentes de trabalho não fatais: diferenças de gênero e tipo de contrato de trabalho non-fatal occupational injuries: gender and job contract differences. *Cad. saúde pública*, SciELO Brasil, v. 19, n. 2, p. 481–493, 2003. Citado na página 22.
- SILVA, A. L. Desenvolvimento de um sistema para reabilitação de dedos. 2011. Citado na página 45.
- SOBOTTA, J. *Sobotta Atlas de anatomia humana*. Guanabara-Koogan, 2006. ISBN 9788527711944. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=mXRpnAEACAAJ>>. Citado na página 25.
- TSAI, L. *Robot Analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators*. Wiley, 1999. (A Wiley-Interscience publication). ISBN 9780471325932. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=PK_N9aFZ3ccC>. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 42.
- TUBIANA, R. Architecture and functions of the hand. *The hand*, WB Saunders Philadelphia, v. 1, p. 19–93, 1981. Citado na página 25.
- TURNER, J. A.; FRANKLIN, G.; TURK, D. C. Predictors of chronic disability in injured workers: a systematic literature synthesis. *American journal of industrial medicine*, Wiley Online Library, v. 38, n. 6, p. 707–722, 2000. Citado na página 22.
- VILLARREAL, M. R. 2007. Disponível em: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scheme_human_hand_bones-en.svg>. Acesso em: 04/08/2016. Citado na página 26.
- WEGE, A.; HOMMEL, G. Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. In: *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 3046–3051. ISSN 2153-0858. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 37.

WORSNOPP, T. T. *et al.* An actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. In: *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 896–901. ISSN 1945-7898. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.

ANEXO A

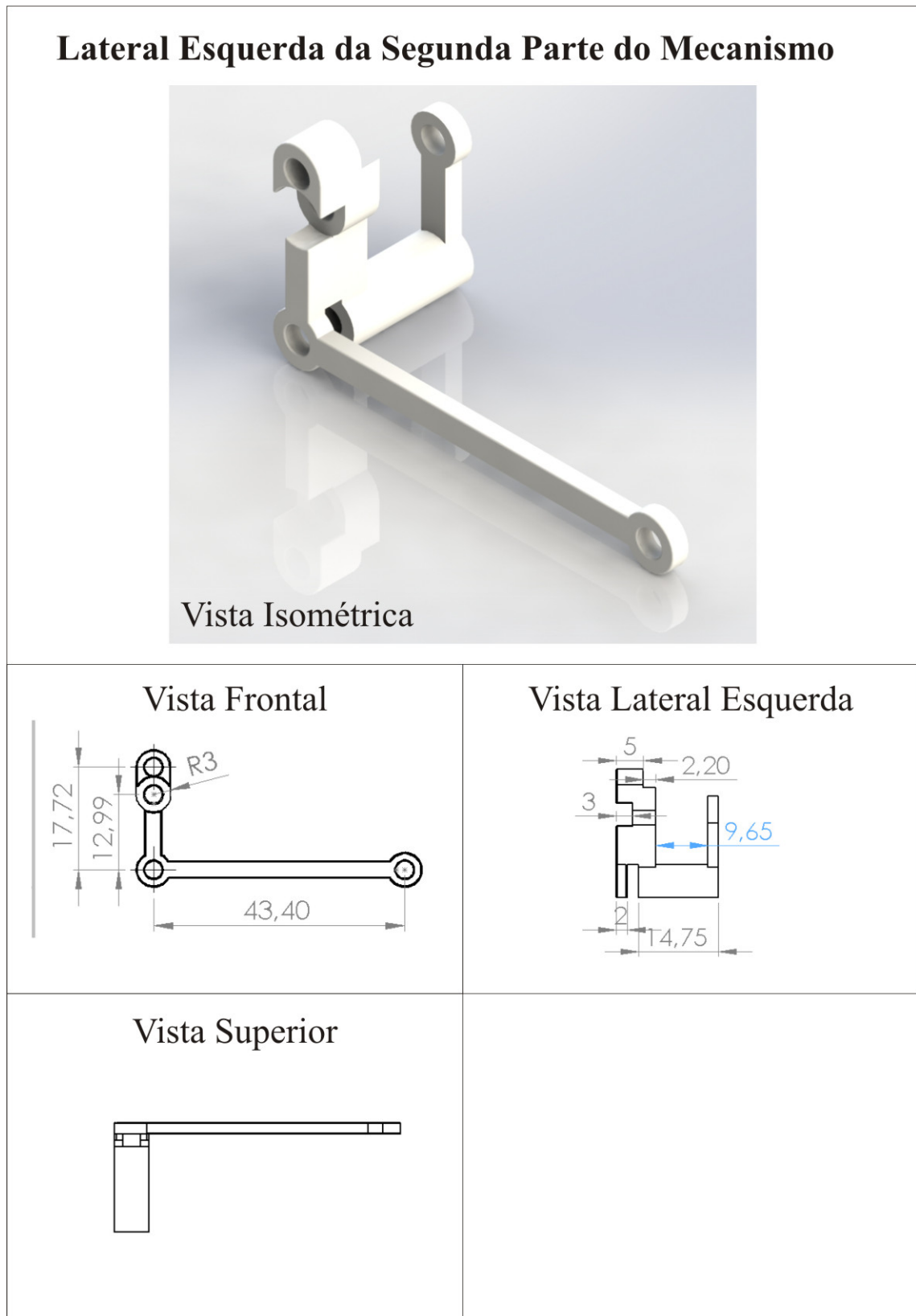
**Desenho e Dimensões das Peças do
Mecanismo**

