



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ENGENHARIA DE PRODUÇÃO**

**PLANEJAMENTO E PROJETO DO PRODUTO PARA  
DEMANDA DE TECNOLOGIA ASSISTIVA:  
METODOLOGIA DE SOLUCAO INVENTIVA PARA O  
DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE**

**PAULO HENRIQUE RODRIGUES GUILHERME REIS  
BELO HORIZONTE  
2022**

PAULO HENRIQUE RODRIGUES GUILHERME REIS

**PLANEJAMENTO E PROJETO DE PRODUTO PARA  
DEMANDA DE TECNOLOGIA ASSISTIVA:  
METODOLOGIA DE SOLUCAO INVENTIVA PARA O  
DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Engenharia de Produção.

**Área de Concentração:** Processos de Fabricação e Materiais

**Orientador:** Prof. Dr. Juan Carlos Campos Rubio

**Coorientadora:** Prof<sup>a</sup> Dra. Mariana Ribeiro Volpini Lana

**BELO HORIZONTE  
ESCOLA DE ENGENHARIA DA UFMG  
2022**

R375o

Reis, Paulo Henrique Rodrigues Guilherme.

Órtese dinâmica de punho e mão [recurso eletrônico]: método para desenvolvimento de produto de tecnologia assistiva / Paulo Henrique Rodrigues Guilherme Reis. - 2022.

1 recurso online (129 f. il., color.) : pdf.

Orientador: Juan Carlos Campos Rubio.

Coorientadora: Mariana Volpini Ribeiro Lana.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos e apêndices: f. 123-129.

Bibliografia: f. 104-122.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia de produção - Teses. 2. Reabilitação - Teses. 3. Órtese - Teses. 4. Otimização - Teses. I. Campos Rubio, Juan Carlos. II. Lana, Mariana Volpini Ribeiro. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 658.5(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
Escola de Engenharia  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção

### FOLHA DE APROVAÇÃO

**PLANEJAMENTO E PROJETO DE PRODUTO PARA DEMANDA DE TECNOLOGIA ASSISTIVA: METODOLOGIA DE SOLUCAO INVENTIVA PARA O DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE**

**PAULO HENRIQUE RODRIGUES GUILHERME REIS**

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Doutor em ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, área de concentração PESQUISA OPERACIONAL E INTERVENÇÃO EM SISTEMAS SOCIOTÉCNICOS, linha de pesquisa Processos de Fabricação e Materiais.

Prof(a). Juan Carlos Campos Rubio - Orientador

UFMG

Prof(a). Mariana Ribeiro Volpini Lana - Co-orientadora

Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais

Prof(a). Rafael Coelho Magalhaes

Associação Mineira de Reabilitação

Prof(a). Anderson Antônio Horta

UEMG - Escola de Design

Prof(a). Bruna Aparecida Rezende

IFMG

Belo Horizonte, 07 de março de 2022.

---



Documento assinado eletronicamente por **Juan Carlos Campos Rubio, Professor do Magistério Superior**, em 02/04/2022, às 15:26, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

---



Documento assinado eletronicamente por **Rafael Coelho Magalhães, Usuário Externo**, em 06/04/2022, às 12:21, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

---



Documento assinado eletronicamente por **Mariana Ribeiro Volpini Lana, Usuário Externo**, em 06/04/2022, às 18:07, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

---



Documento assinado eletronicamente por **Bruna Aparecida Rezende, Usuário Externo**, em 21/06/2022, às 19:09, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

---



Documento assinado eletronicamente por **Mauricio Cardoso de Souza, Coordenador(a) de curso de pós-graduação**, em 04/11/2022, às 11:42, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

---



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://sei.ufmg.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **1351953** e o código CRC **8F24BC6F**.

---

## AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, ao Deus da minha vida. DEle, por Ele e para Ele são todas as coisas.

À minha querida Liliane, por todo amor, apoio, paciência, companheirismo e cumplicidade nos momentos difíceis.

Ao Arthur e ao Bernardo, filhos amados, por transformarem, para melhor, minha vida.

À minha mãe, por me ensinar a ter fé, me ensinar a ser resiliente frente às mudanças, pelo carinho e pelo amor incondicional.

À tia Raquel, tia Marla (in memorian), tio David e tio Carlos, por todo apoio.

Ao meu orientador, prof. Dr. Juan Carlos Campos Rubio, pela amizade, pelos valerosos conselhos, ensinamentos e por toda dedicação e esforço em me orientar.

À minha coorientadora, prof<sup>a</sup> Dr. Mariana Ribeiro Volpini Lana, pelas diversas oportunidades, por estar sempre disponível, pela paciência, ensinamentos e amizade.

Aos amigos do eterno OhLab, pela ajuda, parceria e momentos memoráveis.

Aos amigos do Laboratório de Engenharia e Processos Avançados de Manufaturas (LEPAM), pela constante disposição em ajudar.

À Associação Mineira de Reabilitação, por possibilitar a realização dos testes clínicos.

Ao Instituto Nacional de Tecnologia, por possibilitar a realização dos testes mecânicos.

Meus sinceros agradecimentos a todos que, de alguma forma, contribuíram para que esse sonho fosse realizado.

## RESUMO

A utilização de órteses, estáticas e dinâmicas é uma forma eficiente para tratar as incapacidades e deficiências da mão, muitas vezes causadas por lesões cerebrais, como Paralisia Cerebral e disfunções motoras. Entretanto, ainda que altamente recomendado por profissionais da área, a utilização das órteses muitas vezes é negligenciada devido ao alto custo de aquisição, desconforto do dispositivo e complexidade de utilização e manutenção. Nesse contexto, o presente estudo tem como objetivo apresentar o processo e desenvolvimento de duas órteses de mão, sendo uma estática, de posicionamento, e uma dinâmica, de incremento de funcionalidade. O modelo de órtese estática foi desenvolvido a partir de Otimização de Topologia, sendo que, para validação deste modelo foram realizadas simulações numéricas por Análise de Elementos Finitos e Estudos Termográficos comparativos com o modelo tradicional. Os resultados demonstram que o novo modelo, ao ser comparado com o modelo tradicional, apresenta redução de 17,56% no volume de material utilizado, redução de 35,48% no peso da órtese e redução de 171,17% na deformação máxima de superfície quando sujeito às forças atuantes. Também foi verificado que, ao ser fabricado por MA, o novo modelo é 2,54 vezes mais barato do que o modelo tradicional além de apresentar melhor desempenho no arrefecimento durante a utilização (max: 36.4°C) se comparado com o modelo tradicional (max.: 39.7°C). A proposta da órtese dinâmica foi o desenvolvimento de um dispositivo funcional de ativação simplificada. Foi desenvolvido um mecanismo de conservação de energia a partir de mola de torção para viabilizar a funcionalidade da mão em indivíduos com Paralisia Cerebral Hemiplégica. Os resultados clínicos da órtese dinâmica demonstraram funcionalidade do dispositivo, tanto na ativação do movimento de pinça quanto na força de preensão fornecida pela mola. A análise estatística demonstrou superioridade de funcionalidade na intervenção da órtese dinâmica em comparação com a intervenção sem a órtese ( $p < 1000$ ), todavia, não foi indicado diferença significativa na comparação de funcionalidade entre as intervenções com a órtese dinâmica e sem a órtese.

**Palavras-Chave:** Reabilitação, Funcionalidade, Órteses.

## ABSTRACT

The use of orthoses, static and dynamic, is an efficient way to treat hand impairments and limitations, often caused by brain injuries, such as Cerebral Palsy and motor dysfunctions. However, although highly recommended by professionals in the area, the use of orthoses is often neglected due to the high cost of acquisition, discomfort of the device, and complexity of use and maintenance. In this context, this study aims to present the process and development of two hand orthoses, being a static one, for positioning, and a dynamic one, for increasing functionality. The static orthosis model was developed from Topology Optimization. To validate the new model, numerical simulations were performed by Finite Element Analysis and Thermographic Studies were compared to the traditional model. The results show that the new model, when compared to the traditional model, presents a 17.56% reduction in the volume of material used, a 35.48% reduction in the weight of the orthosis, and a 171.17% reduction in the maximum surface deformation when subjected to the acting forces. It was also verified that, when manufactured by MA, the new model is 2.54 times cheaper than the traditional model besides presenting better cooling performance during use (max: 36.4°C) if compared to the traditional model (max: 39.7°C). The proposal of the dynamic orthosis was to develop a functional device with simplified activation. A torsion spring energy conserving mechanism was developed to enable hand functionality in individuals with Hemiplegic Cerebral Palsy. Clinical results of the dynamic orthosis demonstrated functionality of the device in both the activation of the pincer movement and the gripping force provided by the spring. Statistical analysis demonstrated superiority of functionality in the dynamic orthosis intervention compared to the intervention without the orthosis ( $p < 1000$ ), however, no significant difference was indicated in the comparison of functionality between the interventions with the dynamic orthosis and without the orthosis.

**Keywords:** Rehabilitation, Functionality, Orthoses.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Estrutura óssea do Punho e Mão.....	21
Figura 2 - Ligamentos Interósseos do Punho e Mão.....	23
Figura 3 - Sistema Musculo Esquelético da Mão: Músculos Extrínsecos.....	25
Figura 4 - Sistema Musculo Esquelético da Mão: Músculos Intrínsecos.....	26
Figura 5: Representação dos arcos da mão.....	28
Figura 6: Angulação das articulações da mão durante o movimento de peça cilíndrica. .....	31
Figura 7: Classificação da PC considerando-se o tipo de inervação recíproca, a topografia e as áreas de lesão do encéfalo. ....	34
Figura 8: Classificação GMFCS e limitações dos indivíduos conforme o grau o nível de acometimento.....	35
Figura 9: órtese estática palmar de posicionamento.....	41
Figura 10: Órtese funcional estática denominada splint abductor do polegar:.....	41
Figura 11 Posicionamento Funcional do Punho e Mão para Repouso Articular.....	43
Figura 12: Distribuição de Forças em uma Órtese.....	44
Figura 13: processo de fabricação de órtese de punho e mão em termoplástico de alta temperatura.....	45
Figura 14: processo de fabricação de órtese de punho e mão em termoplástico de alta temperatura.....	46
Figura 15 processo de fabricação de órtese de punho e mão por escaneamento tridimensional.....	47
Figura 16: Categorização das Técnicas de MA.....	49
Figura 17 – Órteses fabricadas por MA.....	50
Figura 18: Fabricação de órteses de punho e mão por diferentes técnicas de MA.....	51
Figura 19 - Equipamento de Escaneamento.....	53
Figura 20 - Equipamentos de MA.....	54
Figura 21 - Máquina de Ensaio INSTRON modelo 3382.....	55
Figura 22: Termovisor Flir modelo C2.....	56
Figura 23: Especificação do termovisor Fir Modelo C2.....	56
Figura 24: Etapas metodologias para o PDP 1.....	60
Figura 25 - Processo de Escaneamento.....	61
Figura 26 - Desenvolvimento da órtese (a) Processo de escaneamento e correção da malha. (b) simplificação de superfície (c) deslocamento de superfície.....	62
Figura 27 - Direções de Construção dos CP de Nylon.....	63
Figura 28 - Procedimento e Parâmetros de AEF.....	65
Figura 29: Ciclo de aferição da temperatura para análise termográfica.....	66
Figura 30: Organização da metodologia de implementação do PDP 2.....	68
Figura 31: Representação do efeito tenodese.....	72
Figura 32: Teste Box and Block Padrão.....	74
Figura 33: Orientação de posicionamento do voluntário.....	75
Figura 34 - Representação do membro escaneado em renderização, nuvem de pontos e triangulação.....	78
Figura 35 - Modelo digital da órtese e diferentes espessuras dos modelos.....	78
Figura 36 Curvas de tensão e deformação.....	79

Figura 37 - Mapa de cores para AEF do PP .....	80
Figura 38 - Simulação de FS para órtese de Nylon em diferentes espessuras .....	81
Figura 39 - Processo de OT, remoção de material e órtese resultante.....	82
Figura 40 - AEF para órtese otimizada.....	82
Figura 41: Protótipo da órtese otimizada.....	83
Figura 42: Análise termográfica das variações de temperatura causadas pela utilização da órtese tradicional e da órtese otimizada durante o tempo. ....	84
Figura 43: Matriz de Contradições.....	85
Figura 44: Estruturação das palavras-chave e referências de biomimética aplicadas .	86
Figura 45: Estruturação dos princípios biomiméticos e princípios de funcionamento da primeira demanda inventiva.....	87
Figura 46: Estruturação dos princípios biomiméticos e princípios de funcionamento da segunda demanda inventiva.....	89
Figura 47: Projeto conceitual da órtese dinâmica .....	91
Figura 48: Órtese dinâmica impressão.....	92
Figura 49: Diagrama de desenvolvimento do estudo quase-experimental.....	93
Figura 50: Resultado individual do teste box and block .....	94
Figura 51: Média e desvio padrão das intervenções clínicas analisadas .....	95
Figura 52: Gráfico comparativo de deslocamento em função da tensão - PP e Nylon.	96
Figura 53: Variação de temperatura para órtese tradicional (PP) de otimizada (Nylon) no decorrer do tempo de análise .....	98
Figura 54: Posicionamento funcional da órtese: implementação .....	99
Figura 55: Posicionamento funcional da órtese: métricas .....	100
Figura 56: Movimentos do punho e mão no teste box and block .....	101
Figura 57: Comprovante de envio do projeto ao comitê de ética .....	124
Figura 58 - Relatório de AEF para forças aplicadas .....	125
Figura 59 - Detalhamento dos resultados .....	125
Figura 60 - Projeto da órtese dinâmica e componentes.....	126
Figura 61: Componentes da mola de torção.....	127
Figura 62: Resultado da análise estatística (número de blocos).....	128
Figura 63: Resultado da análise estatística (velocidade de execução).....	129

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Articulações do punho e da mão e seus respectivos DOF .....	27
Tabela 2 - Nível MACS e Respectivas Limitações Físicas .....	36
Tabela 3 - Especificações dos Equipamentos de MA .....	55
Tabela 4: Parâmetros de Impressão dos CP de Nylon .....	63
Tabela 5: Áreas de demanda inventiva e Palavras-Chave correspondentes.....	71
Tabela 6 - Propriedades mecânicas observadas no ensaio de tração do PP e do Nylon .....	79
Tabela 7 Relação custo médio equipamento / maquinário na produção de talas manuais.....	97
Tabela 8: Relação de custo de material na produção de talas de mão.....	97
Tabela 9 - 40 princípios inventivos da metodologia TRIZ.....	123
Tabela 10 - Componentes da órtese dinâmica.....	126

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D:	Tridimensional
ASHT:	American Society of Hand Therapists
AEF:	Análise de Elementos Finitos
AMR:	Associação Mineira de Reabilitação
AVC:	Acidente Vascular Cerebral
CAD:	<i>Computer Aided Design</i>
COEP:	Comitê de Ética em Pesquisa
CP:	Corpo de Prova
DIEMP:	Divisão de Ensaios em Materiais e Produtos
DOF:	<i>Degree of Freedom</i>
FDM:	<i>Fused Deposition Modelling</i>
FDS:	<i>Frame Per Second</i>
IBGE:	Instituto de Geografia e Estatística
INT:	Instituto Nacional de Tecnologia
m:	metro
MA:	Manufatura Aditiva
MACS:	<i>Manual Ability Classification System</i>
MEE:	Músculos Estriados Esqueléticos
mm:	Milímetro
Mpa:	Mega Pascal
N:	Newton

NURB:	<i>Non Uniform Rational Basis Spline</i>
OT:	Otimização de Topologia
PC:	Paralisia Cerebral
PDP:	Processo de Desenvolvimento do Produto
PP:	Polipropileno
PR:	Prototipagem Rápida
SLA:	Stereolithography
SLS:	<i>Selective LASER Sintering</i>
SPSS:	<i>Statistical Package for Social Science</i>
STL:	Standart Triangle Language
TA:	Tecnologia Assistiva
TCLE:	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TO:	Terapia Ocupacional
TRIZ:	<i>Teoriya Resheniya Izobretaleskikh Zadatch</i>

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	10
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b> .....	11
<b>RESUMO</b> .....	6
<b>ABSTRACT</b> .....	Erro! Indicador não definido.
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	15
<b>1.1. Objetivo Geral</b> .....	17
<b>1.2. Objetivo Específico</b> .....	17
<b>1.3. Justificativa</b> .....	17
<b>1.4. Estrutura do Trabalho</b> .....	18
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	20
<b>2.1. Anatomia e Biomecânica do Punho e Mão</b> .....	20
2.1.1. Estrutura Esquelética do Punho e Mão.....	21
2.1.2. Estrutura Musculo Esquelética do Punho e Mão.....	23
2.1.3. Funcionalidade do Punho e Mão .....	26
2.1.4. Movimentos de Pinça da Mão .....	29
<b>2.2. Paralisia Cerebral</b> .....	32
2.2.1. Distúrbios de Movimentos em Crianças com PC .....	36
2.2.2. Intervenções Clínicas na PC .....	37
<b>2.3. Órteses</b> .....	39
2.3.1. Órtese de Punho e Mão .....	40
2.3.2. Processo de Fabricação das Órteses .....	42
<b>2.4. Manufatura Aditiva: Conceitos Estruturais</b> .....	47
2.4.1. Manufatura Aditiva e órteses de membros superiores .....	49
<b>2.5. Considerações Parciais</b> .....	52
<b>3. METODOLOGIA</b> .....	53
<b>3.1. Estudo Metodológico</b> .....	53
3.1.1. Equipamento de Digitalização Tridimensional .....	53
3.1.2. Equipamentos de MA.....	54
3.1.3. Equipamento de Ensaio de Tração .....	55
3.1.4. Equipamento de Análise Termográfica .....	56
<b>3.2. Ferramentas Computacionais</b> .....	57

<b>3.3. Projeto e Desenvolvimento do Produto</b> .....	57
3.3.1. PDP 1: Desenvolvimento de um Modelo de Órtese de Posicionamento a Partir de Otimização de Superfície – Metodologia .....	58
3.3.2. PDP 2 Desenvolvimento de uma órtese dinâmica de ativação mecânica por flexão e extensão de Punho - Metodologia .....	67
<b>4. RESULTADOS</b> .....	77
<b>4.1. PDP 1: Desenvolvimento de um Modelo de Órtese de Posicionamento a Partir de Otimização de Superfície – Resultados</b> .....	77
4.1.1. Escaneamento e Desenvolvimento do Modelo Virtual .....	77
4.1.2. Definição das Propriedades Mecânicas: Nylon e PP.....	78
4.1.3. Análise de Elementos Finitos .....	80
4.1.4. Otimização de Topologia.....	81
4.1.5. Análise Termográfica .....	83
<b>4.2. PDP 2: Desenvolvimento de uma órtese dinâmica de ativação mecânica por flexão e extensão de Punho – Resultados</b> .....	84
4.2.1. Definição da Solução Inventiva e Analogias Relevantes .....	84
4.2.2. Análise de Soluções de Equivalência Biológica .....	86
4.2.3. Formulação dos Princípios Mecânicos de Funcionamento. ....	86
4.2.4. Validação de Funcionalidade: Estudo quasi-experimental .....	92
<b>5. DISCUSSÃO</b> .....	96
<b>5.1. PDP 1: Desenvolvimento de um Modelo de Órtese de Posicionamento a Partir de Otimização de Superfície – Discussão</b> .....	96
<b>5.2. PDP 2: Desenvolvimento de uma órtese dinâmica de ativação mecânica por flexão e extensão de Punho – Discussão</b> .....	98
<b>6. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS</b> .....	102
<b>7. REFERENCIAS</b> .....	104
<b>ANEXO A</b> .....	123
<b>ANEXO B</b> .....	124
<b>ANEXO C</b> .....	125
<b>ANEXO D</b> .....	126
<b>ANEXO E</b> .....	127
<b>ANEXO F</b> .....	128
<b>ANEXO G</b> .....	129

## 1. INTRODUÇÃO

A utilização das funções motoras da mão é fator fundamental para o desenvolvimento social do ser humano, entretanto, para se estabelecer um padrão estável e eficaz dos movimentos funcionais do punho e mão é necessária interação de múltiplos sistemas do corpo, implicando coordenação precisa entre mecanismos neuromusculares e musculoesqueléticos (PONS et al., 2004).. Distúrbios neurológicos como a Paralisia Cerebral (PC) acarretam frequentemente em deficiências motoras que limitam os indivíduos acometidos de exercerem, com eficiência, funções corriqueiras do dia a dia (SUPUTTITADA, 2000; BURTNER et al., 1999). Dentre os indivíduos acometidos com PC cerca de 60% apresentam dificuldades substanciais de movimentação dos membros superiores, comprometimento das funções manuais e tônus muscular elevado. Tais comprometimentos causam, em muitos casos, limitações de ordem social e comportamental (JACKMAN, 2013; PONS et al., 2004).

A fim de minimizar os impactos dos comprometimentos musculares e aprimorar a funcionalidade e a participação de crianças com PC em atividades diárias existem diferentes tipos de intervenções terapêuticas no punho e na mão, tais como avaliação e aplicação de técnicas de prevenção de disfunções, tratamento com fármacos para diminuição da espasticidade, intervenções cirúrgicas e aplicação de ferramentas de Tecnologia Assistiva (TA). Dentre estas ferramentas, as órteses de mão são dispositivos ortopédicos comumente utilizados para posicionar o punho e os dedos e para restaurar a funcionalidade da mão, no tratamento de disfunções motoras em programas de reabilitação (COPLEY e KUIPERS, 2014). Seu uso tem por objetivo favorecer processos de cicatrização (repouso articular), prevenir e corrigir deformidades, melhorar a função do membro superior, prevenir a espasticidade e melhorar a amplitude de movimento articular (SHAFTEL *et al.*, 2014; FESS., 2002).

Contudo, apesar de ter prescrição altamente recomendada por profissionais da área, cerca de 30% das órteses prescritas para crianças com PC são abandonadas pelo usuário antes do quinto ano de uso, sendo que, em alguns casos, as órteses não chegam a ser utilizadas (PHILLIPS e ZHAO, 1993;

RIEMER-REISS e WACKER, 2000). Em muitos casos, o abandono ou não utilização dos dispositivos são resultantes da inadequação/desconforto do equipamento, inabilidade do profissional ao adequar o dispositivo ao paciente ou elevado preço de aquisição das órteses (OMS, 2011).

Atualmente, a grande maioria das órteses tem sua fabricação por termomoldagem em termoplásticos de alta temperatura, como o polipropileno (PP), ou termoplásticos de baixa temperatura que tem como base polimérica o policaprolactono, como o Ezeform®, Aquaplast® e Orfit® (AGNELLI e TOYODA, 2003; RAMACHANDRAN, 2017). No Brasil, a grande maioria das órteses distribuídas pelo Sistema Nacional de Saúde (SUS) é fabricada por Polipropileno. No entanto, a fabricação destes dispositivos é altamente dependente da habilidade do profissional que molda a órtese, apresentam alto custo de aquisição quando fabricada por termoplásticos de baixa temperatura, e, em razão do grande volume de material utilizado, podem provocar o abandono do dispositivo devido ao peso e desconforto do mesmo (O'BRIEN, 2010; RAMSEY, 2013). Outro fator que contribui para o abandono do dispositivo é a limitação de customização estética da órtese, ou seja, a possibilidade de novos designs que poderiam ser oferecidos ao usuário (FESS, 2002; TAYLOR et al., 2003). Diante do exposto, se faz necessário a busca por novos processos de fabricação de órteses que ofereçam dispositivos mais funcionais, confortáveis e com possibilidade de diversificação do design associado a uma estética agradável e resultado funcional adequado.

Como possível solução para as questões apresentadas, as tecnologias de Manufatura Aditiva (MA) são propostas promissoras para a fabricação de dispositivos ortopédicos. As órteses fabricadas por MA podem proporcionar aos pacientes reabilitação personalizada além de diferenciação estética e ergonômica, elevando o índice de aceitação do dispositivo. Outro benefício decorrente da MA é a produção de dispositivos com geometria complexa, permitindo assim, a confecção de órteses dinâmicas com novas funcionalidades.

Considerando o exposto, o presente trabalho tem como enfoque principal apresentar a utilização de técnicas de MA aplicadas à saúde, na área de reabilitação. Serão apresentados os principais fundamentos para a confecção de

órteses de membro superior considerando o contexto anatômico do punho e mão de indivíduos com PC. Esta pesquisa demonstra a partir de dois estudos de caso a fabricação de duas órteses, sendo uma órtese estática e uma órtese dinâmica, e sua eficiência na reabilitação, restauração da funcionalidade do membro e amplitude do movimento articular.

### **1.1. Objetivo Geral**

Desenvolver novo modelo órtese dinâmica, para crianças com PC e avaliar os efeitos funcionais mecânicos e de incremento da funcionalidade da mão deste dispositivo.

### **1.2. Objetivo Específico**

- Revisar a anatomia e o contexto biomecânico do posicionamento do punho e da mão durante movimento funcionais;
- Entender as forças atuantes para o melhor alinhamento biomecânico do punho e da mão durante o processo de reabilitação;
- Projetar e prototipar a órtese de posicionamento estática;
- Realizar testes de resistência de funcionalidade mecânica e conforto térmico na órtese de posicionamento estática;
- Desenvolver, calcular, projetar e prototipar os componentes da órtese dinâmica;
- Realizar análise clínica, investigando a função manual de indivíduos com PC, por meio de estudo piloto.

### **1.3. Justificativa**

Hoje em dia, as órteses mais utilizadas para o tratamento das disfunções motoras causadas pela PC são as órteses para correção e posicionamento articular, como as órteses de abdução do polegar e as órteses para extensão e posicionamento do punho e dedos, e as órteses de restauração progressiva de amplitude de movimento, como as órteses dinâmicas de punho e as órteses dinâmicas para lesão do nervo radial (BARROSO, 2010; OLIVEIRA et al., 2011).

Entretanto, estas órteses, em geral, não abrangem a recuperação dos movimentos funcionais da mão. Apesar de estudos, como os de Cazon et al. (2017) demonstrarem a criação de órteses de mão dinâmica para restauração de movimentos, estes dispositivos têm ativação complexa e geralmente apresentam alto custo de aquisição, inviabilizando a distribuição para grande parte dos pacientes.

Por outro lado, existe a necessidade de desenvolvimento e fornecimento de dispositivos que promovam impacto funcional para os indivíduos com PC e permitam uma intervenção abrangente, que aprovisione ou restaure a interação da criança com o ambiente (MANCINI et al., 2012).

Nesse contexto, este trabalho visa suprir, a partir do desenvolvimento de um novo modelo de órtese dinâmica, a demanda por dispositivos acessíveis e com ativação simplificada com vista à promoção da reabilitação funcional e incremento da interação da criança com PC com o ambiente de vivência.

#### **1.4. Estrutura do Trabalho**

O Capítulo 1 aborda a contextualização do desenvolvimento do novo modelo de órtese, considerando os aspectos anatômicos e funcionais, bem como a definição dos problemas de pesquisa, os objetivos gerais e específicos e justificativa para o desenvolvimento da órtese.

O Capítulo 2 apresenta os principais marcos teóricos que fundamentaram o desenvolvimento do presente trabalho. São demonstrados os conceitos fundamentais de anatomia da mão humana, considerando o sistema musculoesquelético e funcional, PC, levando em consideração os principais déficits de mobilidade e funcionalidade do membro superior para indivíduos acometidos, órteses de mão e os aspectos técnicos e clínicos de prescrição destes dispositivos e MA, considerando os conceitos fundamentais da técnica e aplicações na manufatura de órteses para membro superior.

O Capítulo 3 apresenta a metodologia proposta para o Projeto e Desenvolvimento de Produto. Serão apresentados os equipamentos utilizados, materiais de consumo para a produção das órteses e ferramentas de softwares

utilizadas para o desenvolvimento das órteses. Neste capítulo também serão apresentados a estruturação e descrição das etapas de pesquisa.

O capítulo 4 demonstra os resultados obtidos com a pesquisa dentro do contexto das etapas descritas. Serão demonstrados

O capítulo 5 apresenta as considerações finais e sugestões para trabalhos futuros. Neste capítulo serão demonstrados as conclusões e comentários obtidos a partir da integração dos resultados descritos, limitações encontradas, bem como a sugestão para futuros estudos.

O capítulo 6 contempla, por ordem alfabética, todas as referências utilizadas neste trabalho.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O capítulo em questão apresenta os principais fundamentos teóricos que embasaram o desenvolvimento dos objetivos propostos para este trabalho. Serão apresentados os fundamentos da anatômica humana do punho e da mão considerando os ossos, ligamentos e músculos; da biomecânica da mão; das órteses de punho e mão e de seu processo de fabricação; dos conceitos principais a respeito da PC, como principais distúrbios de movimentos e intervenções clínicas com órteses de punho e mão; e, por fim, os conceitos de MA, bem como a sua utilização para confecção destes dispositivos de reabilitação.

### 2.1. Anatomia e Biomecânica do Punho e Mão

Conhecer a arquitetura e a biomecânica do punho e mão é fator fundamental para o projeto e desenvolvimento de novos recursos de reabilitação, com maior assertividade no auxílio ao repouso articular e ao incremento da funcionalidade do membro (SCHIEBER e SANTELLO 2004; BRORSSON, 2008).

O conjunto anatômico composto pelo punho e mão humana, localizado na extremidade distal do membro superior, é uma configuração complexa de ossos, articulações, veias e músculos. A interconexão fisiológica destas partes permite a habilidade de desempenhar movimentos individualizados em dois graus de liberdade para o punho, cinco graus de liberdade para o polegar e quatro graus de liberdade para os demais dedos (KURTZ *et al.*, 2017; KUO *et al.*, 2002). A singularidade da mão humana, em comparação aos outros animais, vem do fato de que todos os dedos são independentes uns dos outros e o polegar pode fazer contato com cada dedo separadamente (MALTONI, 2003). Diversas abordagens experimentais, incluindo o desenvolvimento de pesquisas no campo da cinemática dos dedos e mão, registros de atividade cortical e eletromiografia tem elucidado o entendimento do desempenho funcional e da biomecânica da mão, o que impulsiona técnicas de reabilitação em caso de lesões (BARROSO, 2010, KURTZ *et al.*, 2017).

### 2.1.1. Estrutura Esquelética do Punho e Mão

O punho e a mão são formados por dois ossos do antebraço e vinte e sete ossos da mão localizados em quatro regiões, que são a parte mais distal do antebraço, o carpo, o metacarpo e as falanges. O punho consiste em um conjunto de dois ossos localizados na extremidade distal do antebraço, sendo: Rádio e Ulna; oito ossos localizados na região do carpo, sendo: Escafoide, Semilunar, Piramidal, Pisiforme, Trapézio, Trapezoide, Capitato e Hamato; cinco ossos localizados na região do metacarpo, sendo um para cada dedo e quatorze ossos localizados na região da falange, sendo o polegar composto por Falange Proximal e Falange Distal e os demais dedos compostos por Falange Proximal, Falange Média e Falange Distal. (RONDINELLI *et al.* 1997, DORENFELD, *et al.* 2013, FREIVALDS, 2004). A Figura 1 apresenta a composição anatômica dos ossos da mão.

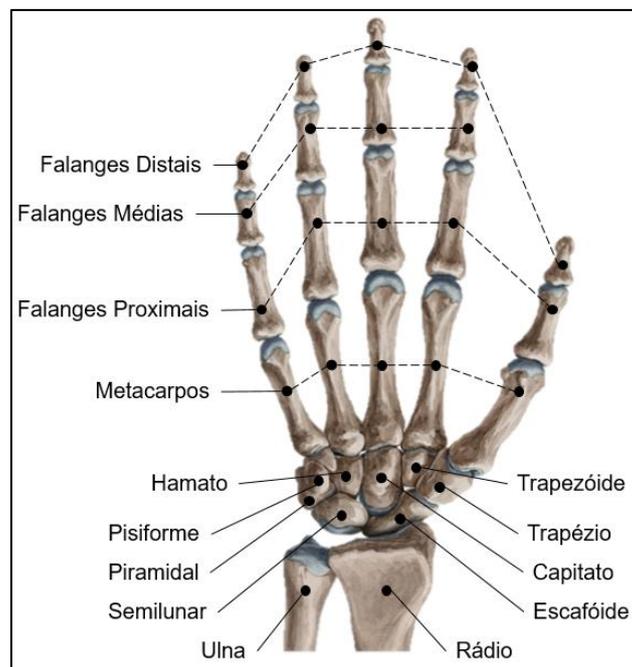


Figura 1: Estrutura óssea do Punho e Mão  
Fonte: Adaptado de THIEME, 2014

A articulação do punho é considerada a articulação mais complexa do corpo humano. A articulação é composta pelas articulações radio-ulnar distal, rádio-cárpica e intercarvais. A articulação radio-ulnar distal é uma articulação

pivotante formada entre a cabeça da ulna e a extremidade inferior do rádio unidos pela cápsula articular e pelo disco articular. A articulação rádio-cárpica é formada pela junção da extremidade distal do rádio, pelo disco articular e pela fileira proximal do conjunto de ossos do carpo (escafoide, semilunar, piramidal e pisiforme). As articulações intercarvais são formadas a partir das articulações deslizantes dos ossos do carpo (VON LANZ, 1959; KAUFMANN e BEWEGUNGSAPPARAT, 2005).

A articulação da mão é formada pelas articulações carpo-metacárpicas, metacarpo-falangeanas e interfalangeanas. As articulações carpo-metacárpicas são formadas entre os ossos da fileira distal da região do carpo (Trapézio, Trapezoide, Capitato e Hamato) e a porção proximal dos metacarpos. A articulação metacarpo-falângicas é formada pela porção distal dos metacarpos e pelas falanges proximais. A articulação interfalangeanas são formadas pelas falanges distal e médias, e pelas falanges médias e proximais, sendo que a articulação interfalangeanas do polegar é formada pelas falanges proximal e distal deste dedo. Os ossos componentes das articulações são unidos por tecidos conjuntivos fibrosos denominados ligamentos (SCHMIDT e LANZ, 2003, PUTZ e PABST, 2002).

A presença dos ligamentos entre os ossos garante a estabilidade e amplitude dos movimentos articulares com prevenção de luxações e fraturas (GUSTUS *et al.*, 2012). A Figura 2 apresenta a configuração dos ligamentos e das articulações do punho e mão.

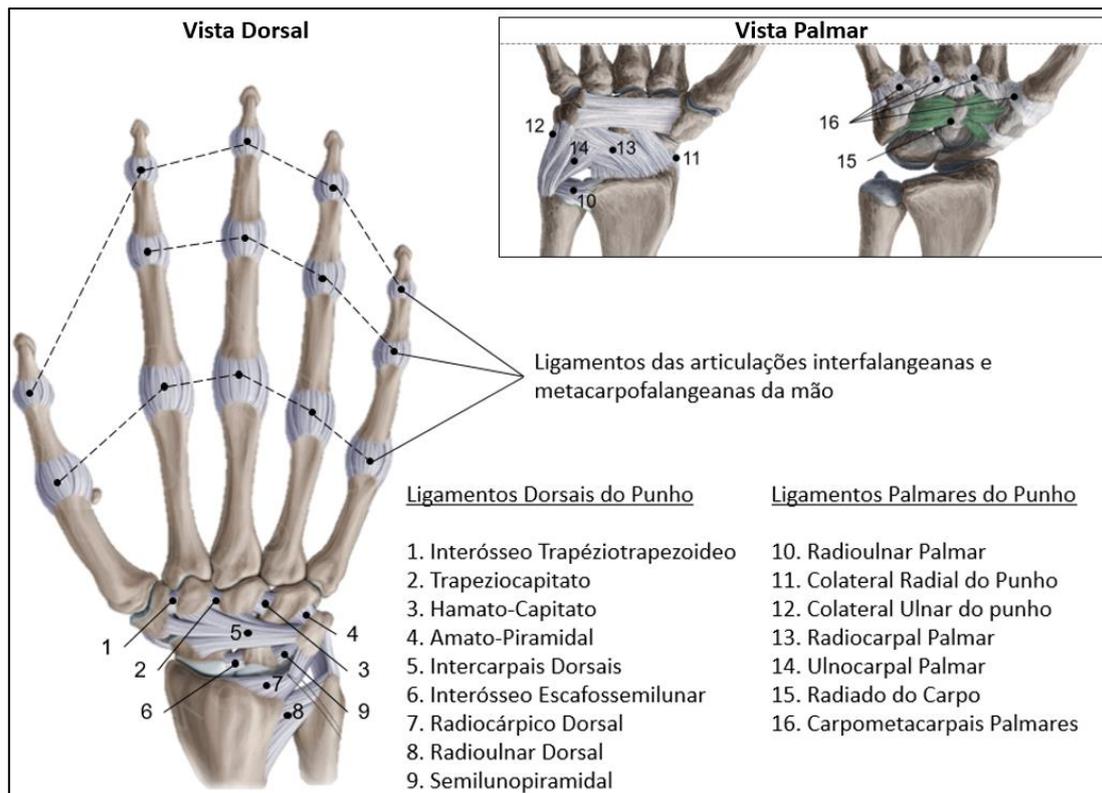


Figura 2 - Ligamentos Interósseos do Punho e Mão  
 Fonte: adaptado de THIEME, 2014

### 2.1.2. Estrutura Musculo Esquelética do Punho e Mão

Os músculos atuantes no movimento da mão e punho são os Músculos Estriados Esqueléticos (MEE), que são conectados aos ossos, em suas origens e inserções, por tendões. Os MEE têm quatro propriedades funcionais principais, que são a extensibilidade, elasticidade, irritabilidade e capacidade de desenvolver tensão. As funções de extensibilidade e elasticidade fornecem ao músculo a capacidade de se alongar e de retornar ao seu comprimento original após o alongamento. A irritabilidade diz respeito à capacidade do músculo de responder aos estímulos externos. A capacidade de desenvolver tensão, é também chamada de componente contrátil da função muscular (WICKIEWICZ e ROY et al. 1984; HOPKINS e FELAND, 2007). Essa propriedade muscular permite a transmissão de tensão para os tendões e ossos. A tensão que uma região muscular é capaz de desenvolver influencia diretamente na magnitude da força gerada, na velocidade de contração e no tempo de permanência que a força é mantida. Todavia, as forças que um músculo pode desempenhar

dependem de outros fatores individuais, como a estrutura muscular do indivíduo, a interação neuromuscular e os aspectos fisiológicos (KANEHISA e IKEGAWA, 1997; DEBICKI e GRIBBLE, 2004).

