

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA E DE
MATERIAIS**

MARIA DAS GRAÇAS CONTIM GARCIA

**ANÁLISE EXPERIMENTAL DE DEFORMAÇÕES EM ÓRTESES DE
MEMBRO SUPERIOR FABRICADAS POR MANUFATURA ADITIVA**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2018

MARIA DAS GRAÇAS CONTIM GARCIA

**ANÁLISE EXPERIMENTAL DE DEFORMAÇÕES EM ÓRTESES DE
MEMBRO SUPERIOR FABRICADAS POR MANUFATURA ADITIVA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica e de Materiais – Área de Concentração: Manufatura.

Orientador: Prof. Dr. José Aguiomar Foggiatto

Co-orientadora: Prof^ª. Dra. Maria Gabriela Reis Carvalho

CURITIBA

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

G216a Garcia, Maria das Graças Contim
2018 Análise experimental de deformações em órteses de
membro superior fabricadas por manufatura aditiva
/ Maria das Graças Contim Garcia.-- 2018.
1 arquivo de texto : PDF ; 3,78 MB

Disponível também via World Wide Web
Texto em português com resumo em inglês
Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica
Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Mecânica e de Materiais. Área de Concentração: Manufatura,
Curitiba, 2018
Bibliografia: p. 71-79

1. Engenharia mecânica - Dissertações. 2. Aparelhos
ortopédicos. 3. Impressão tridimensional. 4. Deficientes.
5. Equipamentos de autoajuda para deficientes. I. Foggiatto,
José Aguiomar, orient. II. Carvalho, Maria Gabriela Reis,
coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná -
Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e de
Materiais. IV. Título.

CDD: Ed. 22 -- 620.1

Biblioteca Ecoville da UTFPR, Câmpus Curitiba
Lucia Ferreira Littiere - CRB 9/1271

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 345

A Dissertação de Mestrado intitulada: **ANÁLISE EXPERIMENTAL DE DEFORMAÇÕES EM ÓRTESES DE MEMBRO SUPERIOR FABRICADAS POR MANUFATURA ADITIVA**, defendida em sessão pública pela Candidata **Maria Das Gracas Contim Garcia**, no dia 17 de dezembro de 2018, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia, área de concentração: Engenharia de Manufatura, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais – PPGEM.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. José Aguiomar Foggiatto - Presidente - UTFPR

Prof. Neri Volpato, Ph. D. - UTFPR

Prof. Dr. Maria Lucia Leite Ribeiro Okimoto - UFPR

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 17 de dezembro de 2018.

Carimbo e assinatura do Coordenador do Programa

AGRADECIMENTOS

A Deus,

ao meu orientador Professor Doutor José Aguiomar Foggiatto,

à minha co-orientadora Professora Doutora Maria Gabriela Reis Carvalho,

à Professora Doutora Márcia Araújo,

ao Professor Doutor Marcos Roberto Rodacoski,

ao Professor Doutor Walter Luiz Mikos,

à Universidade Tecnológica Federal do Paraná,

ao Departamento Acadêmico de Mecânica,

ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais,

ao Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental,

aos colegas de PPGEM, em especial à Paloma Hohmann Poier e ao Elizeu Greber Filho,

à minha família.

No meio do caminho

No meio do caminho tinha uma pedra
tinha uma pedra no meio do caminho
tinha uma pedra
no meio do caminho tinha uma pedra.

Nunca me esquecerei desse acontecimento
na vida de minhas retinas tão fatigadas.
Nunca me esquecerei que no meio do caminho
tinha uma pedra
tinha uma pedra no meio do caminho
no meio do caminho tinha uma pedra.

Carlos Drummond de Andrade

RESUMO

GARCIA, Maria G. C. **Análise experimental de deformações em órteses de membro superior fabricadas por manufatura aditiva**. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 105 f. Curitiba, 2018.

A reabilitação de pessoas com deficiência pode envolver recursos, tais como a Tecnologia Assistiva (TA). Dentre os dispositivos de TA, as órteses são dispositivos aplicados externamente que modificam as características estruturais e funcionais dos sistemas neuromusculares e esqueléticos, empregados na reabilitação de indivíduos com deficiências físicas. A aplicação da Manufatura Aditiva (AM) para a fabricação de órteses abre possibilidades a outras modificações funcionais e estruturais, que não poderiam ser implementadas pelo processo convencional. No entanto, poucos estudos foram encontrados na literatura sobre a definição de parâmetros de projeto e de fabricação de órteses de membro superior pelo processo de AM e sobre as suas propriedades mecânicas. Este trabalho propôs um estudo experimental sobre as características mecânicas de órteses instrumentadas com extensômetros, comparando as deformações entre órteses convencionais e as fabricadas em PLA (ácido poliláctico) por AM. Para isto, foram realizados testes de flexão em corpos de prova que auxiliaram na definição de estratégias e parâmetros de fabricação por AM para gerar três órteses impressas com espessuras diferentes. Foram realizadas duas etapas de ensaios nas órteses: (i) ensaios de extensometria para medir deformações e medições mecânicas de deslocamentos provocados pela aplicação de cargas e (ii) ensaios de extensometria para medir deformações provocadas pelo teste de força de preensão utilizando um dinamômetro Jamar[®]. A partir destes testes, foi definida uma recomendação de projeto para dimensionar adequadamente a espessura das órteses fabricadas por AM contribuindo para a disseminação dessa tecnologia.

Palavras chave: projeto de órtese de membro superior, Manufatura Aditiva, deformação.

ABSTRACT

GARCIA, Maria G. C. **Experimental analysis of deformations in upper limb orthoses made by additive manufacturing**. Dissertation – Graduate Program in Mechanical and Materials Engineering, Federal University of Technology – Paraná, 105 p. Curitiba, 2018.

Rehabilitation of people with disabilities may involve resources such as Assistive Technology (TA). Among the assistive technology devices, orthotics are externally applied devices that modify the structural and functional characteristics of the neuromuscular and skeletal systems used in the rehabilitation of individuals with physical disabilities. The application of additive manufacturing (AM) to orthosis opens up possibilities for other functional and structural modifications that could not be implemented by the conventional process. However, few studies have been found in the literature on the definition of design and manufacturing parameters of upper limb orthoses by the AM process and its mechanical properties. This work proposes an experimental study on the mechanical characteristics of orthotics instrumented with extensometers, comparing the deformations between conventional orthoses and those made in PLA (polylactic acid) by AM. For this, bending tests were performed on specimens that helped define strategies and manufacturing parameters by AM to generate three printed orthoses with different thicknesses. Two stages of orthotic tests were performed: (i) extensometry tests to measure deformations and mechanical measurements of displacements caused by the application of loads and (ii) extensometry tests to measure deformations provoked by the grip strength test using a Jamar® dynamometer. From these tests, a project recommendation was defined to adequately dimension the thickness of the orthoses manufactured by AM, contributing to the dissemination of this technology.

Keywords: upper limb orthosis design, additive manufacture, strain.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Metodologia de confecção de órteses por impressão 3D.....	17
Figura 2.	Diagrama do modelo biopsicossocial.....	21
Figura 3.	Sistema de alavancas em três pontos de pressão em órteses.....	24
Figura 4.	Sistemas de alavancas com dois pontos de pressão em órteses.....	25
Figura 5.	Representação esquemática do processo SLS.....	30
Figura 6.	Representação esquemática do processo de extrusão de material.....	31
Figura 7.	Tensão de engenharia versus deformação aparente na direção de carregamento obtida a partir de experimentos para amostras com vários ângulos de varredura e vazios.....	32
Figura 8.	Algumas estratégias de preenchimento no processo por extrusão de material.....	33
Figura 9.	Parâmetros de preenchimento.....	33
Figura 10.	Processo de projeto de órteses de membro superior.....	38
Figura 11.	Aquisição de dados e fabricação de órtese com espessura de 4 mm.....	39
Figura 12.	Barra isotrópica homogênea sob uma força uniaxial.....	42
Figura 13.	Circuitos para determinar a resistência de um condutor.....	43
Figura 14.	Fluxograma metodológico.....	48
Figura 15.	Geometria dos CDPs conforme ASTM D7264-07.....	49
Figura 16.	Posicionamento dos CDPs para impressão.....	50
Figura 17.	Punho em 15° de extensão.....	52
Figura 18.	Órtese em Omega™ Max.....	52
Figura 19.	Arquivo STL.....	53
Figura 20.	Órtese impressa em PLA.....	53
Figura 21.	Simulação CAE.....	54
Figura 22.	SG linear.....	55
Figura 23.	Posicionamento do SG na órtese de Omega™ Max.....	55
Figura 24.	Procedimento experimental desenvolvido para deslocamento da mão.....	56
Figura 25.	Teste de deformação e deslocamento das órteses.....	57
Figura 26.	Dinamômetro analógico Jamar®.....	57
Figura 27.	Teste de preensão e deformação das órteses.....	58
Figura 28.	Exemplo do segundo teste de deformação.....	60
Figura 29.	Curva resultante do ensaio com força de preensão com SG referente à órtese de Omega™ Max.....	65

LISTA DE QUADROS

Quadro 1.	Princípios e tecnologias de Manufatura Aditiva aplicáveis a polímeros.....	28
Quadro 2.	Variáveis do processo.....	32
Quadro 3.	Propriedades mecânicas do PLA.....	35
Quadro 4.	Principais parâmetros de impressão utilizados.....	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Valores médios obtidos nos ensaios de flexão.....	59
Tabela 2.	Diferença percentual entre PLA e Omega™ Max (padrão ouro) nos ensaios deflexão.....	59
Tabela 3.	Deformações medidas com carga de 2,5 kgf para a órtese de Omega™ Max no dispositivo.....	61
Tabela 4.	Deslocamentos medidos com carga de 2,5 kgf para a órtese de Omega™ Max no dispositivo.....	61
Tabela 5.	Deformações medidas com carga de 2,5 kgf em cada órtese de PLA.....	62
Tabela 6.	Deslocamentos medidos com carga de 2,5 kg em cada órtese de PLA.....	62
Tabela 7.	Deformações medidas com carga de 5 kgf.....	62
Tabela 8.	Deslocamentos e deformações medidos com carga de 5 kgf.....	63
Tabela 9.	Teste de prensão e deformação com o dinamômetro Jamar®.....	63
Tabela 10.	Resultados gerais de deformação.....	65
Tabela 11.	Varição percentual das deformações médias entre teste com cargas e teste com o dinamômetro Jamar®.....	66

LISTA DE SIGLAS E ACRÔNIMOS

ν	Coeficiente de Poisson
3D	Tridimensional
ABS	Acrilonitrila butadieno estireno (<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i>)
AFO	Órtese de pé tornozelo (<i>Ankle Foot Orthose</i>)
AM	Manufatura Aditiva (<i>Additive Manufacturing</i>)
AMF	Formato de arquivo para Manufatura Aditiva (<i>Additive Manufacturing File Format</i>)
ASTM	Sociedade Americana para Testes e Materiais (<i>American Society for Testing and Materials</i>)
CAD	Projeto Auxiliado por Computador (<i>Computer-Aided Design</i>)
CAT	Comitê de Ajudas Técnicas
CDP	Corpo de prova
CIF	Classificação Internacional de Funcionalidade, Deficiência e Saúde (<i>ICF – International Classification of Functioning, Disability and Health</i>)
CJP	Impressão colorida por jato (<i>ColorJet Printing</i>)
CLIP	Produção contínua com interface líquida (<i>Continuous Liquid Interface Production</i>)
CNC	Comando Numérico Computadorizado
DTA	Dispositivos de Tecnologia Assistiva
EMG	Eletromiografia (<i>ElectroMyoGraphy</i>)
EVA	Espuma vinílica acetinada (<i>Ethylene Vinyl Acetate</i>)
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IGES	Especificação Inicial de Intercâmbio Gráfico (<i>Initial Graphics Exchange Specification file format</i>)
ISO	Organização internacional para Padronização (<i>International Standard Organization</i>)
LOM	Manufatura laminar de objetos (<i>Laminated Object Manufacturing</i>)
MJP	<i>MultiJet Printing</i>
MMG	Mecanomiografia (<i>MecanoMioGraphy</i>)
MPa	Mega Pascal
NUFER	Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental
PcD	Pessoa com Deficiência
PDMS	Dimetilpolissiloxano (<i>PolyDiMethylSiloxane</i>)
PE	Polietileno (<i>PolyEthylene</i>)
PLA	Ácido poliláctico (<i>PolyLactic Acid</i>)
PNS	Pesquisa Nacional de Saúde
POF	Fibra óptica polimérica (<i>Polymeric Optic Fiber</i>)
POF-SG	Extensômetro de fibra óptica polimérica (<i>Polymeric Optic Fiber Strain Gauge</i>)

R	Resistência
RE	Engenharia Reversa (<i>Reverse Engineering</i>)
RFS	Sensores flexíveis resistivos (<i>Resistive Flexible Sensors</i>)
SDL	Laminação por deposição seletiva (<i>Selective Deposition Lamination</i>)
SG	Extensômetro (<i>Strain Gauge</i>)
SL	Estereolitografia (<i>StereoLithography</i>)
SLM	Fusão seletiva a laser (<i>Selective Laser Melting</i>)
SLS	Sinterização seletiva a laser (<i>Selective Laser Sintering</i>)
STL	Estereolitografia (<i>STereoLithography</i>)
STL	Formato de arquivo para estereolitografia (<i>STereoLithography file format</i>)
TA	Tecnologia Assistiva
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
WHO	Organização Mundial da Saúde (<i>World Health Organization</i>)
ε_L	Deformação longitudinal
ε_t	Deformação transversal
ε_{yy}	Deformação na direção do carregamento

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	Caracterização do problema.....	16
1.2	Definição do problema.....	17
1.3	Objetivos.....	18
1.3.1	Objetivo geral.....	18
1.3.2	Objetivos específicos.....	18
1.4	Justificativa.....	18
1.5	Estrutura do trabalho.....	20
2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	21
2.1	Deficiência.....	21
2.1.1	Levantamento estatístico da deficiência no Brasil.....	22
2.2	Tecnologia Assistiva (TA).....	22
2.3	Órteses.....	23
2.3.1	Distribuição de tensão em órteses.....	24
2.3.2	Criação e ajuste de órteses.....	26
2.3.3	Materiais para órteses convencionais.....	26
2.3.4	Processos convencionais de fabricação de órteses.....	27
2.4	Manufatura Aditiva (AM).....	28
2.4.1	Fusão em leito de pó não metálico.....	29
2.4.2	Extrusão de material.....	30
2.4.3	Parâmetros de impressão 3D para tecnologia de AM por extrusão de material.....	31
2.4.4	Ácido poliláctico (PLA).....	34
2.4.5	Tecnologias de aquisição de geometria.....	35
2.5	Órteses por AM.....	36
2.5.1	Órteses de membro inferior.....	36
2.5.2	Órteses de membro superior.....	37
2.6	Análise de tensões – métodos numéricos.....	40
2.7	Análise de tensões – extensômetros elétricos.....	41
2.8	Análise experimental de tensões em órteses.....	42
2.9	Considerações sobre a revisão bibliográfica.....	46
3.	PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS.....	48
3.1	Materiais e métodos.....	48
3.1.1	Ensaio de flexão.....	48
3.1.2	Fabricação das órteses.....	51
3.1.3	Testes nas órteses.....	54
4.	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	59
4.1	Ensaio nos CDPs.....	59
4.2	Testes de deformação e deslocamento.....	60

4.3	Teste de prensão e deformação.....	63
4.4	Proposição da melhor configuração.....	66
5.	CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	68
5.1	Conclusões.....	68
5.2	Recomendações para trabalhos futuros.....	69
	REFERÊNCIAS.....	71
	APÊNDICE A.....	80
	APÊNDICE B.....	86
	APÊNDICE C.....	90

1. INTRODUÇÃO

1.1 Caracterização do problema

Dos 200,6 milhões de brasileiros, cerca de 2,6 milhões são deficientes físicos, e, em 2013 apenas 480 mil frequentavam algum serviço de reabilitação (IBGE, 2015). Estes números indicam que um elevado número de pessoas pode apresentar limitações para o desempenho de atividades cotidianas.