Figura A.1 – Representação da Lateral da Primeira Parte do Mecanismo



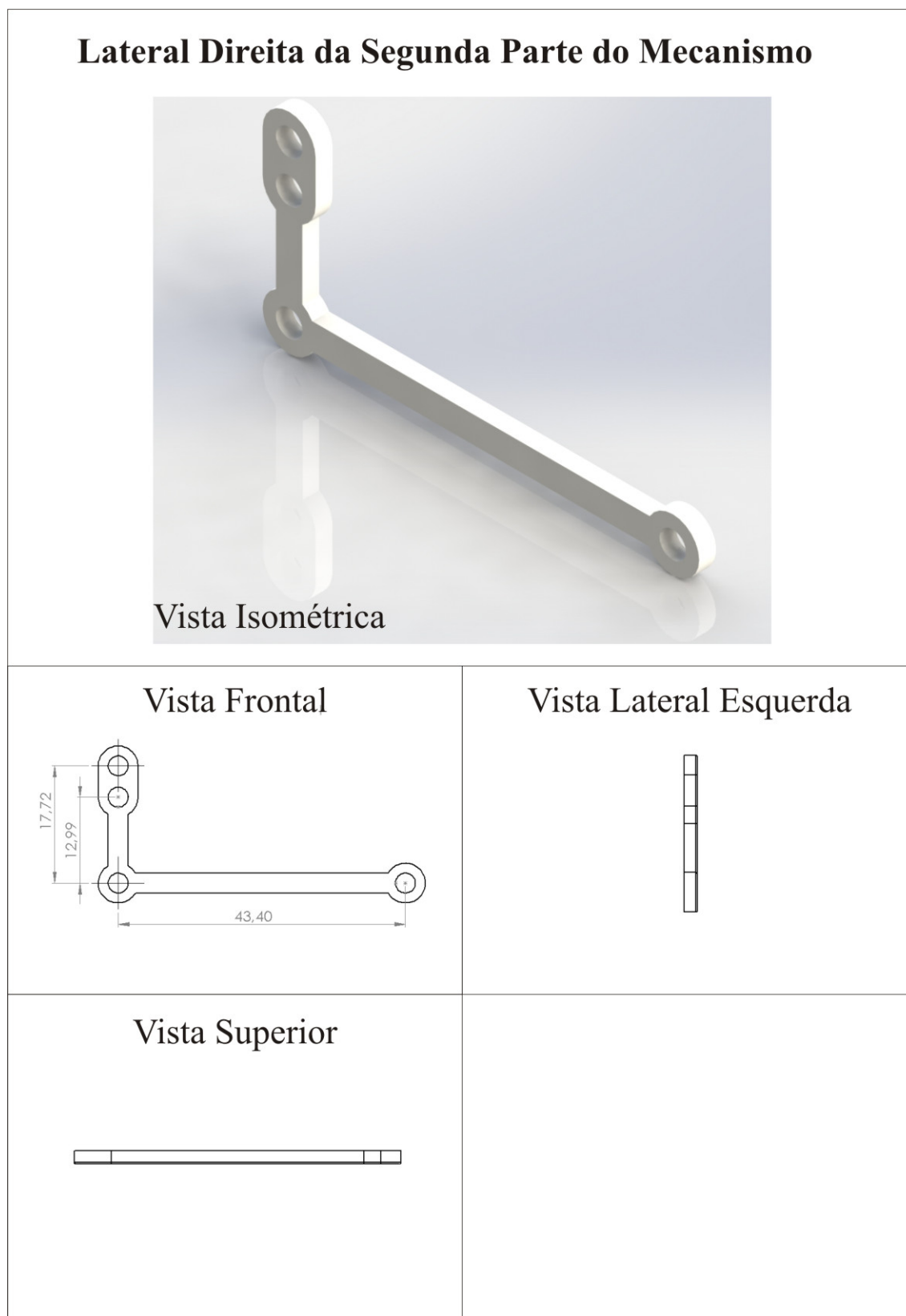
Fonte: O Autor

Figura A.2 – Representação da Lateral Esquerda da Segunda Parte do Mecanismo



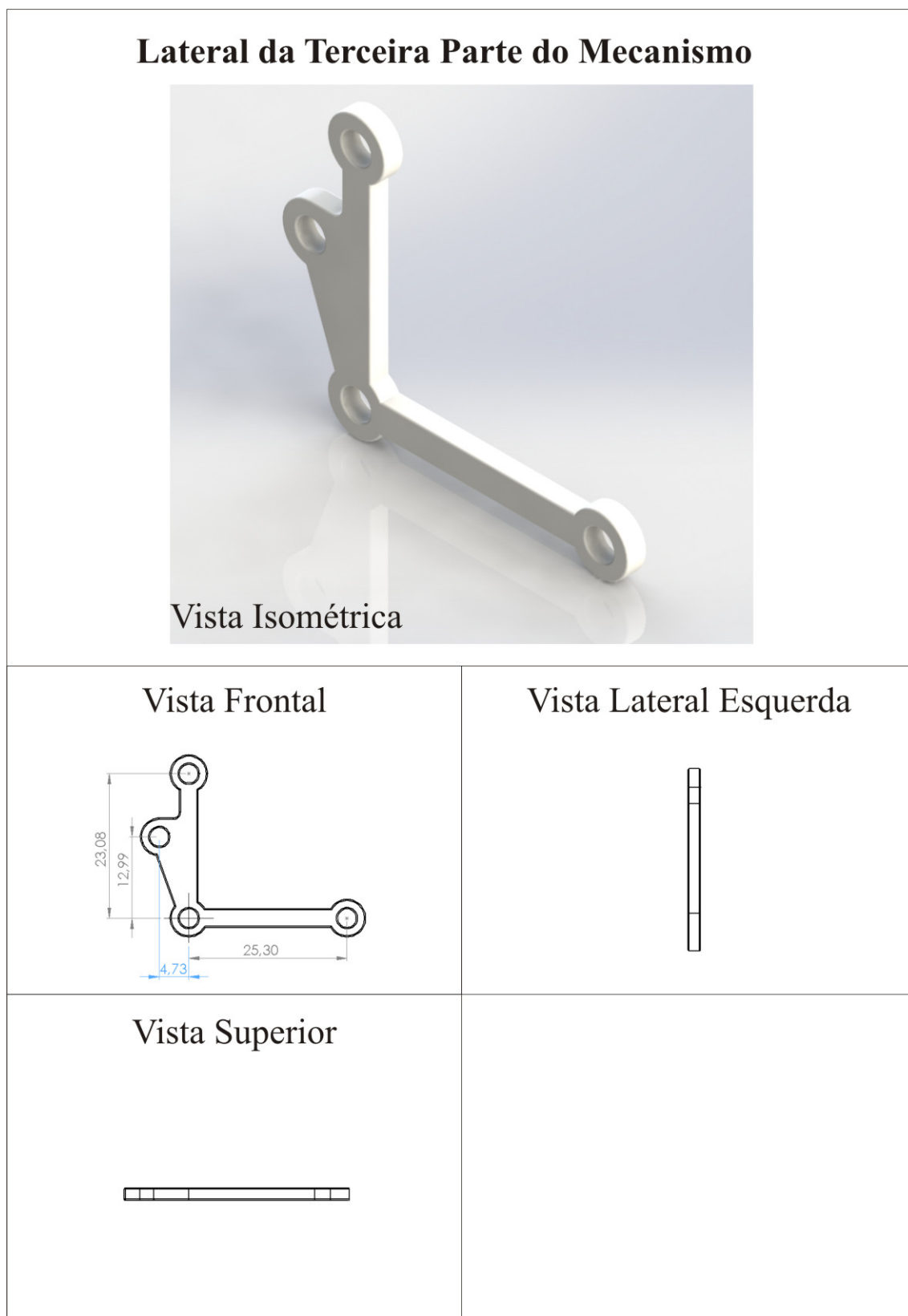
Fonte: O Autor

Figura A.3 – Representação da Lateral Direita da Segunda Parte do Mecanismo



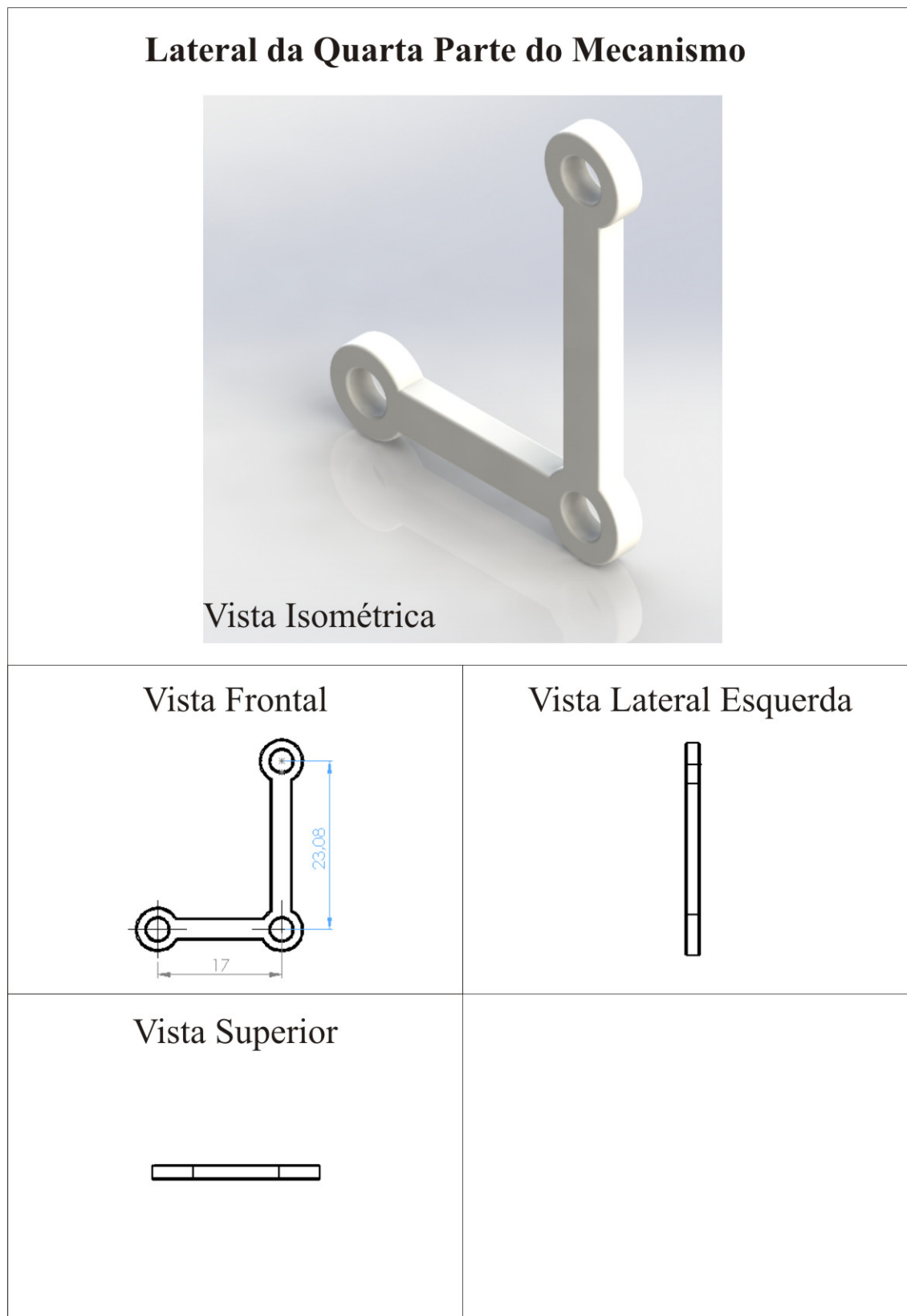
Fonte: O Autor

Figura A.4 – Representação da Lateral da Terceira Parte do Mecanismo



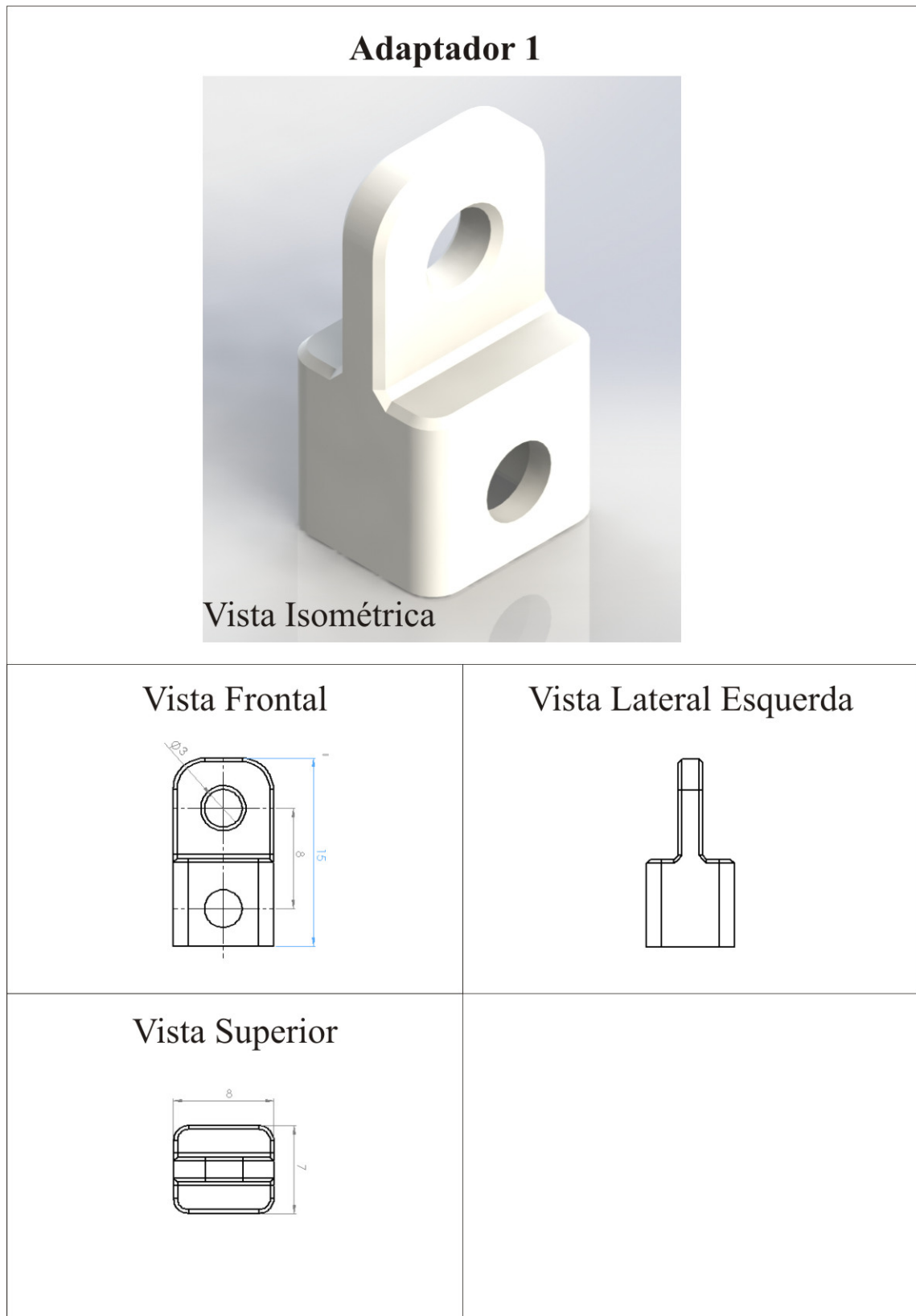
Fonte: O Autor

Figura A.5 – Representação da Lateral da Quarta Parte do Mecanismo