Os MEE, em geral, cruzam ao menos uma articulação da mão e são ligados aos ossos a partir dos tendões. Ao receber um estímulo neuromuscular o músculo se contrai de acordo com a intensidade do estímulo, que por sua vez tenciona o tendão e move os ossos da articulação ao qual o tendão está ligado por sua inserção óssea. Existem dois tipos de tendões, os extensores e os flexores. Os tendões extensores são fixados aos músculos com inserções ósseas dorsais, e são responsáveis pelo movimento de extensão das articulações do punho e mão. Os tendões flexores são ligados aos músculos com inserções ósseas palmares (ventrais). Esses tendões têm como objetivo promover o movimento de flexão das articulações do punho e da mão (BRAND, 1993; FITTS E WIDRICK, 1996).

Os MEE se dividem em dois grupos, sendo os grupos musculares extrínsecos e os grupos musculares intrínsecos. Os grupos musculares extrínsecos são responsáveis pelos movimentos que requerem aderência e força muscular, como agarrar e pressionar objetos e têm sua origem na região proximal do antebraço. Os tendões provenientes desses músculos cruzam a região carpal e se fixam aos ossos da falange (BRAND, 1981). As inserções dos músculos extrínsecos se fixam aos ossos por meio de tendões extensores, localizados na região dorsal do punho e da mão e tendões flexores, localizados na região palmar do punho e da mão. As inserções ósseas extensoras atuam na abdução, adução e extensão do punho, extensão dos dedos, abdução e extensão do polegar, extensão da base da falange proximal do polegar e rotação lateral do polegar. As inserções ósseas flexoras atuam na abdução, adução e flexão do punho, flexão das articulações interfalangeanas proximais e distais e articulações metacarpo-falangeanas e flexão das falanges do polegar (MATTHIJS *et al.* 2003; FORWOOD E KIPPERS, 2000; HIRT *et al.* 2017). A Figura 3 apresenta a disposição dos músculos extrínsecos extensores e flexores da mão e punho.

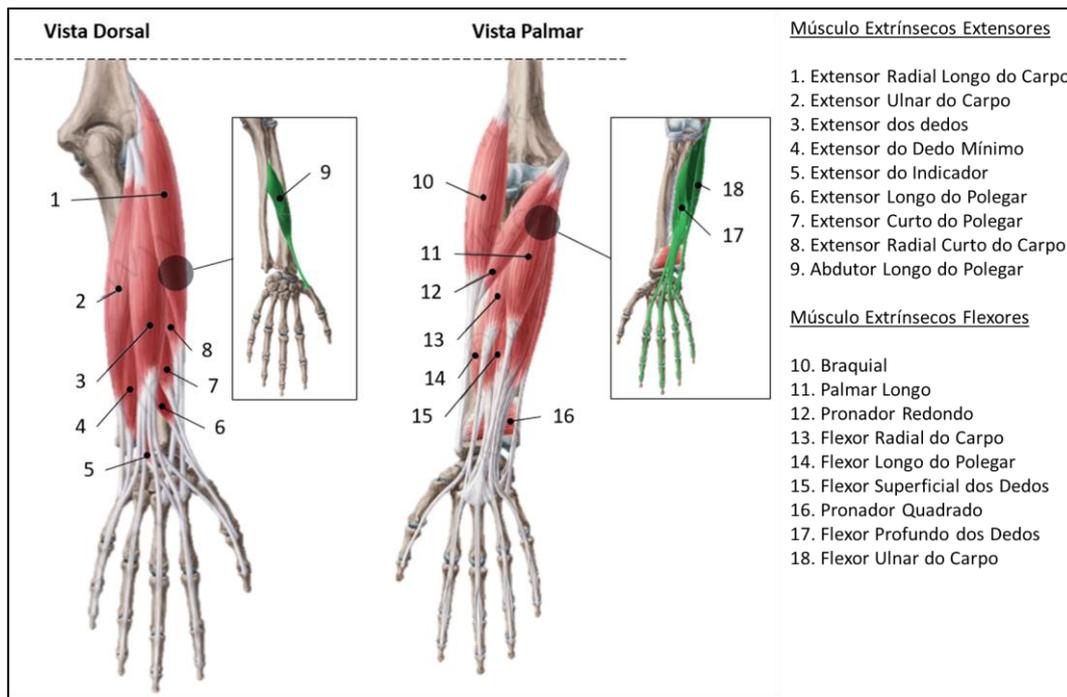


Figura 3 - Sistema Musculo Esquelético da Mão: Músculos Extrínsecos  
 Fonte: adaptado de THIEME, 2014

Os grupos musculares intrínsecos são músculos menores originários do carpo e metacarpo com inserção dos tendões nas falanges. Esses músculos são responsáveis pelas funções motoras finas da mão, e são agrupados em músculos ténares, responsáveis pela abdução e flexão do polegar, músculos hipoténares, responsáveis pela abdução e flexão do dedo mínimo e músculos curtos da mão, responsáveis pela abdução, adução, flexão e extensão dos dedos (TITTEL, 1994; HIRT et al. 2017). Assim como os músculos extrínsecos os músculos intrínsecos têm inserções ósseas palmares e dorsais. A Figura 4 apresenta os músculos intrínsecos dorsais e palmares da mão.

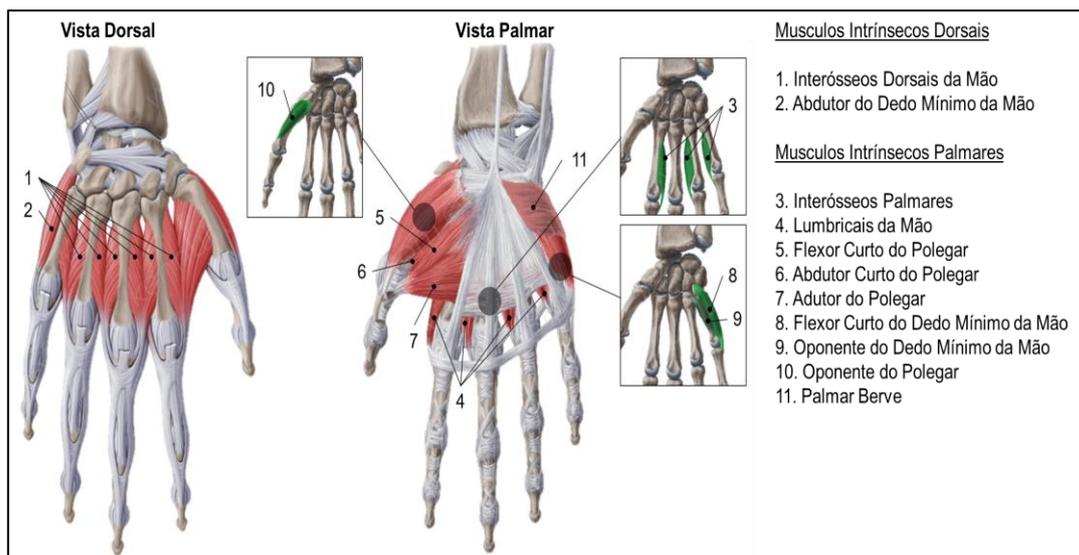


Figura 4 - Sistema Musculo Esquelético da Mão: Músculos Intrínsecos  
Fonte: adaptado de THIEME, 2014

A atuação dos MEE no punho permite a execução de movimento de flexão e extensão no plano sagital, e movimento de adução e abdução do punho no plano frontal. Nas articulações da mão a atuação dos MEE permite movimentos de flexão e extensão no plano sagital para as articulações carpo-metacárpicas dos cinco dedos, articulações metacarpo-falangeanas do dedo mínimo e polegar e articulações interfalangeanas dos cinco dedos. Ainda nas articulações da mão, os músculos MEE permitem movimento de adução e abdução no plano frontal da articulação carpo-metacárpicas do polegar e nas articulações metacarpo-falangeanas dos cinco dedos (WADSWORTH, 1983; KURTZ *et al.*, 2017).

### 2.1.3. Funcionalidade do Punho e Mão

O estudo do desempenho e da funcionalidade do punho e da mão se refere ao conjunto de movimentos cinemáticos possíveis que podem ser realizados pelo punho e pela mão em conjunto ou individualmente. A descrição e a análise desses movimentos, do ponto de vista cinemático são similares à combinação de uma série de elos rígidos (ossos), conectados por juntas (articulações) a seus pares cinemáticos, sendo que o estado cinemático do punho e mão depende da posição referencial de cada osso (GUSTUS *et al.*, 2012; FREIVALDS, 2004).

O arranjo de uma posição referencial do punho e da mão é denominada postura. As estruturas presentes nas articulações e as atuações dos MEE permitem que o punho e a mão realizem uma série de posturas distintas com restrições angulares específicas para cada movimento, impostas pelos ligamentos. Em análise biomecânica, para uma mão sem lesões e encurtamentos articulares é possível a realização de 85° de flexão, 70° - 80° de extensão no plano sagital e 20° - 25° de abdução e 30° - 35° de adução no plano frontal nas articulações de punho, 53° de flexão e extensão no plano sagital e 42° de adução e abdução no plano frontal na articulação carpo-metacárpica do dedo polegar, 10° - 20° de flexão e extensão no plano sagital na articulação carpo-metacárpica do dedo mínimo, 110° de flexão no plano sagital e extensão nas articulações metacarpo-falangeanas, 135° de flexão para as articulações interfalangeanas proximais e 80° de flexão e extensão para as articulações interfalangeanas distais no plano sagital (HIRT *et al.*, 2017; WADSWORTH, 1983).

As articulações do punho e da mão podem variar de um a dois graus de liberdade (*Degrees of Freedom - DOF*), sendo que o equivalente mecânico das articulações monoaxiais são as juntas em dobradiça e as articulações biaxiais têm como equivalente mecânico as juntas universais ou juntas de cardam. O número de DOF está relacionado às possibilidades de movimentos de uma articulação, variando de acordo com o número de eixos atuantes na movimentação. A Tabela 01 apresenta as articulações da mão de acordo com seu respectivo DOF (KURTZ *et al.*, 2017, SANCETTA, 2014).

Tabela 1 - Articulações do punho e da mão e seus respectivos DOF

Elemento	Articulações	DOF
Punho	Radio-Ulnar Distal	1
	Rádio-Cárpica	2
	Intercarpais	1
Dedos II - V	Articulações Interfangeanas Proximais	1
	Articulações Interfangeanas Proximais	1
	Articulações Metacarpo-Falangeanas	2
Dedo I	Articulações Interfangeanas Proximais	1
	Articulações Interfangeanas Proximais	2
	Articulações Metacarpo-Falangeanas	2

Fonte: o autor

No contexto dos aspectos funcionais da mão, de acordo com as limitações e possibilidades de movimentos do membro, pode-se considerar que a arquitetura da mão se enforma conforme a estruturação de três arcos (Figura 5) principais que auxiliam nos movimentos de preensão e manipulação de objetos. O primeiro arco da mão, denominado arco transversal proximal, é formado pelo conjunto dos ossos do carpo unidos pelos ligamentos intercarpais. O arco transversal proximal é estático e rígido, tendo como principal objetivo a estabilidade dos movimentos da mão. O segundo arco é denominado arco transversal distal, sendo formado pelas extremidades distais dos metacarpos. O arco transversal distal forma a palma da mão, e pode se movimentar de acordo com a angulação dos metacarpos dos dedos mínimo e polegar. Seu principal objetivo é apoiar a função de preensão da mão. O terceiro arco, arco longitudinal é composto pelas articulações metacarpo-falangeanas e pelo movimento de angulação das articulações interfalangeanas proximais e distais dos dedos mínimo, anelar, médio e indicador (TEIXEIRA, 2003; COPPARD e LOHMAN, 2015; KIEL, 1983).

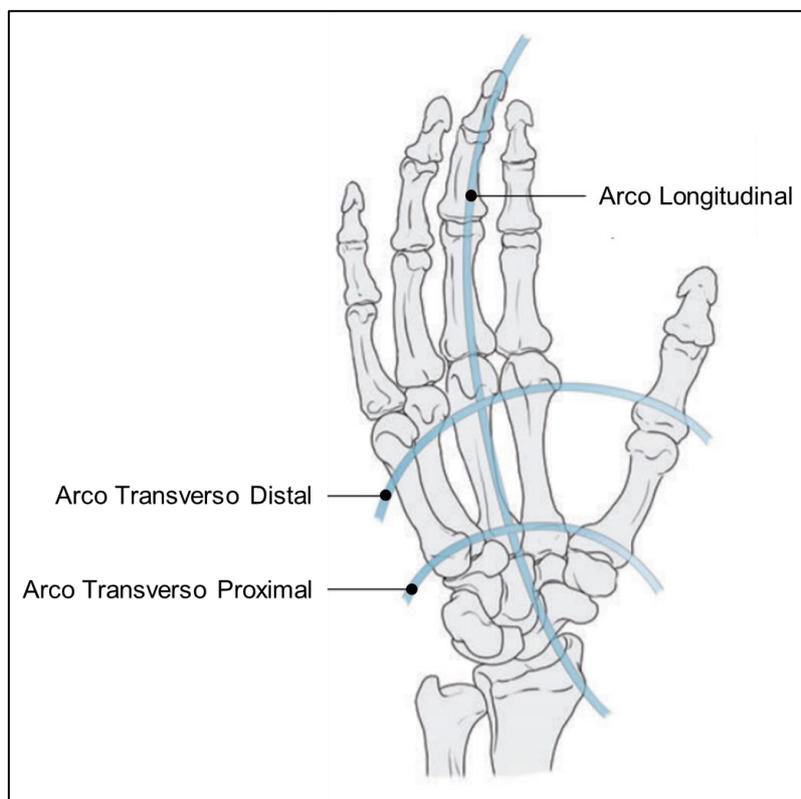


Figura 5: Representação dos arcos da mão  
Fonte: adaptado de HIRT et al. 2017

Juntos, os três arcos da mão podem modelar a superfície da mão para bases posturais variando de côncavas a planas. A formação dos arcos palmares é mantida, principalmente, pela atuação dos músculos intrínsecos da mão, sendo que, o desequilíbrio muscular como a alterações no tônus muscular ou paralisias podem interferir na orientação do posicionamento dos arcos e, em consequência, afetar a funcionamento da mão (GHASEMI-RAD, 2014).

#### 2.1.4. Movimentos de Pinça da Mão

Os movimentos de pinça da mão e os movimentos de preensão palmar e digital podem ser categorizados em dois grupos distintos, sendo os movimentos de potência e os movimentos de precisão. Normalmente, os movimentos de potência são normalmente realizados pela atuação dos músculos extrínsecos, e os movimentos de precisão pelos músculos intrínsecos (LI, 2002). Os movimentos de potência da mão, em sua maioria, utilizam as falanges e os arco transversal distal, enquanto os movimentos de precisão da mão são realizados a partir da ponta dos dedos e polegar (SMITH e WEISS, 1996; MARIEB, 1997).

Dentre as variações possíveis de posicionamento de pinça da mão, os principais são os movimentos de pinça simples, de pinça trípode, de pinça lateral e de pinça cilíndrica (MACPHEE, 1987). Estas combinações de movimentos são posicionamentos padrões de preensão utilizados segundo a forma, tamanho e peso do objeto. Conforme Fernandes e Barros (2005) esses padrões podem sofrer pequenas variações individuais e momentâneas, e podem ser modificados ou aprimorados em decorrência de treinamento.

O movimento de pinça simples é realizado a partir do toque da falange distal do dedo indicador com o a falange distal do polegar. A pinça lateral é intermediária entre a potência e a precisão muscular, e é realizada a partir da flexão da articulação interfalangeanas do dedo indicador e o dedo polegar. A funcionalidade desse padrão de posicionamento é perceptível ao segurar objetos finos, como cartões e chaves. A pinça trípode utiliza três pontos para a preensão no objeto, sendo o toque entre as falanges distais do dedo indicador, médio de polegar. A funcionalidade desta pinça é a de levantar objetos em superfícies

planas e manipular objetos finos com precisão. A pinça cilíndrica é a forma mais comum de preensão de potência da mão, sendo utilizada para estabilizar o empunho de objetos a partir da angulação das articulações interfalangeanas dos dedos polegar, médio anelar e mínimo e a flexão do polegar atuando como força de oposição (TOCHERI *et al.*, 2005; SCHIEBER e SANTELLO, 2004).

Por ser objeto de estudo no presente trabalho, a avaliação cinemática da preensão cilíndrica da mão deve ser compreendida a fim de que o projeto de dispositivos que auxiliam a flexão e extensão da mão sejam, de fato, funcionais e efetivos. Nesse contexto, as definições posturais da mão, de acordo com a combinação e orientação dos ossos e articulações, devem formar angulações específicas nas articulações interfalangeanas proximais e distais de acordo com o volume do objeto de apreensão. No movimento de pinça cilíndrica os músculos extrínsecos são utilizados para proporcionar força para preensão dos objetos e os músculos hipotênares intrínsecos são utilizados para a movimentação de adução dos dedos e precisão na pegada. É comum nesse padrão de pinça a realização do movimento de desvio ulnar do punho, a fim de otimizar a força dos flexores longos dos dedos. É observado que quanto maior for o peso do objeto no empunho tanto maior será o movimento de desvio ulnar do punho (CLARK *et al.*, 1998; NORKIN, 2001; PEDRETTI e EARLY, 2005). A angulação das articulações atuantes no posicionamento de pinça cilíndrica é conferida conforme o comprimento dos dedos de cada indivíduo, considerando três pontos de contato do objeto com a mão, sendo, em geral, dois pontos de contato nas falanges mediais e proximais dos dedos anelar, médio, indicador e mínimo e um ponto de contato na falange proximal do dedo polegar (FREIVALDS, 2004). A Figura 6 apresenta a representação padrão do movimento de pinça cilíndrica assumindo três pontos de contato.

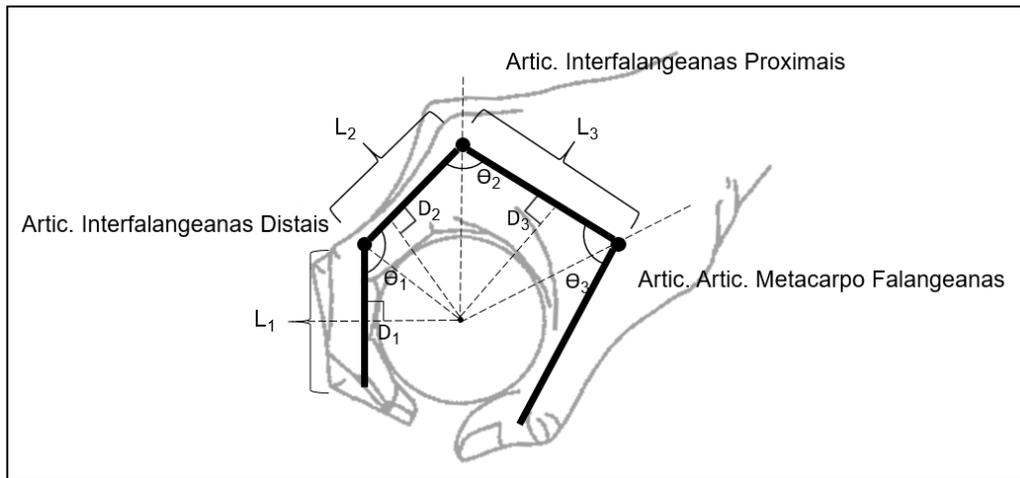


Figura 6: Angulação das articulações da mão durante o movimento de peça cilíndrica.

Fonte: adaptado de Freivalds, 2004

Por trigonometria é possível calcular a angulação das articulações. O ângulo  $\theta_1$ , referente às interfalangeanas distal pode ser calculada conforme equação a seguir:

$$\theta_1 = 2 \tan^{-1} \left[ \frac{2(R + D_1)}{L_1} \right]$$

Onde:

$D_1$  = espessura da falange distal durante o contato;

$R$  = raio do objeto cilíndrico de agarre;

$L_1$  = comprimento da falange distal.

O ângulo  $\theta_2$ , referente à articulação interfalangeanas proximais pode ser calculado de acordo com seguinte equação:

$$\theta_2 = 2 \tan^{-1} \frac{2(R + D_2)}{2L_2 - L_1}$$

Onde:

$D_2$  = espessura da falange proximal durante o contato;

R = raio do objeto cilíndrico de agarre;

L<sub>2</sub> = comprimento da falange proximal.

O ângulo da articulação metacarpo-falangeanas,  $\Theta_3$ , pode ser calculado conforme seguinte equação:

$$\theta_3 = 2 \tan^{-1} \frac{2(R + D_3)}{2L_3 - 2L_2 + L_1}$$

Onde:

D<sub>3</sub> = espessura da falange proximal durante o contato;

R = raio do objeto cilíndrico de agarre;

L<sub>3</sub> = comprimento da porção distal do metacarpo.

O projeto de um dispositivo ortopédico de reabilitação precisa observar a correta relação dos ângulos das articulações interfalangeanas distal, interfalangeanas proximais e metacarpo-falangeanas, baseados nos pontos de contatos da mão com o objeto a ser apreendido. Entretanto, devido às variações das articulações, tamanho dos objetos e posicionamento da mão, não é possível estabelecer uma relação exata dos ângulos e dos pontos de contato em todas as situações, portanto, o modelo descrito acima é uma aproximação das situações reais de contato. As mesmas equações descritas podem ser utilizadas para outras situações de contato, podendo resultar em ângulos articulares similares (KURTZ *et al.*, 2017, FREIVALDS, 2004).

## 2.2. Paralisia Cerebral

Paralisia Cerebral (PC) é definida como um grupo de distúrbios do desenvolvimento do movimento e da postura, causando limitações de atividade, que são atribuídos a distúrbios não progressivos que ocorreram no desenvolvimento do cérebro fetal ou infantil. Os distúrbios motores da PC são

frequentemente acompanhados por distúrbios de sensação, percepção, cognição, comunicação e comportamento, por epilepsia e por problemas músculo-esqueléticos secundários (ROSENBAUM *et al.*, 2007). A PC é a causa mais comum das disfunções motoras na fase infantil, apresentando índices de 1,5 a 2,5 a cada mil nascidos vivos em países desenvolvidos, e de sete para cada mil nascidos vivos em países em desenvolvimento (PEREIRA *et al.*, 2011). Ela pode ter múltiplas causas, que podem ocorrer no período pré-natal, perinatal ou pós-natal durante os primeiros anos de vida (MULDER *et al.*, 2017).

A PC é uma condição heterogênea em termos de etiologia, tipo de inervação recíproca e gravidade das disfunções (MULDER *et al.*, 2017). Deste modo, ela pode ser descrita utilizando diferentes tipos de classificações, sendo as mais comumente usadas aquelas quanto ao tipo de inervação recíproca, à topografia e à severidade do comprometimento motor (ROSEMBAUM *et al.*, 2007).

Os tipos de inervação recíproca na PC incluem espástica, discinética e atáxica. A espasticidade é detectada clinicamente como uma resistência dependente da velocidade de um músculo ao alongamento devido à perda da inibição descendente do neurônio motor (SANGER *et al.*, 2003). A discinesia se manifesta com a realização de movimentos involuntários nos membros acometidos e a ataxia envolve o comprometimento da coordenação motora e desorientação espacial (MACKEY *et al.*, 2006). A espasticidade é a síndrome neurológica dominante mais comum, ocorrendo em cerca de 80% das crianças diagnosticadas com PC. Aproximadamente 15% das crianças acometidas com PC são discinéticas, enquanto 6% apresentam ataxia (PIOVESANA, 2002, LEVITT, 2004).

Em relação à topografia, os espásticos podem ser classificados em hemiplegia afetando mais acentuadamente um lado do corpo, diplegia, com membros inferiores mais afetados que membros superiores; e quadriplegia, com tronco e todos os quatro membros afetados. Do grupo espástico a hemiplegia é considerada a manifestação mais frequente e com maior comprometimento do membro superior que resulta em dificuldade na realização da preensão de objetos com precisão. Os tipos motores discinéticos e atáxicos não são

classificados topograficamente, mas apresentam comumente os quatro membros acometidos.

A Figura 7 apresenta a classificação da PC considerando-se o tipo de inervação recíproca, a topografia e as áreas de lesão do encéfalo os tipos de PC, os acometimentos físicos e áreas cerebrais afetadas.

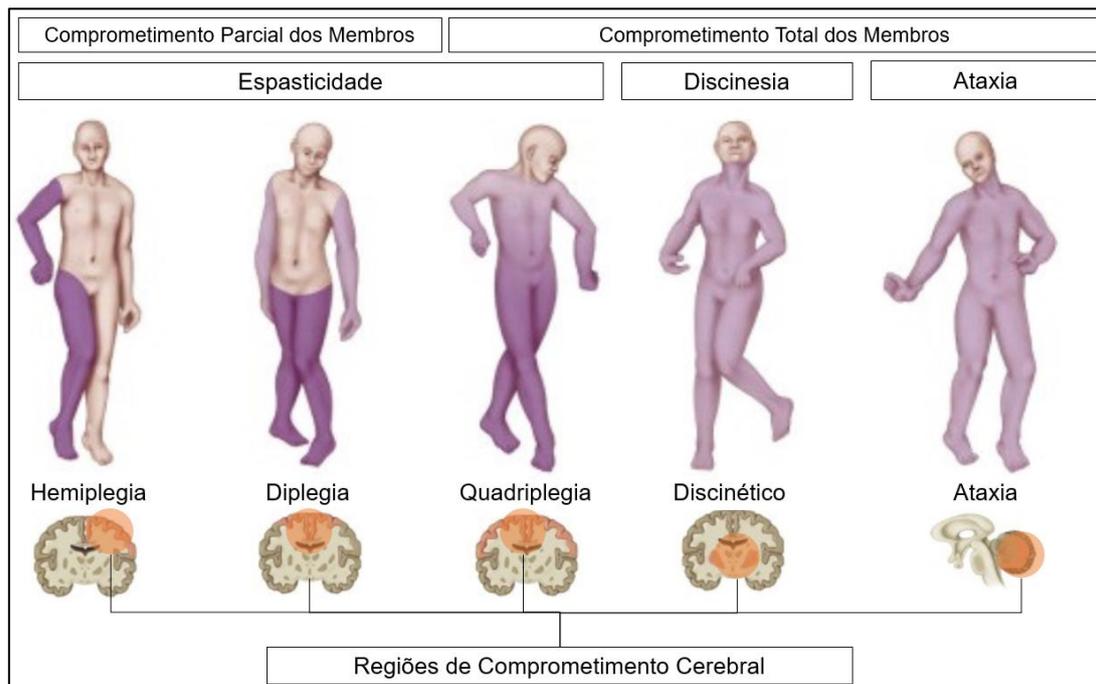


Figura 7: Classificação da PC considerando-se o tipo de inervação recíproca, a topografia e as áreas de lesão do encéfalo.

Fonte: Adaptado de Grepmed, 2020.

Considerando-se a severidade do comprometimento motor o grau de PC varia de leve a severo, de acordo com as consequências funcionais das anormalidades motoras (REID, 1992; FAIRHURST, 2012), sendo que os comprometimentos nos membros de corpo que são afetados variam da paresia (fraqueza) à plegia (paralisia) (HOLLEY, 2009).

Para avaliação da função motora grossa e mobilidade da criança com PC o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa, do inglês Gross Motor Function Classification System (GMFCS) é amplamente utilizado cobrindo 5 faixas etárias (0 a 2 anos, 2 a 4 anos, 4 a 6 anos, 6 a 12 anos e 12 a 18 anos)

em 5 níveis de comprometimento, tendo como base as limitações funcionais dos indivíduos com PC (PALISANO et al., 1997). Nesta classificação (Figura 8), crianças com nível I apresentam funções motoras que permitem o desenvolvimento da marcha e ações como correr e pular, todavia, com equilíbrio e coordenação motora limitada. Crianças de nível V apresentam limitações severas nos membros, sendo dependentes para mobilidade e necessitando de diversos recursos e dispositivos de reabilitação como órteses e cadeira de rodas (RUSSELL et al., 2005; MORRIS e DIAS, 2008; PALISANO *et al.* 1997).

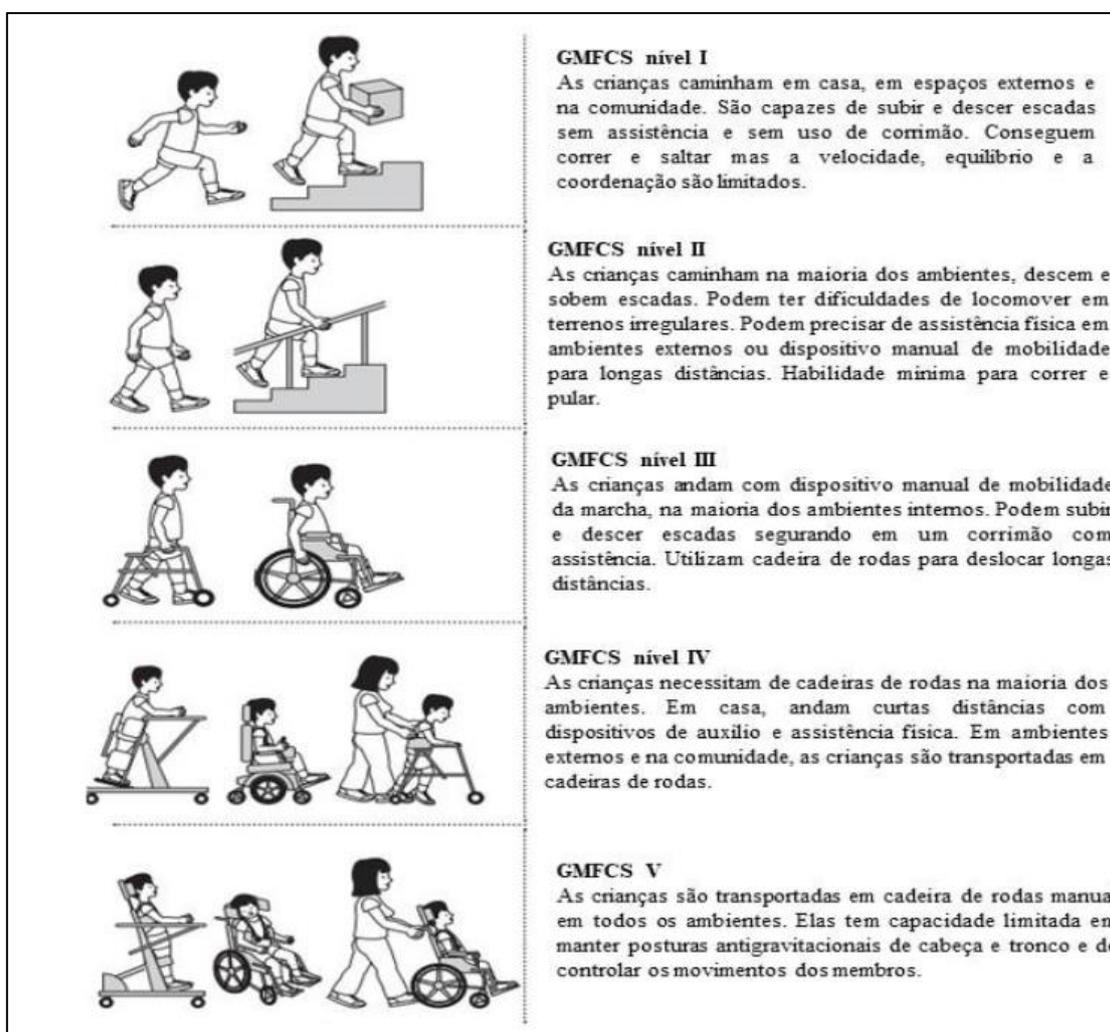


Figura 8: Classificação GMFCS e limitações dos indivíduos conforme o grau o nível de acometimento

Fonte: De Sousa Junior *et al.* (2019).

Para avaliação das habilidades motoras da mão em atividades diárias, o Sistema de Classificação da habilidade manual, do inglês *Manual Ability*

*Classification System* (MACS) é aplicada em crianças com PC, na faixa etária de 4 a 18 anos (ELIASSON *et al.*, 2006). Nesta classificação, crianças com nível I possuem habilidade manual que permite lidar com objetos com facilidade e sucesso, entretanto, apresentando leves limitações de movimento, velocidade e pressão palmar e digita (Tabela 2). Por sua vez, Crianças de nível V não manipulam objetos, possuem severa limitação para executar tarefas simples e dependem de dispositivos de assistência para corrigir deficiências no membro (ELIASSON *et al.*, 2006; ÖHRVALL *et al.*, 2013).

Tabela 2 - Nível MACS e Respectivas Limitações Físicas

MACS	Acometimento
Nível I	Lida com objetos com facilidade e sucesso; limitações nos movimentos das mãos em velocidade e precisão
Nível II	Manipula objetos, mas com qualidade de movimento e/ou velocidade reduzidas
Nível III	Lida com objetos com dificuldade; precisa de ajuda para preparar e/ou realizar atividades; desempenho lento e impreciso dos movimentos.
Nível IV	Lida com uma seleção limitada de objetos de fácil gerenciamento; requer suporte e assistência.
Nível V	Não possui capacidade de manipular objetos; capacidade severamente limitada para executar ações simples; precisa de assistência para todas as atividades.

Fonte: Eliasson *et al.*, (2006)

### 2.2.1. Distúrbios de Movimentos em Crianças com PC

Dentre os distúrbios observados em indivíduos acometidos de PC, as desordens de movimento e postura são as principais características do paciente diagnosticado com PC. Estas desordens de movimento refletem no controle motor com déficits de funcionamento das atuações motoras grossas e finas. As desordens de movimento são perceptíveis ainda na infância, e podem ser diagnosticadas antes de 18 meses de nascimento a partir de observações posturais e dificuldades anormais de alcançar marcos motores como sentar, ficar em pé e andar (LIMA e FONSECA, 2004).

Crianças com diagnóstico heterogêneo de PC apresentam uma combinação de distúrbios motores que podem ocorrer simultaneamente. A espasticidade, fraqueza muscular e dificuldades de movimentos voluntários ocorrem na grande maioria dos indivíduos diagnosticados com PC. Nesse contexto, a fraqueza muscular é considerada uma desordem secundária na PC, mesmo que associada comumente a deficiências de movimentos (FAIRHURST, 2012; DAMIANO, 2009).

A fraqueza muscular pode ser definida como a incapacidade do indivíduo na realização de forças voluntárias em uma atuação muscular ou a realização de torque voluntário em uma articulação do membro. A fraqueza muscular é comumente relacionada com o desenvolvimento motor e pode ser observada em aspectos como o controle dinâmico postural, capacidade de desenvolver marcha independente ou a capacidade de manusear objetos com a mão (LIMA e FONSECA, 2004).

As limitações nas funções motoras da mão são características comuns em crianças com PC, sendo que, o acometimento neuromuscular ou musculoesquelético varia de acordo com a patologia e grau de PC. Cerca de 60% da população de indivíduos diagnosticados com PC tem dificuldades substanciais. As principais deformidades observadas no membro superior de crianças PC são a flexão rígida de punho, a adução da articulação carpo-metacárpica, o desvio ulnar do carpo, deformidade ligamentar da articulação interfalangeanas, flexão do cotovelo, pronação do antebraço e hiperextensão das articulações metacarpo-falangeanas (JACKMAN, 2013, ARNER *et al.*, 2008).

### 2.2.2. Intervenções Clínicas na PC

Embora a PC não seja uma desordem progressiva, as condições clínicas mudam com o passar dos anos e, apesar de não haver cura, esses indivíduos se beneficiam com as estratégias de reabilitação, em especial por meio da prevenção de encurtamentos e contraturas musculares e deformidades ósseas (ISEN *et al.*, 2011; GULATI e SONDHAI, 2018). Em geral, os principais

tratamentos ministrados em pacientes com PC, visam melhorar a qualidade de vida e restaurar parcialmente as funcionalidades do indivíduo através da terapia ocupacional, fisioterapia, psicologia e fonoaudiologia.

Em relação aos membros superiores, dados de Ensaios clínicos demonstraram a eficácia terapêutica, com a melhora na funcionalidade, de intervenções como treinamento bimanual, terapia por contenção induzida, treinamento direcionado a metas, programas domiciliares usando treinamento direcionado a metas e terapia ocupacional pós-toxina botulínica (NOVAK *et al.*, 2019). Os exercícios de reabilitação envolvem movimentos passivos com intuito de restaurar a memória muscular da área afetada, sendo que, a medida que o tratamento progride o indivíduo se pode realizar o controle das atividades de maneira independente. No contexto das limitações motoras do punho e mão, as atividades mais comuns são os exercícios de força e preensão. Pacientes com funcionalidade mínima e baixa do punho e mãos podem ser submetidos a exercícios de alongamentos passivos e exercícios ativos, como agarrar bolas fisioterápicas (UCHÔA e FREITAS, 2006; OLIVEIRA *et al.*, 2011).