A reabilitação de indivíduos com deficiência Tecnologia física pode envolver diversas abordagens e diferentes tipos de recursos como a Assistiva (TA), com perspectiva de impactar positivamente a qualidade de vida dos indivíduos.

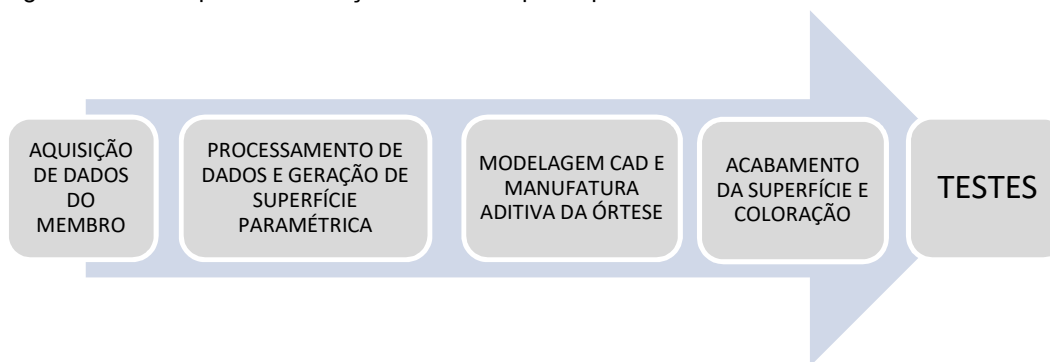
A TA é, segundo o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT, 2007), resultado da aplicação de avanços tecnológicos e envolve pesquisa, fabricação, uso de equipamentos, recursos ou estratégias para potencializar as habilidades funcionais das pessoas com deficiência. As órteses (ou *splints*) são dispositivos de TA que podem ser empregados na reabilitação de indivíduos com deficiências físicas. A ISO 9999:2007 (2007) define órteses ou dispositivos ortopédicos como dispositivos aplicados externamente utilizados para modificar as características estruturais e funcionais dos sistemas neuromusculares e esqueléticos.

Segundo Pitts e Fess (2013), folhas, juncos, bambu e cascas com forração de linho foram usados para imobilizar fraturas na antiguidade e Hipócrates (460-377 a.C.) aplicou órteses para imobilizar ou alinhar fraturas. Através dos tempos essas tecnologias evoluíram, bem como o método de fabricação.

O método convencional de fabricação de órteses para indivíduos com alterações da estrutura e função de membro superior envolve o uso de placas de material termomoldável a baixa temperatura, entre eles o Ezeform[®], o Omega[™] Max e o Aquaplast. Estes materiais, quando aquecidos, permitem ao terapeuta a conformação direta no membro do paciente. Segundo Kelly, Paterson e Bibb (2015), entretanto, além de caro, esse processo é muitas vezes desconfortável para o usuário e o resultado é dependente da habilidade do profissional que molda a órtese. Roncatto *et al.* (2017) consideram que atualmente o processo de desenvolvimento de órteses customizadas é, na maioria das vezes, bastante artesanal, caro e resulta em desconforto, imprecisão e longo tempo de confecção.

Procurando superar as limitações dos métodos convencionais de confecção de órteses, atualmente, cresce o número de pesquisas em relação a um novo método de fabricação: a Manufatura Aditiva – AM (*Additive Manufacturing*) ou impressão 3D. A utilização da AM na fabricação de órteses foi descrita por Palousek *et al.* (2014). Segundo os autores, as tecnologias de aquisição da geometria através da digitalização e da confecção por AM permitem a produção do dispositivo sem contato direto com o membro afetado. Isso pode ser menos desconfortável para o paciente e pode permitir fácil repetibilidade em caso de falha do produto. Os autores propuseram um método em cinco etapas principais, conforme mostrado na Figura 1:

Figura 1. Método para a confecção de órteses por impressão 3D



Fonte: Adaptado de Palousek *et al.* (2014)

Os autores concluíram que a utilização destas tecnologias digitais para a fabricação de órteses abriu possibilidades a outras modificações funcionais e estruturais, que não poderiam ser implementadas pelo processo convencional.

1.2 Definição do problema

Na literatura foram encontradas poucas pesquisas sobre avaliação de cargas e determinação de parâmetros de projeto de órteses para membro superior. Deste modo, este trabalho se propõe a fazer um estudo experimental da resistência mecânica de órteses de membro superior, fabricadas em PLA (ácido poliláctico – *Polylactic Acid*), por meio de AM, e órteses fabricadas em OmegaTM Max, por meio do processo convencional. Os resultados obtidos para a órtese confeccionada pelo método convencional serão considerados como “padrão ouro”.

1.3 Objetivos

Nesta seção serão descritos o objetivo geral deste estudo e seu desmembramento em objetivos específicos.

1.3.1 Objetivo geral

Analisar experimentalmente as deformações em órteses de membro superior em PLA fabricadas por meio de AM e compará-las com as de órteses fabricadas pelo método convencional com Omega™ Max.

1.3.2 Objetivos específicos

- Avaliar experimentalmente corpos de prova (CDPs) fabricados tanto a partir de chapas de Omega™ Max quanto por AM em PLA em três posicionamentos de impressão diferentes sujeitos a esforços de flexão.
- Confeccionar uma órtese de membro superior pelo processo convencional em Omega™ Max (padrão ouro) e três órteses de membro superior por AM em PLA em espessuras diferentes.
- Avaliar as deformações suportadas por uma órtese de membro superior fabricada em Omega™ Max (padrão ouro) e pelas fabricadas por AM em PLA quando solicitadas por um esforço simulado de flexão.
- Definir como recomendação de projeto a espessura para órteses de membro superior impressas em PLA com características mecânicas equivalentes ou superiores à órtese convencional.

1.4 Justificativa

As características pessoais dos usuários e aceitação da tecnologia, as preferências dos consumidores e as pesquisas de utilização de dispositivos são as áreas de investigação sobre o abandono de dispositivos de tecnologia assistiva (DTAs) pesquisadas por Phillips e Zhao (1993). Eles sugerem que o conceito pessoal de independência de um indivíduo pode influenciar a aceitação e o uso de DTAs. Então, as características mais importantes de um bom DTA são: o custo, a durabilidade, a confiabilidade, a facilidade de uso, a segurança, a estética, a manobrabilidade ou a portabilidade e as instruções de uso. No entanto, as

necessidades dos indivíduos podem variar de acordo com seus ambientes. Os autores concluem que, embora a maioria dos DTAs sejam utilizados, uma proporção significativa é descartada pelos consumidores.

Da Costa *et al.* (2015) constataram em seu estudo que os fatores mais citados relacionados ao abandono dos dispositivos foram:

- Problemas com o estado físico do usuário;
- Falta de informação e treinamento tanto de profissionais quanto de usuários;
- Dor;
- Limitações funcionais;
- Preferência por outro DTA ou utilização de capacidades remanescentes;
- Peso elevado do dispositivo;
- Alterações nas condições do DTA;
- Dificuldade de uso;
- Insatisfação;
- Desconforto; inadequação/dispositivo impróprio;
- “Muito barulho”.

Além do prejuízo econômico, o abandono do DTA supõe que as necessidades do usuário não foram supridas. Isto pode ser visto como um fracasso para a equipe, causando um impacto negativo sobre a relação usuário/equipe de saúde.

O estudo das tecnologias de AM na confecção de órteses tem preocupações em dois aspectos de extrema importância: parâmetros e processos de manufatura e alternativas na geometria da órtese em função das características do processo de fabricação. No entanto, é necessário determinar as deformações nas órteses para assegurar sua confiabilidade e segurança na reabilitação.

A partir do levantamento das deformações em órteses convencionais e naquelas fabricadas por AM espera-se determinar parâmetros de confecção para o projeto de órteses de modelo semelhante, por meio de AM. Como benefícios deste estudo pode-se citar:

- Redução do tempo de desenvolvimento de órteses pela padronização de parâmetros de projeto;
- Redução de custos pela padronização dos parâmetros de impressão;

- Possibilidade de redução de falhas estruturais nas órteses confeccionadas por meio de AM;
- Conhecimento sobre o comportamento mecânico das órteses para membros superiores quando em uso.

Este trabalho se alinha a um dos objetivos do Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental (NUFER) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), que é a popularização de tecnologias de baixo custo para o desenvolvimento de órteses junto aos profissionais responsáveis pela prescrição e as instituições autorizadas pela dispensação de órteses.

Este trabalho também faz parte da Rede de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva: ações integradas entre Engenharia Mecânica e Design (RPDTA), contemplada pelo edital CAPES/PGPTA 59/2014. A RPDTA tem como objetivo fomentar e consolidar a área de Pesquisa em TA, por meio da formação de uma rede de cooperação entre as universidades UFPR, UTFPR, UFSC, UNESP e UDESC através de alguns de seus respectivos Programas de Pós-Graduação.

1.5 Estrutura do trabalho

Neste primeiro capítulo introdutório é apresentada a caracterização e definição do problema, objetivos do trabalho e justificativa. Depois, no capítulo 2, é mostrada a revisão bibliográfica. No capítulo 3 são apresentados os procedimentos metodológicos adotados.

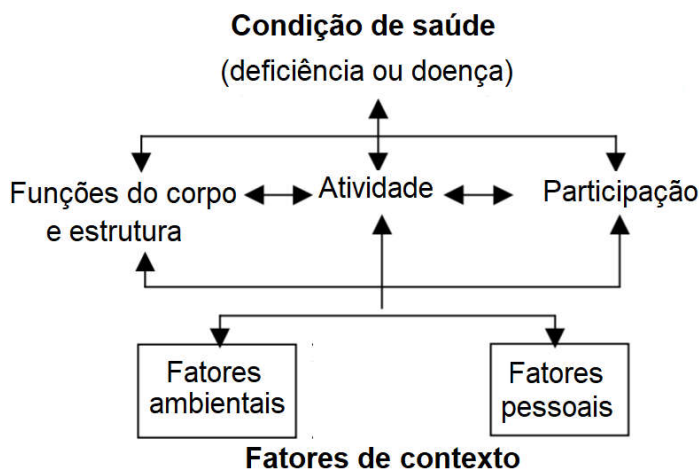
No capítulo 4 são discutidos os resultados obtidos em ensaios mecânicos e testes na órtese fabricada pelo método convencional em OmegaTM Max e nas órteses fabricadas por AM em PLA. No quinto e último capítulo são apresentadas as conclusões.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Deficiência

Na CIF – Classificação Internacional de Funcionalidade, Deficiência e Saúde (WHO, 2001) a incapacidade é um termo relacionado às limitações no desempenho de atividades cotidianas e restrições à participação decorrentes de deficiências, que são alterações de estrutura e função do corpo. Sua compreensão envolve a análise das condições de saúde (ex: problemas ortopédicos, neurológicos, reumáticos, de saúde mental, entre outros) e fatores pessoais e ambientais (ex: atitudes negativas, transportes e prédios públicos inacessíveis, e apoio social limitado, entre outros). A Figura 2 mostra uma representação do chamado modelo biopsicossocial de deficiência.

Figura 2. Diagrama do modelo biopsicossocial



Fonte: Adaptado de WHO (2001)

Pelo diagrama podem ser identificados três níveis de funcionamento humano: o nível do corpo ou da parte do corpo, da pessoa e do contexto social. A incapacidade, portanto, envolve disfunção em um ou mais desses mesmos níveis: deficiências, limitações de atividade e restrições de participação.

Maness e Khan (2015) observaram que uma deficiência é normalmente descrita como ocorrendo num membro (por exemplo: deficiência muscular, esquelética – no membro) ou em um órgão/sistema (por exemplo: cardíaca, gastrointestinal, psicológica), e pode ser temporária ou permanente e parcial ou total. Se esta deficiência afeta toda a pessoa, não apenas o órgão ou um sistema

específico, resultando na incapacidade de realizar atividades da vida diária e/ou as atividades complexas necessárias para o trabalho. Os autores citam a situação de um indivíduo com uma fratura vertebral torácica associada a uma lesão da medula espinal que é considerado como tendo uma deficiência. Se o indivíduo é um jogador de futebol profissional, ele é considerado como portador de deficiência que o incapacita para a atividade profissional. No entanto, se for um contador, mesmo deficiente ele pode não ser incapaz de atuar profissionalmente.

2.1.1 Deficiência no Brasil

A Pesquisa Nacional de Saúde 2013: ciclos de vida. Brasil e Grandes Regiões – PNS 2013 estimou 200,6 milhões de pessoas residentes em domicílios particulares permanentes, em 2013, e cerca de 6,2% (12,4 milhões) declarou possuir pelo menos um dos quatro tipos de deficiências: intelectual, física, auditiva e visual. Dos 1,3% (2,6 milhões) que declarou possuir deficiência física, apenas 18,4 % (480 mil) frequentavam algum serviço de reabilitação (IBGE, 2015).

Este contingente de pessoas portadoras de deficiência gera uma demanda de produtos assistivos, de modo que suas limitações afetem minimamente o seu desempenho profissional e sua participação na comunidade.

2.2 Tecnologia Assistiva (TA)

O Comitê de Ajudas Técnicas (CAT, 2007) definiu TA como uma área do conhecimento interdisciplinar, englobando produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação, de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. Assim, profissionais de várias áreas de conhecimento interagem através de pesquisa, fabricação, uso de equipamentos, recursos ou estratégias para potencializar as habilidades funcionais das pessoas com deficiência.

A norma ISO 9999:2007 (ISO, 2007) define produto assistivo como:

Qualquer produto (incluindo dispositivos, equipamentos, instrumentos, tecnologia e *software*) especialmente produzido ou geralmente disponível, para prevenir, compensar, monitorar, aliviar ou neutralizar deficiências, limitações de atividade e restrições de participação.

A norma também estabelece uma classificação de produtos assistivos especialmente produzidos ou geralmente disponíveis para pessoas com deficiência, bem como de produtos de apoio utilizados por uma pessoa com deficiência, mas que requerem a assistência de outra pessoa para o seu funcionamento

2.3 Órteses

Um dos DTAs que podem ser empregados na reabilitação de indivíduos com limitações funcionais são as órteses. A ISO 9999:2007 (ISO, 2007) define órteses ou dispositivos ortopédicos como dispositivos aplicados externamente utilizados para modificar as características estruturais e funcionais dos sistemas neuromusculares e esqueléticos.

Yamane (2017) define as órteses como aparelhos aplicados ao corpo para estabilizar ou imobilizar uma parte do corpo. Assim, podem melhorar o alinhamento, prevenir deformidades, proteger contra lesões ou auxiliar no movimento ou função.

Para Emmons e Newland (2009), órteses de membro superior estabilizam e protegem as articulações em situações de instabilidades, traumas e cirurgias. Elas podem ainda auxiliar no aumento da amplitude de movimento quando as contraturas estão presentes. No entanto, os autores argumentam que a umidade do contato prolongado com a pele pode ser prejudicial à integridade da pele. Além disso, as tiras que firmemente seguram a órtese no membro podem restringir o fluxo sanguíneo, criando úlceras de pressão.

Cardoso, Barbosa e Silva (2014) consideram as órteses ferramentas indispensáveis para a assistência em reabilitação. Contudo, os autores argumentam que a efetividade das órteses depende da correta prescrição, confecção e rotina de uso. Assim, eles consideram este processo complexo e altamente técnico que, se não seguido com rigor, pode levar a ineficácia do aparelho, piora do quadro da pessoa com deficiência, perda de procedimentos cirúrgicos e até provocar lesões graves e irreversíveis. Eles ainda descrevem quatro tipos principais de órteses, conforme a região do corpo onde se aplicam: (a) órteses para coluna cervical (ou colares), para imobilização da coluna cervical; (b) órteses para coluna torácica, lombar e sacra, para melhorar a postura diminuindo as patologias da coluna vertebral ou para dar suporte nos casos em que a pessoa não tem controle do tronco, auxiliando na postura ortostática; (c) órteses para membro superior e (d)

órteses para membro inferior. O enfoque deste estudo serão as órteses para membros superiores.