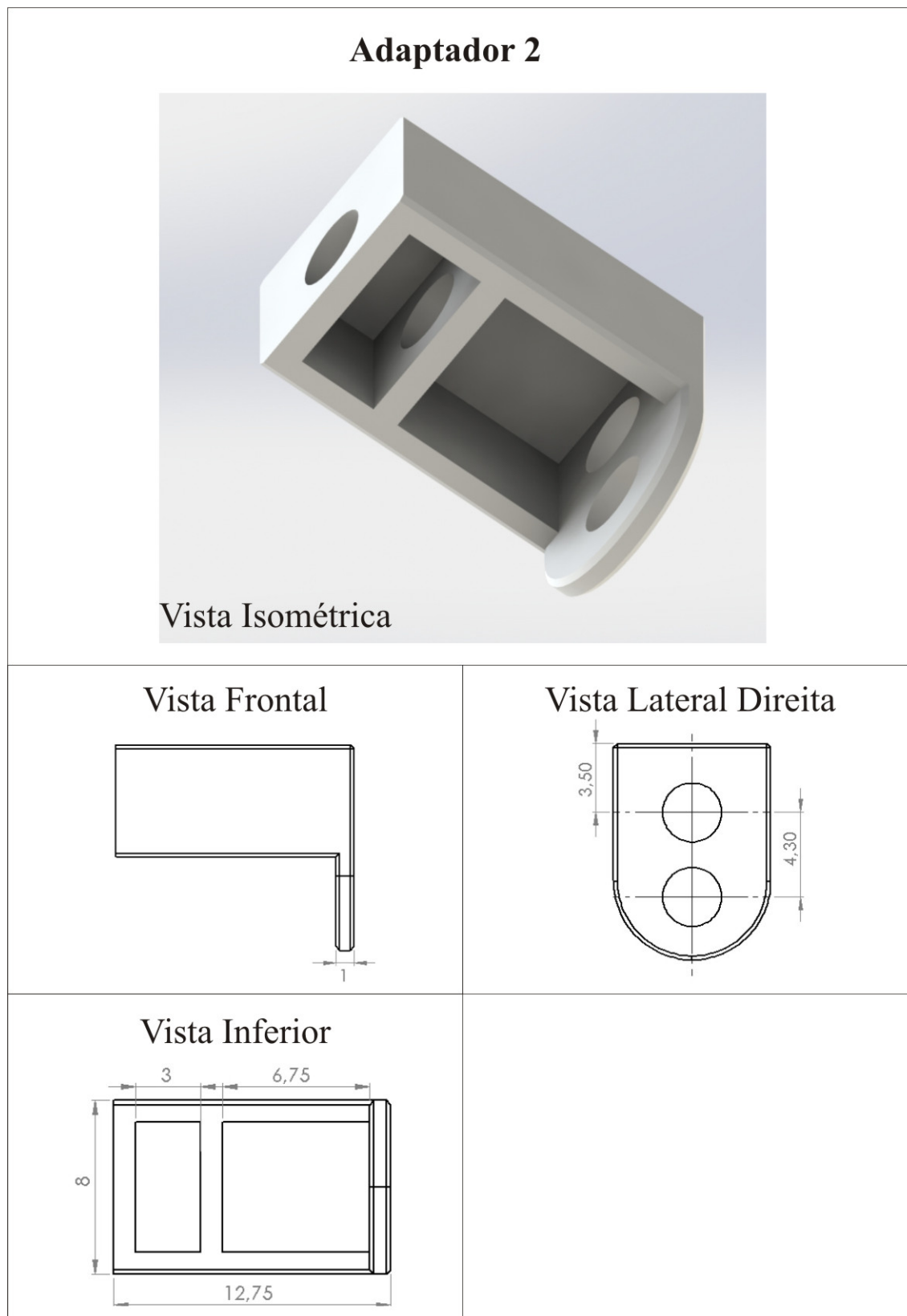
Fonte: O Autor

Figura A.6 – Representação do Primeiro Adaptador



Fonte: O Autor

Figura A.7 – Representação do Segundo Adaptador



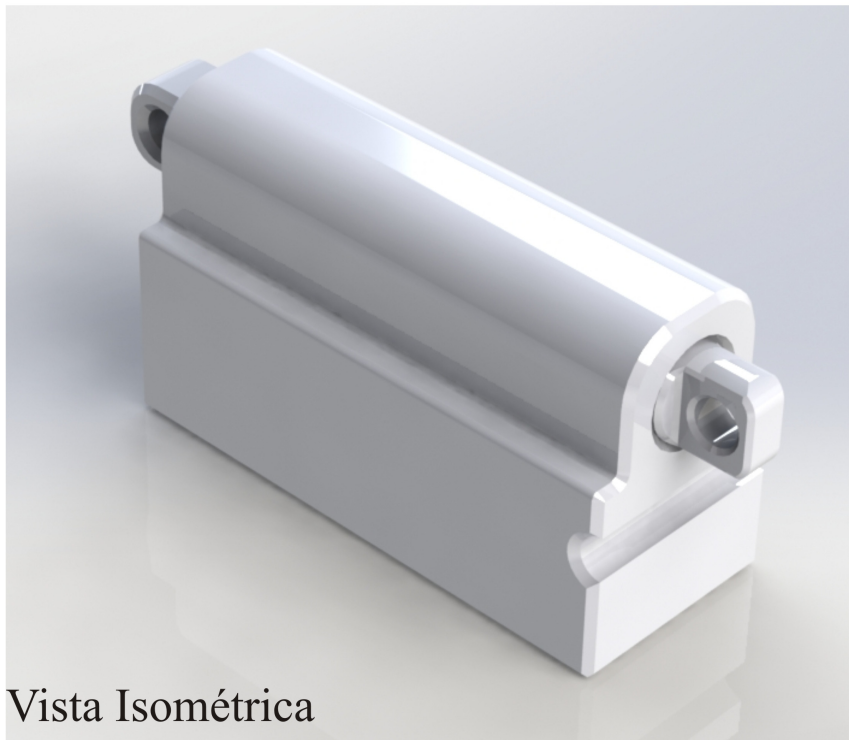
Fonte: O Autor

Figura A.8 – Representação do Terceiro Adaptador



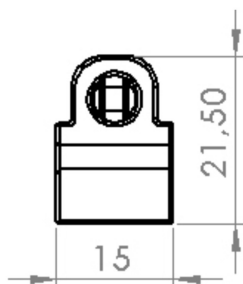
Fonte: O Autor

Figura A.9 – Representação do Servo Atuador Linear Firgelli

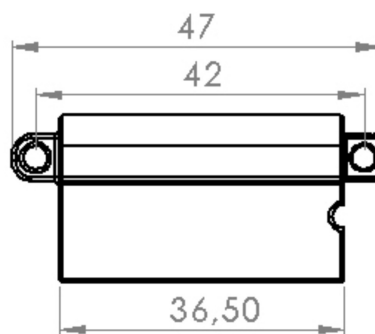
Servo-Atuador Linear Firgelli

Vista Isométrica

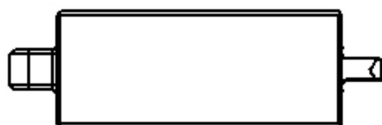
Vista Frontal



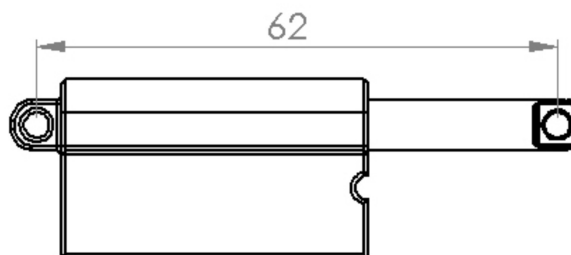