Um recurso complementar à reabilitação são as órteses. Elas apresentam o objetivo de posicionar o membro do paciente, por meio do alinhamento biomecânico, gerando repouso articular e/ou melhora da função, auxiliando a promoção das habilidades funcionais de tarefas rotineiras, bem como na participação social dos indivíduos que apresentam alguma limitação sendo ela temporária ou permanente (ELLIOTT *et al.*, 2011a; ELLIOTT *et al.*, 2011b, BARROSO *et al.*, 2011; TEN *et al.*, 2012)

Além da reabilitação, os pacientes são tratados de forma conversadora, por meio de fármacos, ou cirurgicamente. Os fármacos comumente utilizados são os anticonvulsivantes para impedir convulsões, os antipsicóticos para controlar possíveis distúrbios neurológicos e mentais, os anestésicos locais como forma de bloqueio neuromuscular e diminuição da espasticidade (KOMAN *et al.*, 2004; HOLLEY, 2009).

Considerando-se os membros superiores, as intervenções cirúrgicas são indicadas principalmente para crianças com PC que apresentam deformidade em pronação, flexão e desvio ulnar do punho o que acarreta limitações nas

funções motoras do punho e mão (ROODE *et al.*, 2010). As abordagens cirúrgicas para a correção das deformidades musculoesqueléticas envolvem procedimentos nos tendões dos músculos do punho e remoção de ligamentos. Entretanto, como resultado, as intervenções cirúrgicas podem provocar limitações nos movimentos da mão e relativa fraqueza muscular no tensionamento das articulações (LEVITT e ADDISON, 2018).

As órteses podem ser empregadas no período pós-operatório em paralelo à intervenções de terapia ocupacional, de fisioterapia e farmacêuticas, incluindo a aplicação intramusculares de toxina botulínica (TARDIEU, 1988; MORRIS, 2008).

### **2.3. Órteses**

As órteses são dispositivos de reabilitação que podem controlar o alinhamento biomecânico, corrigir deformidades, proteger o membro contra lesões, reduzir a dor e aumentar a mobilidade e independência dos indivíduos. As órteses são aplicadas externamente a um segmento corpóreo e tem como objetivo modificar as características da estrutura e função dos sistemas neuromusculares e musculoesqueléticos (ISO 9999:2007, 2007; PITTS e FESS, 2013; VOLPINI, *et al.* 2018).

As órteses são ferramentas de auxílio indispensáveis para garantir a assistência à reabilitação. Todavia, a efetividade desses dispositivos depende de fatores como a sua correta prescrição, o seu apropriado processo de fabricação e a sua adequada rotina de utilização. O processo de tratamento com o uso de órteses é complexo e altamente técnico, sendo que, se não for seguido conforme orientação da equipe de reabilitação, pode haver a sua ineficiência ou até mesmo a piora do quadro clínico do paciente (YAMANE, 2017; EMMONS e NEWLAND, 2009). Embora o tempo de utilização da órtese pode variar conforme cada caso de PC, para garantir que o progresso de reabilitação na utilização da órtese crianças com PC devem permanecer com o dispositivo no membro, no mínimo, 6 horas em cada período de 24 horas (TARDIEU, 1988; FARMER *et al.* 2005).

As órteses são categorizadas em quatro tipos como órteses para coluna cervical, órteses para coluna torácica, órteses para membros inferiores e órteses para membro superior, sendo esta última o foco deste trabalho, de acordo com a região do corpo humano onde a mesma será aplicada (CARDOSO et al, 2014).

### 2.3.1. Órtese de Punho e Mão

As órteses de punho e mão, comumente chamadas de splints, são usadas em associação à outras abordagens terapêuticas como, por exemplo, alongamentos, programas de fortalecimento muscular e treinamento específico de uma tarefa, sendo que o modelo e o tempo de utilização são determinados pelo quadro clínico e pela condição de saúde do usuário (GRADIM et al., 218).

Atualmente, há vários modelos disponíveis de órteses de punho e mão para atender as necessidades individuais dos pacientes, classificadas como órteses dinâmicas, semi-dinâmicas ou estáticas, conforme a funcionalidade que concedem a eles (RYAN, 2016).

A órtese de punho e mão dinâmica é aquela que apresenta partes móveis, frequentemente prescrita para ganho de força muscular. A órtese de punho e mão semi-dinâmica, também conhecida como órtese funcional estática, é aquela que não apresenta partes móveis, mas que permite a movimentação dos dedos, auxiliando na melhora funcional da mão pelo posicionamento articular do punho. A órtese estática, também nomeada de órtese de posicionamento, é considerada uma órtese de descanso, uma vez que punho, mão e dedos repousam sob a sua superfície, sem permitir qualquer movimentação ou função (MORRIS et al., 2011; GARBELLINI et al., 2018; ASHT, 2020).

No caso da PC, as órteses dinâmicas são raramente prescritas, pois normalmente, este público não apresenta força muscular suficiente, para usar um dispositivo que gera resistência ao movimento. Infelizmente, atualmente ainda não existe uma órtese dinâmica, ou seja, dotada de partes móveis, que assista o movimento do paciente (STEVENS, 2014). Deste modo, nos dias atuais, as órteses comumente indicadas para os indivíduos com PC são 1) a órtese estática, para pacientes com comprometimento motor severo e sem função do membro superior, mas que necessitam de uma contenção e

posicionamento do membro para prevenir encurtamento muscular, contratura e deformidade óssea, como a órtese estática de posicionamento (Figura 9); 2) a órtese funcional estática (semi-dinâmica) para pacientes com comprometimento motor de leve a moderado, que possuem função no membro superior, mas que a executam com compensações e desalinhamento biomecânico, com possibilidade de melhorar a função dos dedos pelo posicionamento do punho, como a órtese abduzora de polegar (Figura 10) (SANCETTA, 2014).

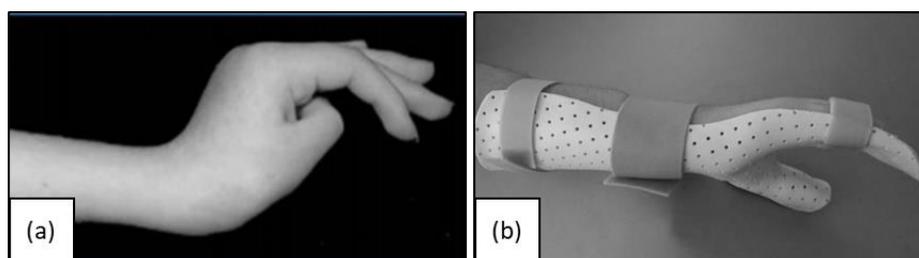


Figura 9: órtese estática palmar de posicionamento. (a) indivíduo com tônus muscular aumentado na extensão da mão. (b) indivíduo em posição de repouso articular da mão.

Fonte: Cole e Ducan (2014)

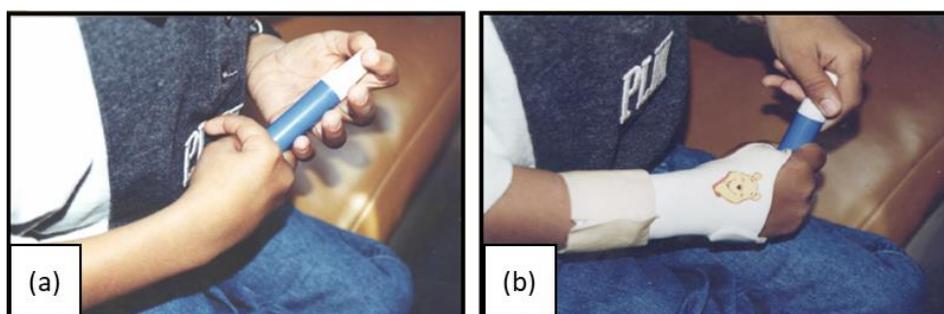


Figura 10: Órtese funcional estática denominada splint abductor do polegar: a) criança com polegar incluído, impedindo a função de preensão. b) criança utilizando a órtese, que posicionou seu polegar, gerando maior funcionalidade da mão.

Fonte: arquivo próprio do autor

No entanto, os ensaios clínicos e as revisões sistemáticas mais recentes têm demonstrado que mesmo as órteses funcionais estáticas disponíveis na

atualidade, que deveriam melhorar a função manual pelo posicionamento da punho, tem apresentado capacidade limitada em ampliar a funcionalidade dos indivíduos com PC (JACKMAN *et al.*, 2013; JACKMAN *et al.*, 2017).

Abordagens diversas de intervenções com órteses de punho e mão em crianças com PC já foram apresentadas em estudos a fim de demonstrar seus efeitos quanto à efetividade de recuperação, reabilitação e promoção da funcionalidade do membro. Pesquisas como as de Kanellopoulos *et al.* (2009) e Ozer *et al.* (2006) indicam que a utilização de órteses estáticas em crianças com PC demonstra pouca eficácia na recuperação ou incremento da funcionalidade em crianças com PC, sendo que, os benefícios de alinhamento biomecânico não se sustentam após o desgaste ou desuso da órtese. Por sua vez, estudos como os de Jackman *et al.* (2017) e Mazzone *et al.* (2011) demonstram que a utilização de órteses funcionais estáticas, mesmo com a liberação de diferentes DOF em articulações no punho e mão, não incrementam imediatamente a funcionalidade da mão se comparado com indivíduos que não utilizam órtese.

Deste modo, faz-se necessário o desenvolvimento de uma órtese dinâmica de punho e mão, que favoreça a movimento articular, com a capacidade de assisti-lo, possibilitando o seu uso pelos indivíduos com PC e ampliação de suas funcionalidades.

### 2.3.2. Processo de Fabricação das Órteses

Atualmente o processo convencional de fabricação de órteses de punho e mão abrangem dispositivos pré-fabricado ou confeccionados sob medida, de forma personalizada. As órteses pré-fabricadas podem ser adquiridas em estabelecimentos de produtos ortopédicos e normalmente obedecem um tamanho e formato padrão pré-estabelecido. Estas órteses são normalmente prescritas para condições de saúde ortopédicas, não tendo abrangência entre as pessoas com deficiências motoras de causas neurológicas, visto que esses indivíduos apresentam necessidade específicas e medidas assimétricas, em decorrência de encurtamentos musculares e deformidades, que não são atendidas pelos modelos padrão (FARIA, 2017).

Por sua vez, as órteses personalizadas seguem a geometria e particularidades anatômicas do membro do paciente. Essas órteses são tradicionalmente fabricadas por termoplástico de alta temperatura, a partir do molde de gesso do membro do paciente, ou por termoplástico de baixa temperatura, que permite modelar diretamente no segmento corpóreo do usuário. (GOMES, 2010; LUSARD, 2013).

Em termos clínicos, durante a confecção da órtese, a articulação do punho deve estar a  $20^\circ$  de extensão e  $15^\circ$  de desvio ulnar para o posicionamento correto do punho e da mão. Por sua vez, o posicionamento do antebraço deve ser mantido à  $0^\circ$  de supinação e  $0^\circ$  de pronação. Este posicionamento, conhecido como posição funcional da mão, promove o repouso articular. A Figura 11 demonstra a posição funcional da mão (BARROSO, 2010; FISHER et al, 2001).

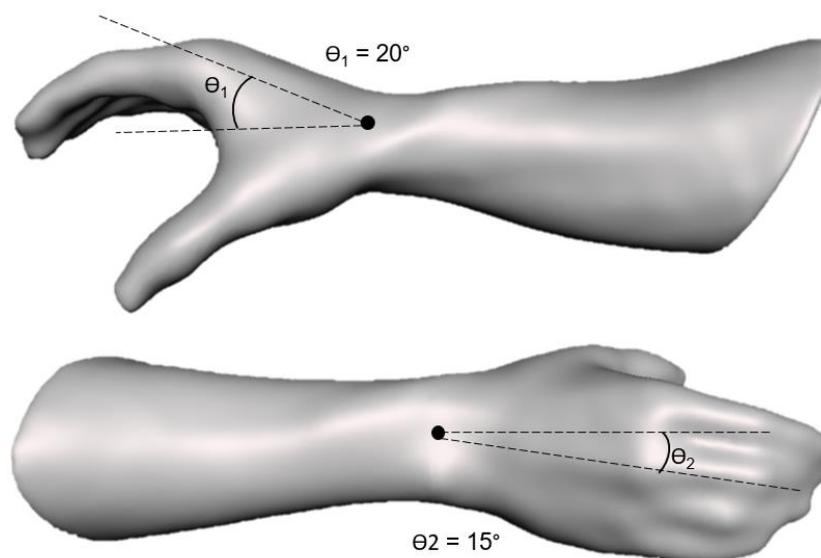


Figura 11 Posicionamento Funcional do Punho e Mão para Repouso Articular.  
Fonte: o autor

Considerando os aspectos mecânicos, a distribuição de tensão nas órteses (Figura 12) ocorre de acordo com sistemas de alavancas de três pontos de pressão que são dispostos linearmente conforme forças aplicadas durante o processo de reabilitação. As forças são aplicadas na articulação do punho, mais especificamente nas articulações radio cárpicas, metacarpo falangianas e

interfalangeanas. A atuação abrange o processo de reabilitação no âmbito do posicionamento biomecânico e repouso articular atuante no membro a partir da intervenção da órtese (WILTON, 2014; FESS, 1995).

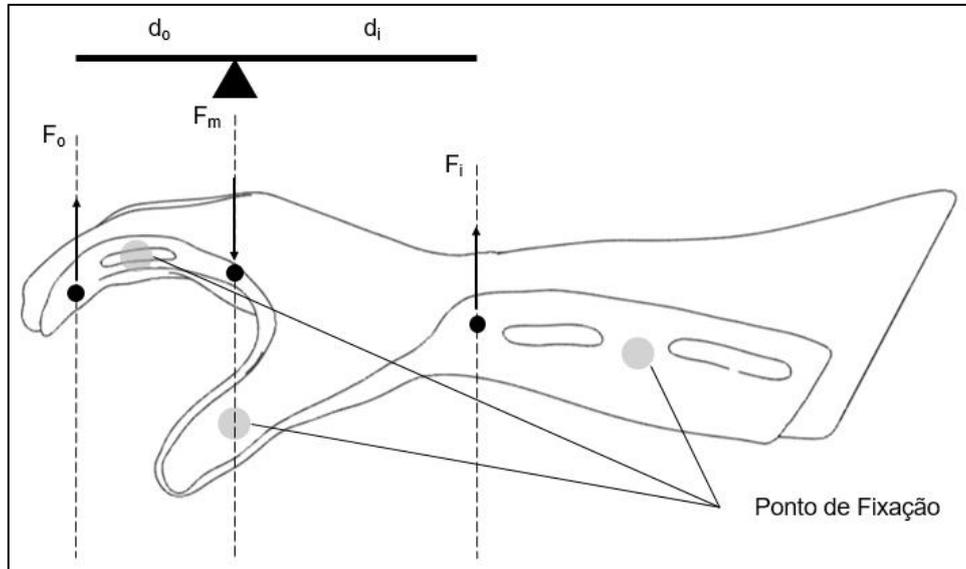


Figura 12: Distribuição de Forças em uma Órtese  
Fonte: Adaptado de FESS (1995)

As forças atuantes na órtese de posicionamento de punho e mão podem utilizar uma força proximal, dois braços de momento e um eixo de suporte. Para o balanceamento das forças atuantes no sistema de alavancas o módulo do momento da força deve ser igual para o lado proximal da órtese e o lado distal. A equação abaixo demonstra o balanceamento de forças na órtese segundo o sistema de alavancas.

$$F_i \times d_i = F_o \times d_o$$

Onde:

$F_i$  = força de atuação distal;

$d_i$  = distância entre a aplicação de  $F_i$  e eixo pivotante;

$F_o$  = força de atuação proximal;

$d_o$  = distância entre a aplicação de  $F_o$  e eixo pivotante;

Existem duas abordagens para a confecção de órteses personalizadas. A primeira implica na fabricação de um molde de gesso negativo que é preenchido com gesso para a formação do molde positivo. Este molde positivo é utilizado para a termomoldagem à vácuo com polipropileno. A superfície de polipropileno formada é então recortada de acordo com a prescrição médica do formato da órtese (Figura 13).

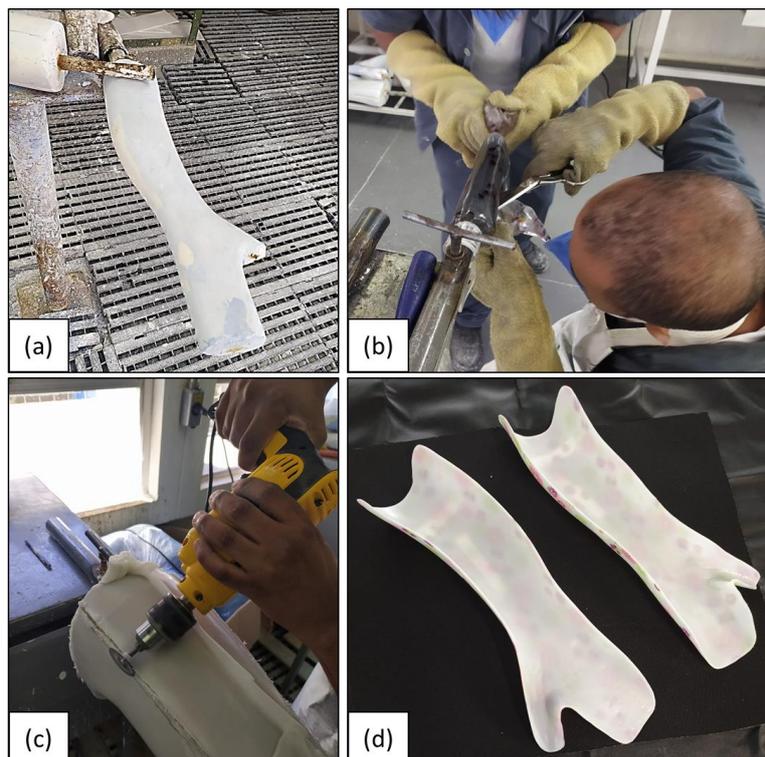


Figura 13: processo de fabricação de órtese de punho e mão em termoplástico de alta temperatura. (a) desenvolvimento do molde positivo do membro. (b) termomoldagem do polipropileno (c) recorte da órtese (d) órtese finalizada.

Fonte: arquivo próprio do autor

A segunda abordagem utiliza termoplásticos de baixa temperatura. O material é aquecido em água a 60°C - 80°C por uma média de tempo de 5 minutos e então aplicado ao membro do paciente. O material em excesso é recortado para a formação do contorno órtese (Figura 14). Para realização de novos ajustes nas órteses o material, tanto na abordagem um quanto na

abordagem dois podem ser reaquecidos e remoldados (FESS et al. 2005; PALOUSEK et al., 2014; LUSARDI et al., 2013).

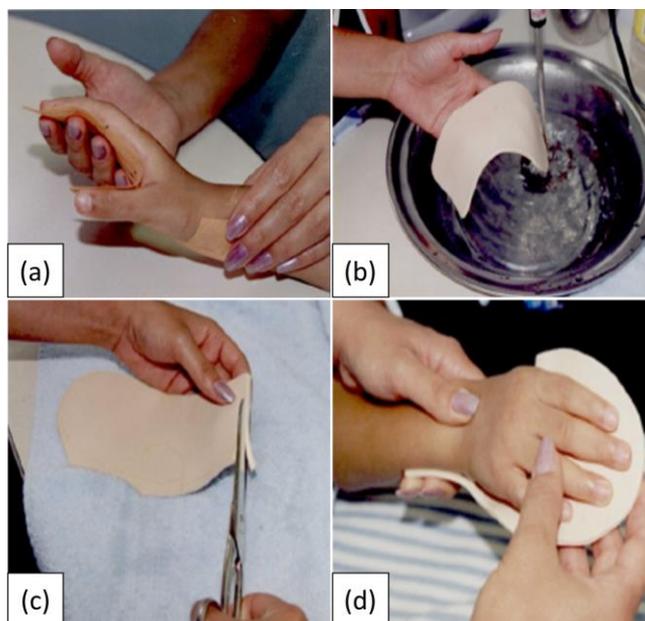


Figura 14: processo de fabricação de órtese de punho e mão em termoplástico de alta temperatura. (a) posicionamento do membro (b) aquecimento da placa (c) recorte da placa (c) moldagem da órtese no membro

Fonte: arquivo próprio do autor

Atualmente, uma nova técnica tem sido empregada, que é a utilização do escaneamento do membro a partir de técnicas de digitalização tridimensional, gerando como resultado um modelo virtual CAD. Neste processo o membro é digitalizado e o modelo gerado é utilizado para modelagem virtual da órtese em softwares CAD (Figura 15).

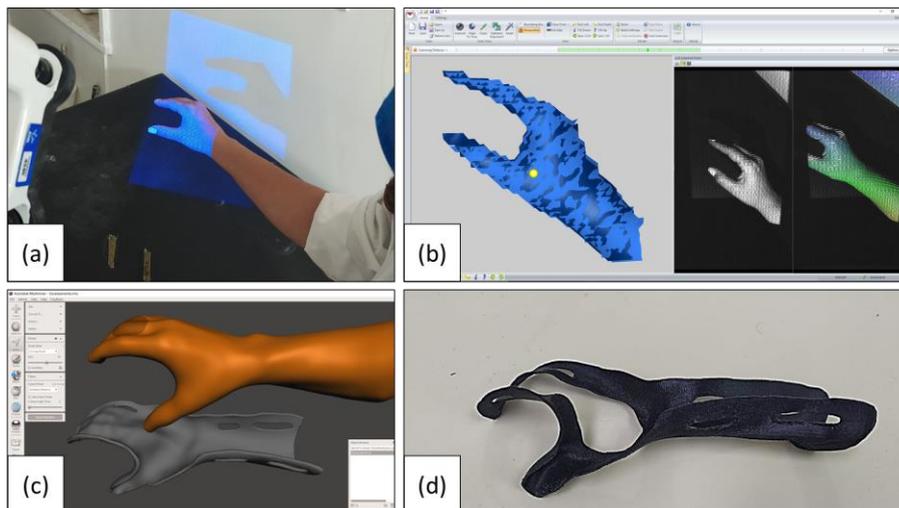


Figura 15 processo de fabricação de órtese de punho e mão por escaneamento tridimensional. (a) escaneamento do membro (b) limpeza de ruídos e adequação da malha (c) desenvolvimento da órtese (d) órtese fabricada por MA  
 Fonte: arquivo próprio do autor

Existem diversas vantagens na utilização de ferramentas CAD e de digitalização virtual na confecção de órteses de punho e mão, sendo destaque o ganho de velocidade de fabricação da órtese, a precisão na adaptação da órtese ao membro e a possibilidade de desenvolvimento de formatos variados. Normalmente as órteses confeccionadas por ferramentas digitais são manufaturas por diferentes técnicas de MA (PALOUSEK, 2013; JIN, 2015).

#### 2.4. Manufatura Aditiva: Conceitos Estruturais

A demanda pela confecção avançada de produtos e protótipos funcionais e não funcionais, promovida pela necessidade no desenvolvimento de pesquisas em manufatura juntamente com a crescente carência dos setores industriais para oferecer uma resposta rápida às solicitações de negócio, consolidou o conceito de Manufatura Aditiva (VOLPINI *et al.*, 2018; BOSE *et al.* 2018).

Para Wimpenny e Kumar (2017) a MA se traduz na classe de tecnologias de manufatura utilizadas na fabricação de objetos físicos a partir de deposição de material, camada por camada, tomando como referência a representação virtual do objeto por sistemas CAD (*Computer Aided Design*). Segundo os autores, a técnica de MA é o melhor processo de manufatura existente para o

fabrico de pequenos componentes e peças complexas. Para Raja e Fernandes (2008) conceito de MA se elucida no grupamento de tecnologias que possibilitam a manufatura de componentes físicos diretamente dos modelos virtuais sem a necessidade de intervenção humana no ferramental.

As tecnologias de MA permitem o desenvolvimento de produtos protótipos de maneira rápida e precisa, sem a necessidade de utilização de qualquer outra ferramenta, o que gera uma grande vantagem de fabrico em contraste os métodos convencionais de manufatura subtrativa, em que a fabricação é realizada por remoção de material. Para que a produção de objetos por MA seja efetiva são necessários diversos fatores que, operando em conjunto, possibilitam a transformação do modelo virtual em um modelo físico manufaturado. Essa transformação segue seis etapas de processo (LINGON *et al.*, 2017; NOORANI, 2006; VOLPINI *et al.*, 2017).

O primeiro processo diz respeito à criação de um modelo virtual obtido por modelagem direta em software 3D-CAD ou pelo escaneamento do objeto físico. Após a obtenção do modelo virtual da peça, o segundo processo é a conversão do modelo CAD para uma extensão de arquivo compatível com a impressora, visto que para a realização da prototipagem a malha do objeto virtual deve se apresentar sua configuração modelada a partir de triangulação geométrica. Em seguida, a próxima etapa é a transformação da malha da superfície virtual em um projeto conceitual sólido, possibilitando a fabricação (ESLAMI, 2017). O quarto processo é a modelagem do sólido virtual. Embora o processo em questão não seja requerido em todas as técnicas, o sólido virtual pode apresentar proeminências indesejadas ou distorções em sua estrutura, forçando o ajuste manual da modelagem final do sólido. O quinto processo é a produção camada por camada do modelo, em que a reconstrução é realizada por adição de material com o auxílio do maquinário apropriado de MA. O sexto processo é o Pós-Processamento. Nessa etapa o objetivo é limpar e finalizar o modelo físico, retirando a estrutura de suporte e em alguns casos infiltrando materiais para proporcionar propriedades específicas (KUN, 2016; SINHA, 2008).

Para efetivar a fabricação de objetos por MA, existe larga variedade de técnicas comumente utilizadas. Atualmente os processos de MA são categorizados segundo o processo de deposição de material, sendo o processo

líquido/pastoso, por partículas discretas ou por camadas sólidas (BICKEL et al., 2018). Os processos de MA são demonstrados na Figura 16.

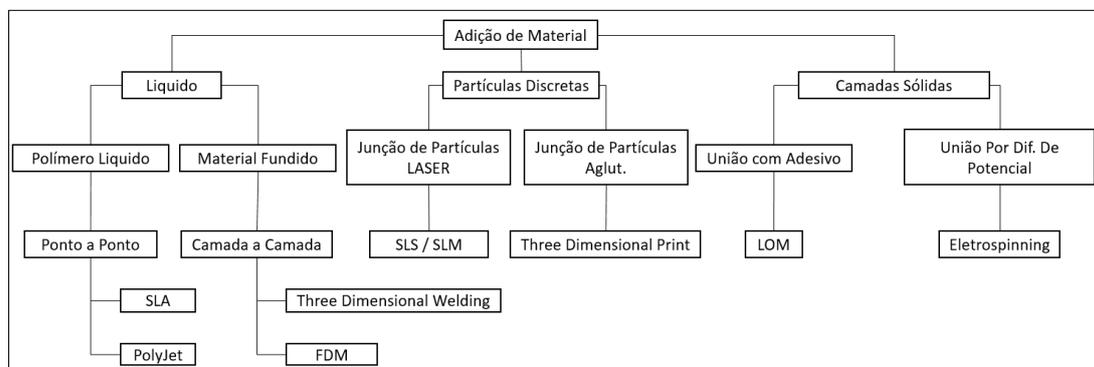


Figura 16: Categorização das Técnicas de MA

Fonte: o autor

#### 2.4.1. Manufatura Aditiva e órteses de membros superiores

Existem diversos estudos na literatura que detalham a utilização de processos de MA para o desenvolvimento de produtos voltados para a área clínica da medicina de reabilitação. A implementação da MA como parte total, ou componente, do processo de fabricação dos dispositivos ortopédicos pode acarretar ganhos de tempo, melhor aceitação por parte do usuário e melhor adaptação do produto ao membro, devido a precisão das ferramentas de digitalização tridimensional. Dentre os produtos mais comuns produzidos por MA no âmbito da medicina de reabilitação estão as próteses, órteses e aparatos TA (GIBSON, 2017; LUNSFORD *et al.*, 2016).

Órteses de punho e mão fabricadas por técnicas de MA podem ser estáticas, funcionas estáticas ou dinâmicas. Estes dispositivos são descritos, dentre outros estudos, nos trabalhos de Baronio, *et al.* (2016) Cazon *et al.* (2017) e CHANG *et al.* (2018). Baronio *et al.* (2016) demonstra os processos pertinentes à engenharia reversa para a criação de uma órtese de punho e mão estática (Figura 17 - a) fabricada por impressão 3D. O autor enfatiza em sua pesquisa as vantagens e limitação do processo de criação da órtese, desde o escaneamento do membro, passando pela fase de confecção da órtese, até a impressão do dispositivo. O estudo de Cazon *et al.* (2017) apresenta um modelo de órtese de punho e mão funcional estática (Figura 17 - b), fabricada por MA, para indivíduos

acometidos com artrite reumatoide com deficiências nos tendões extensores da mão e na articulação do punho. O modelo foi gerado a partir de escaneamento, e a confecção da órtese foi realizada com fundamento na redução de material e otimização de superfície. Os testes foram realizados no modelo virtual a partir de simulações mecânicas computacionais. Os resultados demonstraram que a órtese, quando sujeita às forças de atuação durante o uso não apresentam ruptura de superfície ou deformação permanente. Chang *et al.* (2018) desenvolveu em seu trabalho uma órtese dinâmica (Figura 17 - c) fabricada por MA com ativação mecânica para pacientes acometidos de Acidente Vascular Cerebral (AVC) com fraqueza muscular na extensão de dedos e espasticidade de flexão de dedos. A órtese desenvolvida utiliza resistência elástica para estender os dedos da mão a partir de inserções localizadas na região das falanges mediais. A órtese dinâmica em questão foi avaliada por três meses por um paciente acometido por AVC e apresentou significativo ganho de funcionalidade da mão após o período de utilização.

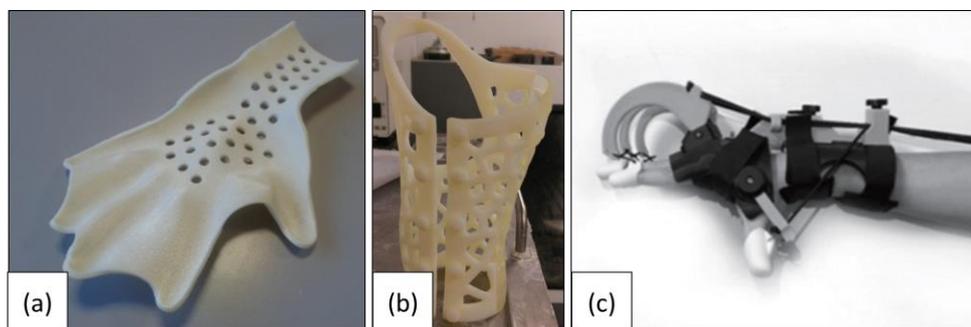


Figura 17 – Órteses fabricadas por MA (a) órtese estática (b) órtese funcional estática. (c) órtese dinâmica.

Fonte: BARONIO et al. (2016), CAZON et al. (2017) CHANG et al. (2018)

Embora existam diversas técnicas de MA comercializáveis atualmente, as técnicas de manufatura por resina fotossensível, como a *PolyJet Print*, a Deposição de Material Fundido (FDM - *Fused Deposition Modelling*) e a Sinterização Seletiva a LASER (SLS - *Selective LASER Sintering*) são as técnicas mais utilizadas atualmente para a manufatura de equipamentos médicos por MA. Essa ampla utilização é justificável pela resistência mecânica dos dispositivos fabricados por estas técnicas, observando a relação com o custo de produção, e a permissividade, em muitos materiais de contato direto com

áreas sensíveis do tecido epitelial (GIBSON, 2017). Neste sentido, estudos como os Modi e Khare (2020), Lie e Tanaka (2018) e Paterson *et al* (2012), apresentam órteses de punho e mão fabricadas pelas técnicas de *PolyJet Print*, FDM e SLS. Modi e Khare (2020) apresentam na pesquisa realizada o desenvolvimento de uma metodologia CAD-CAM para fabricação de órtese estática de punho e mão fabricada por SLS (Figura 18-a). No estudo em questão os autores utilizaram técnicas de análises computacionais para validação do modelo de órtese estática desenvolvida. Li e Tanaka (2018) apresentam a fabricação, a partir da tecnologia FDM, de órteses de punho e mão estática para imobilização de fraturas no punho (Figura 18-b). Os autores destacaram como conclusão a versatilidade e personalização das órteses fabricadas por MA, o que pode acarretar maior aceitação pelo usuário. Paterson *et al.* (2012) apresenta uma avaliação da abordagem multimaterial de fabricação em PolyJet Print de órteses estáticas de punho e mão (Figura 18-c). Como resultado o artigo apresenta uma metodologia específica, desde o projeto conceitual até a fabricação física, das órteses de punho e mão manufaturadas por PolyJet Print.

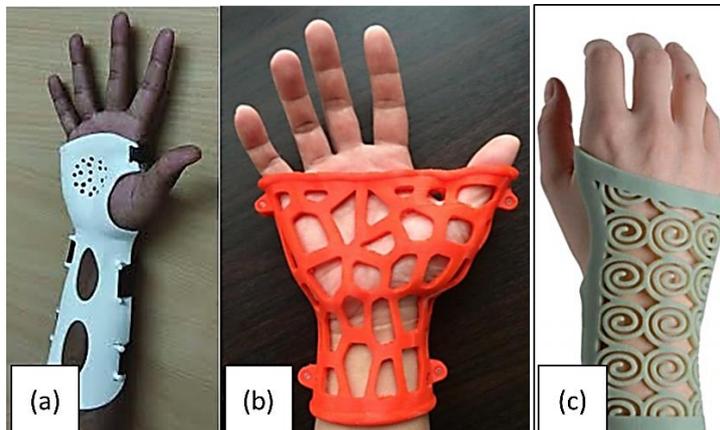


Figura 18: Fabricação de órteses de punho e mão por diferentes técnicas de MA (a) órtese fabricada por SLS (b) órtese fabricada por FDM. (c) órtese fabricada por PolyJet Print

Fonte: Modi e Khare (2020), Lie e Tanaka (2018), Paterson *et al.* (2012)

De acordo com as pesquisas de revisão literária conduzidas por Lunsford *et al.* (2016) existem evidências sobressalentes de utilização eficaz de MA na produção de órteses. Ainda assim, o autor afirma que a manufatura de dispositivos ortopédicos deve seguir as especificações mínimas dos requisitos

de resistência mecânica e funcionalidade clínica. A fabricação por MA deve fundamentar os parâmetros de confecção baseados nos objetivos de utilização do produto a ser fabricado.

Entretanto, embora a fabricação de órteses de dinâmicas apresente resultados satisfatórios de ganho de força em diversas patologias, no contexto de indivíduos com PC a configuração de atual das órteses dinâmicas não apresenta resultados satisfatórios devido à limitação articular destes indivíduos e da necessidade de execução de força de flexores ou extensores de dedos e punho necessários para a ativação destas órteses e promoção da funcionalidade (KROTOSKI e BREGER, 2011).

## **2.5. Considerações Parciais**

Nesta seção foram demonstradas as considerações fundamentais da anatomia da mão e do punho e como os parâmetros de posicionamento e movimento influenciam na confecção das órteses de membro superior. Considerando o contexto de crianças com PC foi observado a pertinência do desenvolvimento de órteses de punho e mão que possibilitem, além do processo de reabilitação e repouso articular, a funcionalidade do membro. Percebe-se a necessidade do entendimento geral dos conceitos anatômicos do sistema musculoesquelético para a criação de órteses funcionais, visto que dispositivos aplicados com posicionamento errado podem prejudicar o processo de reabilitação, lesionar o membro e, até mesmo, agravar o caso clínico do paciente. Como demonstrado, as técnicas de MA são opções em potencial para a fabricação de dispositivos de órteses de punho e mão. Visando desenvolver novas órteses, que ofereçam reabilitação e melhora da funcionalidade do membro, com fundamento nos trabalhos, técnicas e teorias discutidas por esta seção, este trabalho propõe a criação de duas órteses, sendo uma órtese estática de posicionamento do punho e mão e outra dinâmica com acionamento mecânico. O objetivo destas órteses é demonstrar novas técnicas e funcionalidades possíveis de criação de dispositivos de reabilitação a partir de MA. O capítulo seguinte apresenta a metodologia empregada para o Projeto e Desenvolvimento destas órteses.

### 3. METODOLOGIA

Para a execução deste trabalho, dois desenhos de estudo foram usados. A parte desenvolvimental da nova órtese dinâmica de punho e mão, trata-se de um estudo metodológico, com utilização de simulação numérica por Análise de elementos finitos. Já a parte clínica, trata-se de um estudo quase-experimental. Este capítulo abordará as técnicas, as ferramentas de software e os materiais utilizados para o desenvolvimento da nova órtese, bem como os procedimentos clínicos, os instrumentos de medidas e a descrição da amostra.

#### 3.1. Estudo Metodológico

##### 3.1.1. Equipamento de Digitalização Tridimensional

Para a realização da digitalização tridimensional do membro para a etapa de desenvolvimento virtual da órtese foi utilizado a scanner 3D Sense (Figura 19-a), da fabricante estadunidense 3D Systems. O equipamento em questão consiste em um sistema de varredura sem contato tridimensional com captura de dados por padrão de infravermelho estruturado. A operação do *scanner* é manual, e suas dimensões são 3,3 cm de largura, 12,9 cm de comprimento e 17,8 cm de altura (Figura 19-b).

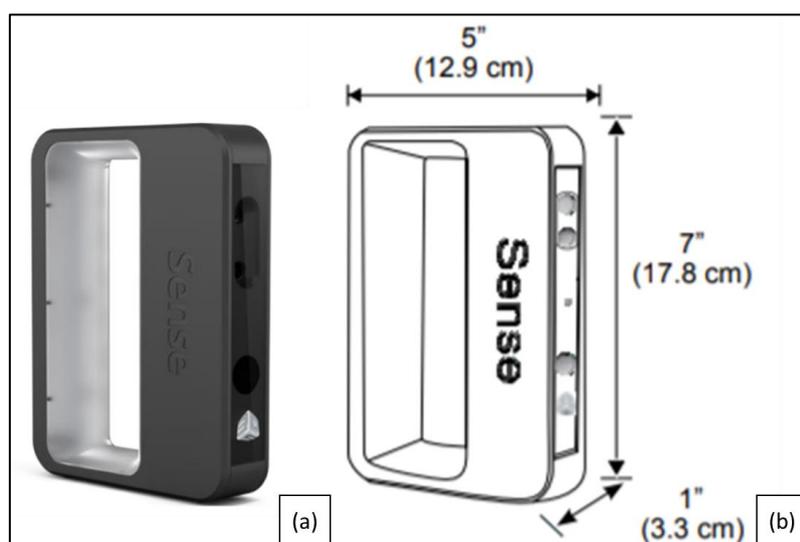


Figura 19 - Equipamento de Escaneamento (a) 3D Sense (b) dimensões do equipamento  
Fonte: 3D SYSTEMS, 2014.