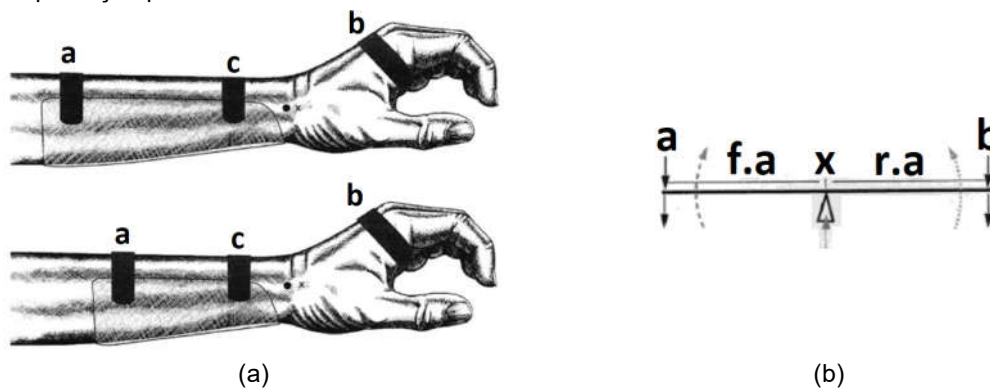
Casagrande (2018) considera que o processo de confecção de órtese inicia com histórico detalhado do usuário – patologias, avaliação do membro superior, da preensão, da força, dos movimentos, da condição da pele e do sistema osteoarticular, da sensibilidade, das atividades de vida diária desempenhadas, do ambiente em que cliente está envolvido, da percepção da dor, da sinestesia e da auto percepção.

Pitts e Fess (2013) argumentam que as órteses devem alcançar, da maneira mais eficiente possível, os propósitos a que foram projetadas. Caso contrário, irão limitar o potencial de reabilitação de seus usuários.

2.3.1 Distribuição de tensões em órteses

Em termos mecânicos, Fess (1995) descreve que a maioria das órteses funcionam como sistemas de alavancas que aplicam forças (pressões) em três pontos, conforme mostrado na Figura 3, para controlar/afetar o movimento articular, gerando esforços de flexão.

Figura 3. Sistema de alavancas em três pontos de pressão em órteses: (a) aplicado na mão e (b) simplificação para dimensionamento.



Fonte: Adaptado de Wilton (2014)

Segundo Wilton (2014) estas órteses funcionam segundo o princípio das alavancas de primeira classe. O sistema está em equilíbrio quando a soma das forças rotacionais no sentido horário iguala e equilibra a soma das forças rotacionais no sentido anti-horário e não há movimento alternado em torno do eixo. Essas forças são calculadas pela equação:

$$f \times f_a = r \times r_a \quad (1)$$

Muitas órteses ao falhar em seus propósitos podem causar desconforto ao paciente ou mesmo quebrar (FESS; PHILIPS, 1987) e isso pode estar relacionado à Vantagem Mecânica. Wilton (2014) definiu vantagem mecânica pela seguinte expressão:

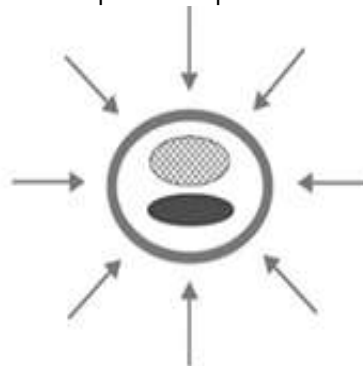
$$VM = f_a / r_a \quad (2)$$

Seguindo este conceito, Wilton (2014) concluiu que quanto maior o braço da força (f_a), maior a vantagem mecânica, e mais eficiente o trabalho da alavanca. Em contrapartida, um braço de resistência (r_a) longo significa desvantagem mecânica.

Fess (1995) relacionou a vantagem mecânica diretamente na durabilidade e no conforto do equipamento. Desta forma, recomenda que este princípio deva ser aplicado e ajustado no projeto da órtese.

Já as “órteses de coaptação” abrangem um número relativamente pequeno de órteses especializadas. Segundo Fess (1995), sistemas de coaptação usam uma série de forças circunferenciais dirigidas para dentro em direção a um ponto central, conforme mostrado na Figura 4. Ao mesmo tempo em que permitem o movimento, as órteses de coaptação também protegem os segmentos corporais, e são geralmente classificadas como não articulares.

Figura 4. Sistemas de alavancas com dois pontos de pressão em órteses.



Fonte: Adaptado de Pitts e Fess (2013).

Apesar de menos frequentemente usadas, as razões mais comuns para aplicar órteses de coaptação seria para suportar fraturas de modo estável (fraturas

de úmero ou metacarpo, por exemplo – o popular “gesso”) ou para suportar cicatrização de tendões.

2.3.2 Criação e ajuste de órteses

Pitts e Fess (2013) apontam doze princípios para a criação de uma órtese eficaz: (1) a partir da definição do sistema de força para saber qual modelo usar – com dois ou três pontos de pressão, (2) aumentar a área de aplicação da força, (3) melhorar a vantagem mecânica, (4) usar força rotacional ótima, (5) considerar o efeito do torque, (6) controlar a reação em articulações secundárias, (7) considerar o efeito da força resultante, (8) usar sistemas de estabilização adequados, (9) incorporar apropriadamente componentes articulados, (10) aumentar a resistência do material ao longo do contorno, (11) eliminar fricção, e (12) evitar alto esforço de cisalhamento.

Estes princípios são universalmente aplicáveis, e devem ser observados na confecção de órteses convencionais – prescritas e confeccionadas por um terapeuta e daquelas fabricadas por AM, conforme procedimento preconizado por Palousek *et al.* (2014), detalhado a seguir.

2.3.3 Materiais para órteses convencionais

Materiais termoplásticos flexíveis a baixa temperatura, em função de sua moldabilidade a temperaturas próximas da temperatura corporal, são bastante usados na confecção de órteses convencionais.

Segundo Canelón (1995), as propriedades mais importantes para determinar se um material é adequado para fabricação de órteses são: a densidade, resistência, rigidez, conformabilidade, auto-aderência, durabilidade ou reutilização e facilidade de fabricação. Além, claro do seu custo e da sua disponibilidade.

Diversos fabricantes disponibilizam materiais termoplásticos flexíveis a baixa temperatura. No entanto não fornecem dados de composição química e de propriedades mecânicas, apenas avaliações qualitativas de desempenho comparado. Para preencher esta lacuna, Lindemayer (2004) avaliou os termoplásticos mais utilizados na confecção artesanal de órteses: Ezeform e Aquaplast (da marca *Sammons e Preston*), e NCM Clinic, OmegaTM Max e NCM Preferred (da marca *North Coast*).

O Omega™ Max, de acordo com dados de catálogo (*North Coast Medical*, 2012-2013), é um material para órteses versátil, que apresenta moderada resistência ao alongamento, moderada a máxima rigidez e memória de 100% (sempre recupera sua forma e tamanho de corte originais quando reaquecido), com excelente reprodução de detalhes. Com um revestimento em pó exclusivo, o Omega™ Max requer apenas um mínimo de solvente para obter uma ligação segura e permanente. As chapas de espessura 3/32" (2,4 mm) são recomendadas para órteses de mão ou pulso leves. Órteses pediátricas feitas a partir desta espessura têm excelente conformabilidade e suportam uma forte hipertonicidade. As temperaturas de trabalho (amolecimento) encontram-se entre 60 ° C e 65 ° C.

2.3.4 Processos convencionais de fabricação de órteses

O processo convencionalmente utilizado para a confecção de órteses envolve duas abordagens distintas: a abordagem direta e a indireta (PALOUSEK *et al.*, 2014).

A abordagem direta é melhor descrita por Kelly, Paterson e Bibb (2015): placas de termoplástico flexível à baixa temperatura permitem ao terapeuta conformar o material diretamente no membro do paciente. O terapeuta posiciona o membro do paciente em uma folha de papel, desenha o contorno e registra alguns marcos anatômicos importantes para a confecção do modelo específico de órtese. Isso cria a forma geral da órtese personalizada para o paciente. A placa é aquecida em água quente e o contorno é cortado. O termoplástico é moldado diretamente no membro do paciente, com um tempo muito limitado para fazer ajustes. Em alguns casos seções menores podem ser reaquecidas para remodelagem local.

Já na abordagem indireta, um molde negativo do membro afetado é confeccionado. Em seguida, este molde é preenchido com gesso para produzir um modelo, que é então utilizado para a conformação de uma placa de material termoplástico de alta temperatura, manualmente ou por meio de vácuo. A placa com a forma da região que receberá a órtese é recortada, alinhada à forma desejada e terminada acrescentando-se forração e fixações (PALOUSEK *et al.*, 2014).

Segundo Fernandes, Foggiatto e Poier (2015), além das órteses customizadas, fabricadas para cada indivíduo, existem as órteses comerciais. Estas órteses, como dispositivos padronizados, têm como característica negativa a

dificuldade para realização de ajustes e a dificuldade de conformação aos segmentos corporais.

2.4 Manufatura Aditiva (AM)

Ao contrário de metodologias de fabricação subtrativas, conforme a ASTM F2792-12a (ASTM, 2012) a AM é um processo de unir material ou materiais para criar objetos a partir de dados de modelos 3D, geralmente camada sobre camada.

A norma ISO/ASTM 52900:2015 (ASTM, 2015) define os principais termos de AM, como os formatos de arquivos de modelos 3D e os diversos princípios de impressão 3D. Segundo esta norma, a AM é processo de junção de materiais para fabricar peças a partir de dados de modelos 3D, geralmente camada sobre camada, ao contrário de tecnologias de manufatura subtrativa ou formativa.

Volpato e Carvalho (2017) descrevem as várias tecnologias de AM aplicáveis aos materiais poliméricos, conforme representado no Quadro 1.

Quadro 1. Princípios e tecnologias de Manufatura Aditiva aplicáveis a polímeros.

Classificação das tecnologias AM	Descrição dos princípios	Algumas tecnologias na categoria
Fotopolimerização em cuba	Polímero fotossensível líquido é curado seletivamente em uma cuba por polimerização ativada por luz	Estereolitografia (<i>stereolithography – SL</i>), produção contínua com interface líquida (<i>continuous liquid interface production – CLIP</i>), tecnologia da empresa Invision-TEC, outros.
Extrusão de material	Material é extrudado através de um bico ou orifício, sendo seletivamente depositado	Modelagem por fusão e deposição (<i>fused deposition modeling – FDM</i>), MakerBot, RepRap, Fab@Home, outros.
Jateamento de material	Material é depositado em pequenas gotas de forma seletiva	Polyjet, impressão por múltiplos jatos (<i>Multijet printing – MJP</i>), tecnologia da Solidscape, outros.
Jateamento de aglutinante	Um agente aglutinante líquido é seletivamente depositado para unir materiais em pó	Impressão colorida por jato (<i>ColorJet Printing – CJP</i>), tecnologia da VoxelJet, tecnologia da ExOne, outros.
Fusão em leito de pó	Energia térmica funde seletivamente regiões de um leito de pó	Sinterização seletiva a laser (<i>selective laser sintering – SLS</i>), outros.
Adição de lâminas	Lâminas recortadas de material são unidas (coladas) para formar um objeto	Manufatura laminar de objetos (<i>laminar object manufacturing – LOM</i>), tecnologia da Solido, deposição seletiva de laminados (<i>selective deposition lamination – SDL</i>), outros.

Fonte: Adaptado de Volpato e De Carvalho (2017).

Volpato e De Carvalho (2017) também descrevem genericamente o processo de AM num esquema de cinco etapas: (1) modelagem tridimensional para gerar o

modelo geométrico 3D da peça num sistema CAD, (2) obtenção do modelo geométrico 3D num formato específico para AM – geralmente representado por uma malha em triângulos em padrão adequado (STL – *StereoLithography*, AMF – *additive manufacturing format*, entre outros), (3) planejamento do processo para fabricação por camada (fatiamento, definição das estruturas suporte e das estratégias de deposição de material), (4) fabricação da peça no equipamento de AM e (5) pós processamento (remoção dos suportes, limpeza e etapas adicionais de processamento e acabamento).

Segundo Huang *et al.* (2013), como o modelo 3D pode ser diretamente transformado em um produto acabado sem o uso de acessórios adicionais e ferramentas de corte, é possível a produção de peças com geometria complexa que são difíceis de obter usando processos por remoção de material.

Neste estudo, dois processos serão detalhados: a fusão em leito de pó não metálico e a extrusão de material em função desses processos seremos mais citados nos trabalhos relacionados às aplicações na TA.

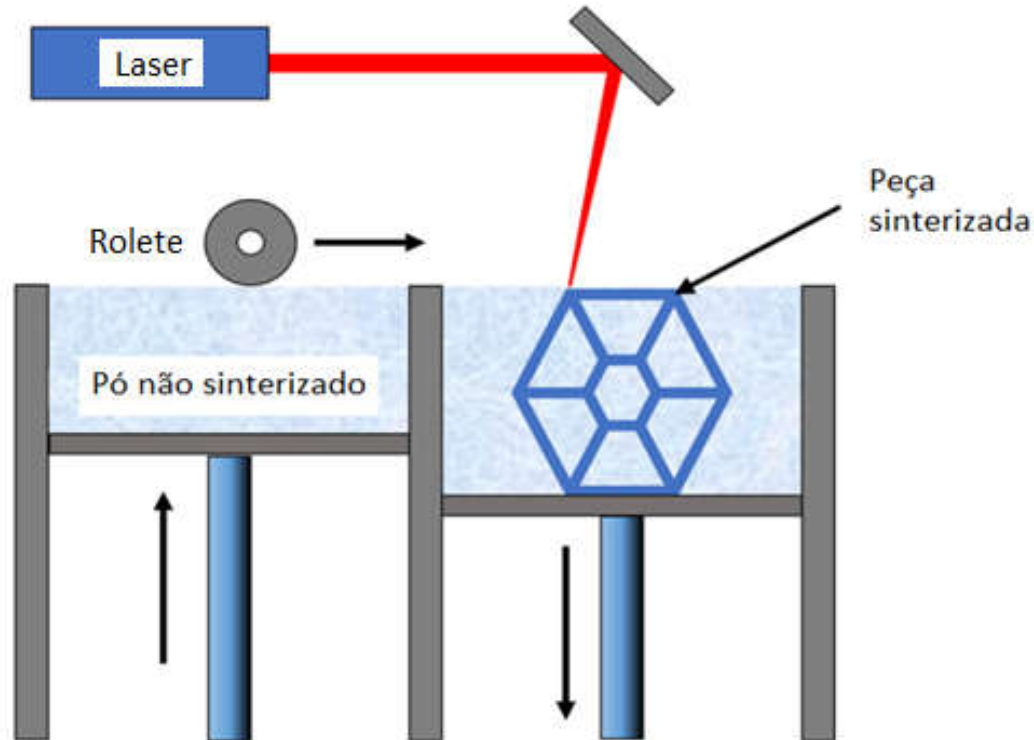
2.4.1 Fusão em leito de pó não metálico

Segundo Silva (2017), no processo de AM conhecido como fusão em leito de pó não metálico, uma fonte de calor coalesce termicamente a matéria prima – um pó fino, para construção de objetos tridimensionais, camada a camada. Um dos processos mais difundidos é a sinterização seletiva a laser (*Selective Laser Sintering* – SLS). Segundo Beaman e Deckard (1990) em sua patente americana, o SLS é um método e aparelho para sinterizar seletivamente uma camada de pó para produzir uma parte compreendendo uma pluralidade de camadas sinterizadas.