Vista Lateral Esquerda



Vista Superior



Atuador 100% Avançado



ANEXO B

Tabelas de Variação do Ponto D

Tabela B.1 – Ponto D deslocando em MCF

Curso (mm)	α (MCF)	β (IFP)	γ (IFD)	Coordenadas	
				x	y
0	0°	0°	0°	85,7000	0,0000
1	-3°	0°	0°	85,5826	-4,4852
2	-6°	0°	0°	85,2305	-8,9581
3	-9°	0°	0°	84,6449	-13,4064
4	-13°	0°	0°	83,5035	-19,2783
5	-16°	0°	0°	82,3801	-23,6221
6	-19°	0°	0°	81,0309	-27,9012
7	-23°	0°	0°	78,8873	-33,4857
8	-26°	0°	0°	77,0266	-37,5684
9	-30°	0°	0°	74,2184	-42,8500
10	-34°	0°	0°	71,0485	-47,9228
11	-37°	0°	0°	68,4431	-51,5755
12	-41°	0°	0°	64,6786	-56,2243
13	-46°	0°	0°	59,5322	-61,6474
14	-50°	0°	0°	55,0869	-65,6500
15	-55°	0°	0°	49,1555	-70,2013
16	-60°	0°	0°	42,8500	-74,2184
17	-65°	0°	0°	36,2184	-77,6706
18	-72°	0°	0°	26,4828	-81,5055
19	-79°	0°	0°	16,3523	-84,1254
20	-90°	0°	0°	0,0000	-85,7000

Fonte: O Autor.

Tabela B.2 – Ponto D deslocando em IFP

Curso (mm)	α (MCF)	β (IFP)	γ (IFD)	Coordenadas	
				x	y
0	0°	0°	0°	85,7000	0,0000
1	0°	-5°	0°	85,5390	-3,6867
2	0°	-9°	0°	85,1792	-6,6172
3	0°	-13°	0°	84,6159	-9,5154
4	0°	-17°	0°	83,8517	-12,3673
5	0°	-22°	0°	82,6199	-15,8459
6	0°	-26°	0°	81,4190	-18,5431