Segundo o fabricante o 3D Sense possui campo de abrangência de varredura de 575 mm no eixo X e 450 mm no eixo Y e mapa de profundidade de 640 mm no eixo Z e 480 mm no eixo Y. O equipamento pode realizar digitalizações de objetos com volume mínimo de 20 mm de altura, 20 mm de largura e 20 mm de profundidade, e volume máximo de 3000 mm de altura, 3000 mm de largura e 3000 mm de profundidade. A resolução espacial do *scanner* é de 0,9 mm precisão em uma distância focal de 500 mm.

### 3.1.2. Equipamentos de MA

Para a realização dos protótipos e produto final da nova órtese dinâmica de punho e mão proposta neste trabalho foram utilizadas duas máquinas de MA. A primeira máquina foi a Fortus 380 mc (Figura 20-a) da fabricante estadunidense Stratasys. A máquina em questão utiliza a técnica de manufatura aditiva por Deposição de Material Fundido FDM. A segunda máquina utilizada foi ProX 500 (Figura 20-b), da fabricante estadunidense 3D systems, que utiliza a técnica de SLS para o processo de fabricação. A Tabela 3 demonstra as especificações das impressoras.



Figura 20 - Equipamentos de MA (a) Fortus 380 mc (b) ProX 500  
Fonte: arquivo próprio do autor

Tabela 3 - Especificações dos Equipamentos de MA

Parâmetro	Stratasys Fortus 380 mc	3D Systems ProX 500
Método de MA	FDM	SLS
Volume max. de impressão	355 x 305 x 305 mm	381 x 330 x 457 mm
Temperatura de Trabalho (interno)	370°C	240°C
Resolução max. de camada	0,4 mm	0,1 mm

Fonte: 3D Systems (2013); Stratasys (2015)

### 3.1.3. Equipamento de Ensaio de Tração

Para a realização da caracterização mecânica nas definições das propriedades de tração do material foi utilizada a máquina universal INSTRON modelo 3382 (Figura 21), da fabricante estadunidense INSTRON, com capacidade de 100 kN.



Figura 21 - Máquina de Ensaio INSTRON modelo 3382.  
Fonte: arquivo próprio do autor

### 3.1.4. Equipamento de Análise Termográfica

O estudo de medição de temperatura e análise termográfica foi realizado pelo termovisor modelo C2 (Figura 22), da fabricante Estadunidense Flir. O equipamento em questão, de dimensões 125 x 80 x 24 mm (C x L x A), utiliza receptores infravermelhos para aferir a intensidade de radiação emitida pelo corpo de análise. A partir desta análise radiométrica, definida como a capacidade do objeto de radiar energia infravermelha, o equipamento realiza a caracterização térmica do corpo. As especificações do termovisor C2 referentes aos dados ópticos, de imagem e medição são descritas na Figura 23.



Figura 22: Termovisor Flir modelo C2  
Fonte: FLIR, 2014

#### DADOS ÓPTICOS E DE IMAGEM

<b>SENSOR INFRAVERMELHO</b>	80 x 60 (4.800 pixels de medição)
<b>SENSIBILIDADE TÉRMICA</b>	< 0.10°C
<b>DISTÂNCIA MÍNIMA FOCAL</b>	Térmica: 149,35 mm MSX: 1005,84 mm
<b>MEDIÇÃO</b>	
<b>FAIXA DE TEMPERATURA DE OBJETOS</b>	-10 a 150 °C
<b>ACURÁCIA</b>	± 2°C a 25°C nominal

Figura 23: Especificação do termovisor Fir Modelo C2  
Fonte: Flir, 2014

### **3.2. Ferramentas Computacionais**

Para a realização da leitura e do processamento de dados do escaneamento realizado no membro foi utilizado o software Sense 3D®, da fabricante 3D Systems. O software em questão permite o processamento digital da nuvem de pontos digitalizada, formação da malha virtual a partir da nuvem de pontos e operações de limpeza de ruídos e correção da nuvem de pontos. O software Sense 3D permite velocidade de processamento máxima de 30 FPS (*Frames Per Second*) durante o escaneamento. Para o desenvolvimento do projeto da órtese, correção do modelo, bem como as operações de offset da malha e operações booleanas de subtração interseção e união foram utilizados os softwares MeshMixer®, da fabricante Autodesk, Blender, da fabricante Blender Foundation e 3D Build, da fabricante Microsoft. As simulações computacionais por Elementos Finitos e as simulações de otimização de Topologia foram realizadas pelo Software Fusion 360, da fabricante Autodesk. O processamento dos dados referentes ao teste de tração foi realizado pelo software Bluehill, da fabricante INSTRON. A definição do fatiamento de malha, necessário para o processamento do modelo virtual na máquina de MA foi realizado pelo software Insight, da fabricante Stratasys, e pelo software Buidar 3D, da fabricante 3D Systems.

### **3.3. Projeto e Desenvolvimento do Produto**

Para que fosse possível chegar aos resultados satisfatórios, este trabalho contou com o Projeto e Desenvolvimento de Produto (PDP) de dois dispositivos. O primeiro é um protótipo de uma órtese de posicionamento (estática) de punho e mão, ou seja, de posicionamento, que teve por objetivo avaliar a viabilidade mecânica do dispositivo quando produzido por MA. O segundo, trata-se de uma nova órtese dinâmica de punho e mão. Ambas as órteses foram desenvolvidas por MA e empregadas na reabilitação de indivíduos com disfunções neuromotoras. Os seguintes projetos são descritos:

- PDP 1: Desenvolvimento de uma Órtese de posicionamento a partir de otimização de superfície;

- PDP 2: Desenvolvimento de uma Órtese dinâmica de ativação mecânica por flexão e extensão de punho.

A descrição dos PDP será realizada a partir da especificação dos problemas, objetivos e métodos utilizados para o desenvolvimento dos dispositivos.

### 3.3.1. PDP 1: Desenvolvimento de um Modelo de Órtese de Posicionamento a Partir de Otimização de Superfície – Metodologia

No Brasil, segundo censo realizado em 2010 (IBGE, 2010), 2,3% da população apresenta alguma deficiência motora relacionada aos membros superiores. Nesse contexto, é cada vez maior a busca por ferramentas de reabilitação, como órteses de membro superior, para atenuar as limitações funcionais destes indivíduos.

Crianças com PC, principalmente espásticas com elevado tônus muscular, necessitam de tratamento constante com órteses estáticas de posicionamento de punho e mão a fim de posicionar o membro afetado e prevenir encurtamento musculares e deformidades. Atualmente, essas órteses são frequentemente fabricadas por termoplástico de baixa temperatura, sendo o mais comum o Ezeform, não sendo um produto nacional e apresentando elevado custo (AGNELLI e TOYODA, 2003). Outra possibilidade para a sua fabricação é o termoplástico de alta temperatura, em especial, o polipropileno, que requer o molde de gesso do paciente, pela impossibilidade de modelar diretamente no membro do usuário da órtese, devido à alta temperatura, o que resultaria em uma queimadura de pele, com danos à pele ou a tecidos mais profundos (RAMACHANDRAN, 2017).

Nesse contexto, estudos, como os de Paterson et al. (2013), Palousek et al. (2011) e Kin and Jeong (2015) demonstram a viabilidade de produção de órteses de posicionamento para punho a partir de MA. Estes estudos apresentam possibilidades de fabricação de dispositivos mais customizáveis, funcionais e baratos se comparados com a órtese convencional.

Entretanto, para assegurar a funcionalidade das órteses produzidas por MA, testes preliminares devem ser realizados a fim de garantir o melhor aproveitamento de material na fabricação, com manutenção de sua resistência mecânica.

Deste modo, o método de Otimização de Topologia (OT) é uma ferramenta computacional que auxilia na customização de órtese considerando as forças atuantes no processo de reabilitação. O método em questão consiste na análise do objeto de estudo considerando a distribuição de tensão de maneira uniforme na topologia (ALI *et al.*, 2019, ALLAIRE, 2002; HASLINGER e MAKINEN, 2003). O objetivo é minimizar o volume de superfície do objeto 3D garantindo menor custo, mas mantendo a resistência mecânica para prevenir ruptura ou deformação permanente do objeto, mesmo com a redução de material (STAVA *et al.*, 2012).

Considerando o exposto, o presente estudo teve por objetivo desenvolver um modelo de órtese de posicionamento (estática) a partir de OT, para ser fabricada por MA. Para tanto, foram realizadas simulações numéricas por Análise de Elementos Finitos (AEF) a fim de validar o potencial de reabilitação do dispositivo e comparar o novo dispositivo desenvolvido, fabricado por Nylon, com o modelo tradicional, fabricado por termomoldagem em Polipropileno. Foram avaliados na comparação o stress máximo atuante, o deslocamento máximo quando sujeito às forças de atuação, o peso e o custo de fabricação dos dois dispositivos.

Os procedimentos foram divididos em cinco etapas (Figura 24), sendo elas: 1) Escaneamento do membro e desenvolvimento do modelo virtual; 2) Definição das Propriedades Mecânicas do Nylon e PP, 3) Análise de Elementos Finitos nos Modelos fabricados por Nylon e PP, 4) Otimização de Topologia no modelo fabricado por Nylon e, por fim, 5) Análise Termográfica nos modelos fabricados por Nylon (Otimização de Topologia) e PP.

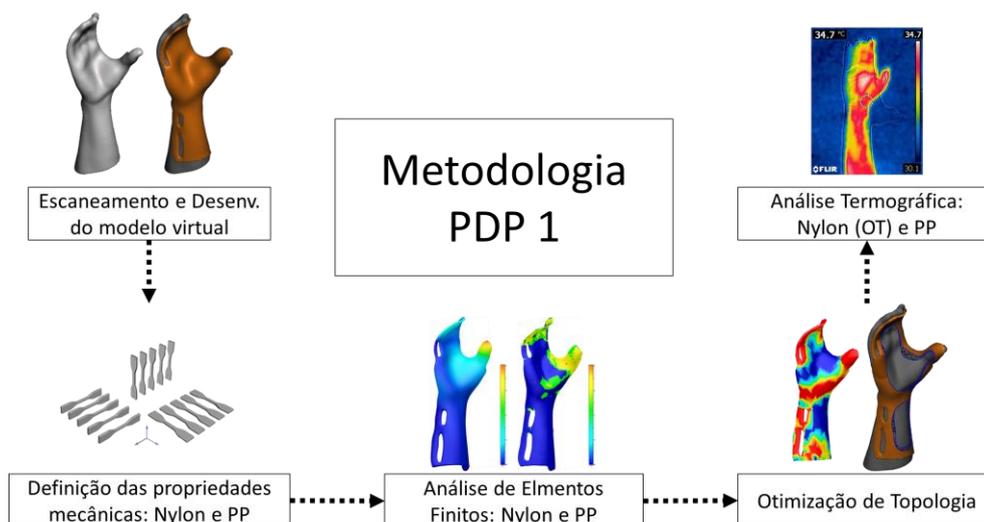


Figura 24: Etapas metodologias para o PDP 1  
Fonte: o autor

### 3.3.1.1. Escaneamento e Desenvolvimento do Modelo Virtual

Para a execução do escaneamento, posicionou-se um pesquisador, sendo um indivíduo saudável, com o antebraço em flexão e cotovelo e apoiado em uma mesa. A mão foi colocada em posicionamento funcional ( $20^\circ$  de extensão de punho e  $30^\circ$  de desvio ulnar dos dedos e  $15^\circ$  de desvio ulnar do punho com auxílio de um goniômetro universal a fim de promover o repouso do articular membro e favorecer o retorno funcional (Figura 25-a). O equipamento utilizado para o escaneamento do membro foi o Scanner 3D Sense. O escaneamento foi realizado com distância focal compreendida entre 38,1 mm a 152,4 mm, conforme orientação do fabricante, e durou cerca de 5 minutos para ser realizado (Figura 25-b). Os parâmetros iniciais para captura de dados foram a definição de comprimento de padrão estruturado referente a objetos de tamanho compreendido entre 406,4 mm e 1016 mm e alta resolução de digitalização, referente a captura de 30 FPS (Frame Per Second). Para controle da qualidade, o escaneamento foi realizado em condições de luminosidade constante, sem variação de incidência de luz sobre o membro.

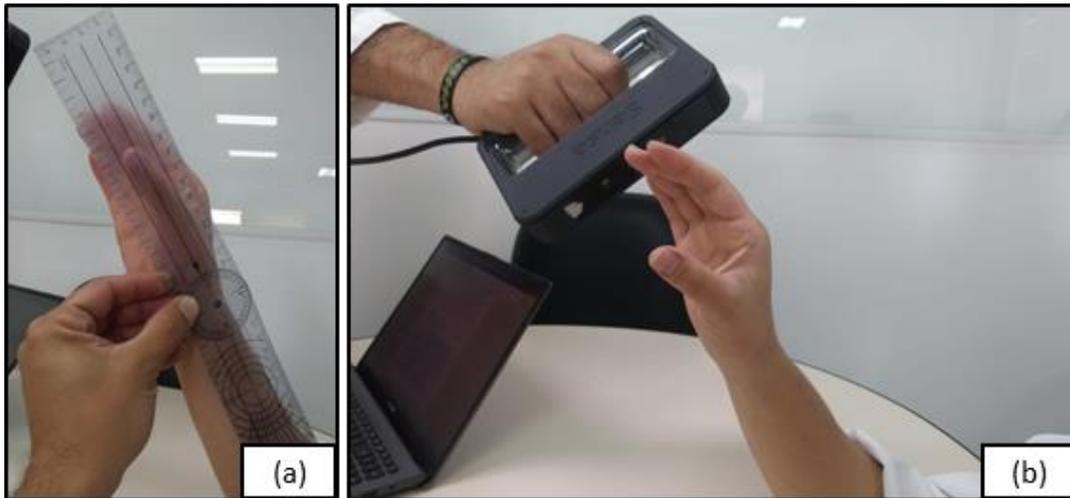


Figura 25 - Processo de Escaneamento (a) posicionamento da mão (b) escaneamento.

Fonte: Arquivo próprio do autor.

Ainda no software Sense 3D foram realizadas operações de limpeza de ruídos e correções preliminares de malha, como preenchimento de curvas partir de técnica NURB (*Non Uniform Rational Basis Spline*) (Figura 26-a). O modelo virtual foi exportado em formato .STL (*Standard Triangle Language*) e importado no software Meshmixer. No software em questão o modelo virtual foi processado em redução de 75% da nuvem de pontos original a partir da técnica de minimização de distância por k-medianas (Figura 26-b). Após a redução de malha a geometria da órtese de posicionamento foi desenhada conforme modelo convencional recomendado pela clínica terapêutica. A geometria selecionada foi então deslocada conforme espessura de avaliação da órtese (Figura 26-c). Foram produzidas virtualmente, em primeiro momento, cinco órteses, sendo uma órtese com espessura de 3,5 mm (espessura de PP comumente utilizada por terapeutas para reabilitação de crianças espásticas), uma órtese de 0,5 mm, uma de 1,0 mm, uma de 1,5 mm e, por fim, uma de 2,0 mm.

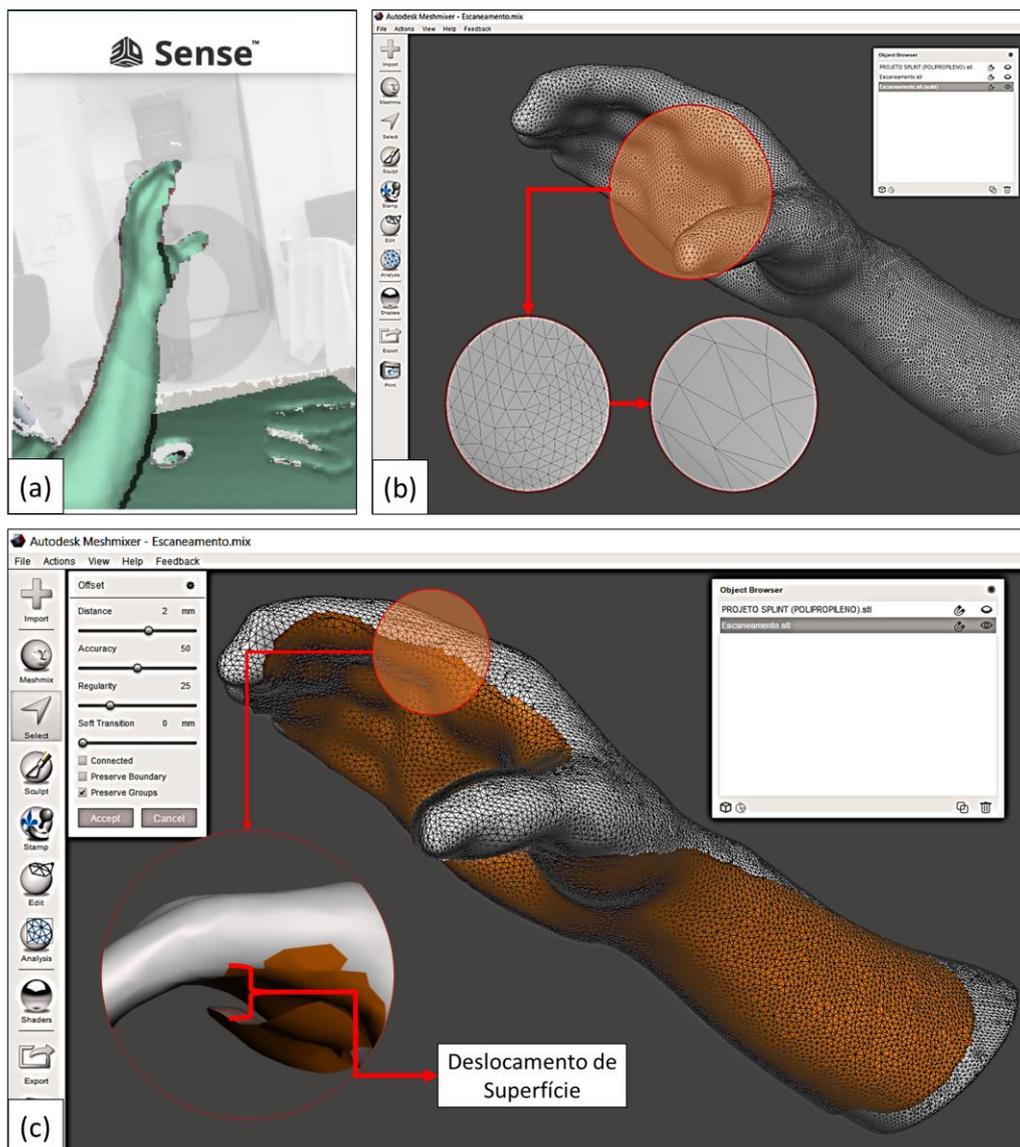


Figura 26 - Desenvolvimento da órtese (a) Processo de escaneamento e correção da malha. (b) simplificação de superfície (c) deslocamento de superfície.

Fonte: o autor

### 3.3.1.2. Definição das Propriedades Mecânicas: Nylon e PP

Para definir as propriedades mecânicas, foi utilizada a norma ASTM F3091/F3091M-14, que especifica os parâmetros para os Corpos de Prova (CP) na avaliação das propriedades mecânicas de objetos fabricados por MA. Nessa norma, as classes I e II descrevem o sistema de coordenadas e os requisitos de teste para Conformidade e qualidade da MA sendo que, os parâmetros estabelecidos pela classe I são mais rigorosos, aplicados para produção de peças de alto grau de confiança exigidos. A classe I estabelece que

devem ser fabricados e ensaiados CPs nas direções XY ou YX e ZX ou ZY. Com objetivo de realizar uma abordagem mais rigorosa do que à da classe I, utilizou-se no presente estudo um plano de trabalho mais conservador, fabricando e ensaiando CPs em todas as direções conforme estabelecido na norma ASTM 52921-13 - *Standard Terminology for Additive Manufacturing-Coordinate Systems and Test Methodologies*, que estabelece requisitos para validação do processo de impressão. Sendo assim, foram impressos 05 CPs em cada uma das direções da plataforma de construção: XYZ, XZY, YXZ, YZX, ZXY, ZYX, conforme mostrado na Figura 27. Também foram confeccionados 05 cps manualmente a partir da placa de PP (chamado de processo tradicional). Os CP de Nylon foram fabricados a partir da máquina de MA Fortus 380 mc. Os parâmetros de impressão foram definidos conforme Tabela 4.

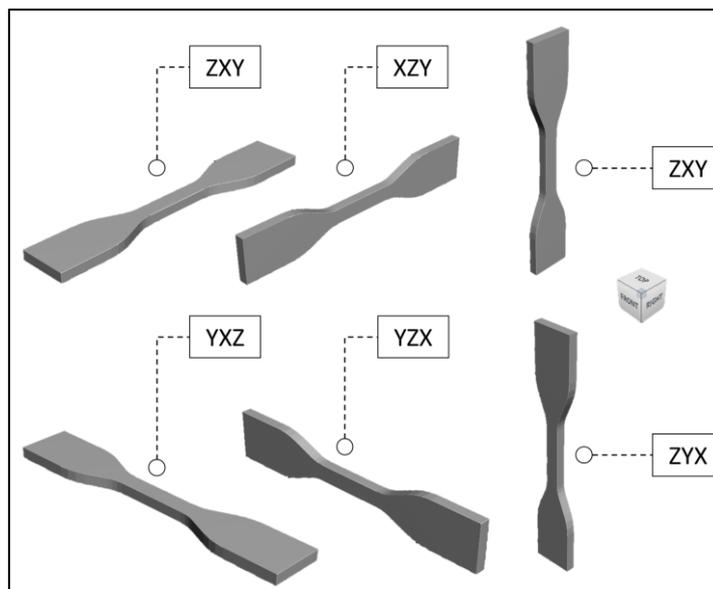


Figura 27 - Direções de Construção dos CP de Nylon.  
Fonte: o autor

Tabela 4: Parâmetros de Impressão dos CP de Nylon

Parâmetros de Impressão	Valor
Velocidade de Construção	30 mm/s
Temperatura da Mesa de Impressão	115°C
Temperatura de Extrusão	230°C
Espessura de Camada	0.33 mm
Preenchimento	100%

Fonte: Stratasys (2018)

O ensaio de tração foi realizado na Divisão de Ensaios em Materiais e Produtos - DIEMP do Instituto Nacional de Tecnologia - INT, localizado na cidade do Rio de Janeiro/ RJ. A máquina utilizada no ensaio foi a universal INSTRON 3382 com capacidade de 100 kN. O dispositivo da máquina é controlado pelo software Bluehill®. A taxa de deslocamento utilizada foi de 25 mm/min para os CP fabricados em PP e Nylon (foi realizado teste inicial com taxa de 5 mm/min para análise prévia. Foi verificado que a variação da taxa de deslocamento não influenciou os resultados médios do ensaio). Para a medição da deformação do CP foi utilizado um extensômetro de fixação (*clip gage*) da própria INSTRON. As propriedades a serem estimadas são: Tensão máxima (resistência à tração), que é a máxima tensão que o material suporta sem apresentar nenhum traço de fratura interna ou externa no corpo de prova; Tensão ou limite de escoamento (0,2%), que é a tensão de início da deformação plástica; Módulo de Elasticidade, que fornece a rigidez do material, ou seja, quanto maior o módulo de elasticidade menor a deformação elástica resultante na aplicação de uma determinada tensão.

O instrumento usado para medir as dimensões da área da seção transversal dos corpos de prova foi um paquímetro com uma resolução de um centésimo de um milímetro, ou seja,  $R = 0,01 \text{ mm} / \sqrt{12} = 2,8868 \times 10^{-3} \text{ mm}$  (distribuição retangular).

### 3.3.1.3. Análise de Elementos Finitos (AEF)

Para o desenvolvimento da AEF o modelo virtual gerado da órtese foi importado pelo software Fusion 360, V.2.0.8407. O modelo foi discretizado em 31.304 elementos tetraédricos de tamanho 2 mm unidos a partir de 60.964 nós. A aplicação de força nos nós foi realizada conforme definição de forças atuantes em uma órtese de posicionamento causada pelo tônus aumentado em crianças com PC, conforme literatura (WU *et al.*, 2018; CAZON *et al.*, 2017). As forças atuantes foram as restrições de movimentos de flexão das articulações interfalangeanas e de flexão das articulações do punho. O módulo de força alocado nas articulações interfalangeanas dos cinco dedos foi de 49 N e módulo

de força de 73,7 N nas articulações do punho. Para esta etapa foram simuladas as tensões estáticas em duas órteses, ambas analisadas nos mesmos parâmetros de número de nós, elementos tetraédricos e forças de atuação. A primeira órtese analisada foi a de fabricação convencional (espessura 3,5 mm), por polipropileno. A segunda órtese analisada foi a órtese de fabricação por Nylon 12, por MA. Para avaliar a espessura adequada para esta órtese foram desenvolvidos testes em quatro espessuras diferentes (0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm). A Figura 28 demonstra a representação do procedimento e parâmetros inseridos na AEF.

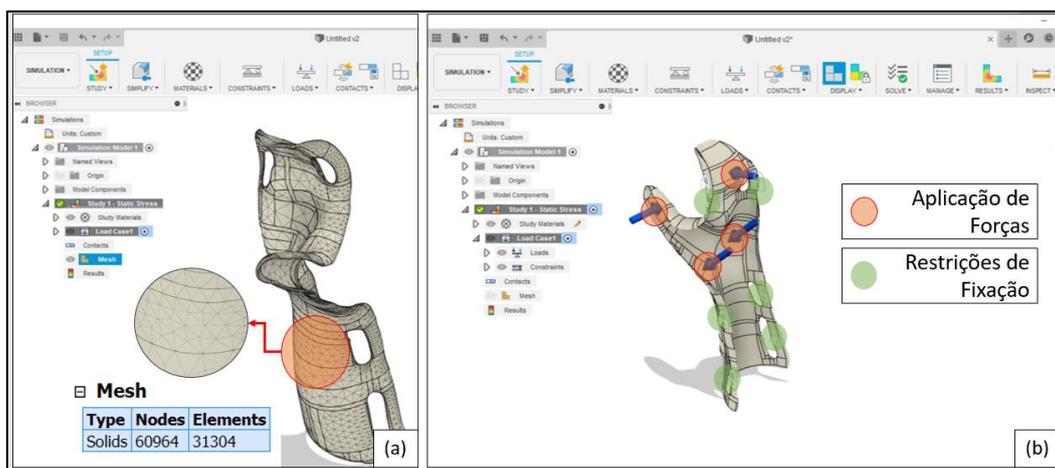


Figura 28 - Procedimento e Parâmetros de AEF  
Fonte: o autor

#### 3.3.1.4. Otimização de Topologia

Com o intuito de otimizar a superfície da órtese foi utilizada a ferramenta de Otimização de Topologia Estrutural do software Fusion 360. A ferramenta em questão é uma derivação de formulação das simulações por AEF voltada para avaliar a performance de design, e permite o desenvolvimento e otimização da geometria do objeto a partir de um conjunto de restrições, como resposta de tensão e rigidez do componente. Nesse sentido, a otimização topológica tem como formulação padrão minimizar o volume redundante de material enquanto satisfaz as condições de restrições preestabelecidas. As variáveis de entrada para realização da OT são as mesmas variáveis de entrada para AEF. Neste trabalho foram analisadas a OT da órtese fabricada por Nylon de espessura 2,0

mm. As Condições de contorno de força de atuação, restrições de fixação, número de nós e elementos tetraédricos seguiu os parâmetros estabelecidos pela AEF.

### 3.3.1.5. Análise Termográfica

A fim de verificar a promoção do conforto térmico da órtese fabricada por impressão 3D com OT, um estudo clínico piloto foi realizado para aferir e comparar a variação de temperatura da órtese tradicional, fabricada por Termoformagem em gesso (PP), e da órtese Otimizada, fabricada por impressão 3D (Nylon). Em um primeiro momento a órtese foi posicionada no membro do voluntário de pesquisa, indivíduo com Síndrome do Túnel do Carpo (compressão do nervo mediano). A medição de temperatura foi realizada em intervalos de 30 minutos, durante a utilização da órtese no período de 06 horas, conforme recomendação clínica. Para a realização da medição de temperatura a órtese foi retirada do voluntário e a temperatura da superfície palmar da mão, em posição funcional, foi aferida com a utilização do termovisor modelo C2 da fabricante Flir, posicionado à 01 metros do membro do paciente (Figura 29). Ao todo foram realizadas 12 medições em ambas as órteses durante 02 dias de análise. As temperaturas foram aferidas no mesmo horário (14:00 – 20:00) e sob as mesmas condições ambientais de iluminação, temperatura e humidade.

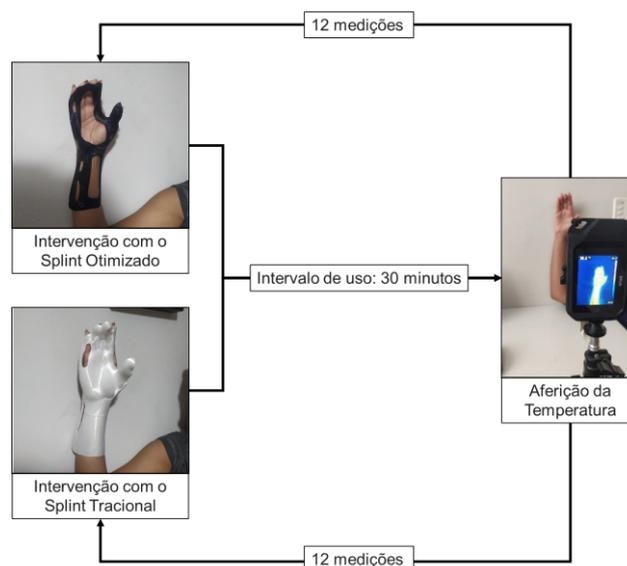


Figura 29: Ciclo de aferição da temperatura para análise termográfica

Fonte: o autor

### 3.3.2. PDP 2 Desenvolvimento de uma órtese dinâmica de ativação mecânica por flexão e extensão de Punho - Metodologia

O acometimento da PC hemiplégica causa dano unilateral do córtex motor, fator que tem como consequência atraso e anormalidade no desenvolvimento motor e na aquisição de habilidades motoras em crianças com este diagnóstico. Neste contexto, é comum observar movimentos incoordenados e fraqueza muscular do lado acometido do corpo (FELTRAN, *et al.*, 2010). Pesquisas demonstraram que 87% das crianças com diagnóstico de hemiplegia possuem habilidades motoras para realizar tarefas cotidianas, no entanto, o esforço despendido por estas crianças para executá-las de maneira independente é maior do que em crianças híginas, e os movimentos relativos a função motora fina como pinças não se desenvolvem da forma propícia (ELIASSON *et al.*, 1991; ARNER *et al.* 2008).

Crianças hemiplégicas com relativa independência de movimento manual em tarefas do dia a dia podem utilizar, como recurso para incremento de funcionalidade, órtese dinâmicas de punho e mão. As órteses dinâmicas, quando aplicadas em hemiplégicos, podem guiar o movimento da mão para o posicionamento articular funcional ou de repouso e podem imobilizar, ou mobilizar, áreas específicas do punho e mão, o que permite o aumento do ângulo articular de determinados movimentos (LUSARDI *et al.*, 2013; BRANCO *et al.*, 2008).

Todavia, as órteses fabricadas pelos processos convencionais, como já mencionado anteriormente, apresentam limitações de âmbito do processo produtivo, custo e aceitação pelo paciente. Por outro lado, as órteses dinâmicas quando utilizadas por pacientes para incremento de funcionalidade, como aumento de força no movimento de pinça e preensão digital, apresentam estrutura de ativação complexa, como sistemas ativos de atuadores e ativação por eletromiografia (FRANK *et al.*, 2013).

A proposta deste PDP é o desenvolvimento de uma nova órtese dinâmica para crianças com PC hemiplégica, com capacidade de auxiliar o movimento de pinça. A órtese em questão apresenta ativação mecânica inspirada no sistema musculoesquelético do punho e da mão e realiza movimentos funcionais de

pinça cilíndrica. Para a prensão pentadigital relativa à pinça cilíndrica é utilizada força elástica a partir da alocação de uma mola de torção na articulação da órtese.

A metodologia proposta para o desenvolvimento deste trabalho, Design para Tecnologia 3D de Fluxo Dinâmico (DT-3D-FD), se divide em quatro etapas principais (Figura 30), que são: 1) Definição da Solução Inventiva e Analogias Relevantes; 2) Análise de Soluções de Equivalência Biológica; 3) Formulação dos Princípios Mecânicos de Funcionamento; 4) Validação de Funcionalidade de acordo com os objetivos pré-definidos.

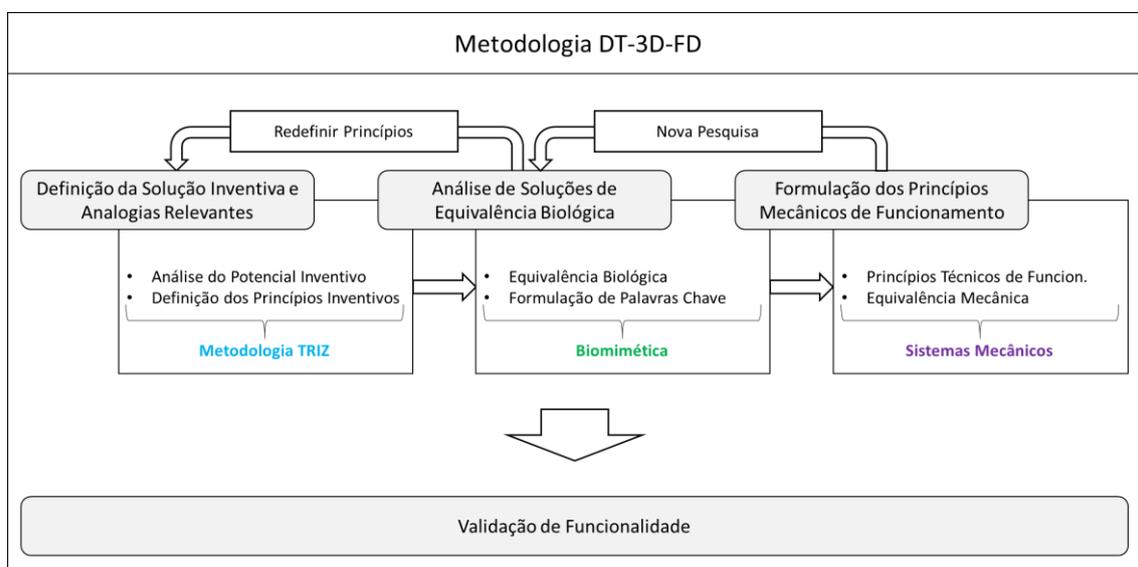


Figura 30: Organização da metodologia de implementação do PDP 2  
Fonte: o autor

Para a implementação da metodologia, a primeira etapa, Definição da Solução Inventiva e Analogias Relevantes, é desenvolvida a partir da análise do potencial inventivo e da definição dos princípios inventivos relativos ao conceito inicial. A segunda etapa, Análise de Soluções de Equivalência Biológica, aborda as principais correspondências biológicas observadas para as soluções inventivas definidas. Após esta análise as palavras chaves de pesquisa são formuladas para a busca em bases de dados de biomimética. A terceira etapa, Formulação dos Princípios Mecânicos de Funcionamento, é desenvolvida a partir da definição dos princípios e similaridades mecânicas passíveis de implementação no projeto do dispositivo considerando a equivalência biomimética. A quarta etapa, Validação de Funcionalidade, diz respeito ao teste

e confirmação de funcionalidade do dispositivo projetado com a metodologia. No que segue, será apresentado a definição e ordenação de implementação de cada etapa da metodologia.

#### 3.3.2.1. Definição da Solução Inventiva e Analogias Relevantes

A primeira etapa para o desenvolvimento da nova órtese proposta para este trabalho foi a análise do potencial inventivo de criação de um novo dispositivo para a resolução das limitações pertinentes às órteses dinâmicas disponíveis atualmente. Para tanto, foi aplicado os princípios metodológicos do processo TRIZ (Teoriya Resheniya Izobretaleskikh Zadatch), segundo Rozenfeld et al. (2006) e Back et al. (2008) A metodologia TRIZ é um conjunto de procedimentos para solução inventiva a fim de que o método de resolução possa ser parametrizado, repetitivo e confiável, sem depender de métodos intuitivos (ROZENFELD et al., 2006; BACK et al., 2008).

Seguindo a metodologia TRIZ foram estabelecidas quatro etapas para identificação e definição da solução inventiva, sendo: 1) definição da Contradição (conflito técnico ou inconsistência) de sistema, 2) definição das variáveis influentes; 3) definição do estado ideal do sistema e, por fim 4) geração de solução inventiva.