Já Rao (2013) descreve o processo SLS como um feixe de laser modulado que segue a forma de uma fatia de um objeto gerado por CAD. Ele traça o objeto através de uma cuba de pós fusíveis pelo calor, aquecendo as partículas para que elas se fundam ou se aglomerem. Neste processo, a camada de pó é espalhada e nivelada no plano onde a camada será formada. Então um laser de CO₂ traça seletivamente a camada para fundir essas áreas, definidas pela geometria da seção transversal, também fundindo esta camada na camada anterior. O material não fundido permanece no local como estrutura de suporte. Depois que a camada inicial é formada, uma nova camada de pó é depositada e o laser processa a próxima

camada. Podem ser utilizados polímeros, ceras e ligas metálicas. Na Figura 5 o processo SLS é demonstrado.

Figura 5. Representação esquemática do processo SLS.



Fonte: Adaptado de Stansbury e Idacavage (2016).

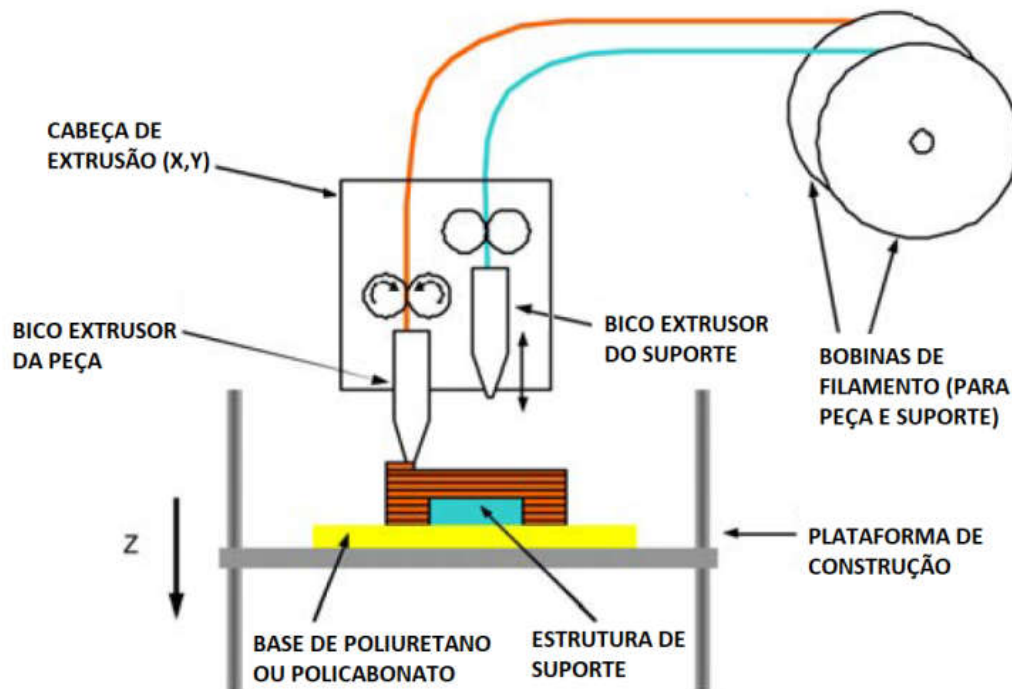
2.4.2 Extrusão de material

Volpato (2017) descreve a AM pelo princípio de extrusão de material pela deposição um de filamento camada a camada da geometria desejada. Usualmente o cabeçote extrusor é movimentado no plano X-Y conforme a seção transversal de cada camada. A plataforma de construção (mesa) se desloca para baixo, num valor equivalente à espessura da camada, no eixo Z ao término de cada camada, e o processo é repetido até que a peça seja concluída. É de suma importância para uma extrusão bem sucedida que o filamento esteja em estado pastoso ao sair do bico, aderindo rapidamente ao material da camada anterior previamente depositado na plataforma antes de se solidificar.

A Figura 6 mostra uma representação esquemática do processo de AM por extrusão de material (comercialmente denominado de modelagem por fusão e deposição ou *fused deposition modelling* - FDM), apresentando dois bicos em uma cabeça de extrusão – um para o material da peça e outro para material de suporte.

Geralmente, quando a peça apresenta regiões suspensas ou superfícies com inclinações negativas, são necessárias estruturas de suporte. Posteriormente, o material de suporte deve ser removido – manualmente, termicamente ou quimicamente.

Figura 6. Representação esquemática do processo FDM.



Fonte: adaptado de Volpato, Foggiatto e Schwarz (2014).

Como a maioria das impressoras 3D de baixo custo se baseiam no princípio de extrusão de material com alimentação por filamento, Volpato e Carvalho (2017) atribuem a esta tecnologia a recente popularização da AM.

2.4.3 Parâmetros de impressão 3D para tecnologia de AM por extrusão de material

Para o uso da impressão 3D alguns parâmetros devem ser conhecidos. Alguns dependem da impressora utilizada, outros podem ser definidos conforme as características desejadas ou necessárias no projeto, em função do material e da geometria. O Quadro 2 mostra as principais variáveis do processo.

Quadro 2. Variáveis do processo.

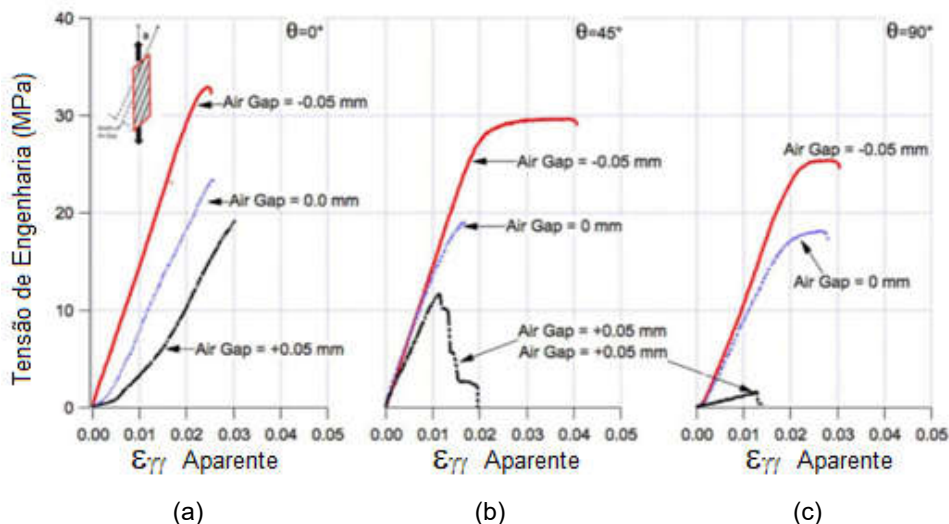
Operação	Máquina	Material	Geometria
Espessura da camada Espessura do filamento Velocidade de deposição Temperatura de extrusão Temperatura da câmara Estratégia de preenchimento	Diâmetro do bico Velocidade de alimentação de filamento Velocidade dos roletes Vazão Diâmetro do filamento	Características químicas Viscosidade Rigidez Flexibilidade Condutividade térmica	Ângulo de <i>raster</i> Estrutura de suporte

Fonte: Adaptado de Agarwala *et al.* (1996).

A densidade de preenchimento [%] é a quantidade de material dentro da peça. Segundo Lanzotti *et al.* (2016), quanto maior a porcentagem de preenchimento, melhores as propriedades mecânicas da peça, mas maiores serão o tempo de impressão e a quantidade de material a ser usado. Desta forma, a condição de 100% de preenchimento é relatada na literatura (BRANCO, 2016; LANZOTTI *et al.*, 2015; MELENKA *et al.*, 2015) como a que gera a maior resistência mecânica.

Segundo Es-Said *et al.* (2007) o *air gap* (ou espaçamento entre filamentos) em qualquer orientação pode levar à delaminação da camada ao longo dessa orientação durante o carregamento em ensaio. Embora um *air gap* igual a zero represente preenchimento de 100%, estes valores podem ainda ser negativos, gerando valores de resistência mecânica maiores (MAGALHÃES, 2010; RESAYAT *et al.*, 2014), conforme demonstram os gráficos da Figura 7.

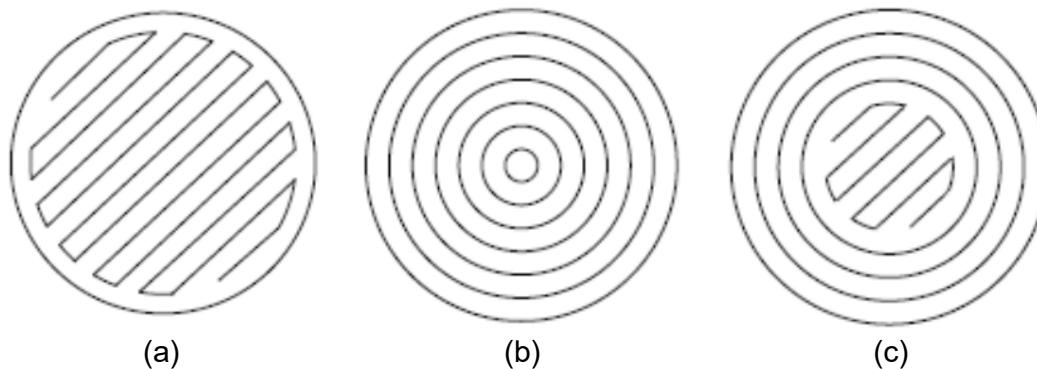
Figura 7. Tensão de engenharia versus deformação aparente na direção de carregamento obtida a partir de experimentos para amostras com vários ângulos de varredura e vazios: (a) ângulo 0°, (b) ângulo 45°, (c) ângulo 90°.



Fonte: Resayat *et al.* (2014).

Algumas estratégias de preenchimento no processo por extrusão de material estão representadas na Figura 8.

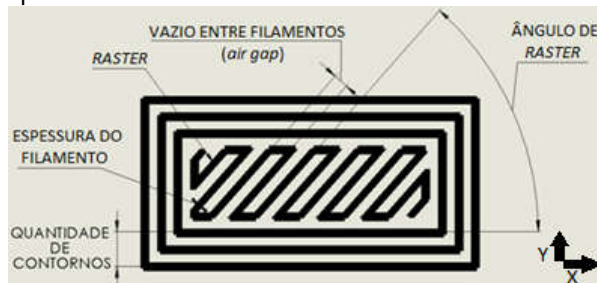
Figura 8. Algumas estratégias de preenchimento no processo por extrusão de material: (a) *raster*, (b) contorno, (c) combinado.



Fonte: Adaptado de Volpato (2007).

Segundo Volpato (2017), os principais parâmetros que interferem na impressão são: a largura do filamento (tanto para contorno quanto para preenchimento), a espessura da camada, o *air gap* e/ou a distância entre filamentos. A Figura 9 mostra os parâmetros de preenchimento.

Figura 9. Parâmetros de preenchimento.



Fonte: A autora (2018).

A quantidade de contornos pode variar de zero a um máximo limitado pela geometria da peça. Por exemplo, para espessura da peça 2,4 mm e largura do filamento depositado 0,4 mm resultaria em até três contornos.

Mishra *et al.* (2017) demonstraram que maiores quantidades de contornos aumentam gradualmente a resistência a flexão, sugerindo que uma peça construída simplesmente usando os contornos ao invés de preenchimento tipo *raster* teria maior resistência a flexão.

É possível configurar ângulos de *raster* de 0° a +/- 90° em relação ao eixo X da mesa. Es-Said *et al.* (2007) comprovaram que este ângulo afeta a resistência à

tração. Lanzotti *et al.* (2015) relataram valores máximos com menores ângulos de *raster*. No entanto, utilizando ângulos intercalados melhores resultados foram alcançados, conforme relatou Magalhães (2010), ao testar inclinações a 0°, -15° e +15°.

Hossain *et al.* (2013) consideram que o ângulo de *raster*, as espessuras de contorno e de filamento e o *air gap* entre filamentos são os parâmetros de construção que mais influenciam na melhoria das propriedades mecânicas das peças produzidas por extrusão de material.

Já Bellini e Guçeri (2003) consideram que a orientação de construção e a estratégia de preenchimento da camada são os parâmetros que mais influenciam nas propriedades mecânicas de peças produzidas por extrusão de material.

Estes parâmetros e estratégias são interdependentes segundo Agarwala *et al.* (1996), e então devem ser otimizados simultaneamente para atingir a melhor qualidade na peça impressa. Esta otimização de parâmetros e de estratégias é fundamental principalmente na impressão 3D de uma órtese, em função de sua geometria complexa.

2.4.4 Ácido poliláctico (PLA)

Atualmente, os polímeros são os materiais mais utilizados na AM de acordo com Stansbury e Idacavage (2016). As tecnologias e os vários materiais poliméricos específicos para cada processo permitem desenvolver uma ampla gama de produtos para a área da saúde. A disponibilidade da tecnologia guiará a escolha do polímero. As propriedades físicas e mecânicas de cada polímero definirão a geometria (espessuras, reforços, entre outros) do produto assistivo.

O PLA é um termoplástico biodegradável com origem de fontes renováveis e vem sendo considerado uma alternativa adequada para de inúmeras aplicações na medicina. Segundo Lasprilla *et al.* (2012), o PLA é um dos polímeros mais promissores devido à sua excelente biocompatibilidade e às suas propriedades mecânicas. Para maximizar os benefícios de seu uso, é necessário entender a relação entre as propriedades do material de PLA, o processo de fabricação e o produto final com as características desejadas.

Bijarimi, Ahmad e Rasid (2012) avaliaram as propriedades mecânicas de CDPs injetados de PLA (*Natureworks Ingeo™ Biopolymer 2002D grade*, fornecido

por *Unic Technology Ltd*, China) mostradas na Tabela 1, conforme ASTM D638 para os ensaios de tração e ASTM D790 para os ensaios de flexão.

Quadro 3. Propriedades mecânicas do PLA.

Propriedade	Valor
Tensão de ruptura	69,9 MPa
Alongamento na ruptura	3,8 %
Módulo de Young	1968 MPa
Tensão de flexão	94,0 MPa
Deformação na flexão	5,5 %
Módulo de flexão	3635 MPa
Tensão de impacto	2,44 kJ/m ²

Fonte: Adaptado de Bijarimi, Ahmad e Rasid (2012).

No entanto, estes dados servem apenas como referência, já que segundo Rodriguez *et al.* (2000), os CDPs e peças em geral fabricadas por AM por extrusão de material têm a estrutura interna semelhante a compostos laminados, com camadas empilhadas verticalmente consistindo em uma estrutura contígua de “fibras” e vazios.

2.4.5 Tecnologias de aquisição de geometria

Palousek *et al.* (2014) argumentam que tecnologias de aquisição da geometria através de digitalização e confecção por AM permitem a produção sem contato, que pode ser menos estressante para o paciente e permitir fácil repetibilidade em caso de falha do produto. Eles concluem que a utilização destas tecnologias digitais para a fabricação de órteses abre a possibilidade de outras modificações funcionais e estruturais que não podem ser implementadas pela tecnologia padrão.

As tecnologias de impressão 3D dependem do modelo 3D da órtese para poder fabricá-la. Uma das formas de obtenção desses modelos é utilizando sistemas de digitalização 3D.

Rosenmann (2017) testou algumas tecnologias de digitalização de baixo custo: luz estruturada com o sensor *Microsoft Kinect 360*, *Time of Flight* com o sensor *Microsoft Kinect One* e fotogrametria com o programa *Autodesk ReMake*. A partir de testes em sólidos padrão e em uma tala gessada, concluindo que os melhores resultados ocorreram com o sistema *ReMake*.

O resultado da geometria digitalizada é uma malha digital da superfície 3D do modelo físico. Weigert (2017) estudou o tratamento desta malha em programas

CAD 3D de baixo custo: *Blender e Meshmixer*. A edição e correção das malhas nos programas CAD 3D possibilitou a fabricação das órteses por AM, confirmando a importância da suavização das bordas no resultado final da órtese e validando as tecnologias de baixo custo utilizadas nas demais etapas.