7	0°	-30°	0°	80,0329	-21,1500
8	0°	-34°	0°	78,4683	-23,6539
9	0°	-39°	0°	76,2733	-26,6203
10	0°	-43°	0°	74,3363	-28,8485
11	0°	-47°	0°	72,2485	-30,9363
12	0°	-52°	0°	69,4425	-33,3329
13	0°	-57°	0°	66,4382	-35,4758
14	0°	-62°	0°	63,2586	-37,3487
15	0°	-68°	0°	59,2459	-39,2199
16	0°	-74°	0°	55,0595	-40,6614
17	0°	-80°	0°	50,7453	-41,6574
18	0°	-88°	0°	44,8762	-42,2742
19	0°	-97°	0°	38,2449	-41,9847
20	0°	-110°	0°	28,9325	-39,7490

Fonte: O Autor.

Tabela B.3 – Ponto D deslocando em IFD

Curso (mm)	α (MCF)	β (IFP)	γ (IFD)	Coordenadas	
				x	y
0	0°	0°	0°	85,7000	0,0000
1	0°	0°	-3°	85,6767	-0,8897
2	0°	0°	-6°	85,6069	-1,7770
3	0°	0°	-8°	85,5346	-2,3659
4	0°	0°	-11°	85,3877	-3,2438
5	0°	0°	-14°	85,1950	-4,1127
6	0°	0°	-16°	85,0414	-4,6858
7	0°	0°	-19°	84,7738	-5,5347
8	0°	0°	-22°	84,4621	-6,3683
9	0°	0°	-25°	84,1072	-7,1845
10	0°	0°	-29°	83,5685	-8,2418
11	0°	0°	-32°	83,1168	-9,0086
12	0°	0°	-36°	82,4533	-9,9923
13	0°	0°	-39°	81,9115	-10,6984
14	0°	0°	-43°	81,1330	-11,5940
15	0°	0°	-48°	80,0752	-12,6335
16	0°	0°	-52°	79,1662	-13,3962
17	0°	0°	-57°	77,9589	-14,2574
18	0°	0°	-63°	76,4178	-15,1471
19	0°	0°	-70°	74,5143	-15,9748
20	0°	0°	-80°	71,6520	-16,7417

Fonte: O Autor.