De acordo com os princípios de separação da TRIZ uma contradição ocorre quando a modificação de determinado atributo altera a propriedade local de outro atributo ou variável. Esta contradição pode ser observada quando a melhoria de determinado atributo do sistema provoca a deterioração, ou piora, de uma variável (conflito técnico) ou quando a modificação de determinado atributo incorre em modificação prejudicial de outro atributo (inconsistência). (ALTSHULLER, 1995). Uma das ferramentas possíveis para análise da relação de influência entre os atributos na definição das possíveis contradições é a matriz de contradição, proposta por Altshuller (2002). Nessa abordagem os atributos são relacionados em uma matriz, onde as linhas representam os parâmetros técnicos a serem melhoradas e as colunas identificam os parâmetros técnicos prejudicados com a melhora dos atributos da linha. No cruzamento entre as linha e colunas são dispostos princípios inventivos apresentados por Altshuller (2002)

indicados para a resolução das contradições observadas. Os princípios inventivos e suas respectivas descrições podem ser visualizados no Anexo A. A Geração da solução inventiva, bem como a matriz de contradições são apresentadas no capítulo de resultados.

### 3.3.2.2. Análise de Soluções de Equivalência Biológica

Com a definição da relação entre os atributos e a possibilidade de modificação das variáveis do sistema a partir das soluções inventivas viáveis, a próxima etapa foi a geração de soluções a partir de equivalências biológicas. Para a esta etapa o recurso utilizado foi a bioinspiração a partir da biomimética.

De acordo com Wanieck; Jacobs (2017) biomimética ou bioinspiração é o uso prático de modelos, sistemas e elementos da natureza em engenharia, design, química, biologia, eletrônica e assim por diante, no projeto e na fabricação de uma infinidade de materiais, de dispositivos e de equipamentos, de interesse de múltiplas áreas, com a finalidade de resolver problemas humanos complexos. A bioinspiração na área da reabilitação desafia-se com a aplicação de princípios biológicos ao design de dispositivos para conferir melhora de funcionalidade e potencial de reabilitação.

As principais demandas inventivas avaliadas para a confecção da órtese foram a capacidade de promover o movimento de tenodese e capacidade de fornecer retorno de movimento e força a partir de conservação de energia.

Para o desenvolvimento da análise de soluções foram realizadas pesquisas de equivalência biológica em bibliografia da área relacionada e em banco de dados de abrangência científico biológica, como Biosis Previews e Zoological record. Na tabela que segue são apresentadas as áreas de demanda inventiva bem como os termos palavra-chave utilizados na busca

Tabela 5: Áreas de demanda inventiva e Palavras-Chave correspondentes

Demanda Inventiva	Termos de Pesquisa
Desenvolver sinergismo na associação entre a flexão/ extensão de punho e movimento de pinça cilíndrica.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mobilidade do Articular;</li> <li>• Movimento de Pegada;</li> </ul>
Ocasionar força de resistência no movimento de pinça durante a flexão/ extensão do punho e converter em força de preensão.	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Resistência ao Movimento;</li> <li>• Conservação de Energia</li> </ul>

Fonte: o autor

### 3.3.2.3. Formulação dos Princípios Mecânicos de Funcionamento.

Os fundamentos mecânicos da órtese dinâmica em questão propõem o desenvolvimento de mecanismos para ativação do efeito tenotese no membro do paciente associado ao retorno de movimento a partir de conservação de energia para promover a força de preensão do movimento de pinça cilíndrica.

O efeito tenodese diz respeito ao sinergismo entre os músculos presentes no punho e nas falanges. Tal sinergismo promove a flexão dos dedos (fechamento da mão) na região das articulações interfalangeanas proximais e articulações metacarpo-falangeanas quando é promovida a extensão do punho, sendo que, o movimento de flexão do punho resulta na extensão dos dedos (abertura da mão) na região das articulações interfalangeanas proximais e articulações metacarpo-falangeanas (REVOL e SERVANT, 2009). A associação do movimento de tenodese com força de preensão do movimento de pinça a partir da conservação de energia pode promover a independência do paciente na realização de atividades diárias alén de favorecer o processo de reabilitação com o posicionamento de repouso do membro. A Figura 31 apresenta o movimento de tenodese.

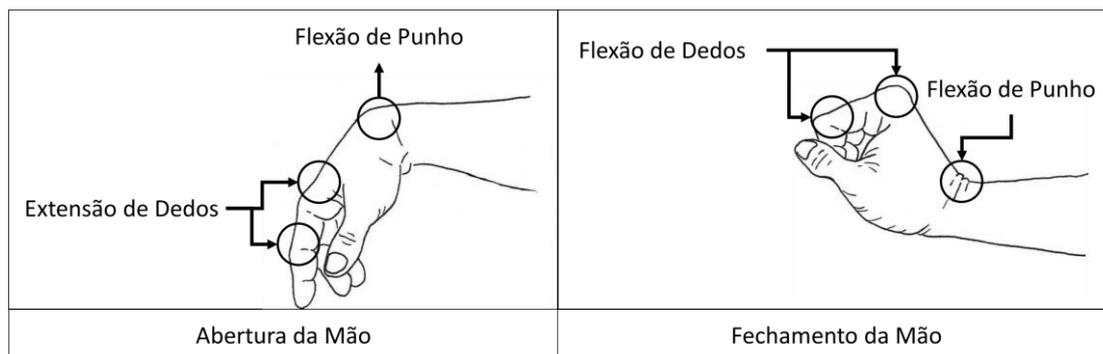


Figura 31: Representação do efeito tenodese  
Fonte: o autor

Associado à dinâmica do movimento de tenodese, o projeto da órtese dinâmica necessita atender a relação funcional entre o posicionamento e os pontos de contato com o objeto. Para tanto, é necessário a implementação de um sistema articulado na órtese dinâmica a fim de reproduzir, de maneira sinérgica, os ângulos das articulações interfalangianas distais, interfalangianas proximais e metacarpo-flangeanas de acordo com as variações de volume do objeto.

#### 3.3.2.4. Validação de Funcionalidade: Estudo quasi-experimental

Para avaliar a eficiência da nova órtese dinâmica de punho e mão com mola de torção em aumentar a funcionalidade manual dos indivíduos com PC, um estudo clínico quasi-experimental de abordagem quantitativo descritivo foi realizado. Pela característica de exceção de aleatoriedade nas amostras analisadas, o desenho do experimento foi de grupo controle não-equivalente.

#### Amostra

A amostra foi composta por crianças com PC de ambos os sexos, em idade escolar, residentes em Belo Horizonte e região metropolitana. Os sujeitos foram selecionados na comunidade, a partir de divulgação realizada pelos responsáveis da pesquisa e pelos próprios participantes em mídias sócias e por meio de busca em listas de pacientes em pesquisas prévias.

**Crítérios de Inclusão:** foram incluídos no estudo crianças e adolescentes de ambos os sexos, com idade maior ou igual a 6 anos e inferior a 18, com diagnóstico de PC, classificados nos níveis I, II e III do GMFCS.

Critérios de Exclusão: foram excluídos pacientes com distúrbio cognitivo que prejudique a capacidade de compreensão de ordens simples, que tenham passado por procedimento cirúrgico ou aplicação de toxina botulínica nos últimos 6 meses no membro superior ou que apresentem outros acometimentos musculoesqueléticos que possam interferir na resposta ao teste de função manual.

### Cálculo amostral

Trata-se de um estudo piloto, que contará com a participação de 10 voluntários, que cumprirem com os critérios de inclusão.

### Instrumentos de medidas

Para avaliação da função manual grossa foi utilizado o teste Box and Blocks Padrão.

O Teste Box and Blocks Padrão é um teste simples, administrado rapidamente e normalizado para as idades de 6 a 19, sendo utilizado para avaliar a destreza manual grossa (JONGBLOED-PEREBOOM et al., 2013). Este teste é frequentemente usado na reabilitação motora para fornecer uma indicação de destreza manual grossa. Nos últimos anos, tem sido usado para avaliar a destreza manual grossa de diferentes formas como, por exemplo, da mão afetada com a mão não afetada em paciente com PC do tipo hemiplégia (ARNOULD et al., 2007; CRAJE et al., 2010a), de crianças típicas com crianças atípicas ou para avaliar a eficácia da intervenção terapêutica (CRAJE et al., 2010b).

O teste Box and Blocks Padrão consiste em uma caixa de 53,7cm por 25,4cm dividida em dois compartimentos iguais por uma repartição de 15,2cm de altura (Figura 32). Os sujeitos são instruídos a transferir, com a mão dominante, o máximo possível de cubos de 15,63 cm<sup>3</sup> de um compartimento a outro em um tempo máximo de 1 (um) minuto. A pontuação é o número total de cubos transferidos no tempo limite determinado (MATHIOWETZ et al., 1985; MATHIOWETZ et al., 1986).

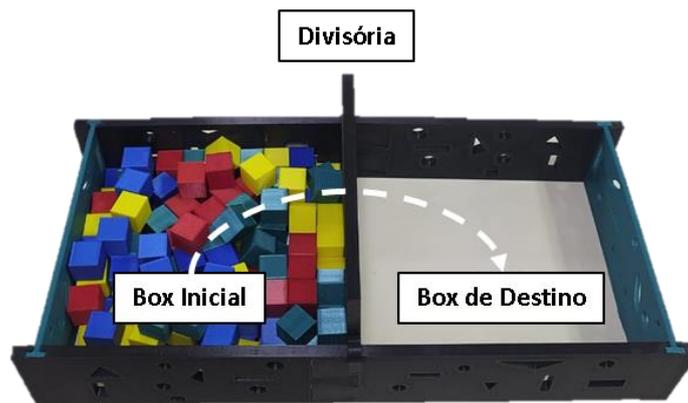


Figura 32: Teste Box and Block Padrão  
 Fonte: arquivo próprio do autor

### Descrição do local do estudo

A coleta de dados deste estudo foi realizada no período de 52 (cinquenta e dois) dias (28/09/2020 – 19/11/2020) no Laboratório de órteses para humanos da Associação Mineira e Reabilitação, (OhLab/AMR), em uma sala ampla de atendimento. A cadeira e a mesa utilizadas no estudo foram ajustadas de acordo com a altura adequada de cada participante, conforme posicionamento ergonômico adequado ao estudo.

### Procedimentos

Inicialmente, os dados sócios demográficos e clínicos dos participantes foram coletados a fim de validar o atendimento aos critérios de inclusão. Com o critério de inclusão atendido, a pesquisa seguiu com a aplicação do teste de função manual por meio do teste Box and Blocks Padrão. A caixa do teste Box and Block foi posicionada em uma mesa com superfície horizontal plana regular. Os participantes foram orientados a se assentar de maneira ergonômica (ABNT NBR 13966, 2008; NR-17, 2002) em uma cadeira, regulável em altura, frontal à mesa, com os pés apoiados no solo, joelho linear ao quadril e punho (mão não dominante) apoiada sobre a mesa em posição neutra (Figura 33). Após o posicionamento os participantes foram orientados a transferir o máximo de cubos possíveis de um compartimento para o outro em 1 (um) minuto, marcado por cronômetro, em três condições diferentes: 1) sem o uso de órtese; 2) usando a órtese funcional estática; 3) usando a órtese dinâmica com mola de torção. O número de blocos transferidos foi contabilizado em ficha de avaliação individual

para cada voluntário. Cada participante realizou o teste, em cada uma das condições, por 02 (duas) vezes consecutivas. As ordens das condições avaliadas foram randomizadas por sorteio, sendo que, durante a realização dos testes os voluntários tiveram um tempo de descanso de 1 (um) minuto entre as transições das condições avaliadas.

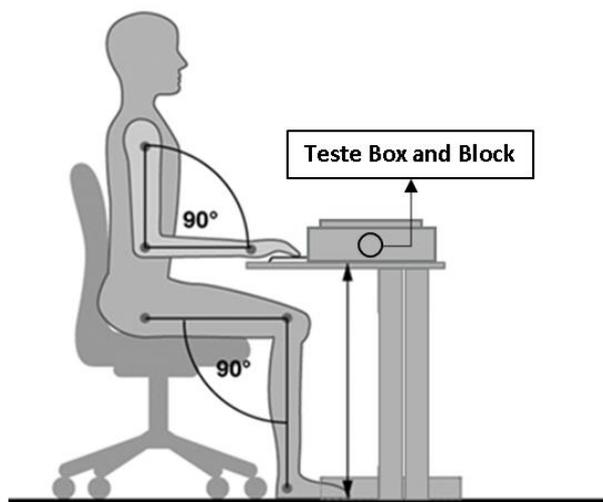


Figura 33: Orientação de posicionamento do voluntário  
Fonte: o autor

### Análise estatística

Para caracterização da amostra foi realizada estatística descritiva, utilizando medidas de tendência central, de dispersão e de variabilidade para as variáveis quantitativas, e de frequência para as variáveis categóricas. Em relação aos dados quantitativos as análises foram realizadas utilizando o software SigmaPlot V14.0 (Systat Software Inc., USA). Os dados obtidos foram testados quanto a normalidade e homocedasticidade através do teste Shapiro Wilk e Brown-Forsythe, respectivamente. As análises inferenciais foram analisadas estatisticamente através de ANOVA one way de medidas repetidas. Caso necessário, foi utilizado o *post hoc* de Tukey. O nível de significância considerado foi de  $p < 0,05$  para todos os testes.

### Aspectos éticos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob o número do Parecer: 3.675.525 (Anexo B). Todos os responsáveis pelos voluntários que concordarem em participar desse estudo deverão assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e o Termo de Assentimento pela criança ou jovem participante.

## 4. RESULTADOS

No presente capítulo serão demonstrados os resultados alcançados com os procedimentos metodológicos apresentados no capítulo anterior. Primeiramente serão demonstrados os resultados alcançados com o Estudo metodológico, acerca do PDP 1 e do PDP 2.

### 4.1. PDP 1: Desenvolvimento de um Modelo de Órtese de Posicionamento a Partir de Otimização de Superfície – Resultados

No capítulo de metodologia foram descritos os objetivos do trabalho, bem como a metodologia proposta para que o objetivo seja, de fato, alcançado. Neste capítulo será apresentado os resultados das etapas demonstradas anteriormente bem como a discussão da aplicabilidade clínica destes resultados.

#### 4.1.1. Escaneamento e Desenvolvimento do Modelo Virtual.

O modelo digitalizado do membro (Figura 34) apresentou, inicialmente, 180.936 pontos e 90.476 vértices criados a partir da triangulação dos pontos, compactados em 25.440 kb. Com a redução de malha, o modelo apresentou 45.234 pontos e 22.619 vértices triangulados. O tamanho do arquivo compactado do modelo final foi de 12.023 kb.



Figura 34 - Representação do membro escaneado em renderização, nuvem de pontos e triangulação  
Fonte: o autor

Conforme descrito anteriormente, foram desenvolvidas quatro órteses com espessuras diferentes, a fim de simular a atuação das forças nas órteses de PP e variações de espessura do Nylon. A geometria da órtese e as variações de espessura são apresentados na Figura 35.

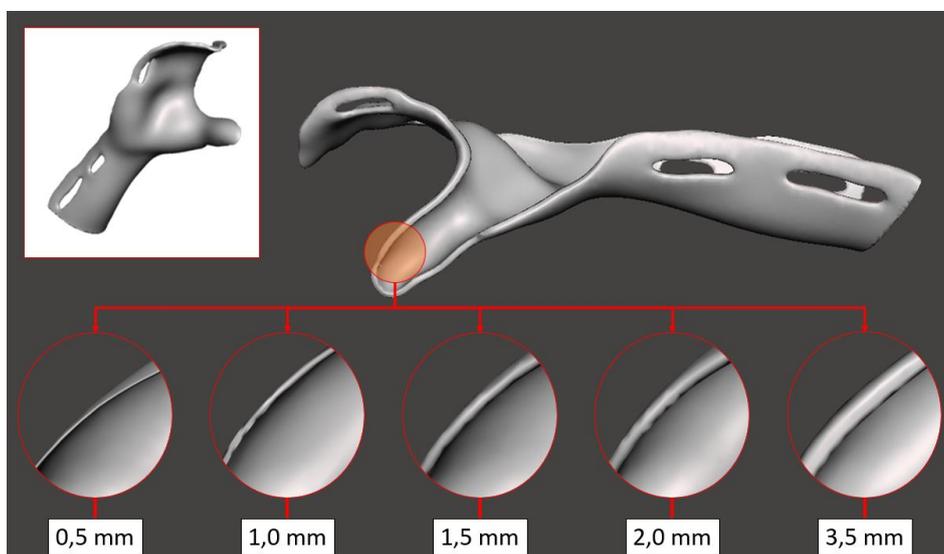


Figura 35 - Modelo digital da órtese e diferentes espessuras dos modelos  
Fonte: o autor

#### 4.1.2. Definição das Propriedades Mecânicas: Nylon e PP

Na Figura 26 são mostradas as curvas tensão-deformação ( $\sigma$ - $\epsilon$ ) dos CPs fabricados em PP, pelo processo convencional de fabricação de órtese, e em

Nylon. Neste gráfico é possível observar um comportamento muito similar nos CPs de PP PP3, PP1 e PP5, tanto na parte elástica quanto na parte plástica. Já os cps PP2 e PP4 mostram valores maiores de resistência à tração e, no caso do PP2, uma maior deformação plástica. Para os CPs fabricados em Nylon os valores de tensão máxima variaram de 30,7 MPa a 45,21 MPa e com resultados homogêneos, apresentando baixa incerteza de medição, que variou de 0,47 a 2,9 MPa exceto na direção XY, que apresentou uma incerteza de 8,7 MPa causada pela fratura prematura com comportamento frágil do CP XYZ5 na tensão de 29,4 MPa. São mostradas as curvas tensão-deformação ( $\sigma$ - $\epsilon$ ) dos 5 cps de PP (Figura 36-a) e dos 5 25 CPs fabricados em Nylon (Figura 36-b). A Tabela 6 mostra os resultados das propriedades de tração e as respectivas incertezas e desvios padrão calculados para estes ensaios.

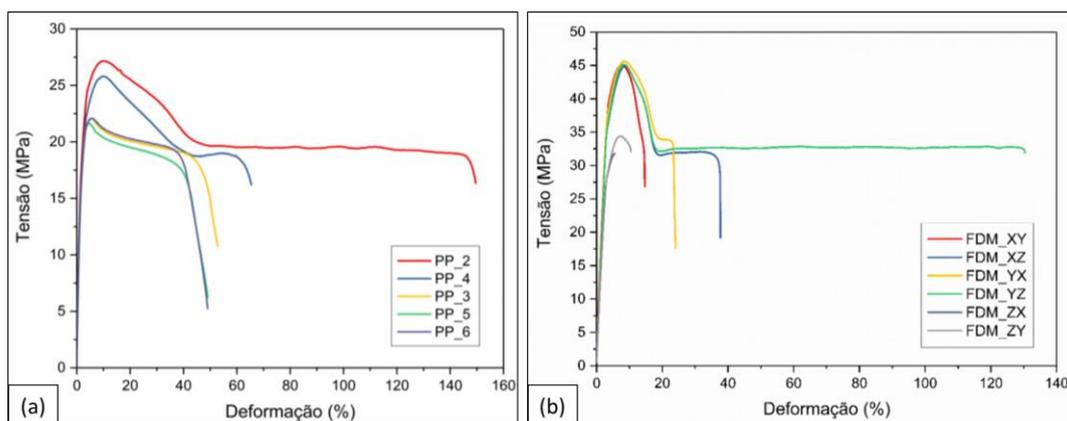


Figura 36 Curvas de tensão e deformação (a) PP (b) Nylon  
Fonte: o autor

Tabela 6 - Propriedades mecânicas observadas no ensaio de tração do PP e do Nylon

Processo de fabricação	Tensão Máxima e Incerteza expandida [MPa]	Tensão de escoamento e Incerteza expandida [MPa]	Módulo de Elasticidade e Desvio padrão [MPa]
PP	$23,8 \pm 3,1$	$13,00 \pm 0,88$	$1446 \pm 77$
FDM_XY	$41,9 \pm 8,7$	$23,0 \pm 3,8$	$1433 \pm 28$
FDM_XZ	$44,54 \pm 0,51$	$27,19 \pm 0,86$	$1315 \pm 42$
FDM_YX	$45,21 \pm 0,47$	$22,5 \pm 1,1$	$1460 \pm 110$
FDM_YZ	$44,74 \pm 0,62$	$26,99 \pm 0,92$	$1295 \pm 86$
FDM_ZX	$32,1 \pm 3,5$	$20,5 \pm 5,6$	$1119 \pm 43$
FDM_ZY	$30,7 \pm 2,9$	$19,8 \pm 2,8$	$1114 \pm 8$

Fonte: o autor

#### 4.1.3. Análise de Elementos Finitos

Os resultados avaliados na AEF foram a tensão máxima e o deslocamento máximo observado nas órteses em função das forças aplicadas. A simulação demonstra que o modelo fabricado com PP não apresenta uma ruptura ou deformação permanente de superfície quando sujeito a aplicação das cargas e parâmetros analisados. Foram registrados 27,98 MPa para tensão máxima (Figura 37-a) e 6,71 mm para deslocamento, ambos localizados na região de suporte do polegar (Figura 37-b).

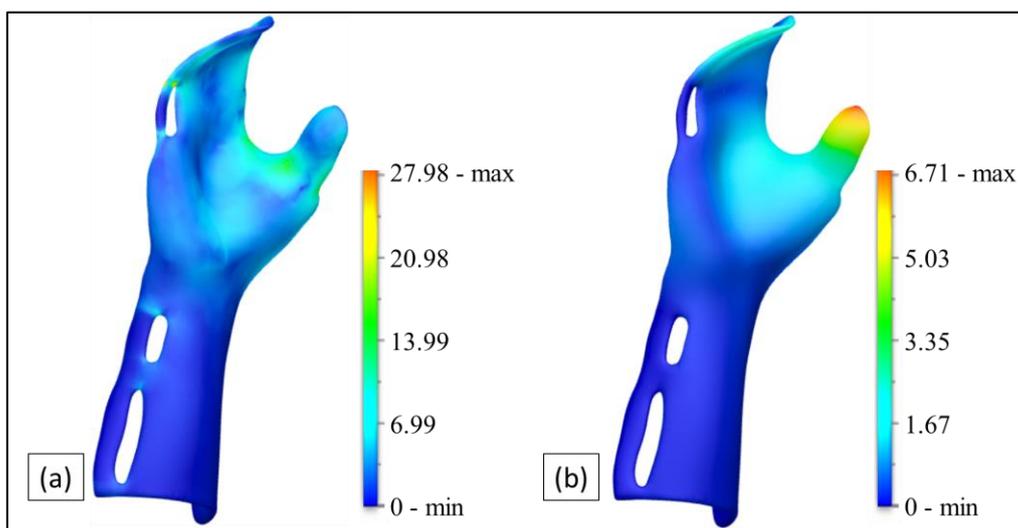


Figura 37 - Mapa de cores para AEF do PP (a) tensão máxima (b) deformação máxima

Fonte: o autor

Conforme descrito anteriormente, foram submetidos a teste quatro espessuras diferentes para a órtese (0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm) para o modelo em Nylon. A fim de estabelecer um parâmetro comparativos de definição da influência das forças de atuação nos modelos com espessuras diferentes foram analisados os respectivos Fatores de Segurança (FS) das quatro órteses. O FS diz respeito a quantidade de carga que um sistema pode suportar até a ruptura ou deformação permanente, e é calculado a partir da razão entre a tensão de falha ( $N/m^2$ ) e a tensão de trabalho ( $N/m^2$ ). Considerou-se 1,25 como

fator de segurança mínimo adequado para dispositivos de reabilitação (BRETT, 2002). A simulação demonstra que a espessura mais adequada para a órtese de impressão 3D nos parâmetros considerados é de 2,0 mm, com FS de 1,58. As órteses com espessura de 0,05 mm, 1,0 mm e 1,5 mm apresentaram FS de, respectivamente, 0,06, 0,12 e 0,64, portanto, excedem o limite elástico do material. A Figura 38 demonstra o mapa de cores da FS para as espessuras analisadas. Os relatórios de resultado da AEF disponibilizados pelo software podem ser visualizados no Anexo C.

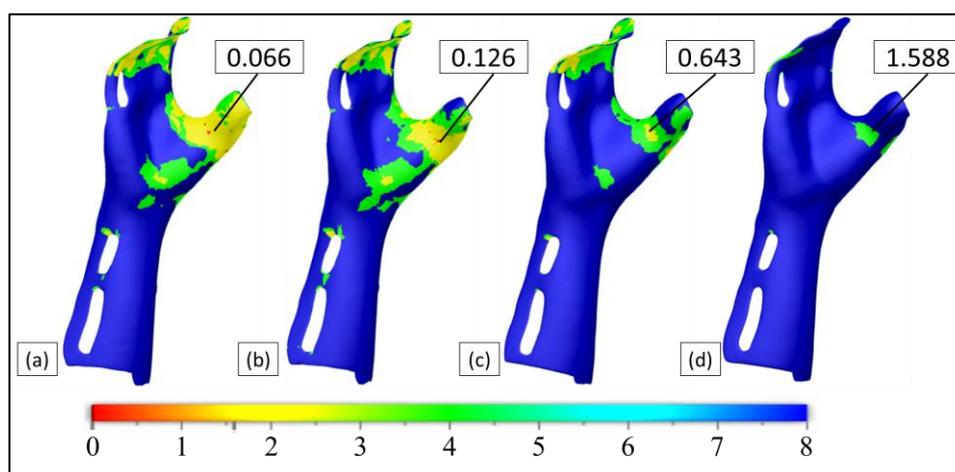


Figura 38 - Simulação de FS para órtese de Nylon em diferentes espessuras. (a) 0,5 mm (b) 1,0 mm (c) 1,5 mm (d) 2,0 mm  
Fonte: o autor

#### 4.1.4. Otimização de Topologia

A OT do modelo fabricado em Nylon foi realizada a fim de definir a localização de material redundante na órtese virtual. Esta remoção de material influencia na redução de peso, volume e custo de produção da órtese, além de ser referência para estudos de possibilidades de novos designs de superfície.

De acordo com escala apresentada pelo software, as regiões em azul/verde são as sugeridas para retirada de material, enquanto as regiões em vermelho/amarelo são sugestões para preservação da superfície (Figura 39). Ao todo, a superfície de remoção da órtese otimizada foi de 17,73 mm<sup>2</sup>, o que representa 28,16% do volume da órtese original.

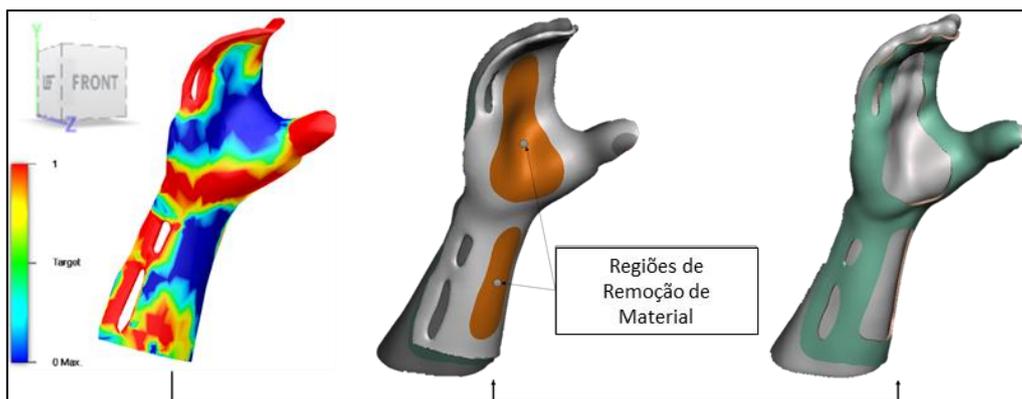


Figura 39 - Processo de OT, remoção de material e órtese resultante.  
Fonte: o autor

Após a Otimização de Topologia o novo modelo foi submetido a testes de simulação por AEF. Os valores registrados foram de 26,68 MPa para tensão máxima (Figura 40-a) e 3,92 mm (Figura 40-b) para deslocamento máximo. Os valores máximos de deslocamento e tensão foram atuantes na região do primeiro quirodáctilo. O protótipo da órtese de posicionamento otimizada é apresentado na Figura 41.

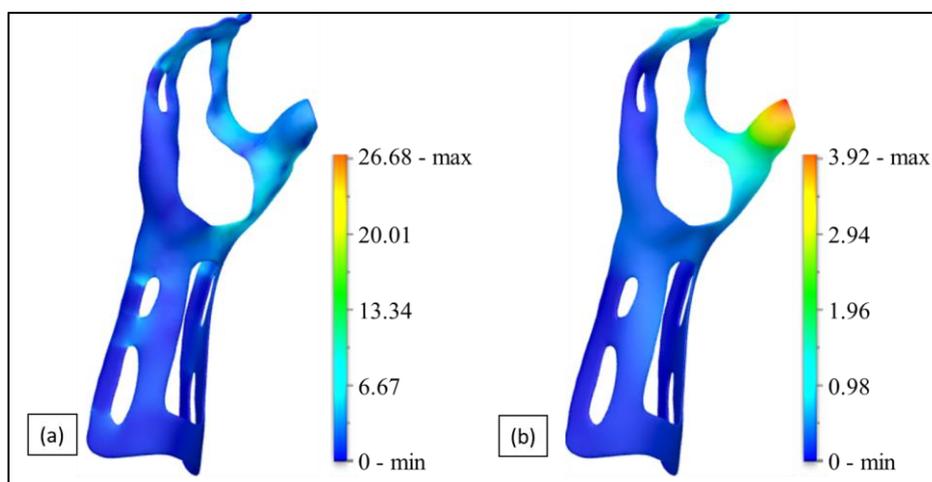


Figura 40 - AEF para órtese otimizada. (a) tensão máxima (b) deformação máxima  
Fonte: o autor



Figura 41: Protótipo da órtese otimizada  
Fonte: arquivo próprio do autor

#### 4.1.5. Análise Termográfica

O estudo de análise termográfica foi realizado com o objetivo de verificar possíveis variações de temperatura durante a utilização das órteses tradicional e da órtese otimizada. O acompanhamento e análise das variações da temperatura dos equipamentos de TA e reabilitação são observações essenciais para o projeto e adaptação do dispositivo ao usuário, evitando assim, o abandono ou utilização incorreta do dispositivo (GARCÍA *et al.*, 2016; MERINO *et al.*, 2017; SPECK *et al.*, 2016)

O resultado da análise termográfica demonstrou maior delta de temperatura no decorrer do tempo de utilização na órtese tradicional (+ 4,6°C), o que corresponde a um percentual de +46,65% se comparado com a diferença de temperatura observada na órtese otimizada durante a utilização (2,1°C). A órtese tradicional demonstrou aquecimento uniforme da superfície palmar da mão, enquanto a órtese otimizada demonstrou maior elevação de temperatura em pontos isolados, como na superfície anterior do dedo 1 e na superfície da articulação do punho. A figura 42 demonstra os termogramas com a evolução do padrão de aquecimento da superfície palmar da mão causado pela utilização das

duas órteses.

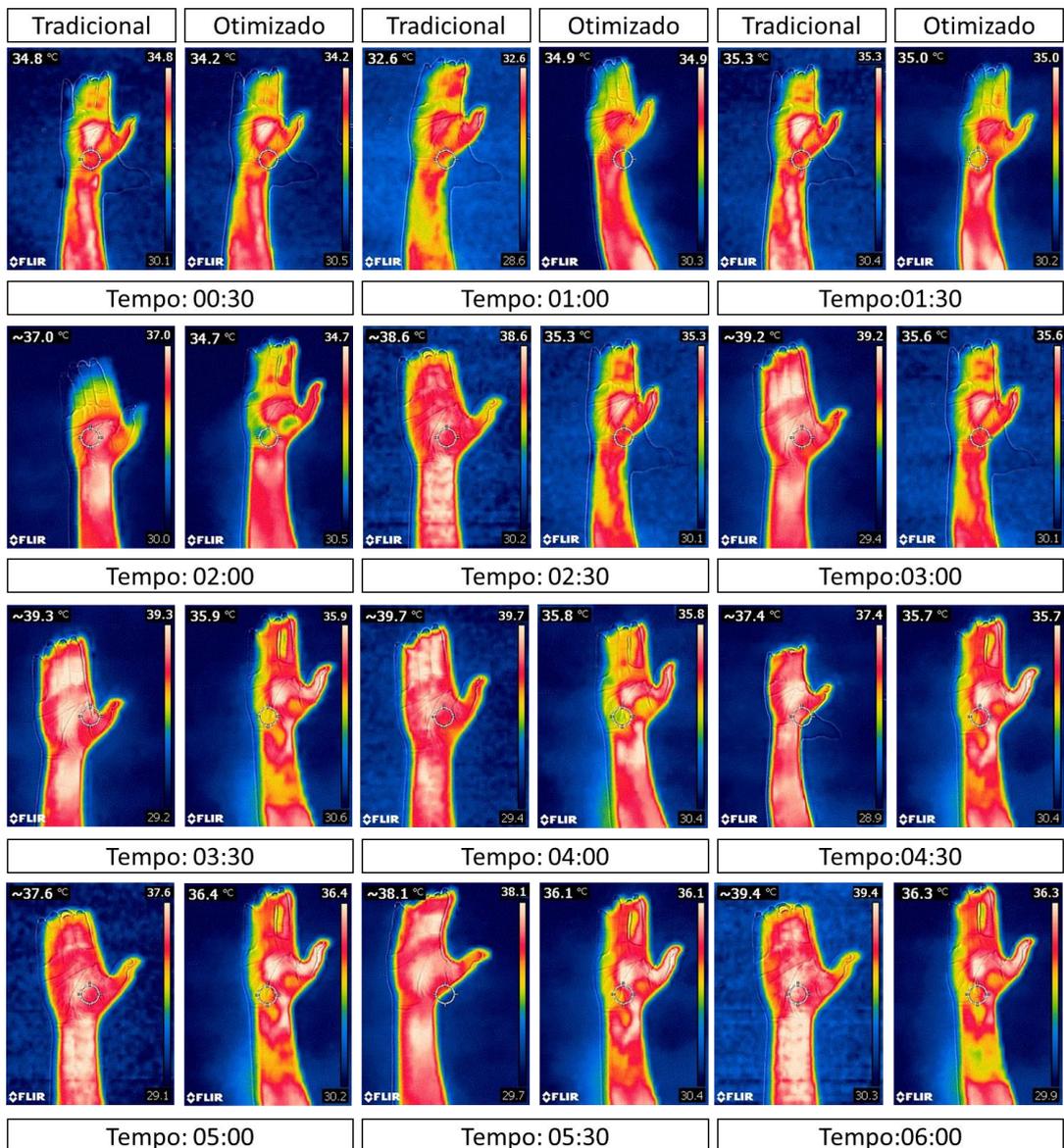


Figura 42: Análise termográfica das variações de temperatura causadas pela utilização da órtese tradicional e da órtese otimizada durante o tempo.

Fonte: o autor

## 4.2. PDP 2: Desenvolvimento de uma órtese dinâmica de ativação mecânica por flexão e extensão de Punho – Resultados

### 4.2.1. Definição da Solução Inventiva e Analogias Relevantes

No processo metodológico de desenvolvimento da órtese dinâmica para punho e mão deste trabalho foi descrito a utilização da solução inventiva

proposta pela metodologia TRIZ. Conforme descrito anteriormente, foi aplicado a ferramenta de Matriz de contradições a fim de elencar os principais atributos da órtese, bem como a influência destes atributos nas propriedades do dispositivo. Ao todo foram listados vinte atributos. Durante a criação da matriz de contradição foi observado que grande parte dos atributos (50%) são referentes à percepção do usuário durante a utilização da órtese. Dentre estes atributos, quatro são referentes à órtese e suas propriedades, dez atributos são definições de utilização do paciente e seis atributos são inerentes ao processo produtivo da órtese. A Figura 43 apresenta a matriz de contradições elaborada.

Atributos Inerentes ao Produto    
  Atributos Inerentes ao Usuário    
  Atributos Inerentes ao Processo Produtivo

Parâmetros	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
1 Peso		31, 28, 5, 1	4, 28, 40, 1	40				40, 28, 31, 1	40, 35, 28		40, 31, 1	40, 31, 1		40, 31						
2 Volume	31, 28, 5, 1		40, 31, 26, 7			40		4, 1			31, 26, 40	32		28, 33, 31		40, 31		40	28	31, 40, 32
3 Aparência	4, 28, 40, 1	40, 31, 26, 7			40, 28, 31	40, 1	28	40, 28, 1	40	40, 28	40, 31	28, 26, 32	28		28, 40	40, 26				32, 31
4 Durabilidade	40, 28				40, 6, 26, 4							32, 33, 26, 40			28, 40, 31	40, 28	40, 1			32
5 Resistência			40, 28, 31	40, 6, 26, 4			40, 28	40, 26, 4	40, 17, 15	40, 28					40, 28, 26, 19	40, 28, 33	19, 20, 10, 1			31
6 Facilidade de Limpeza		40	40								40, 28, 26	26, 40, 33, 19								40
7 Força de Pressão			28		40, 28			40, 28, 26	40, 8, 33, 7	40, 33, 26, 6				28, 40, 4		28, 26, 40	19, 20, 30, 1	28		
8 Funcionalidade	40, 28, 31	4, 28, 33	40, 28		40, 26, 4		40, 28, 26	28, 40, 33	40, 26, 33, 28	31	32, 33	28		28, 40		28, 40	19, 20, 1			
9 Estabilidade	40, 35, 28		40		40, 17, 15		40, 8, 33, 7	28, 40, 33	40, 26, 33, 28		32, 28	40		40, 28, 7, 8						
10 Potencial de Reabilitação			40, 28		40, 28		40, 33, 26, 6	40, 26, 33, 28	40, 26, 33, 28		40, 31		40, 31, 28			40, 28, 26	19, 20, 31	28, 40, 31		32, 33, 31, 28
11 Conforto Térmico	40, 31, 40	31, 26, 40	40, 31			40, 28, 26		31		40, 31		40, 28, 31				40, 31, 26, 6	19, 26, 20, 1			33, 31, 26
12 Adaptabilidade	40, 31, 1	32	28, 26, 32	32, 33, 26, 40		26, 40, 33, 19		32, 33	32, 28		40, 28, 31		40, 28, 33		28, 40, 26	40, 28, 31				32, 31, 26, 33
13 Complex. de Utilização			28					28	40	40, 31, 28		40, 28, 33						19, 20, 28, 1		
14 Velocidade do Movimento	40, 31	28, 33, 31					28, 40, 4	28, 40	40, 28, 7, 8						28, 40, 26, 5		19, 20, 11, 1		19, 20, 11	
15 Precisão de Fabrico			28, 40	28, 40, 31	40, 28, 26, 19							28, 40, 26		28, 40, 26, 5		40, 28, 31	6, 28, 26, 3	28, 26, 3	28, 26, 35	
16 Custo de Produção		40, 31	40, 26	40, 28	40, 28, 33		28, 26, 40	28, 40		40, 28, 26	40, 31, 26, 6	40, 28, 31				40, 28, 31	10, 19, 20, 40	28, 40, 26, 6	28, 40, 26	32, 31
17 Manutenção				40, 1	19, 20, 10, 1		19, 20, 30, 1	19, 20, 1		19, 20, 26, 1	19, 26, 20, 1		19, 20, 28, 1	19, 20, 11, 1	6, 28, 26, 3, 1	10, 19, 20, 40	28, 40, 20, 1	10, 19, 3, 19, 20, 1		
18 Complexidade de Fabric.		40					28			28, 40, 31					28, 26, 3	28, 40, 26, 6	10, 19, 20, 1	28, 33, 6, 26	28, 33, 32	40, 31, 32
19 Velocidade de Fabricac.		28												19, 20, 11	28, 26, 35	28, 40, 20, 1	3, 19, 20, 1	28, 33, 6, 26		
20 Grau de Personalização		31, 40, 32	32, 31	32	31	40					32, 33, 31, 28	33, 31, 26, 33	32, 31, 26, 33			32, 31		40, 31, 32		

Figura 43: Matriz de Contradições

Fonte: o autor

As principais soluções inventivas definidas pelas interseções da matriz de contradições foram o desenvolvimento de inovações em “substituição nos meios mecânicos”, “uso de materiais porosos”, “mudança de cor” e “utilização de materiais compósitos/ polímeros”. Seguindo estas recomendações optou-se pela fabricação da órtese pelo método de MA. A apresentação dos componentes da nova órtese dinâmica de punho e mão é descrita na secção a seguir.