2.5 Órteses por AM

Nos últimos anos, é crescente o número de trabalhos envolvendo a fabricação de órteses utilizando AM. Segundo Thompson *et al.* (2016), a utilização de AM proporciona liberdade de geometrias e de materiais, mas também fica sujeita a algumas restrições, tais como a disponibilidade e custo de tecnologias e materiais, quando se compara aos processos de fabricação convencionais. Assim os autores consideram fundamental compreender as tecnologias existentes para projetar conforme as oportunidades e restrições associadas às tecnologias disponíveis.

2.5.1 Órteses de membro inferior

Embora este estudo seja focado nas órteses de membro superior, considerou-se importante analisar também trabalhos sobre órteses de membro inferior, em função dos esforços maiores a que estas órteses são submetidas.

Creylman *et al.* (2012) desenvolveram estudos sobre segurança, conforto e eficácia para avaliar o desempenho de órteses de pé e tornozelo (*Ankle Foot Orthoses – AFO*) fabricadas pelo processo SLS e concluíram que as órteses fabricadas através da AM mostraram performances pelo menos equivalentes aos modelos artesanais em polipropileno.

O processo SLS também foi estudado por Telfer *et al.* (2012), que desenvolveram uma órtese para pé e uma AFO que foram fabricadas usando AM. Os resultados alcançados demonstraram a liberdade de projeto potencial disponibilizado pela AM, e sugeriram que novos dispositivos ortopédicos poderiam ir além do estado da arte.

Depois disso, Telfer *et al.* (2014) desenvolveram sensores embutidos em órteses de pé produzidas por AM. Eles desenvolveram um algoritmo viável para identificar os períodos de alta atividade aumentada a partir da temperatura do pé na superfície plantar.

Harper *et al.* (2014) usaram AFOs dinâmicas passivas fabricadas com Nylon 11 por SLS para identificar a influência da rigidez da órtese no desempenho de caminhada. Os níveis de rigidez tiveram um efeito mínimo sobre o desempenho geral do pé. Os autores sugerem que o controle do equilíbrio possa ser influenciado pela rigidez da órtese.

Já Dombroski, Balsdon e Froats (2014) fabricaram órteses de pé usando como escâner 3D o sensor do *Microsoft Kinect* e a extrusão de material em acrílonitrilbutadienoestireno (ABS), comparando com o método tradicional com molde de gesso. Eles concluíram que os métodos produziram resultados semelhantes na cinemática do pé durante a caminhada às órteses tradicionalmente feitas na ortopedia.

Alam, Choudhury e Mamat (2015), a partir do modelo CAD, fabricaram componentes da órtese por impressão 3D, com espessura de 3 mm, e usinagem CNC. Esta metodologia de projeto se mostrou mais rápida do que as técnicas tradicionais e também facilitou o posicionamento exato da articulação do tornozelo articulado.

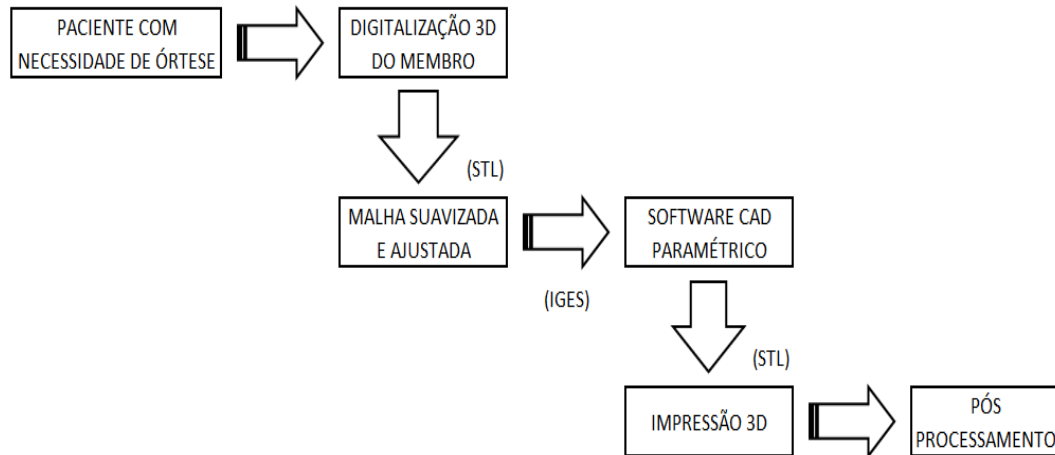
Gibson *et al.* (2014) compararam extrusão de material em PLA e SLS em poliamida em órteses de pé com espessura de 4 mm para investigar o modo de ação e a experiência do usuário para pacientes com artrite reumatoide. Melhores relatos foram obtidos com as órteses fabricadas por SLS, quando comparadas com aparelhos ortopédicos padrão.

2.5.2 Órteses de membro superior

Nesta pesquisa procurou-se identificar os estudos mais relevantes enfocando o processo de projeto, execução e testes de órteses.

Palousek *et al.* (2014) descreveram a utilização de AM, fotogrametria estéreo passiva e ferramentas CAD para o processo de projeto de órteses de membro superior. Eles propuseram então uma metodologia em cinco etapas principais: (1) aquisição de dados do membro superior; (2) processamento de dados e geração de superfície paramétrica; (3) processo de modelagem CAD e fabricação rápida da órtese; (4) acabamento da superfície e coloração e (5) testes. A Figura 10 apresenta o processo utilizado, mostrando os pontos chave da metodologia de projeto e fabricação. A abordagem utilizou engenharia reversa (RE – *Reverse Engineering*) e tecnologias para a digitalização 3D, *softwares* de triangulação e impressão 3D.

Figura 10. Processo de projeto de órteses de membro superior.



Fonte: Adaptado de Palousek et al. (2014).

Os resultados mostraram que as tecnologias utilizadas atenderam aos requisitos do projeto e também que poderiam ser uma solução alternativa para o método padrão de concepção órtese. A órtese foi impressa com espessura de 3,5 mm utilizando a tecnologia de extrusão de material para gerar o produto final. Os autores concluíram que a AM de órteses aliada ao conforto do paciente, sem perder de vista a qualidade dos produtos finais, poderá atrair o interesse dos profissionais da área médica para a implementação destas novas tecnologias. A metodologia aqui descrita tem sido bastante referenciada nos estudos recentes de diversos pesquisadores.

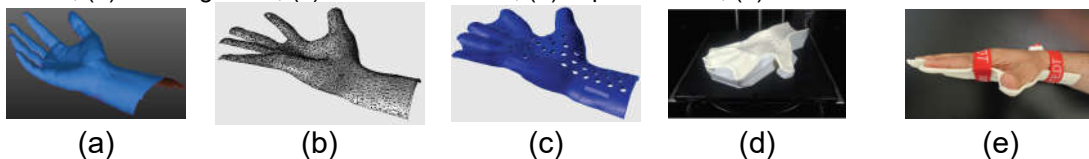
Num enfoque diferente, Paterson *et al.* (2015) compararam quatro diferentes processos de AM para avaliar a sua adequação no contexto de órteses para membro superior. Para isso eles descreveram as características de projeto e posterior fabricação de cinco órteses de pulso diferentes, utilizando os seguintes processos de AM: SL (estereolitografia), SLS, *PolyJet matrix material jetting* e FDM. A adequação de cada processo foi então comparada com projetos e processos concorrentes de órteses tradicionais. As órteses foram criadas usando um fluxo de trabalho digital que combinava a reconhecida melhor prática clínica com o projeto para AM. Os autores concluíram que, com base nas tecnologias de AM atualmente disponíveis, o processo de extrusão de material foi o menos adequado para as órteses de membro superior. Os processos SLS, SL e *PolyJet* se mostraram promissores para futuras aplicações. No entanto, os autores consideraram que seria necessários mais investigação e desenvolvimento em processos de AM, materiais e otimização do projeto da órtese. Ao contrário de trabalhos anteriores que aplicaram

processos de AM para replicar projetos tradicionais de órtese, este trabalho baseou-se em um projeto para AM, incorporando novas características e propriedades físicas não previamente possíveis em órteses clínicas, expondo algumas limitações da tecnologia existente e demonstrando características e oportunidades novas e vantajosas do projeto para futuras pesquisas.

Kim e Jeong (2015) descreveram uma metodologia de fabricação diversa, híbrida – impressão 3D e injeção – para criar uma órtese de pulso que consistiu em separar a órtese em duas partes: uma estrutura interior produzida por impressão 3D com espessura de 5 mm que circundava a pele e uma tampa exterior que era fixada à estrutura interior, para proteger a parte lesionada de forças externas. A cobertura exterior foi produzida por injeção com três tamanhos baseados nos tamanhos de pulso. O quadro interno foi fabricado por impressão 3D usando o princípio de jateamento de material.

Baronio, Harran e Signoroni (2016) consideram que a difusão generalizada de tecnologias de impressão 3D de baixo custo tem possibilitado a produção de órteses altamente personalizadas. No entanto, eles consideram que a impressão 3D pelo processo de extrusão de material é apenas a fase final dos processos ortóticos. Para eles, é essencial que antes da impressão 3D haja um processo de RE para adquirir a superfície anatômica de interesse, processá-la computacionalmente para gerar o modelo sólido virtual. Isto é importante principalmente na presença de sintomas de espasticidade (causados por paralisia cerebral ou acidentes vasculares cerebrais), quando é praticamente impossível obter as imagens médicas da mão na posição desejada para posicionamento da órtese. Nestes casos, os terapeutas utilizam fitas e sistemas de apoio provisórios para adquirir a anatomia da mão e do antebraço na posição desejada. Os autores projetaram e testaram os passos essenciais de todo o processo de produção, enfatizando a aquisição precisa de um antebraço e a produção do modelo da órtese de mão por impressão 3D, conforme mostrado na Figura 11.

Figura 11. Aquisição de dados e fabricação de órtese com espessura de 4 mm. (a) aquisição dos dados; (b) malha gerada; (c) órtese modelada; (d) impressão 3D; (e) órtese no usuário.



Fonte: adaptado de Baronio, Harran e Signoroni (2016).

Para substituir os modelos tradicionais de talas gessadas, Lim *et al.* (2017) desenvolveram e testaram um modelo em plástico a partir da digitalização 3D de um braço humano. O modelo, impresso por extrusão de material com espessura de 6 mm no corpo e 3 mm nos reforços, tem furos para reduzir o peso e melhorar a ventilação. Um algoritmo de geração automática de furos foi desenvolvido para reduzir o tempo de espera do projeto da estrutura. Análises por elementos finitos foram realizadas para avaliar a rigidez de flexão do modelo poroso e sugerir estruturas de reforço adequadas que pudessem compensar a degeneração da rigidez devido à porosidade. Os autores apontaram como vantagens deste modelo poroso em comparação com uma tala gessada tradicional: leveza estrutural, boa ventilação, transparência aos raios X, além de melhor aparência. Devem ainda ser desenvolvidos ensaios clínicos em tratamentos ortopédicos.

2.6 Análise de tensões – métodos numéricos

Poucas análises de tensões para órteses de membro superior utilizando métodos numéricos foram detectadas neste estudo. A maioria das análises tem focado nos membros inferiores, em função dos maiores esforços presentes.

Segundo Paterson (2013), a análise por elementos finitos pode ser usada para identificar áreas de alto risco para solicitar ajustes localizados na espessura da placa, posicionamento da articulação e otimizar o posicionamento de fixadores, usando a otimização de projeto para levar em conta as tensões residuais. Embora a autora considere os evidentes benefícios potenciais da análise por elementos finitos, ela atenta para a escassez de dados de referência médica nos quais basear qualquer análise, tais como a rigidez ideal do material.

Ginestra, Ceretti e Fiorentino (2016) fizeram uma análise extensiva sobre o uso de modelagem de elementos finitos para o projeto, teste e desenvolvimento de próteses e dispositivos ortóticos. Eles verificaram que o método de análise por elementos finitos tem sido usado em análises de pré-fabricação para avaliar a integridade estrutural e o desempenho mecânico de novos tipos de órteses. Desta forma, novos modelos personalizados podem ser projetados adequadamente através de uma combinação de ferramentas numéricas com otimização de topologia para reduzir o peso sem comprometer os efeitos da órtese. Além disso, eles consideram que as simulações podem ser necessárias para identificar as posições ótimas de um suporte para correção de defeitos articulares sem aumentar a pressão

de contato. Eles concluíram que a análise por elementos finitos tem se mostrado uma ferramenta versátil para examinar o impacto de parâmetros de *design* específicos e suas interações.

Aydin e Kucuk (2018) compararam os resultados de análises por elementos finitos de um modelo de AFO utilizando AM por extrusão de material utilizando dois conjuntos de valores diferentes – um para propriedades mecânicas baseadas em material padrão e outro para propriedades mecânicas medidas. As propriedades mecânicas padrão de materiais existentes em *software* CAD produziram resultados de simulação enganosos para as AFOs impressas, ou seja, propriedades mecânicas reais devem ser usadas para obter resultados mais precisos e não causar problemas especialmente para o usuário final devido a falhas inesperadas ou desgaste.

O trabalho de De Jesus Faria (2017) explorou e validou uma metodologia digital para fabricação de órteses para o pulso personalizadas. Foram utilizadas ferramentas CAE – digitalização 3D, obtenção do modelo CAD e estudo de viabilidade estrutural do *design* usando o método de análise por elementos finitos. Finalmente, foi explorada a AM para obtenção de três protótipos, comparando diferentes processos e materiais.

2.7 Análise de tensões – extensômetros elétricos

Segundo Hoffmann (1989), em 1678 Robert Hooke (1635-1703) descobriu uma relação entre a tensão do material e a deformação resultante. Como a deformação (*strain*) também ocorre na superfície dos objetos e, portanto, pode ser medida, esta descoberta originou um importante método para a determinação experimental de tensões dos materiais. Por um longo período, a análise experimental de tensões foi realizada apenas com dispositivos mecânicos estáticos.

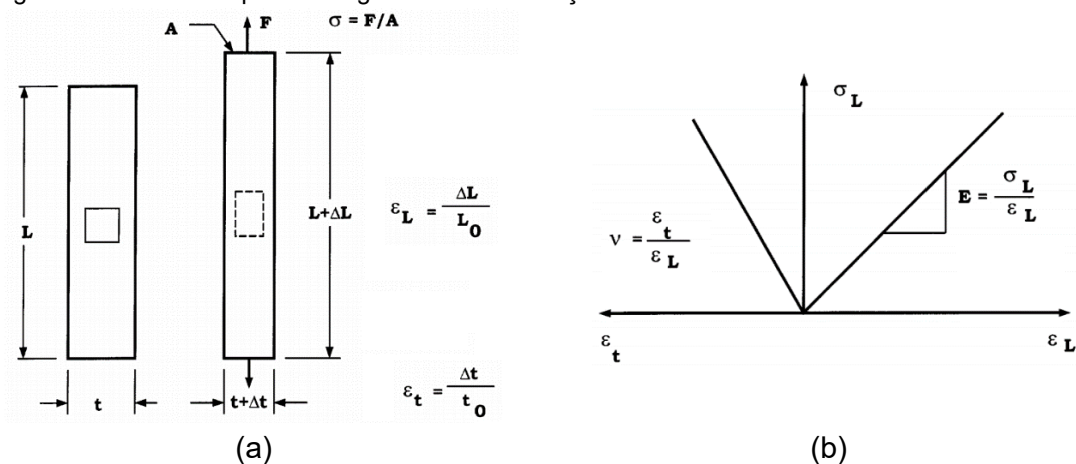
Lynch (1999) explica os conceitos de tensão e deformação a partir de uma barra isotrópica homogênea longa. Sob tração (Figura 12a) ela se alonga na direção em que a força está atuando (deformação longitudinal ϵ_L) e se contrai na direção perpendicular à força (deformação transversal ϵ_t). Para pequenas deformações, muitos materiais sólidos comportam-se como molas lineares, apresentando alongamento proporcional à força aplicada (Lei de Hooke). A razão tensão por deformação é uma constante elástica (módulo de Young – E) (Figura 12b). O

coeficiente de Poisson (ν) é a relação negativa da deformação transversal pela deformação longitudinal.