Tabela B.4 – Ponto D deslocando em IFP e IFD

Curso (mm)	α (MCF)	β (IFP)	γ (IFD)	Coordenadas	
				x	y
0	0°	-0°	0°	85,7000	0,0000
1	0°	-5°	-3°	85,4383	-4,5710
2	0°	-9°	-6°	84,8093	-8,3577
3	0°	-13°	-8°	83,9224	-11,7835
4	0°	-17°	-11°	82,6046	-15,3780
5	0°	-22°	-14°	80,6110	-19,4699
6	0°	-26°	-16°	78,7730	-22,4660
7	0°	-30°	-19°	76,4634	-25,4801
8	0°	-34°	-22°	73,8809	-28,2412
9	0°	-39°	-25°	70,5141	-31,2013
10	0°	-43°	-29°	67,1565	-33,4225
11	0°	-47°	-32°	63,8983	-35,1909
12	0°	-52°	-36°	59,5695	-36,9263
13	0°	-57°	-39°	55,4024	-38,1252
14	0°	-62°	-43°	50,8777	-38,7593
15	0°	-68°	-48°	45,4252	-38,7373
16	0°	-74°	-52°	40,3813	-38,0732
17	0°	-80°	-57°	35,3603	-36,5096
18	0°	-88°	-63°	29,4144	-33,5264
19	0°	-97°	-70°	23,7524	-28,9356
20	0°	-110°	-80°	18,0052	-20,8222

Fonte: O Autor.

Tabela B.5 – Ponto D deslocando em MCF e IFD

Curso (mm)	α (MCF)	β (IFP)	γ (IFD)	Coordenadas	
				x	y
0	0°	0°	0°	85,7000	0,0000
1	-3°	0°	-3°	85,5127	-5,3725
2	-6°	0°	-6°	84,9522	-10,7156
3	-9°	0°	-8°	84,1114	-15,7174
4	-13°	0°	-11°	82,4695	-22,3687
5	-16°	0°	-14°	80,7611	-27,4363
6	-19°	0°	-16°	78,8827	-32,1173
7	-23°	0°	-19°	75,8721	-38,2184
8	-26°	0°	-22°	73,1224	-42,7496
9	-30°	0°	-25°	69,2467	-48,2756
10	-34°	0°	-29°	64,6727	-53,5637
11	-37°	0°	-32°	60,9585	-57,2156
12	-41°	0°	-36°	55,6727	-61,6355
13	-46°	0°	-39°	49,2047	-66,3540
14	-50°	0°	-43°	43,2698	-69,6040
15	-55°	0°	-48°	35,5805	-72,8400
16	-60°	0°	-52°	27,9817	-75,2581
17	-65°	0°	-57°	20,0252	-76,6802
18	-72°	0°	-63°	9,2087	-77,3584
19	-79°	0°	-70°	-1,4633	-76,1934
20	-90°	0°	-80°	-16,7417	-71,6520

Fonte: O Autor.

Tabela B.6 – Ponto D deslocando em MCF e IFP

Curso (mm)	α (MCF)	β (IFP)	γ (IFD)	Coordenadas	
				x	y
0	0°	0°	0°	85,7000	0,0000
1	-3°	-5°	0°	85,2289	-8,1584
2	-6°	-9°	0°	84,0209	-15,4846
3	-9°	-13°	0°	82,0856	-22,6351
4	-13°	-17°	0°	78,9205	-30,9129
5	-16°	-22°	0°	75,0516	-38,0051
6	-19°	-26°	0°	70,9461	-44,0403
7	-23°	-30°	0°	65,4067	-50,7400
8	-26°	-34°	0°	60,1577	-55,6582
9	-30°	-39°	0°	52,7445	-61,1905
10	-34°	-43°	0°	45,4957	-65,4848
11	-37°	-47°	0°	39,0823	-68,1870
12	-41°	-52°	0°	30,5406	-70,7150
13	-46°	-57°	0°	20,6327	-72,4352
14	-50°	-62°	0°	12,0511	-72,4662
15	-55°	-68°	0°	1,8550	-71,0270
16	-60°	-74°	0°	-7,6840	-68,0136
17	-65°	-80°	0°	-16,3085	-63,5960
18	-72°	-88°	0°	-26,3377	-55,7433
19	-79°	-97°	0°	-33,9158	-45,5533
20	-90°	-110°	0°	-39,7490	-28,9325

Fonte: O Autor.