#### 4.2.2. Análise de Soluções de Equivalência Biológica

Conforme descrito, a aplicação da metodologia de biomimética foi utilizada para avaliar possíveis soluções para as demandas inventivas. Foram avaliados os principais resultados de pesquisa bibliográfica das analogias biomecânicas com potencial de contribuição para bioinspiração na resolução das demandas inventivas. A pesquisa para o processo de bioinspiração foi fundamentada a partir das palavras chaves, sendo os resultados categorizados em dois subgrupos:

- Dinâmica de Movimento: com a abordagem de estudos relativos ao comportamento, causa e reação, do movimento
- Sinergismo do Movimento: com a abordagem de estudos relativos ao efeito coordenado do movimento;

A figura 44 apresenta a estruturação e as referências de bioinspiração da etapa de Análise de Soluções de Equivalência Biológica.

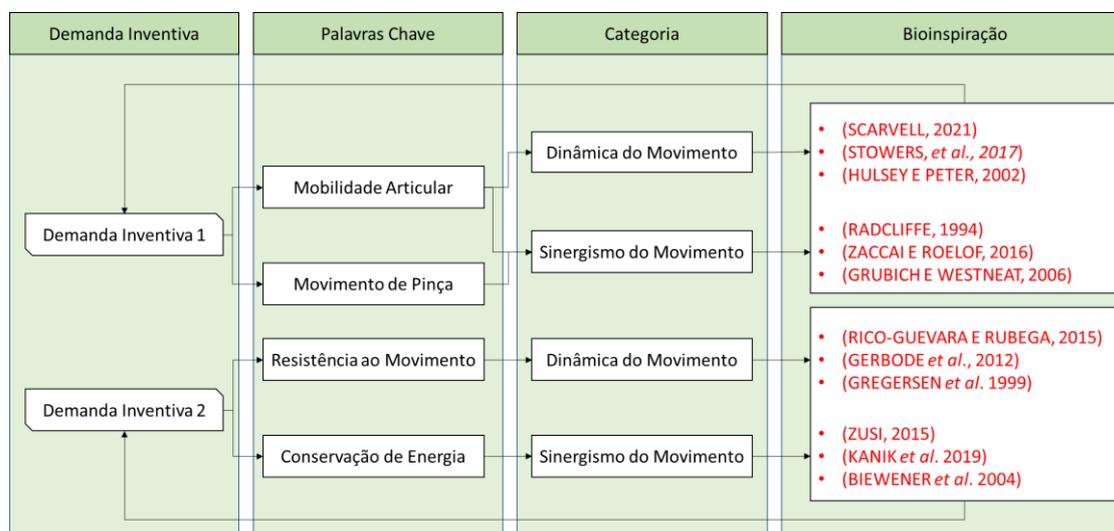


Figura 44: Estruturação das palavras-chave e referências de biomimética aplicadas  
Fonte: o autor

#### 4.2.3. Formulação dos Princípios Mecânicos de Funcionamento.

Para o projeto dos componentes referentes à primeira demanda inventiva foram analisados por bioinspiração a dinâmica dos ligamentos cruzados, anterior

e posterior, do joelho humano durante a marcha (Scarvell, 2021; Radcliffe, 1994) (Figura 45-a), a cinemática do bater de asas para sustentação e movimento ascendente dos pássaros (Stowers, *et al.*, 2017; Zaccai e Roelof, 2016) (Figura 45-b) e o comportamento do ligamento mandibular com base de sustentação no opérculo para o movimento mandibular de peixes labroides (Hulsey e Peter, 2002; Grubich e Westneat, 2006) (Figura 45-c). Os atributos de movimento definidos como bioinspiração para primeira demanda inventiva caracterizam movimentação das articulações causadas pela contração muscular de músculos adjacentes e subjacentes a partir de estímulos neuromusculares. Estes músculos, quando ativados, transferem, de maneira sinérgica, movimento a partir das inserções ósseas dos tendões. Para se assemelhar com o sinergismo de movimento descrito, a estrutura mecânica utilizada para a funcionalidade da órtese foi o mecanismo de quatro barras (Figura 45-d), que foi alocado na região da articulação metacarpofalangeana e na região da articulação de punho da órtese (Figura 45-e).

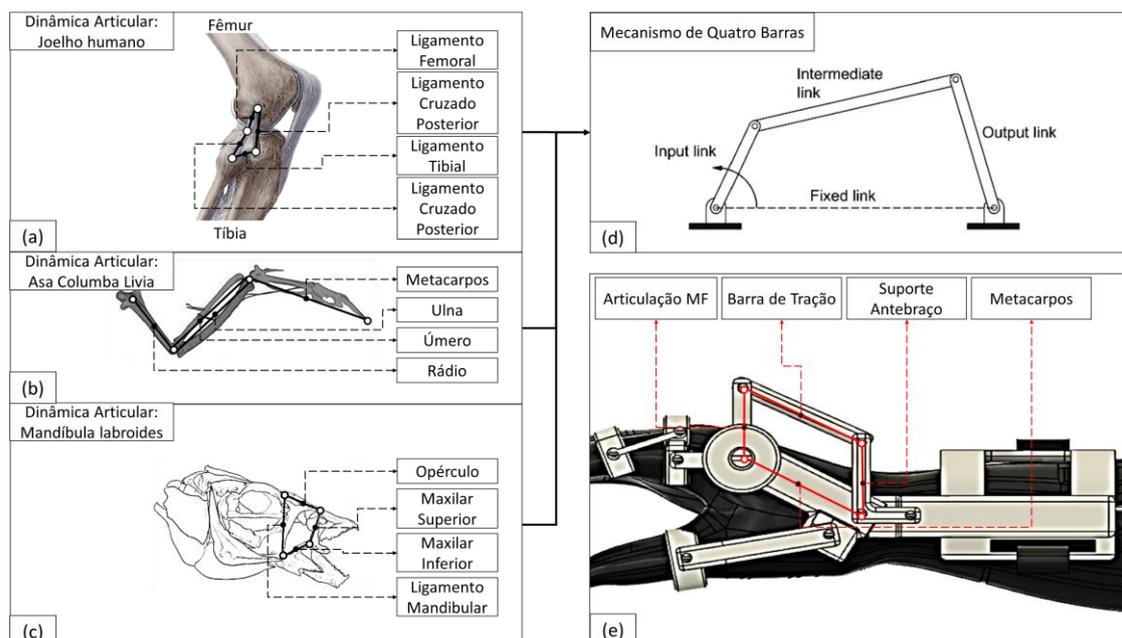


Figura 45: Estruturação dos princípios biomiméticos e princípios de funcionamento da primeira demanda inventiva (a) Dinâmica articular do joelho humano (b) dinâmica articular da asa (Columba Livia) (c) Dinâmica articular da mandíbula de labroides (d) Mecanismo de quatro barras (e) implementação do mecanismo de quatro barras na órtese dinâmica (projetal)

Fonte: o autor

A sistematização do mecanismo de quatro barras na órtese resultou em

três graus de liberdade para a órtese, sendo um grau de liberdade para a articulação do punho, um grau de liberdade para as articulações interfalangeana medial dos dedos indicador, médio anelar e mínimo e um grau de liberdade para as articulações interfalangeanas dos dedos indicador, médio anelar e mínimo. O dedo polegar, nesta órtese, permanece estático em posição funcional à 0°. Em repouso a órtese permanece na posição funcional do punho, com 20° de extensão e 15° de desvio ulnar do punho.

Para a segunda demanda inventiva as referências avaliadas por biomimética para o projeto dos componentes foram o sistema de torção e avanço da língua do beija flor (família Trochilidae) para captação do néctar no interior das flores (Rico-Guevara e Rubega, 2015; Zuzi,2015) (Figura 46-a)), o comportamento de tensão elástica regulável presentes na mecânica das fibras da gavinha do pepino (Gerbode et al., 2012; Kanik et al. 2019) (Figura 46-b)) e a conservação de energia elástica observada nas inserções ósseas a partir da contração do tríceps sural em animais vertebrados (Gregersen et al. 1999; Biewener et al. 2004) (Figura 46-c)). As referências definidas para bioinspiração da segunda demanda inventiva caracterizam o armazenamento e regulação de energia potencial elástica a partir de fibras, músculos e tendões. Para se assemelhar aos dispositivos biológicos de conservação de energia apresentados, foi alocado, de modo pivotante, uma mola de torção (Figura 46-d)) na região da articulação metacarpofalangeana referente ao dedo 02 (Figura 46-e)).

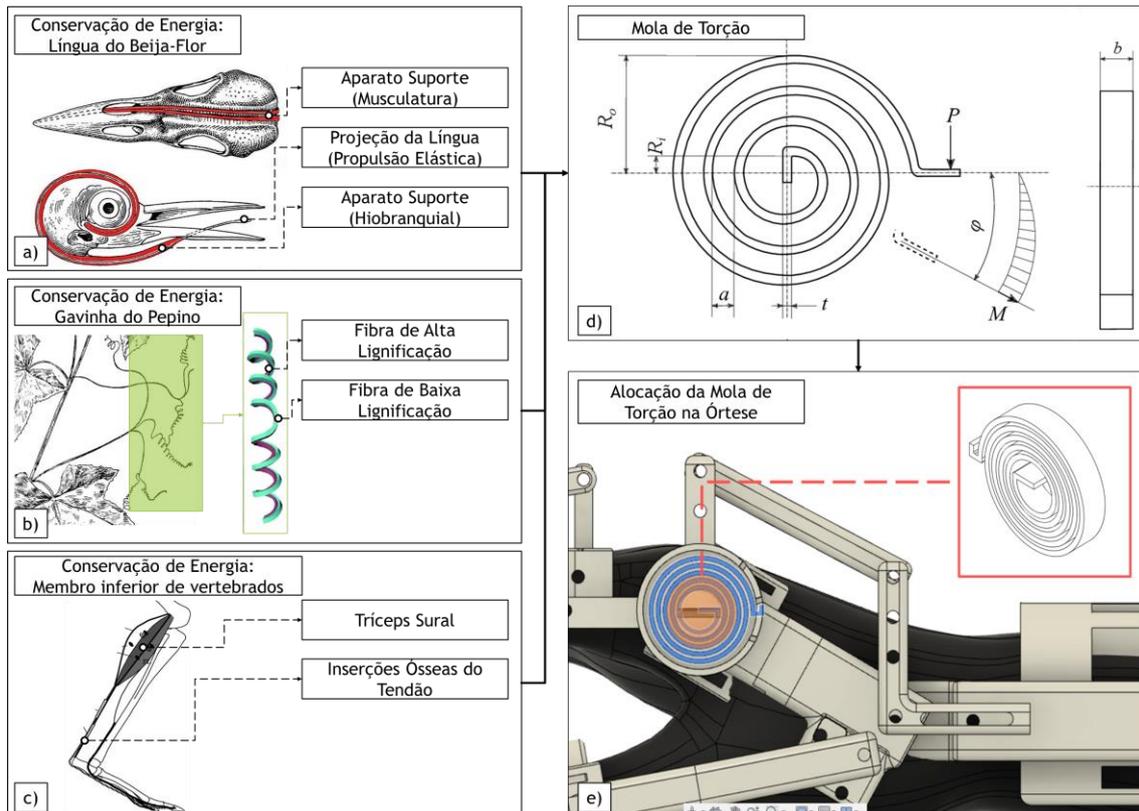


Figura 46: Estruturação dos princípios biomiméticos e princípios de funcionamento da segunda demanda inventiva (a) princípio de conservação de energia para propulsão da língua do beija-flor (b) princípio de conservação de energia para suporte da gavinha do pepino (c) princípio de conservação para membro inferior de vertebrados em corrida (d) representação de mola de torção (e) implementação da mola de torção na órtese dinâmica (projetual)

Fonte: o autor

O objetivo de alocação da mola de torção é manter a extensão de punho à  $20^\circ$  e conservar energia a partir da flexão do punho. Ao segurar um objeto que demande extensão do punho superior à  $20^\circ$  ou flexão inferior à  $20^\circ$  a torção da mola tende a acumular energia e movimentar os dedos, causando preensão no objeto. A mola de torção posiciona o componente modular da órtese referente aos metacarpos dos dedos anelar, médio, indicador e mínimo na posição funcional da mão. Para a realização do movimento é preciso realizar força mínima de flexão de punho.

A força de preensão nos dedos atua como uma alavanca com disposição do eixo pivotante na mola de torção. O momento da força varia de acordo com a angulação de deslocamento da mola a partir do repouso. Neste sentido, a angulação da mola, e, portanto, o momento da força no componente modular da

falange medial, varia de indivíduo para indivíduo. A equação abaixo demonstra o cálculo do momento de força considerando a deflexão da mola. O Anexo E apresenta a memória de cálculo para a equação do momento.

$$M = \frac{E \times b \times t^3 \times \theta}{12 \times L}$$

Onde:

E = o modulo de elasticidade do material de fabricação da mola

b = a largura da tira da mola

t = a espessura da tira da mola

$\Theta$  = o ângulo de deflexão da mola

L = o comprimento efetivo da mola

Para o desenvolvimento das peças e componentes mecânicos da nova órtese dinâmica de punho e mão foi utilizado o software Fusion 360 V.2.0.8407. Ao todo, foram desenvolvidas onze peças distintas necessárias para a promoção da reabilitação, transferência de movimento e funcionalidade da órtese. A visão geral da órtese dinâmica desenvolvida é demonstrada na Figura 47. O Anexo D apresenta a descrição das peças do dispositivo individualmente.



Figura 47: Projeto conceitual da órtese dinâmica  
Fonte: o autor

O modelo da nova órtese dinâmica de punho e mão foi fabricado pela técnica de MA SLS e avaliado, de maneira preliminar, nos quesitos de funcionalidade de movimento e força de preensão. O processo de fabricação durou cerca de 8 horas, enquanto a montagem das peças durou cerca de 30 minutos. A montagem do dispositivo é altamente modular, sendo que, a adaptação da órtese aos diferentes indivíduos demanda apenas a troca de duas peças específicas. A Figura 48 apresenta o modelo fabricado da órtese dinâmica.

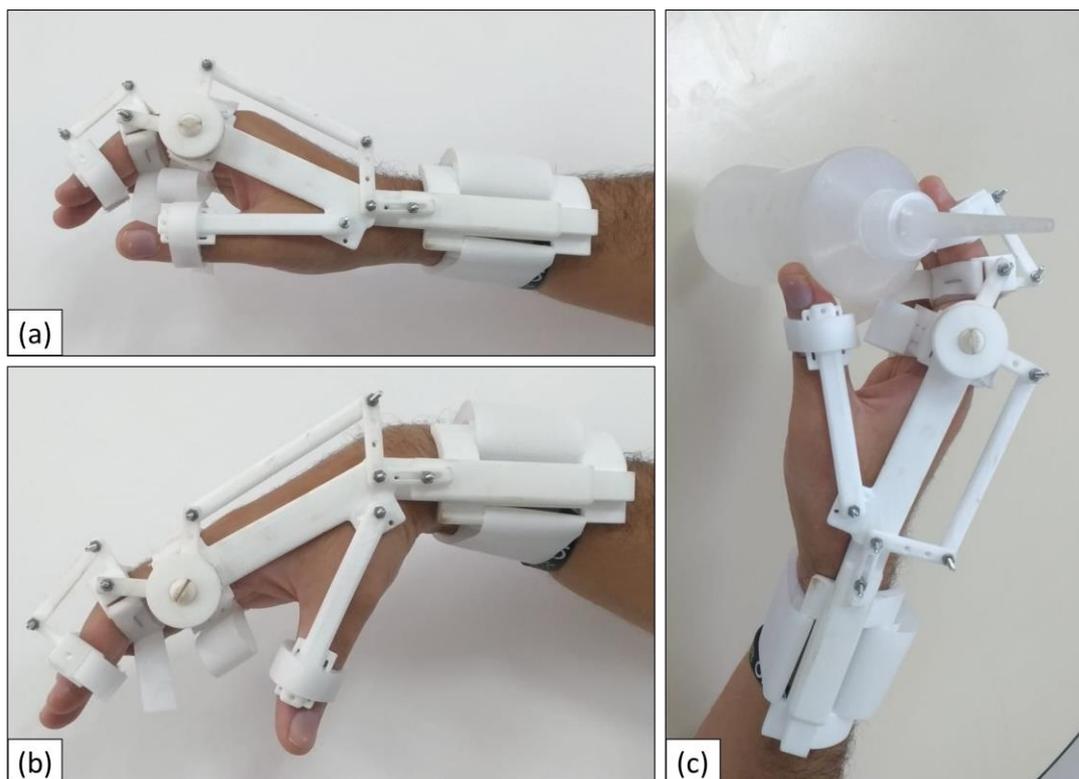


Figura 48: Órtese dinâmica impressão (a) posição funcional (b) flexão do punho e extensão dos dedos (c) movimento de pinça cilíndrica.

Fonte: arquivo próprio do autor

#### 4.2.4. Validação de Funcionalidade: Estudo quasi-experimental

O estudo quasi-experimental foi desenvolvido a partir da análise do banco de dados de crianças atendidas na AMR, no qual o recrutamento se deu por divulgação em mídia impressa e digital. A amostra que contemplou os requisitos necessários para o critério de inclusão totalizou 12 crianças sendo que, 02 crianças descontinuaram a participação no estudo por dificuldade de deslocamento e incapacidade de realizar o teste clínico no decorrer da intervenção (Figura 49). Ao todo, foram analisadas a participação de 02 indivíduos do sexo masculino e 08 indivíduos do sexo feminino, com idade média e 13 anos ( $\pm 3,7$  anos), sendo 07 crianças com mão dominante direita e 03 crianças com mão dominante esquerda.

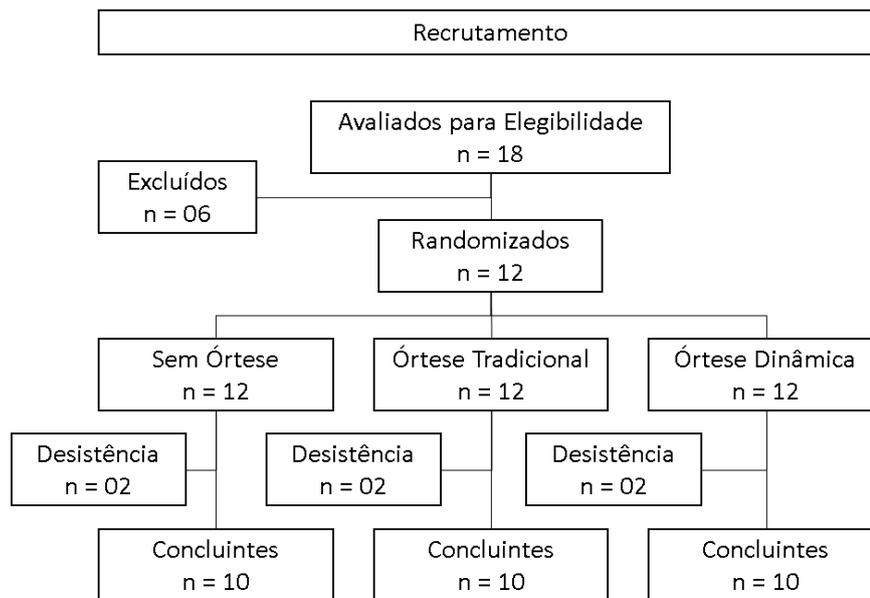


Figura 49: Diagrama de desenvolvimento do estudo quase-experimental  
Fonte: o autor

### Teste Box and Block: Número de Blocos

Os resultados estatísticos (Anexo F) da intervenção clínica (análise de número de blocos) nos 10 indivíduos demonstraram média de 9,75 (DP = 5,38;  $\sigma\bar{x} = 1,70$ ) blocos com a utilização da órtese tradicional, 14,90 (DP = 6,05;  $\sigma\bar{x} = 1,91$ ) blocos com a intervenção sem a utilização de órtese e 17,49 (DP = 6,77;  $\sigma\bar{x} = 2,14$ ) com a utilização da órtese dinâmica (Figura 50).

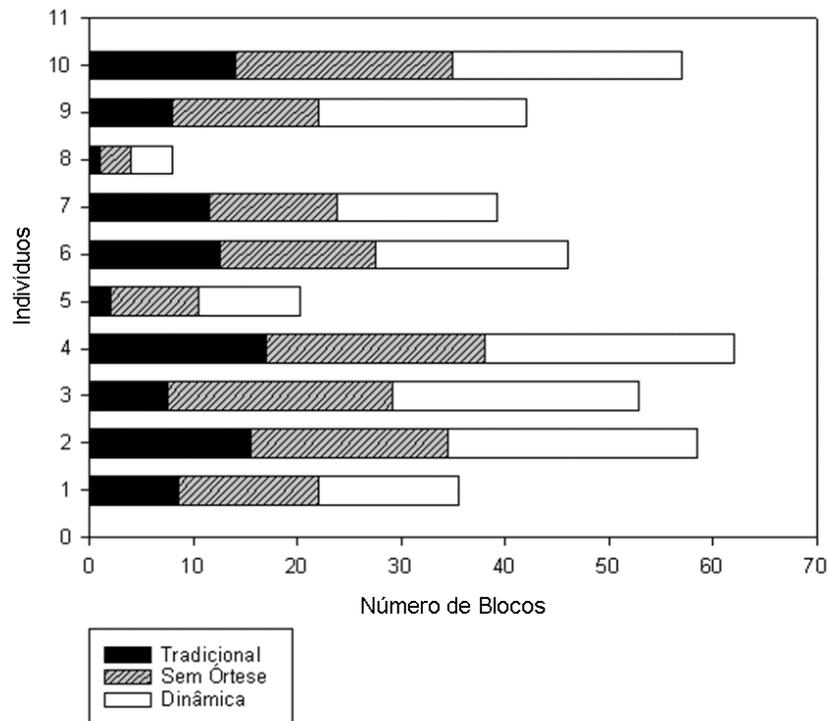


Figura 50: Resultado individual do teste box and block  
 Fonte: o autor

Os testes de Shapiro-Wilk e Brown-Forsythe demonstraram normalidade e homocedasticidade para os dados avaliados ( $P = 0,054$ ;  $P = 0,609$ ) e o de análise de variância indicou diferença significativa entre as intervenções analisados ( $F = 29,07$ ;  $p < 0,001$ ). O *post hoc* de Tukey detectou diferença significativa entre a intervenção com a órtese dinâmica e a intervenção sem a órtese ( $p < 0,001$ ) e diferença significativa entre a intervenção sem a órtese e a intervenção com a órtese tradicional ( $p < 0,001$ ). Todavia, não foi indicado diferença significativa na comparação entre a intervenção com a órtese dinâmica e a intervenção sem a órtese ( $p = 0,060$ ) (Figura 51).

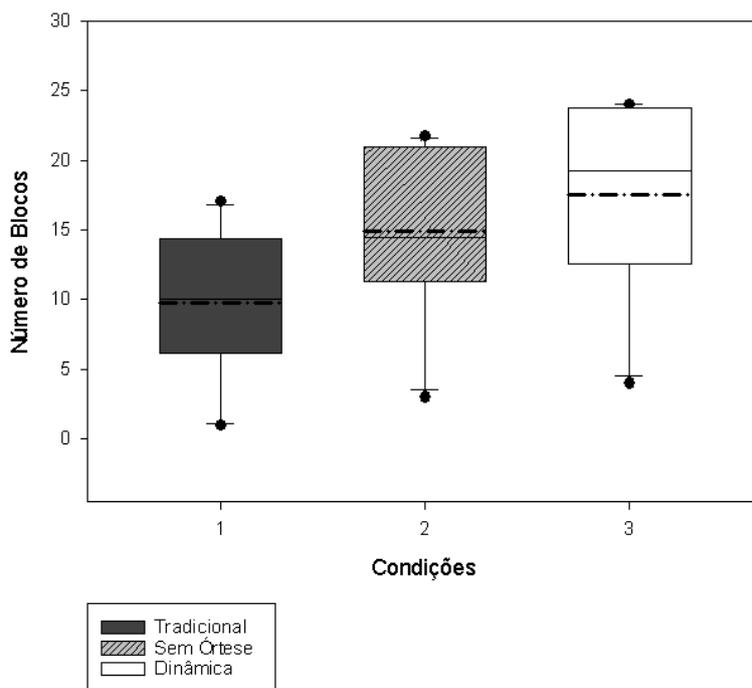


Figura 51: Média e desvio padrão das intervenções clínicas analisadas  
Fonte: o autor

### Teste Box and Block: Velocidade de Execução

A análise de variância do tempo de execução dos testes (ANEXO G), considerando a velocidade de execução (blocos / segundo), apresentou diferença significativa entre as intervenções (qui quadrado = 19,53 (2 DOF);  $p < 0,001$ ), com média de 0,16 blocos/ segundo (DP = 0,10) com a utilização da órtese tradicional, 0,24 blocos/ segundo (DP = 0,19) sem a utilização de órtese e 0,32 blocos / segundo (DP = 0,21) com a intervenção com a órtese dinâmica. O *post hoc* de Tukey detectou diferencia significava entre a intervenção com a órtese dinâmica e a intervenção sem a órtese ( $p < 0,001$ ) e diferença significativa entre a intervenção sem a órtese e a intervenção com a órtese tradicional ( $p = 0,049$ ). Assim como na análise do número de blocos, não foi indicado diferença significativa na comparação entre a intervenção com a órtese dinâmica e a intervenção sem a órtese ( $p = 0,109$ ).

## 5. DISCUSSÃO

O capítulo em questão compreende a análise crítica dos resultados alcançados no PDP 1 e no PDP 2 e como estes resultados podem contribuir para a discussão acadêmica de estudo correlacionados.

### 5.1. PDP 1: Desenvolvimento de um Modelo de Órtese de Posicionamento a Partir de Otimização de Superfície – Discussão

Em comparação com o modelo de órtese de posicionamento otimizada produzido por Impressão 3D, a órtese tradicional apresentou deslocamento de superfície máximo 171,17% maior, de acordo com os parâmetros de restrição Analisados. A Figura 52 apresenta o gráfico de deslocamento em função da tensão observada para a órtese tradicional e a órtese fabricada por impressão 3D. Nota-se que a atuação das forças aplicadas na órtese tradicional provoca uma deformação mais acentuada no modelo em comparação com a órtese fabricada por impressão 3D. Também foi observado na órtese fabricada por Impressão 3D a redução de 35,48% do volume de material e redução de 17,56% do peso da órtese, em comparação com a órtese tradicional.

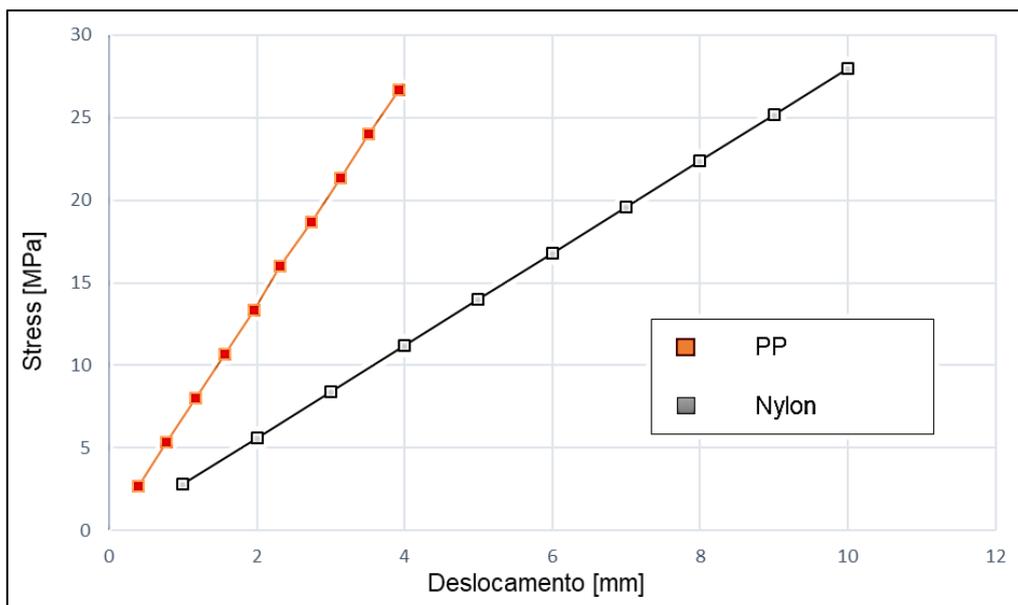


Figura 52: Gráfico comparativo de deslocamento em função da tensão - PP e Nylon

Fonte: o autor

Devido à redução de volume causada pela OT e ao preço de compra dos materiais analisados o modelo fabricado da órtese otimizada demonstra menor custo de produção (R\$ 25,07) se comparado com o custo de produção da órtese tradicional fabricada por PP (R\$ 36,30) e o custo médio de produção da órtese fabricada por termoplásticos de baixa temperatura, como orfit e ezeform (R\$ 120 – R\$ 145,00). Estudos como Popescu et al. (2020) e Paterson et al. (2015) também demonstram a viabilidade econômica da produção de talas manuais pela AM. A Tabela 7 demonstra a relação de custos dos principais equipamentos utilizados na produção das talas segundo O SIGEM (Sistema de Informação e Gerenciamento de Equipamentos e Materiais Permanentes) e a Tabela 8 demonstra os custos dos materiais (Cotação - BRL 2021).

Tabela 7 Relação custo médio equipamento / maquinário na produção de talas manuais

Equipamentos		
Órtese Tradicional (PP)	Sucção para Termoformagem	R\$ 26.500,00
	Forno Infravermelho	R\$ 159.000,00
Órtese Tradicional (Termoplástico de Baixa Temperatura)	Aquecedor Elétrico	R\$ 55,00
Órtese Otimizada (MA)	Scanner	R\$ 3.118,00
	Máquina FDM	R\$ 25.119,00

Fonte: SIGEM, 2020

Tabela 8: Relação de custo de material na produção de talas de mão

Materiais		
Órtese Tradicional (PP)	Gesso (1500 g)	R\$ 5,00
	Placa de PP (300 mm <sup>2</sup> )	R\$ 31,30
Órtese Tradicional (Termoplásticos de Baixa Temperatura)	Placa de Termoplástico de Baixa Temperatura (300 mm <sup>2</sup> )	R\$ 120,00- R\$ 145,00
Órtese Otimizada (MA)	Filamento Base - Nylon (39.61 cm <sup>3</sup> )	R\$ 14,79
	Filamento Suporte - Nylont (27.54 cm <sup>3</sup> )	R\$ 10,28

Fonte: o autor

No contexto do estudo clínico realizado para comparação da temperatura, a utilização da órtese tradicional fabricada em PP demonstrou maior aquecimento (máxima de 39,7°C) e, portanto, desconforto térmico na percepção do voluntário da pesquisa. Não houve relato por parte do voluntário de pesquisa

de desconforto térmico causado pela utilização da órtese otimizada fabricada em Nylon, que obteve medição de temperatura máxima em 36,4°C. A figura 53 apresenta as variações de temperatura das duas órteses no decorrer do tempo de utilização.

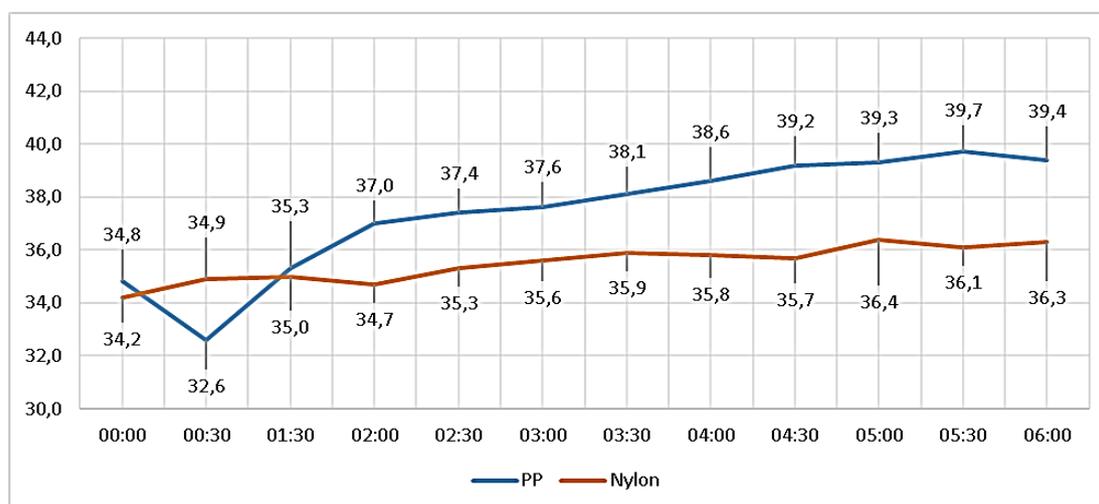


Figura 53: Variação de temperatura para órtese tradicional (PP) de otimizada (Nylon) no decorrer do tempo de análise  
Fonte: o autor

Outros estudos apresentam o processo de fabricação de órteses estáticas de mão por MA, como o de Cazon et al. (2017), que aborda a validação de órteses de mão por AEF de Palousek et al. (2014), que apresenta o processo completo de design de órteses de mão por MA. Como contribuição o PDP 1 traz, além do processo de projeto e validação de uma órtese de mão otimizada por MA, uma comparação, no âmbito de resistência mecânica (por simulações virtuais estáticas) e termal (a partir de um estudo clínico piloto de análise termográfica) de uma órtese de mão fabricada por MA, a partir de implementação de TO e uma órtese de mão tradicional fabricada por Termomoldagem em PP.

## 5.2. PDP 2: Desenvolvimento de uma órtese dinâmica de ativação mecânica por flexão e extensão de Punho – Discussão

Considerando o processo de posicionamento para efetivar a reabilitação da mão plégica, a intervenção com a novo modelo de órtese dinâmica desempenhou atuação satisfatória na imobilização articular da mão e

consequente minimização de contraturas musculares. Observou-se pós-intervenção a redução da ação restritiva dos tendões flexores, o que permitiu ao usuário, em repouso articular, a extensão de punho e dedos (Figura 54).