Segundo Kiel (2017), os extensômetros elétricos (*strain gauges* - SGs) foram desenvolvidos independentemente por Ruge e Simmons nos anos 1930 e patenteados em 1944.

Murray e Miller (1992) elencaram dez características desejáveis num SG: habilidade de medir de forma precisa deformações sob condições estáticas e dinâmicas; pequeno tamanho (para permitir montagens em espaço restrito ou obter indicações razoavelmente precisas em regiões com gradiente de alta tensão) e baixo peso (para permitir negligenciar os efeitos da inércia em condições dinâmicas); possibilidade de observação remota e gravação de dados; independência da influência da temperatura; facilidade de instalação; estabilidade de calibração sob toda a faixa de condições operacionais; apresentar resposta linear a deformação; baixo custo; confiabilidade e possibilidade de operação individual ou em múltiplos arranjos.

Figura 12. Barra isotrópica homogênea sob uma força uniaxial.

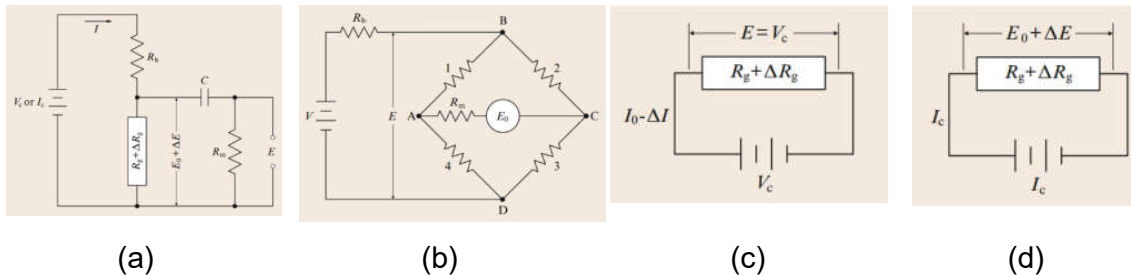


Fonte: Adaptado de Lynch (1999).

Segundo Watson (2008), o SG é um sensor elétrico analógico ideal para a tarefa de medir deformações superficiais em materiais sólidos. O comprimento de referência inicial é deformado para um comprimento final de medição, alterando a resistência elétrica proporcionalmente à deformação. Qualquer circuito elétrico que possa determinar a resistência de um condutor é um candidato para uso com SGs, mas as ínfimas mudanças de resistência envolvidas exigem sistemas sensíveis e

estáveis, como o circuito potenciômetro simples, o circuito Ponte de Wheatstone ou circuitos simples, conforme mostrados na Figura 13.

Figura 13. Circuitos para determinar a resistência de um condutor: (a) Circuito potenciômetro; (b) Circuito Ponte de Wheatstone; (c) Circuito simples de tensão constante; (d) Circuito simples de corrente constante.



Fonte: Adaptado de Watson (2008).

Hoffmann (1989) recomenda que a tensão sobre o objeto seja transferida sem perda para o SG através de uma ligação muito próxima entre ambos (fornecida por um adesivo). Na maioria das vezes apenas a superfície externa do objeto a ser medido é acessível para medição. Medições dentro da massa do próprio objeto, só são possíveis com SGs em condições especiais, por exemplo, peças moldadas em plástico, onde o SG é instalado durante a fabricação da peça.

2.8 Análise experimental de tensões em órteses

As avaliações do conforto de órteses são qualitativas e dependem da possibilidade e capacidade de comunicação com o paciente, com os profissionais envolvidos (médicos, fisioterapeutas, cuidadores, entre outros) e eventualmente os familiares. Para uma avaliação quantitativa das interações paciente-órtese, a comunidade acadêmica tem se valido de sensores para avaliar esforços (cargas), variações de temperatura e de pressão, bem como a atividade muscular e os movimentos dos membros.

O uso de SGs na engenharia para determinação de cargas já é de uso comum, assim como as aplicações em DTAs – órteses, próteses e outros dispositivos, notadamente para os membros inferiores, onde as cargas trabalhadas são maiores. Papi *et al.* (2015) exploraram SGs para determinar cargas transportadas por AFOs de polipropileno (PP) durante a marcha. A quantificação dos momentos gerados direciona a prescrição da órtese com propriedades mecânicas que melhor correspondem as necessidades do paciente.

Outra tecnologia que vem sendo estudada utiliza sensores FLEX, que variam a resistência elétrica se dobrados/flexionados. Saggio *et al.* (2016) utilizaram sensores flexíveis resistivos (*Resistive Flexible Sensors – RFSs*), baseados em filmes condutores finos projetados em substratos espessos flexíveis. Eles funcionam pelo mesmo princípio dos SGs – a flexão do material induzindo tensão ao longo de um lado do raio de curvatura e compressão ao longo do outro lado com maior sensibilidade. Esta flexibilidade depende principalmente das propriedades intrínsecas do substrato e da sua boa adesão sem defeitos com o componente condutor. São leves, baratos e robustos, adequando-se a variadas aplicações de monitoramento do corpo humano e dispositivos artificiais, tais como sensores de eletroliografia (EMG), de força, de mecanomiografia (MMG) e de indutância.

Numa aproximação completamente diferente, Cho *et al.* (2017) – a partir do sensor extensível de fibra óptica de polímero (*PolyDiMethylSiloxane – PDMS*) que mede a pressão, tensão e curvatura desenvolvido por To, Hellebrekers e Park (2015) – utilizaram guias de onda construídos com o mesmo polímero macio para projetar um sensor que mede a força na ponta do dedo (falange distal) preservando a sensação tátil. O sensor de pressão, otimizado para medição de força, foi construído em forma de ferradura deixando a almofada do dedo exposta. Os autores consideraram que a usabilidade está relacionada a flexibilidade do sensor e ao baixo tempo de resposta, bem como a confiabilidade e a repetibilidade associadas ao carregamento e descarga periódicos. Ao calibrar o dispositivo os autores constataram uma correlação de proporcionalidade entre os dados de referência da força e a saída de tensão do sensor óptico, estando o material homogêneo. O desempenho do sensor foi validado integrando-o numa luva de tecido.

Hochmann e Opitz (2017) desenvolveram e validaram um sistema de medição modular em órteses comerciais, que foram instrumentadas com medidores de tensão e sensores inerciais. Foram medidos diretamente os momentos nos planos sagital, frontal e transversal nas articulações do joelho e tornozelo, numa abordagem iterativa baseada em simulações de elementos finitos. A movimentação (marcha) foi medida com os sensores inerciais. A medição de momentos e a análise da marcha caracterizaram a situação muscular individual do paciente e concluiu-se que as cargas articulares dependem de vários fatores além do peso corporal. Segundo os autores este método fornece a base para o desenvolvimento de padrões de testes

de segurança e diretrizes clínicas, além de permitir a otimização individual de órteses. Desta forma, testes num grupo mais diversificado de pacientes forneceria dados para desenvolver novos parâmetros de projeto, de testes de segurança e estabelecer diretrizes clínicas para a seleção de órteses para os pacientes.

Griškevičius *et al.* (2017) investigaram a mecânica de uma AFO comercial de fibras compostas de carbono e vidro de acordo com um algoritmo por eles desenvolvido. No modelo CAD foram testados os limites de tensão da órtese por elementos finitos, procurando identificar os pontos críticos de fratura. Estes pontos foram sujeitos a testes dinâmicos para encontrar distribuições de força e valores máximos na parte mais fraca da órtese em diferentes tipos e condições de movimento. Eles verificaram que o carregamento na mola poderia causar fratura ou rachadura na estrutura, mas que a força atuante no ponto crítico está longe dos limites estimados na simulação estática. A partir destes resultados os autores consideraram o método de teste da AFO suficiente para uma avaliação inicial simples, pois foi possível testar as partes menos resistentes da estrutura, mas que análises mais elaboradas (materiais não homogêneos, mais pontos de fratura e uma análise mais detalhada da tensão, entre outros) seriam úteis para avaliação estrutural da AFO.

Leal-Junior *et al.* (2018) propuseram e validaram um modelo analítico de um SG de fibra óptica polimérica (POF-SG) baseado na atenuação de energia devida ao desalinhamento entre duas POFs. Este sensor, aplicado numa órtese comercial ativa para exercícios de reabilitação do joelho, em ciclos de flexão/extensão via controlador robótico, resultou numa boa correlação com sensores eletrônicos, com baixo desvio médio quadrático quando todos os ciclos são analisados. Assim, o sensor proposto apresentou maior estabilidade que o eletrônico, com menor variação de sinal devido à vibração da estrutura do exoesqueleto, o que os autores consideraram uma vantagem para a aplicação de exercícios de reabilitação e para o controlador interno do dispositivo. Como a órtese apresenta apenas um sensor para medição de intensidade e as estratégias de controle são baseadas neste único sensor, então o POF-SG proposto pôde ser validado.

2.9 Considerações sobre a revisão bibliográfica

As pesquisas recentes sobre órteses têm se concentrado na personalização. Multiplicam-se esforços para definir geometrias para atender necessidades especiais dos usuários, além de testes, levantamentos ergonômicos e clínicos das órteses. No entanto, a fabricação de órteses utilizando-se tecnologias de baixo custo de AM, como as impressoras por extrusão de material de código aberto, de disponibilidade mais ampla, fornecem uma perspectiva de popularização da AM na área da saúde.

Considerando-se as tecnologias de AM aplicadas às órteses, as mais utilizadas atualmente são a FDM e a SLS. Embora Paterson *et al.* (2015) tenham obtido os piores resultados utilizando FDM e Gibson *et al.* (2014, p. 1456-1464) tenham obtido os melhores resultados por SLS, verificou-se a preferência em muitas pesquisas pelo processo de extrusão de material (PALOUSEK *et al.*, 2014, p. 27-32; DOMBROSKI, BALSDON, FROATS, 2014, p. 1-4; ALAM, CHOUDHURY, MAMAT, 2015, p. 1-14; BARONIO, HARRAN, SIGNORONI, 2016, p. 1-7; LIM *et al.*, 2017, p. 5477-5483). Isto pode ser explicado pelo relativamente baixo custo dos equipamentos, o que resulta em maior disponibilidade das impressoras nos grupos de pesquisa. Outras tecnologias mais sofisticadas também estão presentes, como a de jateamento de material (KIM, JEONG, 2015, p. 5151-5156; PATERSON *et al.*, 2015, p. 230-243).

Em relação à avaliação da qualidade das órteses produzidas por meio de AM, indiferente do tipo de dispositivo e da forma de aquisição da geometria escolhidos, os modelos físicos são dependentes da tecnologia de impressão e de seus parâmetros característicos.

Os esforços a que as órteses estão sujeitas foram avaliados através de análises numéricas. (LIM *et al.*, 2017, p. 5477-5483; GRIŠKEVIČIUS *et al.*, 2017, p. 723-727). Em uma abordagem diferente, Hochmann e Opitz (2017, p. 35-38) utilizaram a análise numérica para calcular as deformações locais do corpo da articulação e, assim, encontrar os pontos ótimos para a colocação dos SGs em órteses comerciais para determinar as cargas internas nas articulações. Esta instrumentação poderia ser aplicada para determinar as cargas nas próprias órteses e otimizar seu projeto.

Observa-se que em alguns dos casos foram citadas as espessuras da órtese (GIBSON *et al.*, 2014; PALOUSEK *et al.*, 2014; ALAM, CHOUDHURY, MAMAT,

2015; BARONIO, HARRAN, SIGNORONI, 2016; LIM *et al.*, 2017), mas não foi apresentada a realização de dimensionamento, seja por cálculo ou por experimentação.

Percebe-se que a maioria das pesquisas em andamento estão relacionadas à produção de órtese por meio de AM e avaliação de sua qualidade, não estando concentradas no levantamento de esforços nas órteses. Estas informações poderiam torná-las mais seguras e assim auxiliar a reduzir os índices de abandono dos equipamentos.

As tecnologias de baixo custo têm seu valor reconhecido para estudos preliminares, protótipos e dispositivos de uso temporário – caso de crianças em crescimento e convalescentes. Diferentemente das órteses comerciais ou artesanais, as tecnologias de AM permitem geometrias e estruturas não convencionais, definidas com precisão através de digitalização e modelagem geométrica.

Da análise dos métodos utilizados para avaliação da qualidade das órteses concluiu-se que poucos estudos envolvem sensores.

Sensores eletrônicos poderiam quantificar e qualificar os esforços aos quais as órteses estão submetidas. Identifica-se que esta seja uma lacuna a ser explorada, permitindo desenvolver novas geometrias, gerando dispositivos mais confortáveis e ao mesmo tempo mais seguros ao usuário.

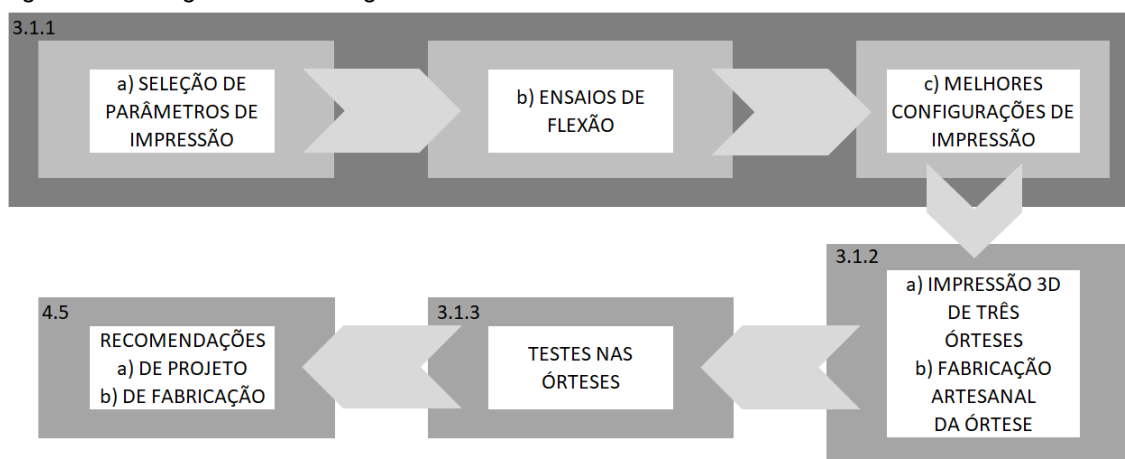
A partir desta revisão bibliográfica identificou-se uma oportunidade de pesquisa para a realização deste estudo: a utilização de sensores para determinar as deformações presentes em órteses de membro superior fabricadas por AM visando obter parâmetros de projeto e de fabricação (espessura e posicionamento respectivamente).

3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

3.1 Materiais e métodos

Esta pesquisa aplicada na área de Tecnologia Assistiva (TA) pretende comparar órteses de punho em extensão de manufatura convencional fabricadas em Omega™ Max (*North Coast Medical, Inc.*) com órteses impressas por AM por extrusão de material em PLA, verificando sua resistência mecânica e rigidez. Para isso, foram realizadas as seguintes etapas, demonstradas no fluxograma da Figura 14.

Figura 14. Fluxograma metodológico.



Fonte: A autora (2018).

Todos os recursos necessários para a realização deste estudo estavam disponíveis na UTFPR – as instalações do NUFER e do Laboratório de Metrologia, ligados ao Departamento Acadêmico de Mecânica da UTFPR, e as instalações do Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, ligado ao Departamento Acadêmico de Construção Civil da UTFPR.