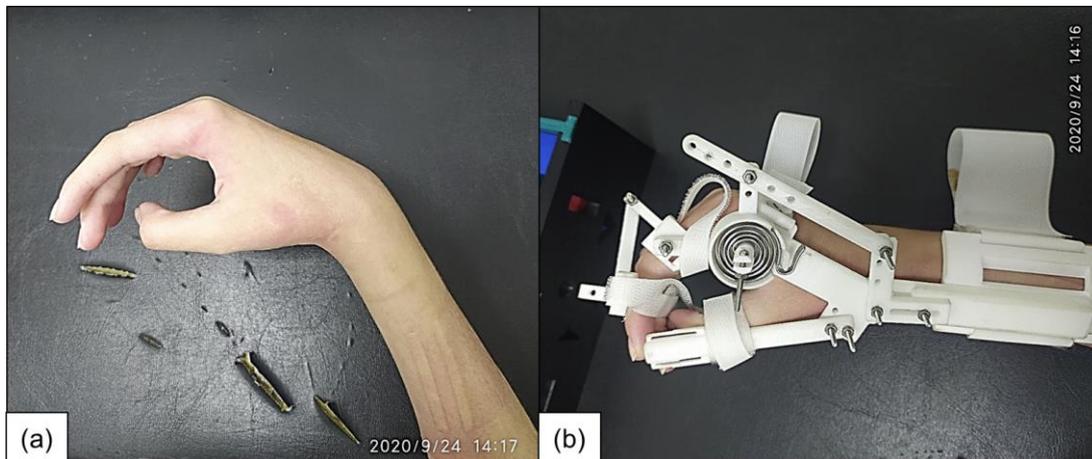
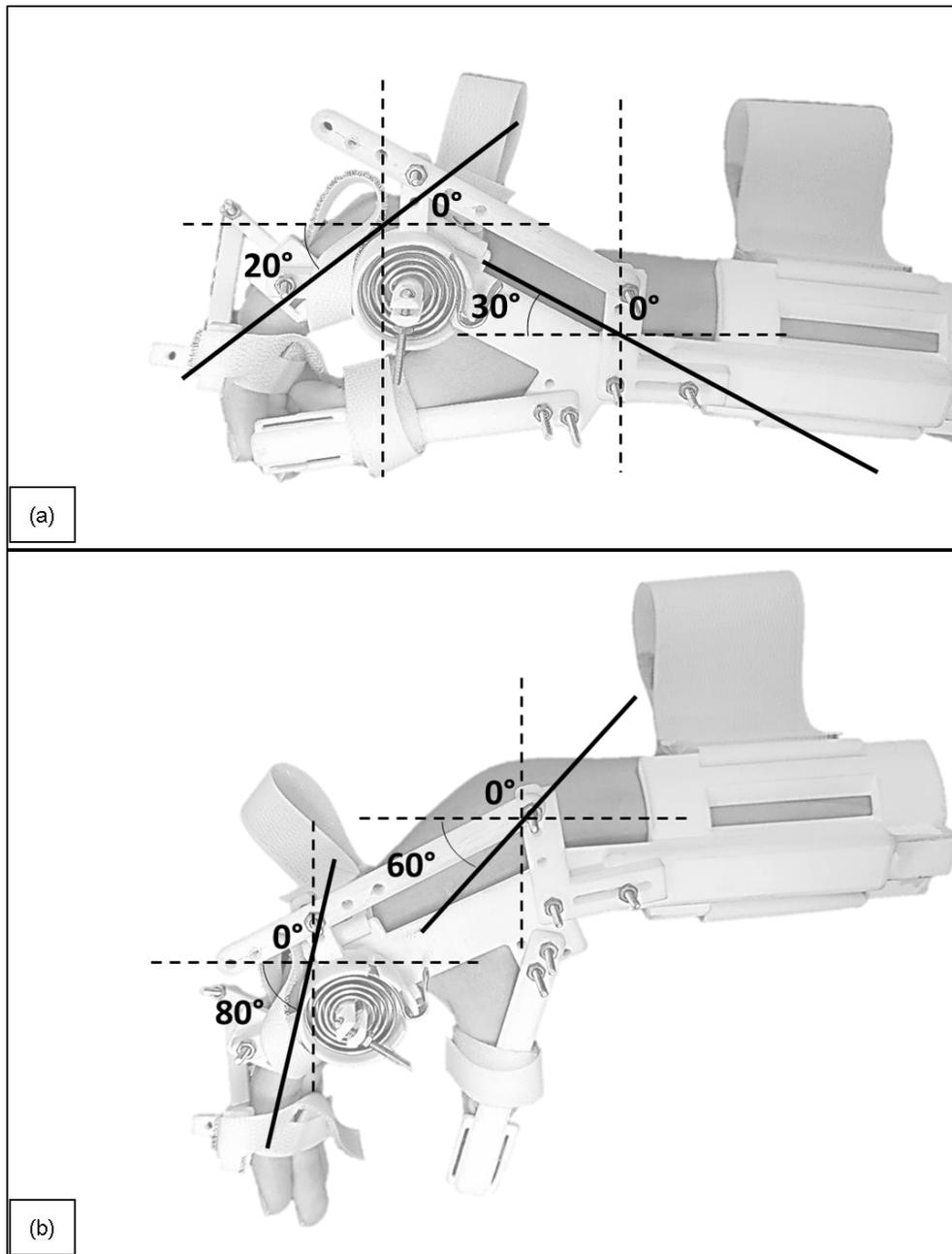


Figura 54: Posicionamento funcional da órtese: implementação (a) membro plégico (b) intervenção com a nova órtese dinâmica

Se tratando da funcionalidade da mão, a intervenção com a órtese dinâmica demonstrou possibilidade de amplitude articular dos movimentos de flexão de punho e extensão de dedos para a realização de movimentos de preensão (Figura 55). A alocação da mola de torção na região da articulação metacarpofalangeana em conjunto com a barra de tração alocada na região dos metacarpos possibilitou o retorno espontâneo do posicionamento da mão após o movimento de flexão de punho.



*Figura 55:* Posicionamento funcional da órtese: métricas (a) posicionamento do membro em repouso (b) posicionamento do membro em movimento de flexão de punho

A análise do movimento do teste *box and block* demonstrou que o posicionamento do membro do indivíduo sem intervenção de órtese apresentava flexão de punho, tanto na fase de segurar o bloco (Figura 56-a) quanto na fase de soltar o bloco (Figura 56-b). Esta característica de movimento se demonstrou eficaz para a funcionalidade da mão, porém, este posicionamento não permite a imobilização articular, e, portanto, repouso do membro para o processo eficaz de

reabilitação. Por outro lado, a intervenção com a órtese funcional estática restringiu a flexão do punho, tanto para segurar o bloco (Figura 56-c), quanto para soltar o bloco (Figura 56-d) no teste *box and block*. Esta característica demonstrou ser eficaz para manter o posicionamento adequado ao repouso articular, todavia não favoreceu a funcionalidade do membro. A órtese dinâmica proposta por este estudo apresentou posicionamento de flexão da mão ao segurar o objeto (Figura 56-e) e, logo após o movimento de apreensão, na fase de soltar o bloco (Figura 56-f), a órtese posicionou a mão do paciente em extensão de acordo com os parâmetros de imobilização articular. Esta característica de movimento permitiu a funcionalidade da mão e o repouso articular ao se finalizar o movimento funcional.

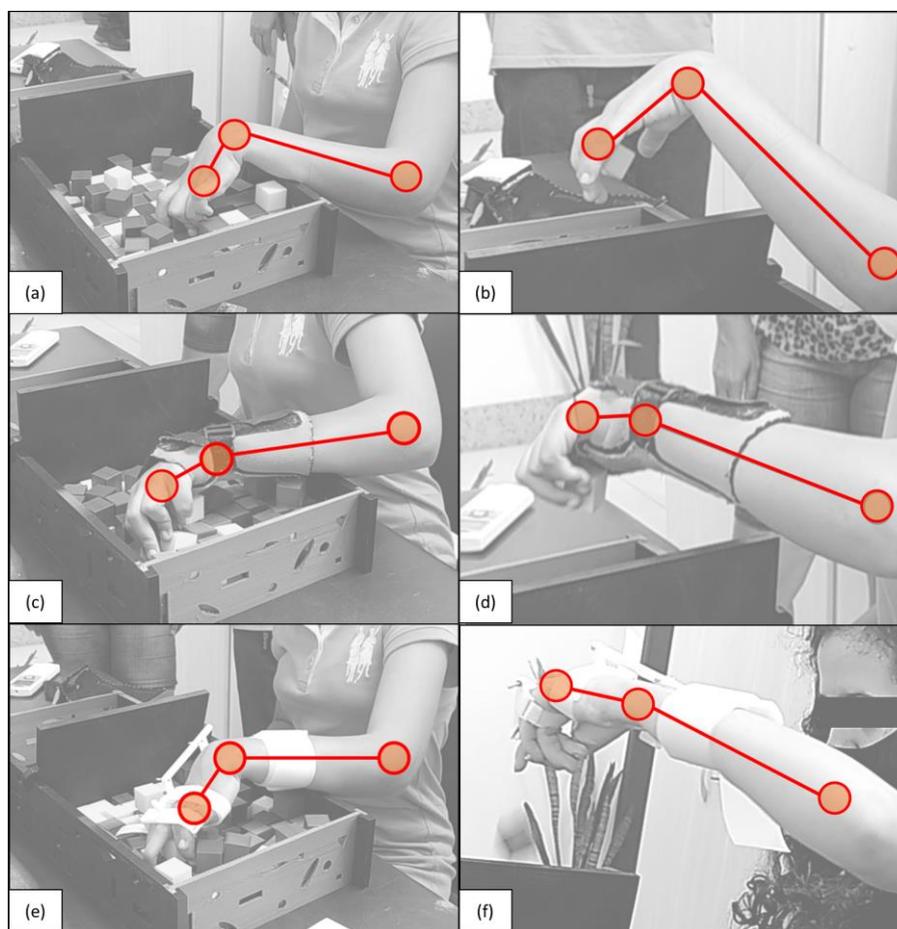


Figura 56: Movimentos do punho e mão no teste *box and block* (a) posicionamento do punho e mão para segurar o bloco no teste sem a órtese (b) posicionamento do punho e mão para soltar o bloco no teste sem a órtese (c) posicionamento do punho e mão para segurar o bloco no teste com a órtese semi funcional (d) posicionamento do punho e mão para soltar o bloco no teste com a órtese semi funcional (e) posicionamento do punho e mão para segurar o bloco no teste com a órtese dinâmica (f) posicionamento do punho e mão para soltar o bloco no teste com a órtese dinâmica  
Fonte: o autor

## 6. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho apresentou a criação do PDP de duas órteses, sendo uma órtese estática, de posicionamento, e outra órtese dinâmica, de auxílio à funcionalidade da mão. Ambas as órteses tiveram desenvolvimento fundamentado nos parâmetros anatômicos de funcionalidade, voltadas para crianças com PC e manufaturadas por MA.

Os resultados da órtese estática demonstraram a viabilidade da órtese desenvolvida em termos de resistência mecânica e eficácia para a reabilitação. Em comparação com a órtese convencional, fabricada por PP, a nova órtese estática de nylon apresentou as possibilidades de redução de peso, menor custo de produção, e diversificação do projeto. Observou-se que a variação de temperatura ocasionada pelo da nova órtese estática é inferior à variação de temperatura ocasionada pelo uso do modelo tradicional. Esse fator pode resultar em redução do desconforto térmico para o paciente.

Entre as vantagens da órtese de posicionamento fabricada em nylon está a possibilidade de aumento da distribuição dos dispositivos, devido ao custo de fabricação reduzido. Em países em desenvolvimento como o Brasil, a distribuição de órteses pelo Sistema Nacional de Saúde é limitada devido, dentre outros fatores, ao alto custo dos termoplásticos, a maioria dos quais são importados. Entretanto, para uma avaliação completa dos impactos econômicos, é necessário considerar outras variáveis que afetam diretamente o valor do produto, tais como custos de mão-de-obra, custos logísticos e viabilidade do tempo de produção.

Com relação a nova órtese dinâmica e punho e mão foi observado o potencial de abrangência do dispositivo para aplicação em crianças com PC, visto que as órteses de incremento de funcionalidade normalmente apresentam complexidade de manufatura e utilização, e a órtese proposta por este trabalho, apresenta acionamento funcional simplificado e manufatura modular.

Processo de Modelagem de Depósitos (FDM). A disponibilidade de órteses em formatos individualizados melhora a identificação do indivíduo com o dispositivo e pode aumentar a aceitação do paciente ao usar a órtese.

Com relação às limitações do processo pode-se destacar o longo tempo de produção demandado pela órtese. Estudos, como os de Kim e Jeong (2015), que propuseram um modelo híbrido de órteses de mão e Popescu *et al.* (2020), que propuseram uma aplicação para a fabricação escalável de modelos virtuais órteses, são necessárias para melhorar a viabilidade do tempo de produção dos dispositivos.

## 7. REFERENCIAS

- 1 ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). NBR 13966: Móveis para escritório – Mesas – Classificação, características físicas, dimensionais e ergonômicas, requisitos e métodos de ensaio. Rio de Janeiro, 2008.
- 2 Norma Regulamentadora (NR) nº 17.vBrasil. Ministério do Trabalho. Manual de aplicação da Norma Regulamentadora nº 17. 2a ed.Brasília: Secretaria de Inspeção do Trabalho; 2002.
- 3 3D Systems ProX 500 SLS Production 3D Printer. 3D Systems Corporation 2013
- 4 3D Systems, Inc. Sense 3D scanner user guide. 2014
- 5 AGNELLI, L. B.; TOYODA, C. Y. “Estudo de materiais para confecção de órtese e sua utilização prática por terapeutas ocupacionais no Brasil”, Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar, São Carlos, Vol. 11, pp. 11-12. 2003
- 6 ALI, M., OTEPBERGENOV T., BATAY S., e KUROKAWA S. "Shape Optimization Technique in 3D Printing". Proceedings of the 2019 3rd International Conference on Automation, Control and Robots. pp. 96-101
- 7 ALLAIRE G., JOUVE F., TOADER A. A level-set method for shape optimization. Comptes Rendus Mathematique Vol.334(12) pp.1125–1130. 2002
- 8 ALTSHULLER, G. 40 Principles - TRIZ Keys to Technical Innovation. Technical Innovation Center. 2002
- 9 ALTSHULLER, G. Creativity as an Exact Science. The Theory of the Solution of Inventive Problems,. Gordon and Breach Publishers. 1995
- 10 AMERICAN SOCIETY OF HAND THERAPISTS. Splint Classification System. Garner, NC: The American Society of Hand Therapists; 1992.
- 11 ARJUN, A., SAHARAN, L., & TADESSE, Y. Design of a 3D printed hand prosthesis actuated by nylon 6-6 polymer based artificial muscles.IEEE International Conference on Automation Science and Engineering (CASE). 2016

- 12 ARNER M, ELIASSON A-C, NICKLASSON S, SOMMERSTEIN K, HÄGGLUND G. Hand function in cerebral palsy. Report of 367 children in a population-based longitudinal health care program. *The Journal of hand surgery*. V. 33(8):1337-47. 2008
- 13 ARNOULD, C., PENTA, M., & THONNARD, J. L. Hand impairments and their relationship with manual ability in children with cerebral palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 39, 708–714. 2007
- 14 ASHT - AMERICAN SOCIETY OF HAND THERAPISTS, Education. Disponível em < <https://www.asht.org/education> > Acesso em 12 de agosto de 2020
- 15 BACK, Nelson; OGLIARI, André; DIAS, Acires; SILVA, Jonny Carlos da. Projeto integrado de produtos: planejamento, concepção e modelagem. Barueri: Manole, 2008.
- 16 BARONIO, G., HARRAN, S., & SIGNORONI, A. A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process. *Applied Bionics and Biomechanics*, pp. 1–7. 2016
- 17 BARROSO PN, VECCHIO SD, XAVIER YR, SESSELMANN M, ARAÚJO PA, PINOTTI M. Improvement of hand function in children with cerebral palsy via an orthosis that provides wrist extension and thumb abduction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. V. 26: 937–943. 2011
- 18 BARROSO, P. N. Nova órtese de extensão de punho e abdução de polegar para crianças com paralisia cerebral: avaliação de suas contribuições para o incremento da funcionalidade manual. Universidade Federal de Minas Gerais. 2010
- 19 BICKEL, B.; CIGNONI, P.; MALOMO, L.; PIETRONI, N.. State of the Art on Stylized Fabrication. *Computer Graphics Forum*. V. 37. pp. 325–342 2018
- 20 BOSE S., KE D., SAHASRABUDHE H., BANDYOPADHYAY A. Additive manufacturing of biomaterials. *Progress in Materials Science* V. 93, pp: 45-111. 2018;
- 21 BRANCO P. S. e E. AL., Temas de Reabilitação: Ortóteses e outras ajudas técnicas. 2008.
- 22 BRAND, P.W.; BEACH, R. B.; THOMSEN, D..E. Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand. *Journal of Hand Surgery*, v.6, pp. 201-209, 1981.

- 23 BRAND, W. *Clinical Mechanics of the Hand*. St. Louis, Missouri. 1993.
- 24 BRORSSON S. *Analysis with a new force measuring device and ultrasound examination in rheumatoid arthritis and healthy muscles*. Thesis. University of Gothenburg, Department of Hand Surgery. 2008
- 25 BROWN C, HURST A. Viztouch: automatically generated tactile visualizations of coordinate spaces. TEI '12 Proceedings of the Sixth International Conference on Tangible, Embedded and Embodied Interaction. Kingston, Ontario, Canada: Association for Computing Machinery; pp.131-138. 2012
- 26 BUCKNER WS. ARTRITE. IN: Pedretti LW, Early MB. *Terapia ocupacional: capacidades práticas para as disfunções físicas*. 5a ed. São Paulo: Roca; 2005. p.847-74.
- 27 BURTNER, P., QUALLS, C., & WOOLLACOTT, M. Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy. *Gait & Posture*, V. 8. pp: 163–174. 1998
- 28 CARDOSO, C. M. C.; BARBOSA, D. M.; SILVA, P. N. Órteses: conceitos, tipos e propriedades. In: BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Técnico em órteses e próteses: livro-texto*. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Departamento de Gestão do Trabalho na Saúde – Brasília: Ministério da Saúde, Cap. 7, p. 189-260, 2014.
- 29 CAZON, A., KELLY, S., PATERSON, A. M., BIBB, R. J., e CAMPBELL, R. I. Analysis and comparison of wrist splint designs using the finite element method: Multi-material three-dimensional printing compared to typical existing practice with thermoplastics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, V. 231, pp. 881–897. 2017
- 30 CHANG, K., CHANG, J.-H., HUANG, M.-W., & LEE, L.-Y. Innovative orthosis for phalanx extension neurofacilitation (iOPEN) — Development of a 3D-printed hand orthosis for chronic stroke patient. *IEEE International Conference on Applied System Invention (ICASI)*. 2018
- 31 CLARK, G. L.; WILGIS, E. F.; AIELLO, B. *Hand Rehabilitation (A Practical Guide)*. 2 ed. Philadelphia: Churchill Livingstone. Cap.02, 1998.

- 32 COLE T., DUCAN J. Splinting - An adjunct in the management of hypertonicity. The Royal Children's Hospital Melbourne. Disponível em <[https://www.rch.org.au/uploadedFiles/Main/Content/handtherapy/splinting\\_management\\_of\\_Hypertonicity.pdf](https://www.rch.org.au/uploadedFiles/Main/Content/handtherapy/splinting_management_of_Hypertonicity.pdf)> acesso em 31 de agosto de 2020. 2014
- 33 COPLEY J, KUIPERS K. The hypertonicity intervention planning model for upper limb neurorehabilitation. In Neurorehabilitation of the upper limb across the lifespan: managing hypertonicity for optimal function. Hoboken (NJ): John Wiley & Sons. p. 54–79. 2014
- 34 COPPARD BM, LOHMAN H. Introduction to Orthotics: A Clinical Reasoning & Problem-Solving Approach. St Louis: Elsevier; 2015
- 35 COSTA, M. H. P. C.; COSTA, M. A. B. T.; PEREIRA, M. F. Perfil clínico-epidemiológico de pacientes com Paralisia Cerebral assistidos em um centro de Odontologia do Distrito Federal. Comunicação em Ciências da Saúde, Brasília, v. 18, pp. 129-139, 2007
- 36 CRAJE, C., AARTS, P., NIJHUIS-VAN DER SANDEN, M., & STEENBERGEN, B. Action planning in typically and atypically developing children (unilateral cerebral palsy). Research in Developmental Disabilities, V. 31, 1039–1046. 2010
- 37 CRAJE, C., VAN ELK, M., BEEREN, M., VAN SCHIE, H. T., BEKKERING, H., & STEENBERGEN, B. Compromised motor planning and motor imagery in right hemiparetic cerebral palsy. Research in Developmental. V, 31, 1313–1322. 2010
- 38 DAMIANO D. L., "Rehabilitative Therapies in Cerebral Palsy: The Good, the Not as Good, and the Possible," Journal of Child Neurology, vol. 24, pp. 1200-1204, 2009.
- 39 DE SOUSA JUNIOR, Ricardo Rodrigues et al. Tradução e avaliação das propriedades psicométricas do teste challenge para crianças e adolescentes com paralisia cerebral. 2019. Dissertação de mestrado. Programa de pós-graduação em Ciências da Reabilitação. EEEFTTO, UFMG. 2019.
- 40 DEBICKI, D. B., GRIBBLE P. L. Kinematics of wrist joint flexion in overarm throws made by skilled subjects. Exp Brain Res V.154. pp. 382-394. 2004

- 41 DESHAIES LD. Órteses de membro superior. In: Trombly CA, Radomski MV. Terapia ocupacional para as disfunções físicas. 5a ed. São Paulo: Santos. 2005
- 42 DORENFELD, E., WOLF, R., e ZEVESKA, S. Design of a powered hand orthosis. MajorQualifying Qualifying. Worcester Polytechnic Institute. 2013.
- 43 ELIASSON AC, GORDON AM, FORSSBERG H. Basic coordination of manipulative forces of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*; V.33; pp.661-70. 1991
- 44 ELIASSON AC, KRUMLINDE-SUNDHOLM L, RÖSBLAD B, BECKUNG E, ARNER M, ÖHRVALL AM, ROSENBAUM P. The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. pp. 549-554. 2006
- 45 ELIASSON, A.-C., KRUMLINDE-SUNDHOLM, L., RÖSBLAD, B., BECKUNG, E., ARNER, M., ÖHRVALL, A.-M. E ROSENBAUM, P. The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental Medicine & Child Neurology*, V. 48, pp. 549. 2006
- 46 ELLIOTT C, REID S, HAMER P, ALDERSON J, ELLIOTT B. Lycra(®) arm splints improve movement fluency in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. V. 2: 214–219. 2011.
- 47 ELTHAM MG, LEDEBT A, DECONINCK FJ, SAVELSBERGH GJ. Assessment of neuromuscular activation of the upper limbs in children with spastic hemiparetic cerebral palsy during a dynamical task. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2010;20(3):448 - 56.
- 48 EMMONS, K.R.; NEWLAND, E. Intent to prevent. *Rehab Management*, 22(2), p.34- 36, 2009
- 49 ESLAMI, A. Integrating Reverse Engineering and 3D Printing for the Manufacturing Process. ASEE Annual Conference & Exposition Proceedings. 2017
- 50 FAIRHURST C., Cerebral Palsy; The Whys and Hows, *Arch Dis Child Educ Pract Ed*, vol. 97, pp. 122-131, 2012.
- 51 FARMER S. E., WOOLLAM P. J., PATRICK J. H., ROBERTS AP, BROMWICH W. Dynamic orthoses in the management of joint contracture. *J Bone Joint Surg Br* V. 87. pp. 291–295. 2005

- 52 FERNANDES, L. F.; BARROS, R. M. Análise das alterações nos padrões de preensão palmar em pianistas. ISBN XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005.
- 53 FESS E., GETTLE K., PHILIPS C., E JANSON J., Hand and Upper Extremity Splinting, Third. Elsevier Health Sciences, 2005.
- 54 FESS E.E. "A history of splinting: to understand the present, view the past." Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists, V. 15, pp.97–132. 2002
- 55 FESS, E. E. Splints: Mechanics versus Convention. Journal of Hand Therapy, 8(2), p.124-130, 1995.
- 56 FISHER, K. J.; MANSON, T.T.; PFAEFFLE, H.J.; TOMAINO, M. M.; WOO, S. A method for measuring joint kinematic data to models constructed from CT data. Journal of Biomechanics, revision # 2, p.1-17, 2001.
- 57 FITTS, R. H. e WIDRICK J. J. Muscle mechanics: adaptations with exercise-training. Exerc Sport Sci V. 24. pp. 427-73. 1996
- 58 FORWOOD M, KIPPERS V. Biomechanics of the thumb. Dissertação. University of Queensland; 2000
- 59 FRANCK, JOHAN & TIMMERMANS, ANNICK & SEELEN, HENK. Effects of a dynamic hand orthosis for functional use of the impaired upper limb in sub-acute stroke patients: A multiple single case experimental design study. Technology and disability. 25. 2013
- 60 FREIVALDS, A. Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics Modeling, and Musculoskeletal Injuries Injuries, CRC Press, Boca Raton, pp. 1280 Florida, 2004.
- 61 GHASEMI-RAD M. A handy review of carpal tunnel syndrome: From anatomy to diagnosis and treatment. World Jour Rad. V. 6. pp.:284–300. 2014.
- 62 GIBSON, I. Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications: Reverse Engineering, Software Conversion and Rapid Prototyping. V1. Wiley. London. 2005
- 63 GOMES, M. Talas/Ortóteses - Fundamentos para a Prática, Instituto Politécnico de Leiria, 2010.

- 64 GREPMED. Type of Cerebral Palsy. Disponível em: < <https://www.grepmed.com/images/4995/classification-extrapyramidal-cereberalpalsy-diagnosis-types> >. Acesso em: 11/ 08/ 2020.
- 65 GULATI, Sheffali; SONDHI, Vishal. Cerebral palsy: an overview. *The Indian Journal of Pediatrics*, v. 85, n. 11, pp. 1006-1016, 2018.
- 66 GUSTUS, A., STILLFRIED, G., VISSER, J., JÖRNTELL, H., & VAN DER SMAGT, P. Human hand Biological cybernetics, V. 106 pp.11-12. 2012
- 67 HASLINGER, J., MAKINEN, R. Introduction to Shape Optimization: Theory, Approximation, and Computation. SIAM, Philadelphia. 2003
- 68 HIRT B., SEYHAN H., WAGNER M., ZUMHASCH R. Hand and wrist anatomy and biomechanics a comprehensive guide. Thieme, Stuttgart. 2017
- 69 HO CHA, Y., LEE, K. H., RYU, H. J., JOO, I. W., SEO, A., KIM, D.-H., e KIM, S. J. Ankle-Foot Orthosis Made by 3D Printing Technique and Automated Design Software. *Applied Bionics and Biomechanics*, pp: 1–6. 2017
- 70 HOLLEY, D. Evaluation of an Actuated Wrist Orthosis for Use in Assistive Upper Extremity Rehabilitation. Dissertação. Marquette University. 2009
- 71 HOPKINS, J. T., FELAND J. B. A comparison of voluntary and involuntary measures of electromechanical delay. *Int J Neurosci* V. 117. pp. 597-604. 2007.
- 72 INMETRO. GUM - Guia para a expressão de incerteza de medição. [S.l.]: [s.n.], 2008.
- 73 INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE). População Residente por Tipo de Deficiência Permanente (PRTDP). Rio de Janeiro. 2010
- 74 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 9999 Assistive products for persons with disability – Classification and terminology, 4th ed., 2007
- 75 ISEN ML, KERKOVICH D, MAST J. Cerebral palsy: clinical care and neurological rehabilitation. *Lancet Neurol*. V. 10 pp. 844-852. 2011;
- 76 JACKMAN, M., NOVAK, I., LANNIN, N., GALEA, C. (2019). Immediate effect of a functional wrist orthosis for children with cerebral palsy or brain

- injury: A randomized controlled trial. *Journal of Hand Therapy*, V. 32, pp. 10-16; 2019.
- 77 JACKMAN, M.; NOVAK, I.; LANNIN, N. Effectiveness of hand splints in children with cerebral palsy: A systematic review with meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*; V. 56 pp. 138-147; 2014
- 78 JIN Y. A., PLOTT J., CHEN R., WENSMAN J., SHIH A., "Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses - A review," *Procedia CIRP*, vol. 36, pp. 199–204, 2015.
- 79 JONGBLOED-PEREBOOM, M.; NIJHUIS-VAN DER SANDEN, M.; STEENBERGEN, B. Norm scores of the box and block test for children ages 3–10 years. *American Journal of Occupational Therapy*, v. 67, n. 3, pp. 312-318, 2013.
- 80 KANEHISA, H. IKEGAWA E S. Force-velocity relationships and fatiguability of strength and endurance-trained subjects. *Int J Sports Med* V. 18. pp. 106-112. 1997
- 81 KANELLOPOULOS AD, MAVROGENIS AF, MITSIOKAPA EA, et al. Long lasting benefits following the combination of static night upper extremity splinting with botulinum toxin A injections in cerebral palsy children. *Eur J Phys Rehabil Med*; V. 4. pp. 501–6. 2009
- 82 KAUFMANN P. BEWEGUNGSAPPARAT. IN. Schiebler HT, ed. *Anatomie*. 9th ed. Heidelberg: Springer: 269–272. 2005
- 83 KIEL J. *Basic Hand Splinting: A Pattern Designing Approach*. Boston: Little, Brown; 1983.
- 84 KIM, H., e JEONG, S. Case study: Hybrid model for the customized wrist orthosis using 3D printing. *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 29. 2015
- 85 KOMAN L. A., SMITH B. P., E SHILT J. S., "Cerebral Palsy," *The Lancet*, pp. 1619-1631, 2004.
- 86 KROTOSKI JB, BREGER S. D. *The Forces of Dynamic Orthotic Positioning: Ten Questions to Ask Before Applying a Dynamic Orthosis to the Hand*. In Skirven, T. M., Osterman, A. L., Fedorczyk, J., & Amadio, P. C. *Rehabilitation of the hand and upper extremity, 2-volume set: expert consult*. Elsevier Health Sciences. 2011

- 87 Kun, K. Reconstruction and Development of a 3D Printer Using FDM Technology. *Procedia Engineering*, V. 149, pp: 203–211. 2016;
- 88 KURTZ C. L., MULREADY J. P., MURPHY S. M., TAO T. E. Design of a Hand Orthosis. Major Qualifying Projects. Worcester Polytechnic Institute. 2017.
- 89 LEVITT S. Treatment of Cerebral Palsy and Motor Delay. Blackwell Publishing. Ed. 4. 2004
- 90 LEVITT, S. ADDISON, A. Treatment of Cerebral Palsy and Motor Delay Ed. 6. John Wiley & Sons. 2018
- 91 LI, J., & TANAKA, H. Feasibility study applying a parametric model as the design generator for 3D–printed orthosis for fracture immobilization. *3D Printing in Medicine*, V. 4, 2018
- 92 Li, Z. M. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *J Hand Surg V.* 27. pp. 886-96. 2002
- 93 LIGON, S. C., LISKA, R., STAMPFL, J., GURR, M., & MÜLHAUPT, R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chemical Reviews*, V. 117, pp: 10212–10290. 2017
- 94 LIMA, C. L. A.; FONSECA, L. F. Paralisia cerebral. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2004.
- 95 LUNSFORD C., GRINDLE G., BENJAMIN D., BRAD E. Innovations with 3D Printing in Physical Medicine and Rehabilitation: An Analysis of the Literature. *PM&R.* V. 8. 2016
- 96 LUSARDI C., MICHELLE; JORGE, MILAGROS; NIELSEN C., *Orthotics & Prosthetics in Rehabilitation*, Third. Elsevier Saunders, 2013.
- 97 LUZO M. C. M. (Org.) *Terapia Ocupacional – Reabilitação Física e Contextos Hospitalares*. 1ª ed, São Paulo: Ed. Roca. Cap. 5, pp. 99-126, 2004.
- 98 MACKEY, A. H., WALT S. E., E STOTT N. S., Deficits in Upper-Limb Task Performance in Children With Hemiplegic Cerebral Palsy as Defined by 3-Dimensional Kinematics, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 87, pp. 207-214, 2006.
- 99 MACPHEE, S. D. Functional hand evaluations: a review. *TAJOP - The American Journal of Occupational Therapy*, V. 41, pp.158-163, 1987.

- 100 MALTONI, D., MAIO, D., JAIN, A.K., PRABHAKAR, S.: Handbook of Fingerprint Recognition. Springer-Verlag, New York, 2003
- 101 MARIEB, E. Human anatomy and physiology. California, Benjamin/Cummings Science. 1997.
- 102 MATHIOWETZ, Virgil; FEDERMAN, Susan; WIEMER, Diana. Box and block test of manual dexterity: norms for 6–19 year olds. Canadian Journal of Occupational Therapy, v. 52, n. 5, p. 241-245, 1985.
- 103 MATHIOWETZ, Virgil; WIEMER, Diana M.; FEDERMAN, Susan M. Grip and pinch strength: norms for 6-to 19-year-olds. American Journal of Occupational Therapy, v. 40, n. 10, p. 705-711, 1986.
- 104 MATTHIJS O., VAN PARIDON-EDAUIW D., WINKEL D. Therapie der peripheren Gelenke. Ellenbogen Hand. Vol 2. 2003
- 105 MAZZONE S, SERAFINI A, IOSA M. Functional taping applied to upper limb of children with hemiplegic cerebral palsy: a pilot study. Neuropediatrics; V. 42 pp. 249–53. 2011
- 106 MEDOLA FO, FORTULAN CA, PURQUERIO BDE M, ELUI VM. A new design for an old concept of wheelchair pushrim. Disabil Rehabil Assist Technol; V. 7 pp: 234-241. 2012
- 107 MODI Y. K., KHARE M. Patient-specific polyamide wrist splint using reverse engineering and selective laser sintering. Materials Technology 2020
- 108 MORRIS, C.; DIAS, L. Paediatric Orthotics: Orthotic Management of Children, Cap. 9. Mac Keith Press, 2008.
- 109 Mulder, H., Oudgenoeg-Paz, O., Hellendoorn, A., & Jongmans, M. J. How Children Learn to Discover Their Environment. Neuropsychology of Space, 309–360. 2017.
- 110 NOORANI, R. Rapid prototyping: Principles and applications. John Wiley & Sons Incorporated, 2006
- 111 NORKIN, C. C. Articulações Estrutura e Função: Uma Abordagem Prática e Abrangente. 2.ed. Rio de Janeiro: Revinter. 98 p, 2001.
- 112 NOVAK, I., MORGAN, C., FAHEY, M., FINCH-EDMONDSON, M., GALEA, C., HINES, A., ... & SHORE, B. State of the evidence traffic lights 2019: systematic review of interventions for preventing and treating children with cerebral palsy. Current neurology and neuroscience reports, V. 20, pp. 1-21. 2020

- 113 O'BRIEN L. "Adherence to therapeutic splint wear in adults with acute upper limb injuries: a systematic review". *Hand Therapy*, V. 15, pp.3–12. 2010
- 114 ÖHRVALL AM, KRUMLINDE-SUNDHOLM L, ELIASSON AC. Exploration of the relationship between Manual Ability Classification System and hand-function measures of capacity and performance. *Disability and Rehabilitation* V. 35 pp. 913-918. 2013
- 115 OLIVEIRA A.; SILVA M.; DE GRANDE A.; FERRIGNO I. Contribuições da terapia da mão na paralisia cerebral: uma revisão sistemática. *Ácta Fisiátrica* V. 18 pp. 151 – 156. 2011
- 116 OMS, Organização Mundial da Saúde. "Relatório Mundial sobre a Deficiência". São Paulo: Governo do Estado de SP, 2011.
- 117 OZER K, CHESHER SP, SCHEKER LR. Neuromuscular electrical stimulation and dynamic bracing for the management of upper-extremity spasticity in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*; V. 7 pp. 559–63. 2006
- 118 PALISANO R, ROSENBAUM P, WALTER S, RUSSELL D, WOOD E, GALUPPI B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* V. 39. pp. 214–223. 1997
- 119 PALISANO, R., ROSENBAUM, P., WALTER, S., RUSSELL, D., WOOD, E., & GALUPPI, B. Gross motor function classification system for cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, V. 39 (4), 214-23. 1997.
- 120 PALOUSEK, D., ROSICKY, J., KOUTNY, D., STOKLÁSEK, P., & NAVRAT, T. Pilot study of the wrist orthosis design process. *Rapid Prototyping Journal*, V. 20, pp.27–32. 2014.
- 121 PATERSON A. M., BIBB R. J., CAMPBELL R. I., Evaluation of a digitised splinting approach with multiple-material functionality using Additive Manufacturing Technologies. Loughborough Design School, Loughborough University, Leicestershire 2012
- 122 PATERSON, A. M., BIBB, R., CAMPBELL, R. I., & BINGHAM, G. Comparing additive manufacturing technologies for customised wrist splints. *Rapid Prototyping Journal*, V.21, pp.230–243. 2015

- 123 PEDRETTI, L. W.; EARLY, M. B. *Terapia Ocupacional: Capacidades Práticas para Disfunções Físicas*. 5 ed. São Paulo: Editora Roca. Cap.04, 2005.
- 124 GARCÍA, David N. et al. Projeto de órtese: Integração de duas sistemáticas de desenvolvimento de projetos aplicadas a TA. Anais de congresso. 1º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva (CBTA), Curitiba/PR, Brasil, 2016.
- 125 MERINO, Eugenio et al. Implementation of Integrated Instrumentation in Assistive Technology. *Advances In Ergonomics In Design*, [s.l.], p.549-560, 24 jun. 2017. Springer International Publishing. [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-60582-1\\_55](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-60582-1_55).
- 126 SPECK, Giselle Mari et al. Processo de instrumentação integrada no desenvolvimento de projetos de Tecnologia Assistiva. Anais de congresso. 18º Congresso Brasileiro de Ergonomia (ABERGO), Belo Horizonte: 2016
- 127 PEREIRA, L., M., F.; CARIBÉ, D., GUIMARÃES, P., MATSUDA D., *Acessibilidade em crianças com Paralisia Cerebral: a visão do cuidador primário*. *Fisioterapia em Movimento*. V. 24. pp. 299 – 306. 2011
- 128 PHAM, D. T.; GAULT, R. S. A Comparasion of Rapid Prototyping Technologies. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, 1998;
- 129 PHILLIPS, B.; ZHAO, H. Predictors of assistive technology abandonment. *Assistive Technology*, Philadelphia, v. 5, pp. 36-45, 1993.
- 130 PIOVESANA, A.M.S.G. Encefalopatia crônica, paralisia cerebral. In: FONSECA, L.F.; PIANETTI, G.; XAVIER, C.C., *Compêndio de neurologia infantil*. MEDSI, 825-838, 2002.
- 131 PITTS, D. G.; FESS, E. E. Orthoses: essential concepts. In: COOPER, C. ed. *Fundamentals of hand therapy: clinical reasoning and treatment guidelines for common diagnoses of the upper extremity*. Elsevier Health Sciences, Cap. 7, p. 103-114, 2013.
- 132 PONS, J.L.; ROCON, E.; CERES, R.; REYNAERTS, D.; SARO, B.; LEVIN, S.; MOORLEGHEM, W.V. The manus-hand dextrous robotics upper limb prosthesis: mechanical and manipulation aspects. *Autonomous Robots*, v. 16, p. 143- 163, 2004.
- 133 PUTZ, R.; PABST, R. *Sobotta, Atlas de Anatomia Humana*. Vol. 2. 22 ed. Rio de Janeiro. Koogan, 2002.