3.1.1 Ensaio de flexão

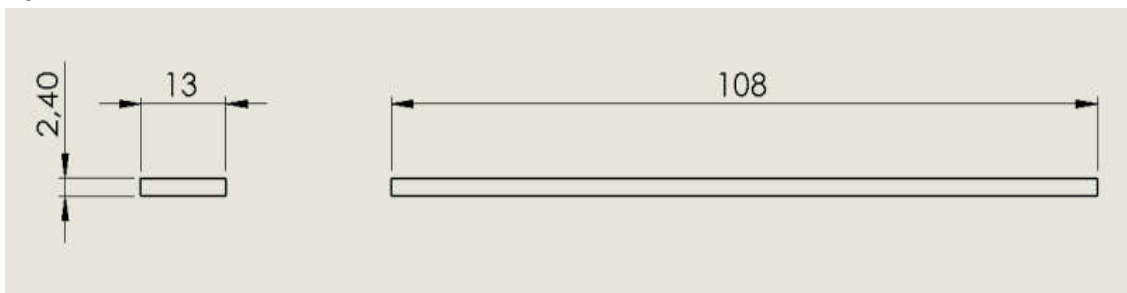
Foram realizados ensaios de flexão em CDPs de Omega™ Max e PLA para a verificação das suas propriedades mecânicas, conforme a distribuição de tensões em órteses descrita no item 2.3.1. Os CDPs em PLA foram impressos na impressora 3D Cloner DH+ do NUFER e os testes de flexão foram realizados na prensa DL-

10000 EMIC de 100 kN do Núcleo de Pesquisas Tecnológicas do Departamento Acadêmico de Construção Civil da UTFPR.

a) Parâmetros e teste

- Foram submetidos a ensaios de flexão, com geometria conforme ASTM D7264-07 (ASTM, 2007), conforme mostrado na Figura 15, cinco CDPs recortados da mesma placa de OmegaTM Max utilizada para confecção de uma órtese convencional.
- Seguindo norma ASTM D7264-07 (ASTM, 2007), foi utilizado carregamento de três pontos, velocidade de carregamento 10 mm/min e distância entre apoios correspondente a 16 vezes a espessura do CDP – correspondendo a 38,4 mm para o CDP com 2,4 mm de espessura.

Figura 15. Geometria dos CDPs conforme ASTM D7264-07.



Fonte: A autora (2018).

- Igualmente foram submetidos a ensaios deflexão cinco CDPs de espessura 2,4 mm (espessura da placa de OmegaTM Max) e cinco CDPs de espessura 4 mm (espessura conforme ASTM D7264-07), impressos na impressora 3D Cloner DH+, também com a mesma geometria conforme ASTM D7264-07 (ASTM, 2007), para cada configuração (a, b e c) já definida na Figura 15. Foram utilizadas as mesmas configurações de carregamento, velocidade de e distância entre apoio correspondente a 16 vezes a espessura do CDP – correspondendo a 38,4 mm para o CDP com 2,4 mm de espessura e 64 mm para o CDP com 4 mm de espessura.

A partir dos resultados dos ensaios de flexão as propriedades mecânicas (limite de resistência a flexão e módulo ruptura) nos CDPs foram determinadas a partir do programa utilizado no ensaio mecânico – Tesc 3.04.

b) Definição dos parâmetros de impressão dos CDPs de PLA

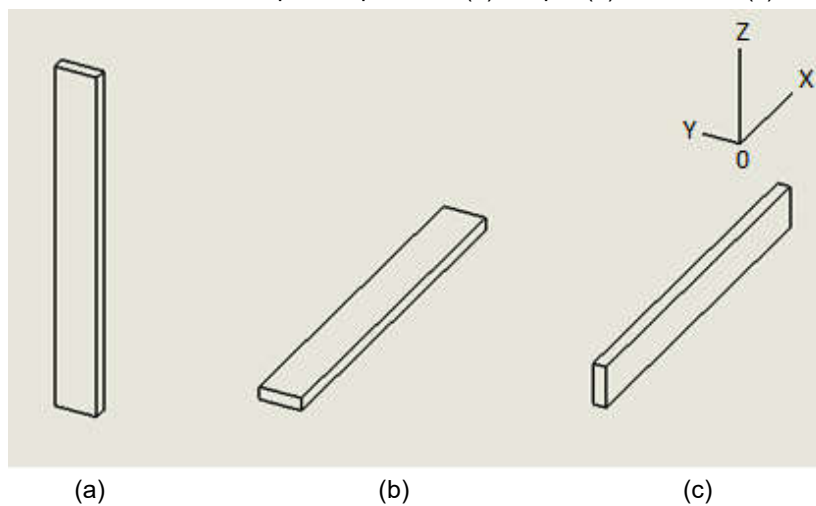
Para que se tenha uniformidade nos resultados, alguns parâmetros, que têm sido utilizados na impressora 3D Cloner DH+ com bons resultados, foram mantidos constantes na impressão dos CDPs:

- Espessura da camada: 0,3 mm;
- *Air gap*: 0 mm;
- Diâmetro do bico extrusor: 0,4 mm;
- Velocidade e temperatura conforme parâmetros da impressora utilizada com filamento de PLA (fabricante: 3DFILA) e baseados no histórico de outras impressões. Para o filamento de PLA (temperaturas de extrusão entre 185°C e 220°C) foi utilizada a temperatura de 200°C. A velocidade de impressão foi de 2800 mm/min, padrão utilizado na impressora 3D Cloner DH+.

Outros parâmetros que também permitem variações na resistência mecânica, no acabamento, no peso, entre outros:

- Neste trabalho adotou-se como ângulo de *raster* +15° e -15° em relação ao eixo X (Figura 9).
- Posicionamento do CDP na impressora: as configurações (b) e (c) na Figura 16 resultam em melhores propriedades mecânicas, com comportamento de fratura dúctil, conforme relataram Chacón *et al.* (2017).

Figura 16. Posicionamento dos CDPs para impressão: (a) em pé, (b) horizontal, (c) vertical.



Fonte: A autora (2018).

A configuração (a) resulta em valores mínimos de desempenho de resistência e rigidez, com comportamento de fratura frágil. Segundo Bellini e Güçeri (2003), isto acontece porque o CDP é solicitado na direção de deposição, onde a ligação entre as camadas é muito fraca. Segundo os mesmos autores, a configuração (c) apresentou o melhor desempenho de flexão, com resistência à tração e rigidez da mesma ordem da configuração (b). A configuração (c) também teve o melhor comportamento tensão-deformação em termos de ductilidade. Os autores concluíram que a configuração (c) apresentou o melhor desempenho mecânico em termos de resistência, rigidez e ductilidade.

A definição destes parâmetros resultou em esforços de flexão no ensaio paralelos ao sentido de empilhamento das camadas no caso (a), o que corrobora com os resultados obtidos por Chacón *et al.* (2017). Seguindo a mesma lógica, nos casos (b) e (c) os esforços de flexão são perpendiculares ao sentido de empilhamento das camadas.

c) Seleção da melhor configuração

Os resultados dos testes de flexão serviram de base para a definição do posicionamento da órtese na impressora.

3.1.2 Fabricação das órteses

Foi fabricada uma órtese de punho em extensão. Embora na literatura seja de consenso que a mão dominante apresenta valores de força geralmente entre 10 e 15% maiores que os da mão não dominante (DIAS *et al.*, 2010; INCEL *et al.*, 2002; CROSBY, WEHBÉ, 1994), optou-se neste estudo por utilizar o modelo da mão não dominante de um indivíduo sadio para fabricar as órteses e realizar os testes.

a) Método de fabricação convencional em chapa de termopástico Omega™ Max

A órtese para manutenção do punho em extensão foi fabricada em Omega™ Max por uma terapeuta ocupacional, conforme procedimento preconizado por Cardoso, Barbosa e Silva (2014). O punho foi posicionado em 15° de extensão, conforme identificado na Figura 17. Inicialmente, foram marcadas em papel as posições da mão e braço não dominantes e foi recortado um molde. Este molde foi

sobreposto a chapa de termoplástico, e foi desenhada sobre ela a geometria do molde.

Figura 17. Punho em 15° de extensão.

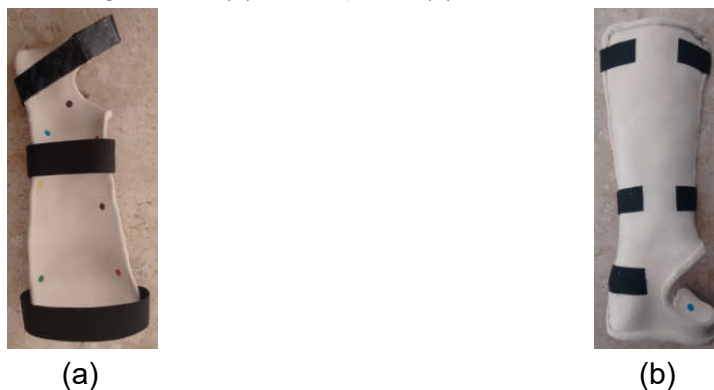


Fonte: A autora (2018).

A chapa foi então recortada e colocada em água quente numa panela elétrica, onde ficou maleável e pôde ser conformada conforme o posicionamento definido pela terapeuta ocupacional. Depois de conformada, a chapa teve suas arestas dobradas em sobreposição de cerca de 3 mm para melhorar o acabamento e aumentar a resistência.

Foram então colocadas as tiras de fixação de Velcro® para orientar o posicionamento do braço na órtese. Não foi utilizado forro em EVA para que este não alterasse os resultados dos testes de esforço, conforme mostrado na Figura 18.

Figura 18. Órtese em Omega™ Max: (a) vista superior, (b) vista inferior.



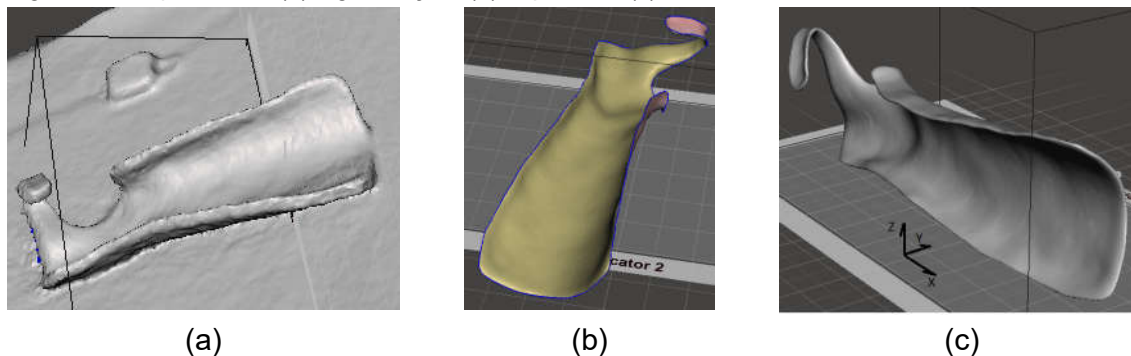
Fonte: A autora (2018).

b) Método de fabricação por AM utilizando filamento de PLA

A órtese em Omega™ Max foi digitalizada (antes da inserção das tiras de Velcro®) através do aplicativo *ReCap* da *Autodesk*, conforme procedimento sugerido por Rosenmann (2017).

A partir desta digitalização foi gerado o arquivo STL. Este arquivo serviu como base para gerar os modelos 3D das órteses, conforme procedimento sugerido por Weigert (2017) e mostrado na Figura 19.

Figura 19. Arquivo STL: (a) digitalização, (b) superfície, (c) órtese modelada.



Fonte: A autora (2018).

A partir dos resultados dos testes nos CDPs foi proposta a impressão de três órteses: uma com a mesma espessura da órtese em Omega™ Max (2,4 mm), uma mais espessa, 3 mm – valor utilizado em alguns trabalhos revisados: Telfer *et al.* (2012), Alam, Choudhury e Mamat (2015), Lim *et al.* (2017) e uma menos espessa, 2 mm, para verificar o comportamento mecânico da órtese com uma espessura menor que 2,4 mm. A impressão foi realizada na impressora 3D Cloner DH+ conforme os parâmetros definidos no item 3.1.1 e seguindo a orientação mostrada na Figura 19 (c). Uma das órteses impressas é mostrada na Figura 20.

Figura 20. Órtese impressa em PLA.



Fonte: A autora (2018).

Para transformar o arquivo STL em arquivo de impressão (*G-Code*) foi utilizado um programa específico que “fatia” o arquivo em espessuras iguais, gera os contornos, o preenchimento, a estrutura de suporte e demais parâmetros. No Quadro 4 são mostrados os principais parâmetros utilizados neste estudo. Os demais parâmetros são mostrados no Apêndice A.

Quadro 4. Principais parâmetros de impressão utilizados.

Descrição	Valor
Espessura de camada	0,3 mm
Quantidade de contornos	3
Ângulo de <i>raster</i>	+15° e -15°
Velocidade de impressão	2800 mm/min
Diâmetro do bico extrusor	0,4 mm

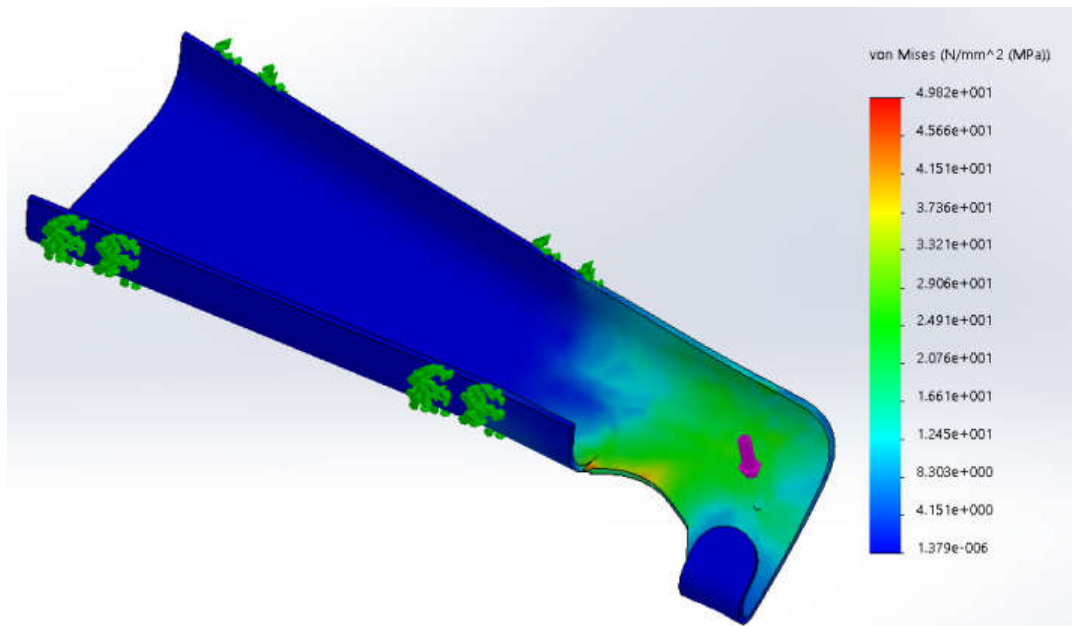
Fonte: A autora (2018).

3.1.3 Testes nas órteses

a) Avaliação das deformações

A posição para instalação do SG foi definida inicialmente através de simulação CAE (*Computer Aided Engineering* – engenharia auxiliada por computador) de esforços na órtese para definir a localização do ponto de tensão mais crítica, conforme ilustrado na Figura 21.

Figura 21. Simulação CAE.

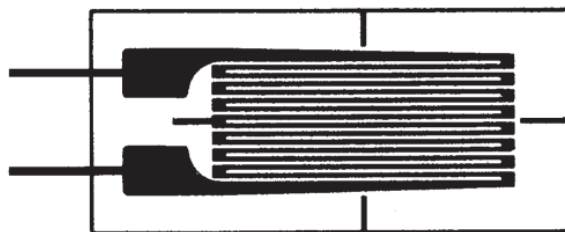


Fonte: A autora (2018).

Esta simulação foi realizada no programa *SolidWorks*, com o modelo simplificado de uma órtese. Além disso, foi considerada como hipótese simplificadora para a simulação que a órtese seria fabricada em composto plástico para moldagem de chapas (*Plastic/Sheet moulding compound*, material disponível no *SolidWorks*) para se aproximar da condição de anisotropia do PLA impresso. A posição das tiras de Velcro® no antebraço foi considerada como ancoragem de movimentação e a aplicação da carga foi considerada na região da palma da mão, a 15 mm da borda da órtese, a partir do sistema de alavancas em três pontos de pressão em órteses, descrito no item 2.3.1.