- 134 RAJA, I.; FERNANDES, V.J. Reverse engineering: an industrial perspective. London: Springer–Verlag, 2008;
- 135 RAMACHANDRAN M., JAMES K., MITCHELL L. “Orthotics” in Ramachandran M. Basic Orthopaedic Sciences; CRC Press, pp. 409. 2017
- 136 RAMSEY, L., MCVEIGH, J., & WINDER, R. J. SAT0578-HPR The Effectiveness of Working Wrist Splints in Adults with Rheumatoid Arthritis: a Mixed Methods Systematic Review. *Annals of the Rheumatic Diseases*, V. 72 pp. 778. 2013.
- 137 REID, D.T.; SOCHANIWSKYJ, A. Influences of a hand positioning device on upper-extremity control of children with cerebral palsy. *International Journal of Rehabilitation Research*, v. 15, p. 15-29 , 1992.
- 138 RIEMER-REISS, M. L.; WACKER, R. Factors associated with assistive technology discontinuance among individuals with disabilities. *Journal of Rehabilitation*, Chicago, v. 66, pp. 44-50, 2000.
- 139 RONDINELLI, R. D.; DUNN, W.; HASSANEIN, K. M.; KEESLING, C. A.; MEREDITH, S.C.; SCHULZ, T. L. A simulation of hand impairments: effects on upper extremity function and implications toward medical impairment rating and disability determination. *Arch Physiology Medicine Rehabilitation*, v.78, p.1358- 1363, 1997.
- 140 Revol M, Servant JM. Les ténodèses en chirurgie de la main [Tenodesis in hand surgery]. *Chir Main*. 2010 Feb;29(1):1-9. French. doi: 10.1016/j.main.2009.10.002. Epub 2009.
- 141 ROODE C. P., JAMES M. A. E VAN HEEST A. E., Tendon Transfers and Releases for the Forearm, Wrist, and Hand in Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy, *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery*, vol. 14, pp. 129-134, 2010.
- 142 ROSENBAUM, P., PANETH, N., LEVITON, A., GOLDSTEIN, M., BAX, M., DAMIANO, D. A report: The definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology (Supplement)*, 109, 814. 2007
- 143 ROZENFELD, Henrique; FORCELLINI, Fernando Antônio; AMARAL, Daniel Capaldo; TOLEDO, José Carlos de; SILVA, Sérgio Luis da; ALLIPRANDINI, Dario Henrique; SCALICE, Régis Kovacs . *Gestão de*

- desenvolvimento de produtos: uma referência para a melhoria do processo. São Paulo: Saraiva, 2006.
- 144 RUSSELL D. J., GORTER J. W. Assessing functional differences in gross motor skills in children with cerebral palsy who use and ambulatory aid or orthoses: can the GMFM-88 help? *Dev Med Child Neurol* V. 47. pp. 462–467. 2005.
- 145 SALMAN, N. From 3D point clouds to feature preserving meshes. Phd Thesis. Ecole Doctorale Stic. 2010.
- 146 SANCETTA, B. Powered Hand Orthosis Research Project. Worcester Polytechnic Institute. 2014
- 147 SANGER TD, DELGADO MR, GAEBLER-SPIRA D, HAL-LETT M, MINK JW; Task Force on Childhood Motor Disorders. Classification and definition of disorders causing hypertonia in childhood. *Pediatrics* 111: e89 – e97, 2003.
- 148 SCHIEBER, M. H. AND M. SANTELLO. Hand function: peripheral and central constraints on performance.” *J Appl Physiol* V. 96 pp: 2293-300, 2004
- 149 SCHMIDT HM, LANZ U. *Surgical Anatomy of the Hand*. Stuttgart: Thieme: pp. 107–119, 133, 144–160, 2003
- 150 SHAFTEL, NOAH D. MD; CAPO, JOHN T. MD. Fractures of the Digits and Metacarpals: When to Splint and When to Repair? *Sports Medicine and Arthroscopy Review*. Volume 22. pp. 2-11.2014
- 151 Sinha, A., AC Preliminary Assessment of Different 3D Scanning and Reverse Engineering Tools for Undergraduate Projects, *Proceedings of the ASEE Annual Conference and Exposition*. 2008.
- 152 SMITH, L. K., WEISS E.L.. *Brunnstrom’s Clinical Kinesiology*. Philadelphia, F.A. Davis Company. 1996
- 153 SOKOVIC, M.; KOPAC, J. RE (Reverse Engineering) as Necessary Phase By Rapid Product Development. *Journal of Material Processing Technology*. 2006.
- 154 STAVA O., VANEK J., BENES B., CARR N., MECH R. Stress relief: improving structural strength of 3D printable objects. *ACM Transactions on Graphics* Vol.31, pp. 1-11. 2012

- 155 STEVENS P. Are we giving kids a hand? wrist and hand splints in the management of cerebral palsy (2014). Disponível em < [https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2014-12\\_01](https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2014-12_01) > Acesso em 29 de Agosto de 2020.
- 156 STRATASYS FDM Nylon 12 Spec Sheet. 2018.
- 157 STRATASYS Fortus 380 MC and 450 MC Guide. 2015
- 158 SUPUTTITADA A. Managing spasticity in pediatric cerebral palsy using a very low dose of botulinum toxin type A. *Am J Phys Med Rehabil*; V. 79. pp. 320-326
- 159 SWANSON, A.B.; BOOZER, J. Órteses e próteses para o membro superior. In Pardini (ed.). *Cirurgia da mão – Lesões Não-Traumáticas*. Rio de Janeiro: Medsi, p. 399-440, 1990.
- 160 TARDIEU C., LESPARGOT A., TABARY C, BRET M. D. For how long must the soleus muscle be stretched each day to prevent contracture? *Dev Med Child Neurol* V. 30 pp. 3–10. 1988.
- 161 TAYLOR E., HANNA J., and Belcher H. “Splinting of the hand and wrist” *Current Orthopaedics*, V. 17, pp. 465–474. 2003
- 162 TEIXEIRA, E.; SAURON, F. N.; SANTOS, L.S.; OLIVEIRA, M. C. *Terapia Ocupacional na Reabilitação Física*. São Paulo: Editora Roca. Capítulo. 07, 2003.
- 163 TEN BERGE SR, BOONSTRA AM, DIJKSTRA PU, HADDERS-ALGRA M, HAGA N, MAATHUIS CGB. A systematic evaluation of the effect of thumb opponens splints on hand function in children with unilateral spastic cerebral palsy. *Clin Rehabil*. V. 26. pp. 362–371. 2012
- 164 THIEME. *Atlas of Anatomy, General Anatomy and Musculoskeletal System*. 2nd ed. illustration by Karl Wesker. 2014.
- 165 TITTEL K. *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. 12th ed. Jena and Stuttgart: Gustav Fischer. V. 52, pp. 139–149. 1994
- 166 TITTIRANONDA, P.; REMPEL, D.; ARMSTRONG, T.; BURASTERO, S. Workplace Use of an Adjustable Keyboard: Adjustment Preferences and Effect on Wrist Posture. *AIHA Journal*, 60, p. 340-348, 1999.
- 167 TOCHERI, M.W.; RAZDAN, A.; WILLIAMS, R.C.; MARZKE, M. W. A 3D quantitative comparison of trapezium and trapezoid relative articular and

- nonarticular surface areas in modern humans great apes. *Journal of Human Evolution*, v. 49, n. 5, p.570-86, 2005
- 168 UCHÔA S. M. M., FREITAS P. P. Modalidades terapêuticas na reabilitação da mão. In: Freitas PP. *Reabilitação da mão*. São Paulo: Atheneu. pp.55-67. 2006
- 169 VOLPATO, N.; AHRENS, C. H.; FERREIRA, C. V.; PETRUSH, G.; CARVALHO, J.; SANTOS, J. R. L.; SILVA, J. V. L. Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações. São Paulo: Edgard Blucher, 2007.
- 170 VOLPINI LANA, M R; REIS, P.; HORTA, A.; BORGES, M. . Orthosis and Finite Elements: A Study for Development of New Designs through Additive Manufacturing. *WORLD ACADEMY OF SCIENCE, ENGINEERING AND TECHNOLOGY*, V. 12, pp. 1-5, 2018.
- 171 VOLPINI, M. BORGES, M, HORTA, A, REIS, P. Órtese e Elementos Finitos: um estudo para o desenvolvimento de novos designs através de manufatura aditiva. In: *Coloquio Internacional de Design, 2017*, Belo Horizonte. *Anais do Colóquio Nacional de Design, Edição 2017*, 2017.
- 172 VON LANZ T, WACHSMUTH W. *Praktische Anatomie 1*. Vol 3. Chapter – Arm. 2nd ed. Berlin: Springer; 1959
- 173 WADSWORTH C., *Clinical anatomy and mechanics of the wrist and hand.*, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol. 4, pp. 206–216, 1983.
- 174 WETMOUTH R. D.; LASIEWSKY R. C.; BERGER A. J., *The Tongue Apparatus in Hummingbirds*, p. 260, 1964
- 175 WICKIEWICZ, T. L., ROY R. R. Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J Appl Physiol* V. 57. pp. 435-43. 1984
- 176 WILTON, J. *Hand Splinting/Orthotic Intervention: principles of design and fabrication*. Vivid Publishing, 2014.
- 177 WIMPENNY P. KUMAR P. *Advances in 3D Printing & Additive Manufacturing Technologies*. Springer V1. pp: 9. 2017
- 178 WONG K. V., HERNANDEZ A. A. *Review of Additive Manufacturing*. ISRN Mechanical Engineering; Volume 2012
- 179 YAMANE, A. Orthotic prescription. In: WEBSTER, J.; MURPHY, D. *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. E-Book. Elsevier Health Sciences, Cap 1, p. 2-6, 2017.

- 180 YOO, H.-J., LEE, S., KIM, J., PARK, C., & LEE, B. Development of 3D-printed myoelectric hand orthosis for patients with spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, V. 16(1). 2019
- 181 ZUNIGA, J. M., CARSON, A. M., PECK, J. M., KALINA, T., SRIVASTAVA, R. M., e PECK, K. The development of a low-cost three-dimensional printed shoulder, arm, and hand prostheses for children. *Prosthetics and Orthotics International*, V. 41. 2016
- 182 Lau, C. (1998). Comparison study of quickcast versus a traditional thermoplastic in the fabrication of a resting hand splint. *Journal of Hand Therapy*, vol. 11, pp. 45–48
- 183 Safaz I., Tok F., Tugcu I., Yasar E., Ridvan A., Tok F., Tugcu I (2015). Use and abandonment rates of assistive devices/orthoses in patients with stroke. *Gulhane Med J*. Vol 57. pp. 142-144.
- 184 ZUSI, Introduction to the Skeleton of Hummingbirds (Aves: Apodiformes, Trochilidae) in *Functional and Phylogenetic Contexts*, p. 28, 2013 Paterson, A. M., Bibb, R., Campbell, R. I., & Bingham, G. (2015). "Comparing additive manufacturing technologies for customised wrist splints." *Rapid Prototyping Journal*, Vol.21(3), pp.230–243.
- 185 Popescu D., Zapciu A., Tarba C., Laptoiu, D. (2020), "Fast production of customized three-dimensional-printed hand splints", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 26(1), pp. 134-144.
- 186 Sistema de Informação e Gerenciamento de Equipamentos e Materiais (SIGEM) (2020) Equipamentos e Materiais Permanentes Available at: <https://consultafns.saude.gov.br/#/equipamento/nome> (Accessed 25 January 2021).
- 187 Biewener AA, McGowan C, Card GM, Baudinette RV. Dynamics of leg muscle function in tammar wallabies (*M. eugenii*) during level versus incline hopping. *J Exp Biol*. 2004 Jan;207(Pt 2):211-23
- 188 Gregersen, C & Silverton, NA & Carrier, David. (1999). External work and potential for elastic storage at the limb joints of running dog. *The Journal of experimental biology*. 201. 3197-210.
- 189 Kanik, Mehmet & Orguc, Sirma & Varnavides, Georgios & Kim, Jinwoo & Benavides, Thomas & Gonzalez, Dani & Akintilo, Timothy & Tasan, C &

- Chandrakasan, Anantha & Fink, Yoel & Anikeeva, Polina. (2019). Strain-programmable fiber-based artificial muscle. *Science*. 365. 145-150
- 190 Gerbode, S. J., Puzey, J. R., McCormick, A. G., & Mahadevan, L. (2012). How the Cucumber Tendril Coils and Overwinds. *Science*, 337(6098), 1087–1091.
- 191 Rico-Guevara, A., Fan, T.-H., & Rubega, M. A. (2015). Hummingbird tongues are elastic micropumps. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 282(1813), 20151014.
- 192 Grubich, J. R., & Westneat, M. W. (2006). Four-bar linkage modelling in teleost pharyngeal jaws: computer simulations of bite kinetics. *Journal of Anatomy*, 209(1), 79–92.
- 193 Hulsey, C & Wainwright, Peter. (2002). Projecting mechanics into morphospace: Disparity in the feeding system of labrid fishes. *Proceedings. Biological sciences / The Royal Society*. 269. 317-26. 10.1098/rspb.2001.1874.
- 194 Scarvell, Jennie. (2021). Kinematics and degenerative change in ligament-injured knees.
- 195 Stowers, Amanda & Matloff, Laura & Lentink, David. (2017). How pigeons couple three-dimensional elbow and wrist motion to morph their wings. *Journal of The Royal Society Interface*.
- 196 Wainwright, Peter & Alfaro, Michael & Bolnick, Daniel & Hulsey, C. (2005). Many-to-One Mapping of Form to Function: A General Principle in Organismal Design?. *Integrative and comparative biology*. 45. 256-62. 10.1093/icb/45.2.256.
- 197 Zaccai, David & Bertels, Francesco & Vos, Roelof. (2016). Design methodology for trailing-edge high-lift mechanisms. *CEAS Aeronautical Journal*.
- 198 HAOXIANG, T. TOBALSKE, B. Warrick, D. Biewener, A. (2011). Morphological and kinematic basis of the hummingbird flight stroke: Scaling of flight muscle transmission ratio. *Proceedings. Biological sciences / The Royal Society*. 279. 1986-92. 10.1098/rspb.2011.2238.
- 199 Radcliffe, C. W. (1994). Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms. *Prosthetics & Orthotics International*, 18(3), 159–173.

- 200 SOBINOV, A., BOOTS, M., GRITSENKO, V., FISHER, L., GAUNT, R., YAKOVENKO, S. (2020). Approximating complex musculoskeletal biomechanics using multidimensional autogenerating polynomials. *PLOS Computational Biology*, 16.
- 201 Hulsey, C & Wainwright, Peter. (2002). Projecting mechanics into morphospace: Disparity in the feeding system of labrid fishes. *Proceedings. Biological sciences / The Royal Society*, 269, 317-26. MCNEILL, R. (2002). Tendon elasticity and muscle function. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology*, 133(4), 1001–1011.
- 202 ALEXANDER, R. M. (1984). Elastic Energy Stores in Running Vertebrates. *American Zoologist*, 24(1), 85–94.
- 203 BIEWENER, A. A. (2004). Dynamics of leg muscle function in tammar wallabies (*M. eugenii*) during level versus incline hopping. *Journal of Experimental Biology*, 207(2), 211–223. doi:10.1242/jeb.00764
- 204 BIEWENER, A. A. (2008). Tendons and Ligaments: Structure, Mechanical Behavior and Biological Function. *Collagen*, 269–284.
- 205 DE GROOT, J. H., & VAN LEEUWEN, J. L. (2004). Evidence for an elastic projection mechanism in the chameleon tongue. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 271(1540), 761–770. doi:10.1098/rspb.2003.2637
- 206 GERBODE, S. J., PUZEY, J. R., MCCORMICK, A. G., & MAHADEVAN, L. (2012). How the Cucumber Tendril Coils and Overwinds. *Science*, 337(6098), 1087–1091. doi:10.1126/science.1223304

## ANEXO A

Tabela 9 - 40 princípios inventivos da metodologia TRIZ

1	Segmentação	Dividir o objeto em partes independentes
2	Extração	Remover ou separar partes indesejada do projeto
3	Qualidade Local	Mudar a estrutura de um objeto ou ambiente
4	Assimetria	Tornar o objeto assimétrico
5	Combinação	Unir objetos idênticos ou similares
6	Universalidade	Atribuir múltiplas funções a um objeto
7	Nidificação	Colocar objeto dentro de outro
8	Contrapeso	Compensar o peso do objeto
9	Contra-ação prévia	Compensar previamente os efeitos nocivos
10	Ação prévia	Realizar uma ação previamente
11	Amortecimento prévio	Compensar a baixa confiabilidade do objeto
12	Equipotencialidade	Modificar as condições de trabalho para que um objeto não necessite de locomover em Z
13	Inversão	Inverter uma ação utilizada normalmente para solucionar o problema
14	Esfericidade	Substituir formas retas por formas curvas
15	Dinamismo	Fazer com que as características do objeto possam ser otimizadas
16	Ação parcial ou excessiva	Executar parcialmente determinado efeito
17	Transição dimensional	Mudar de linear para planar, de planar para tridimensional e de tridimensional para unidirecional
18	Vibrações mecânicas	Produzir oscilação ou vibração de um objeto
19	Ação periódica	Trocar ação contínua por periódica
20	Continuidade de ação útil	Fazer com que todas as partes do objeto trabalhem ao mesmo tempo
21	Corrida apresada	Explorar o processo realizando as etapas mais rapidamente para diminuir erros
22	Conversão de prejuízo em proveito	Determinar se os impactos adversos ou de resíduos podem ser reformulada e tratado como benéficos.
23	Retroalimentação	Monitorar pontos dentro do sistema e avaliar utilização da informação para melhorar o processo/ produto
24	Mediação	Explorar a adição de um novo componente em um sistema
25	Auto-serviço	Avaliar se há aspectos do sistema que pode ser auto-regulados e de auto-reparados
26	Cópia	Avaliar se um exemplo de um componente do sistema poderia ser usado em vez de dois ou mais do mesmo componente
27	Uso e descarte	Identificar se descartáveis de curto prazo podem desempenhar um papel na solução
28	Substituição de meios mecânicos	Substituir sistemas mecânicos
29	Construção pneumática ou hidráulica	Substituir sólidos com líquidos ou gases para ver como componentes do produto ou do processo
30	Uso de filmes finos e membranas flexíveis	Identificar a introdução de folhas finas de materiais em partes do sistema
31	Uso de materiais porosos	Determinar se os poros devem ser introduzidos ou maximizados dentro dos materiais componentes do sistema
32	Mudança de cor	Ajuste a cor do componente ou sistema
33	Homogeneização	Explorar mudança do sistema conforme homogeneização das partes
34	Descarte e regeneração	Determinar como rejeitar ou regenerar componentes pode ajustar as construções dentro do sistema
35	Mudança de parâmetros e propriedades	Transformar estados físicos e químicos
36	Mudança de fase	Explorar transições entre diferentes estados dentro do sistema
37	Expansão térmica	Identificar como o aquecimento ou arrefecimento de um sistema irá influenciar a sua estrutura
38	Uso de oxidantes fortes	Determinar se adicionar ou remover o oxigênio do sistema vai mudar a sua estrutura ou constituição
39	Uso de atmosferas inertes	Explorar o resultado de substituir o ambiente normal por um ambiente inerte
40	Uso de materiais compostos	Explorar substituição de materiais tradicionais por materiais compósitos

## ANEXO B

	<b>UNIVERSIDADE FUMEC/MG</b>	
<b>COMPROVANTE DE ENVIO DO PROJETO</b>		
<b>DADOS DO PROJETO DE PESQUISA</b>		
<b>Título da Pesquisa:</b>	ANÁLISE DE VIABILIDADE DE PRODUÇÃO DE SPLINTS DE MÃO POR IMPRESSÃO 3D QUANTO AO CUSTO, AO DESEMPENHO OCUPACIONAL, ÀS PROPRIEDADES DO MATERIAL E À PERCEPÇÃO DO USUÁRIO	
<b>Pesquisador:</b>	MARIANA RIBEIRO VOLPINI LANA	
<b>Versão:</b>	1	
<b>CAAE:</b>	17596819.8.0000.5155	
<b>Instituição Proponente:</b>	FUNDAÇÃO MINEIRA DE EDUCAÇÃO E CULTURA	
<b>DADOS DO COMPROVANTE</b>		
<b>Número do Comprovante:</b>	088673/2019	
<b>Patrocinador Principal:</b>	Financiamento Próprio Financiamento Próprio Financiamento Próprio Financiamento Próprio Financiamento Próprio Financiamento Próprio	
<p>Informamos que o projeto ANÁLISE DE VIABILIDADE DE PRODUÇÃO DE SPLINTS DE MÃO POR IMPRESSÃO 3D QUANTO AO CUSTO, AO DESEMPENHO OCUPACIONAL, ÀS PROPRIEDADES DO MATERIAL E À PERCEPÇÃO DO USUÁRIO que tem como pesquisador responsável MARIANA RIBEIRO VOLPINI LANA, foi recebido para análise ética no CEP Universidade FUMEC/MG em 18/07/2019 às 15:52.</p>		
<p><b>Endereço:</b> Rua Cobre, 200 º Prédio D º SALA D 408  <b>Bairro:</b> Cruzeiro <b>CEP:</b> 30.310-190  <b>UF:</b> MG <b>Município:</b> BELO HORIZONTE  <b>Telefone:</b> (31)3269-5259 <b>Fax:</b> (31)3269-5206 <b>E-mail:</b> cep@fumec.br</p>		

Figura 57: Comprovante de envio do projeto ao comitê de ética

## ANEXO C

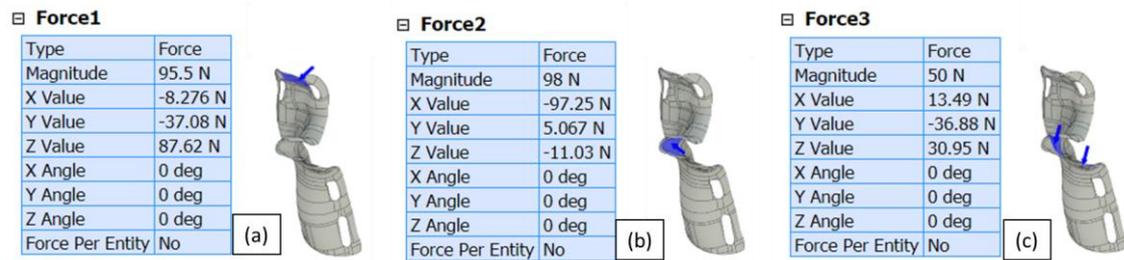


Figura 58 - Relatório de AEF para forças aplicadas (a) atuação dos dedos II, III, IV e V (b) atuação do polegar (c) atuação da articulação do punho

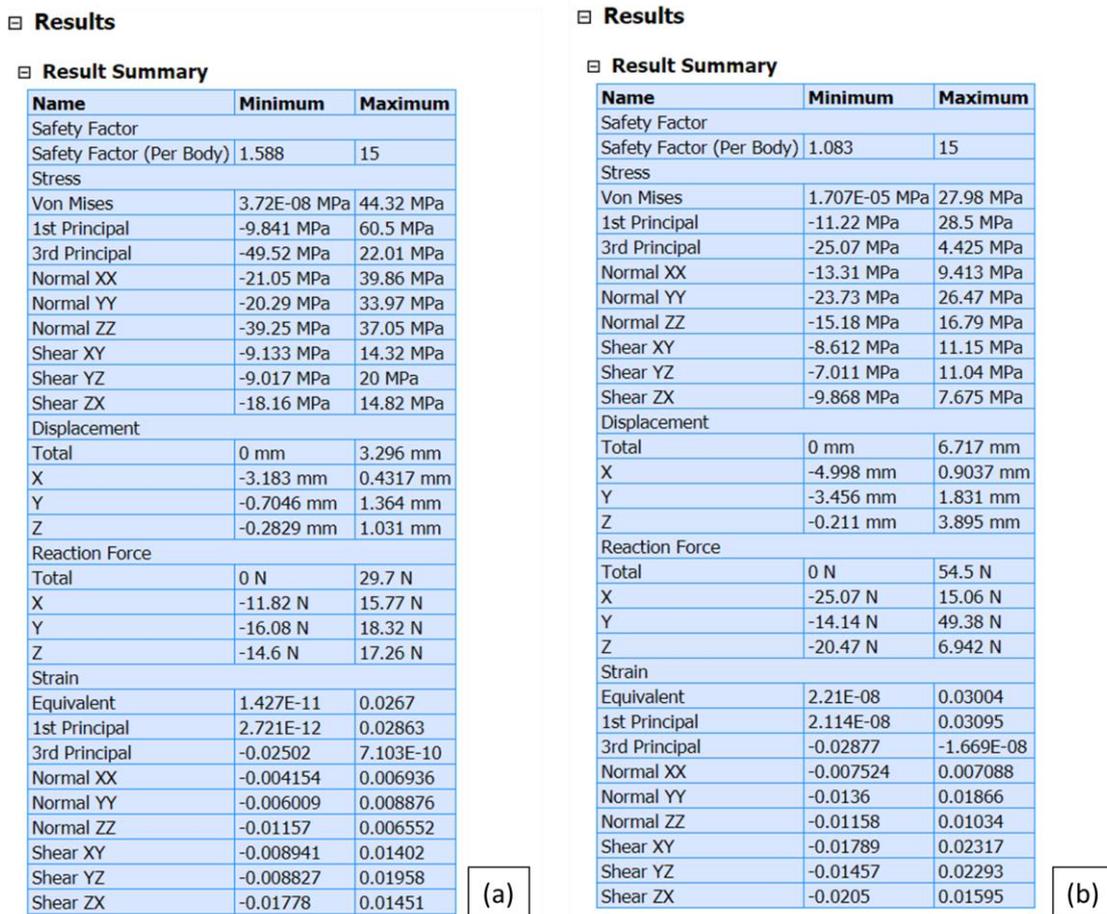


Figura 59 - Detalhamento dos resultados – (a) órtese otimizada - Nylon (b) órtese convencional - Polipropileno

## ANEXO D

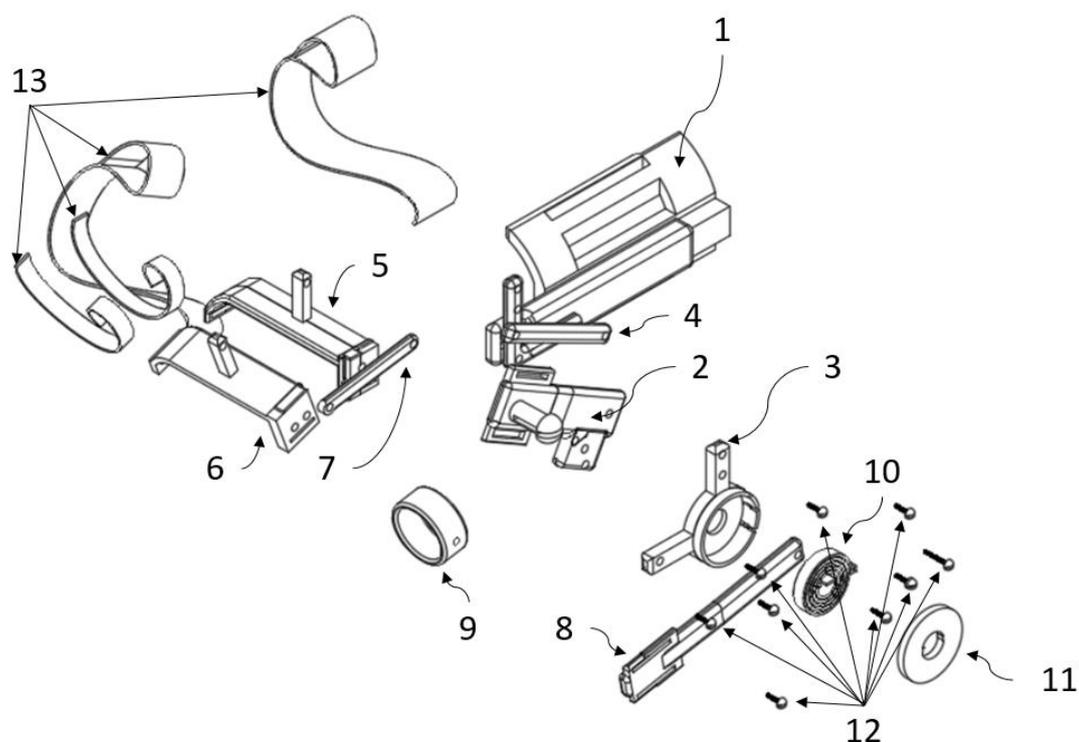


Figura 60 - Projeto da órtese dinâmica e componentes

Tabela 10 - Componentes da órtese dinâmica

Número de Referência	Componente
1	Suporte para antebraço
2	Suporte para metacarpos dos dedos II, III, IV e V
3	Suporte de Articulação metacarpo falangeana
4	Barra de tração – articulação do punho
5	Suporte flange medial
6	Suporte falange distal dos dedos II, III, IV, V
7	Barra de tração – articulação interfalangeana medial
8	Suporte metacarpo dedo I
9	Suporte falange distal dedo V
10	Mola de torção
11	Vedação da mola de torção
12	Pinos de fixação
13	Tiras de fixação

## ANEXO E

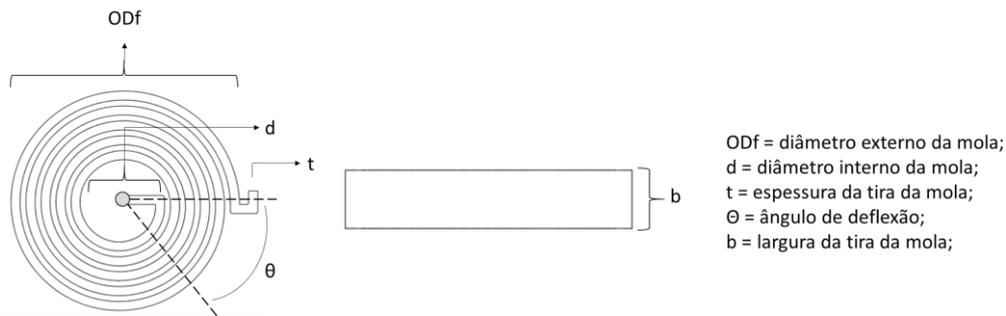


Figura 61: Componentes da mola de torção

Para o cálculo do momento da força aplicada em respostas à deflexão angular da mola foi utilizado a equação do coeficiente elástico da mola em função do momento e do ângulo de deflexão e a equação do coeficiente elástico da mola em função do coeficiente elástico do material de fabricação, largura da tira da mola, espessura da tira da mola e comprimento da tira da mola, conforme equação a seguir.

$$K = \frac{M}{\theta} \quad (1) \quad K = \frac{E \times b \times t^3}{12 \times L} \quad (2) \quad M = \frac{E \times b \times t^3 \times \theta}{12 \times L} \quad (1 \text{ em } 2)$$

Onde:

M = Momento da força

E = modulo de elasticidade do material de fabricação da mola

b = largura da tira da mola

t = espessura da tira da mola

θ = ângulo de deflexão da mola

L = comprimento efetivo da mola

## ANEXO F

One Way Repeated Measures Analysis of Variance						quarta-feira, 5 de maio de 2021 14:11:09																								
<b>Data source:</b> Data 1 in Notebook1																														
<b>Normality Test (Shapiro-Wilk):</b> Passed (P = 0,062)																														
<b>Equal Variance Test (Brown-Forsythe):</b> Passed (P = 0,758)																														
Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM																									
Dinâmica	10	0	17,590	6,827	2,159																									
Tradicional	10	0	10,350	5,498	1,739																									
Sem Órtese	10	0	14,050	5,816	1,839																									
Source of Variation	DF	SS	MS	F	P																									
Between Subjects	9	887,196	98,577																											
Between Treatments	2	262,131	131,065	21,707	<0,001																									
Residual	18	108,683	6,038																											
Total	29	1258,010	43,380																											
<p>The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = &lt;0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.</p> <p>Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000</p> <p>All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):</p> <p>Comparisons for factor:</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">Comparison</th> <th style="text-align: center;">Diff of Means</th> <th style="text-align: center;">p</th> <th style="text-align: center;">q</th> <th style="text-align: center;">P</th> <th style="text-align: center;">P&lt;0,050</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Dinâmica vs. Tradicional</td> <td style="text-align: center;">7,240</td> <td style="text-align: center;">3</td> <td style="text-align: center;">9,317</td> <td style="text-align: center;">&lt;0,001</td> <td style="text-align: center;">Yes</td> </tr> <tr> <td>Dinâmica vs. Sem Órtese</td> <td style="text-align: center;">3,540</td> <td style="text-align: center;">3</td> <td style="text-align: center;">4,556</td> <td style="text-align: center;">0,013</td> <td style="text-align: center;">Yes</td> </tr> <tr> <td>Sem Órtese vs. Tradicional</td> <td style="text-align: center;">3,700</td> <td style="text-align: center;">3</td> <td style="text-align: center;">4,762</td> <td style="text-align: center;">0,009</td> <td style="text-align: center;">Yes</td> </tr> </tbody> </table>							Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050	Dinâmica vs. Tradicional	7,240	3	9,317	<0,001	Yes	Dinâmica vs. Sem Órtese	3,540	3	4,556	0,013	Yes	Sem Órtese vs. Tradicional	3,700	3	4,762	0,009	Yes
Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050																									
Dinâmica vs. Tradicional	7,240	3	9,317	<0,001	Yes																									
Dinâmica vs. Sem Órtese	3,540	3	4,556	0,013	Yes																									
Sem Órtese vs. Tradicional	3,700	3	4,762	0,009	Yes																									

Figura 62: Resultado da análise estatística (número de blocos).

Fonte: o autor

## ANEXO G

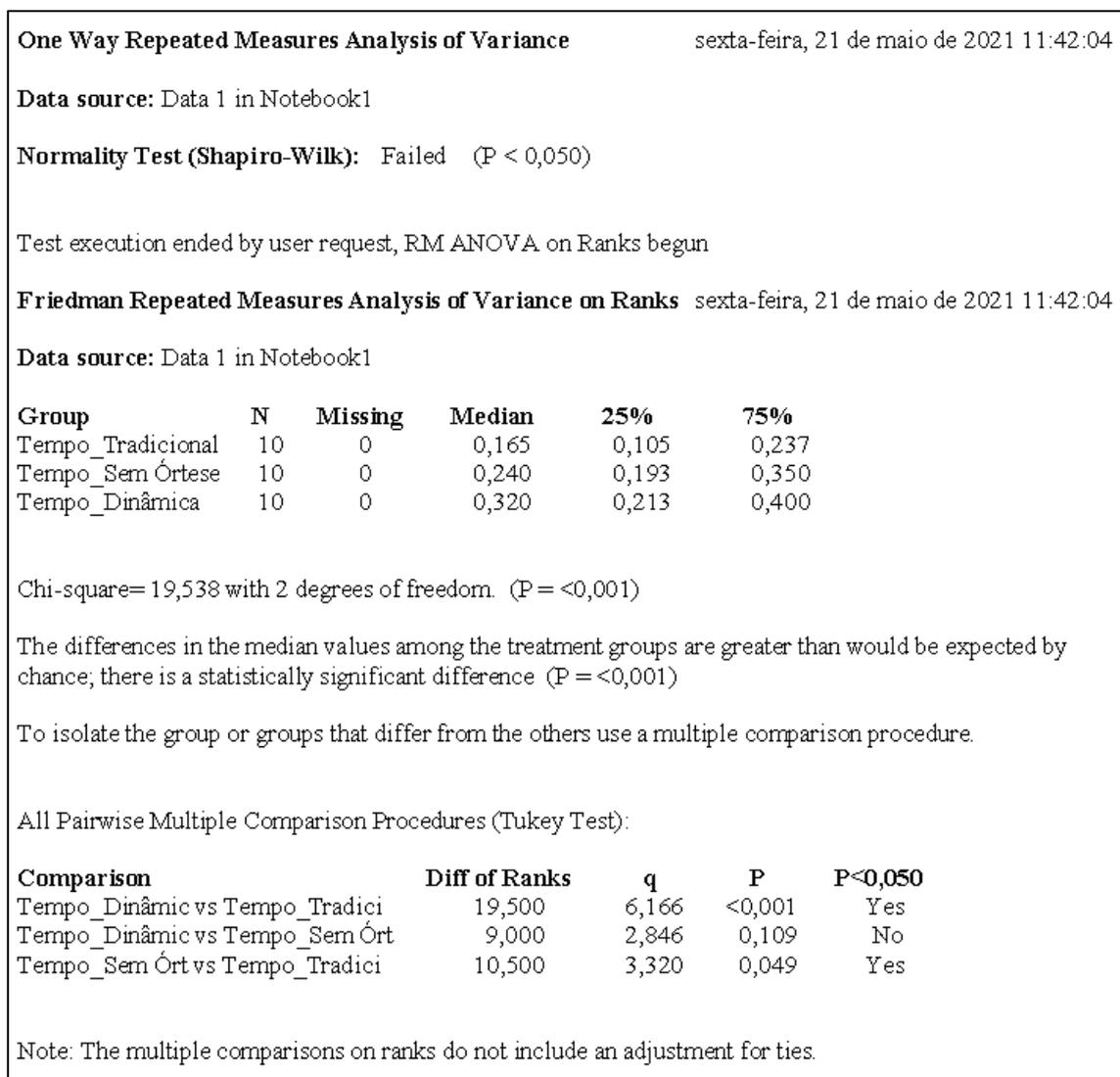


Figura 63: Resultado da análise estatística (velocidade de execução)  
 Fonte: o autor