A seguir a órtese fabricada em Omega™ Max teve inserido um SG linear, exemplificado na Figura 22, na região de simulação CAE que identificou as maiores tensões, conforme representado na Figura 23. Posicionando o SG nesta região, mais próxima ao ponto de apoio da órtese, pretendeu-se medir as maiores deformações possíveis no SG durante a aplicação da carga.

Figura 22. SG linear.



Fonte: Adaptado de Hoffmann (1989).

Figura 23. Posicionamento do SG na órtese de Omega™ Max.

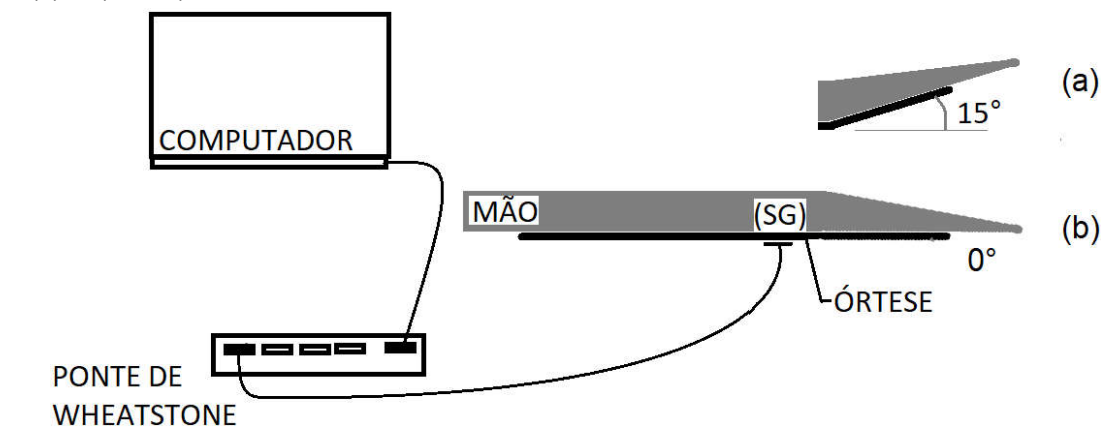


Fonte: A autora (2018).

Paralelamente, um procedimento experimental simples foi desenvolvido especialmente para avaliar a deformação e o deslocamento das órteses sob cargas de flexão.

O procedimento, conforme ilustrado na Figura 24, foi inicialmente utilizando para determinar os valores máximos de deformação da órtese de OmegaTM Max, medida no SG, alcançados pelo deslocamento da mão de (a) 15° – POSIÇÃO FUNCIONAL (e de fabricação, conforme já demonstrado na Figura 17) até (b) 0° – POSIÇÃO NEUTRA. Com o antebraço livre, a 90° com o tronco, em posição sentada, o procedimento foi executado quatro vezes para verificar a repetibilidade das medições e validar o procedimento.

Figura 24. Procedimento experimental desenvolvido para deslocamento da mão:(a) de 15°(repouso) a (b) 0° (neutro).



Fonte: A autora (2018).

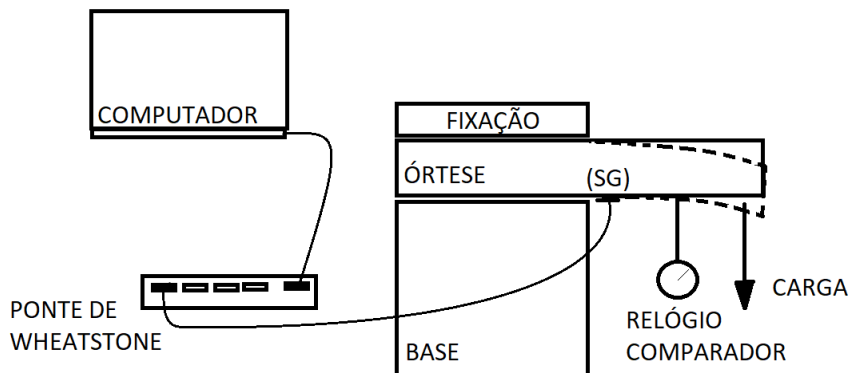
A partir da medição desta deformação, foi planejado um dispositivo de fixação para a órtese com a finalidade de determinar qual a carga aplicada que proporcionasse tal deformação. O dispositivo permitiu substituir a mão humana no experimento e utilizou um relógio comparador para verificar os deslocamentos.

A utilização do dispositivo foi definida porque, devido à sensibilidade do sistema, verificou-se que variações de temperatura corporal próximas aos cabos ou do SG, movimentos respiratórios, oscilação de cabos pendentes ou pressão sobre os cabos alteravam os resultados.

A seguir foram inseridos SGs nas demais órteses (de PLA) e o procedimento foi então repetido com as órteses de PLA com a mesma carga e foram medidas as deformações no SG e os deslocamentos com o uso do relógio comparador em

posição semelhante à observada na simulação CAE. O teste é mostrado esquematicamente na Figura 25.

Figura 25. Teste de deformação e deslocamento das órteses.



Fonte: A autora (2018).

A carga foi então duplicada para aproximar da ruptura e foram repetidos os testes em todas as órteses.

a) Teste de prensão e deformação

Foi inicialmente realizado teste de força de prensão, conforme procedimento preconizado por Incel *et al.* (2002), para verificar os valores máximos de força alcançáveis com a mão esquerda no dinamômetro Jamar[®] analógico de precisão 2 kgf, mostrado na Figura 26. Durante o teste de força de prensão, o indivíduo realiza a máxima contração isométrica voluntária, sendo considerada uma condição extrema de aplicação de forças voluntárias sobre o dispositivo ortótico.

Figura 26. Dinamômetro analógico Jamar[®].



Fonte: A autora (2018).

Utilizando-se mesmo procedimento preconizado por Incel *et al.* (2002) e também utilizando o dinamômetro Jamar[®], pôde-se avaliar as deformações de flexão medidas com o SG nas órteses em Omega[™] Max e PLA a partir a força de prensão alcançada pelo usuário. O procedimento com as órteses foi repetido três vezes para cada órtese. O teste é mostrado na Figura 27.

Figura 27. Teste de prensão e deformação das órteses.



Fonte: A autora (2018).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Ensaios dos CDPs

Os ensaios preliminares permitiram obter algumas propriedades mecânicas dos CDPs fabricados em Omega™ Max e PLA com 2,4 mm de espessura nas disposições de impressão ilustradas na Figura 15, conforme mostrado na Tabela 1. Os resultados detalhados dos ensaios de flexão estão apresentados no Apêndice B.

Tabela 1. Valores médios obtidos nos ensaios de flexão.

	$F_{\text{máx}}$ [N] (quant. CDPs) / $D_{\text{padrão}}$	$T_{\text{flexão}}$ [MPa] (quant. CDPs) / $D_{\text{padrão}}$	5% $F_{\text{máx}}$ [N] (quant. CDPs) / $D_{\text{padrão}}$	F_{ruptura} [N] (quant. CDPs) / $D_{\text{padrão}}$	Módulo de ruptura [MPa] (quant. CDPs) / $D_{\text{padrão}}$
Omega™ Max	39,54 (10) / 0,8790	32,43 (10) / 0,7209	1,977 (10) / 0,04395	*	*
PLA na configuração (a)	39,22 (6) / 1,225	32,17 (6) / 1,005	1,961 (6) / 0,06126	*	*
PLA na configuração (b)	101,7 (7) / 20,13	46,95 (7) / 9,272	5,086 (7) / 1,007	80,78 (5) / 6,621	37,29 (5) / 3,056
PLA na configuração (c)	129,08 (7) / 1,883	98,48 (7) / 1,435	6,467 (7) / 0,0950	*	*

Fonte: A autora (2018).

Os valores obtidos foram então comparados, por meio de estatística descritiva, computando a variação percentual entre cada configuração de PLA e o Omega™ Max, conforme mostrado na Tabela 2. Porém, como não houve ruptura nas amostras de Omega™ Max, não foi calculado o módulo de ruptura (ou resistência máxima à fratura) e as comparações com a força e com o módulo de ruptura não foram computados. Observa-se ainda que, na ocorrência da ruptura, o módulo de ruptura foi inferior à tensão de flexão, pois a ruptura se deu após a deformação plástica do material.

Tabela 2. Diferença percentual entre PLA e Omega™ Max (padrão ouro) nos ensaios de flexão.

	$\Delta\%$ ($F_{\text{máx}}$)	$\Delta\%$ (Tensão na Flexão)	$\Delta\%$ (5% $F_{\text{máx}}$)
PLA na configuração (a)	-1%	-1%	-1%
PLA na configuração (b)	+157%	+46%	+157%
PLA na configuração (c)	+226%	+204%	+227%

Fonte: A autora (2018).

Observou-se que apenas na configuração (a) os resultados do Omega™ Max foram superiores, numa diferença insignificante (~1%..). Dada a substancial diferença entre os resultados do Omega™ Max e do PLA nas outras configurações, seria possível fabricar as órteses com espessuras até menores que a chapa de Omega™ Max. No entanto, dadas as limitações do processo de fabricação por AM, optou-se por espessuras próximas à chapa de Omega™ Max – uma superior (3 mm) e outra inferior (2 mm).

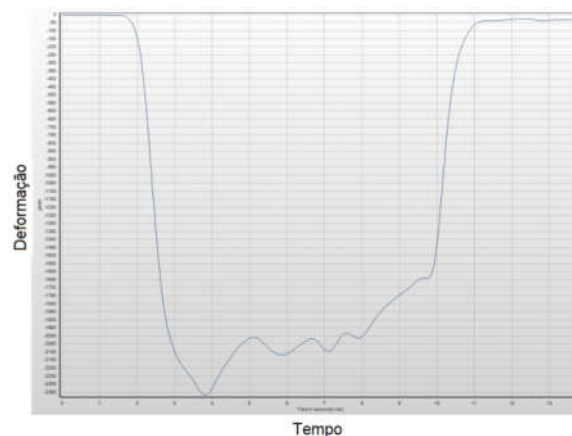
Constatou-se ainda que o rompimento dos CDPs não ocorreu com o Omega™ Max nem no PLA na configuração (c), sendo eventual nas outras configurações. Este resultado foi considerado positivo, pois proporcionaria maior segurança ao usuário.

4.2 Testes de deformação e deslocamento

Inicialmente, avaliou-se qual a deformação da órtese de Omega™ Max no SG quando se procura solicitar a órtese de +15° (posição funcional) a 0° (posição neutra), conforme procedimento ilustrado na Figura 24. Este seria um movimento esperado do usuário com espasticidade.

Dos valores obtidos em quatro testes – (1) -2200 $\mu\text{m}/\text{m}$; (2) -2350 $\mu\text{m}/\text{m}$; (3) -2300 $\mu\text{m}/\text{m}$; (4) -2400 $\mu\text{m}/\text{m}$, obteve-se a média -2312,5 $\mu\text{m}/\text{m}$. Este foi o valor de referência para determinação da carga de deformação. Na Figura 28 é mostrado o gráfico do segundo teste como exemplo de resultados obtidos. Os dados de todos os ensaios de deformação estão disponíveis no Apêndice C.

Figura 28. Exemplo do segundo teste de deformação.



Fonte: A autora (2018).

As variações no gráfico após a deformação máxima e os eventuais valores positivos de deformação podem ser creditados à extrema sensibilidade do sistema de medição com SGs.

A seguir esta mesma órtese foi montada no dispositivo mostrado na Figura 25. Foi posicionada uma carga variável a 15 mm da borda da órtese, conforme premissa assumida na análise CAE, e foi determinado que o valor desta carga para alcançar uma deformação próxima a $-2312,5 \mu\text{m/m}$ é 2,5 kgf. Para esta carga a deformação foi verificada no relógio comparador, conforme mostra a Tabela 3.

Tabela 3. Deformações medidas com carga de 2,5 kgf para a órtese de OmegaTM Max no dispositivo.

Órtese	Deformações [$\mu\text{m/m}$]				
	D1	D2	D3	D4	Média
Omega TM Max	-2500	-2450	-2450	-2450	-2463

Fonte: A autora (2018).

A diferença entre os valores médios ($-2312,5 \mu\text{m}$ e $-2463 \mu\text{m}$), cerca de $150 \mu\text{m}$, se deveu a ajustes no dispositivo desenvolvido.

No mesmo dispositivo foram medidos também os deslocamentos, com auxílio de um relógio comparador, no momento de aplicação da carga, conforme mostra a Tabela 4.

Tabela 4. Deslocamentos medidos com carga de 2,5 kgf para a órtese de OmegaTM Max no dispositivo.

Órtese	Deslocamentos [mm]				
	D1	D2	D3	D4	Média
Omega TM Max	2,60	2,60	2,62	2,65	2,62

Fonte: A autora (2018).

Neste mesmo dispositivo foram montadas então as órteses impressas em PLA. Sendo aplicada a mesma carga de 2,5 kgf, foram medidas as deformações nos SGs. Na Tabela 5 estão mostradas as deformações medidas em quatro testes, as médias calculadas e a variação percentual de deslocamento médio entre a órtese de OmegaTM Max e cada órtese de PLA.

Tabela 5. Deformações medidas com carga de 2,5 kgf em cada órtese de PLA.

Órtese	Deformações [$\mu\text{m}/\text{m}$]					$\Delta\%$ deformação média em relação ao Omega TM Max
	D1	D2	D3	D4	Média	
PLA (3 mm)	-920	-910	-910	-920	-915	-63%
PLA (2,4 mm)	-1850	-1900	-1875	-1925	-1888	-23%
PLA (2 mm)	-1900	-1875	-1975	-1975	-1931	-22%

Fonte: A autora (2018).

Na Tabela 6 estão mostrados os deslocamentos medidos nos testes com carga 2,5 kgf, as médias calculadas e a variação percentual de deslocamento médio entre a órtese de OmegaTM Max e cada órtese de PLA.

Tabela 6. Deslocamentos medidos com carga de 2,5 kgf em cada órtese de PLA.

Órtese	Deslocamentos [mm]					$\Delta\%$ deslocamento médio em relação ao Omega TM Max
	D1	D2	D3	D4	Média	
PLA (3 mm)	0,88	0,89	0,88	0,90	0,89	-66%
PLA (2,4 mm)	1,25	1,27	1,25	1,25	1,26	-52%
PLA (2 mm)	1,90	1,90	1,91	1,93	1,91	-27%

Fonte: A autora (2018).

Observou-se que mesmo na órtese de menor espessura os deslocamentos com a mesma carga de 2,5 kgf foram inferiores ao deslocamento medido na órtese de OmegaTM Max. Isto mostrou a maior rigidez das órteses impressas em PLA. Além disso, estes resultados corroboram com os ensaios de flexão realizados no item 4.1

Os testes foram refeitos para uma carga dobrada (5 kgf), simulando uma condição extrema e foi incluída a órtese de OmegaTM Max. Na Tabela 7 estão as deformações medidas, as médias calculadas e a variação percentual de deslocamento médio entre a órtese de OmegaTM Max e cada órtese de PLA.

Tabela 7. Deformações medidas com carga de 5 kgf.

Órtese	Deformações [$\mu\text{m}/\text{m}$]					$\Delta\%$ deformação média em relação ao Omega TM Max
	D1	D2	D3	D4	Média	
Omega TM Max	-3800	-3800	-3650	-3700	-3738	-
PLA (3 mm)	-1775	-1650	-1675	-1625	-1681	-55%
PLA (2,4 mm)	-4000*	-4850	-4600	-4800	-4750	+27%
PLA (2 mm)	-3550	-3550	-3550	-3550	-3550	-5%

* ___ Resultado descartado para a média.

Fonte: A autora (2018).

Na Tabela 8 estão mostrados os deslocamentos medidos nos mesmos testes com carga 5 kgf, as médias calculadas e a variação percentual de deslocamento médio entre a órtese de Omega™ Max e cada órtese de PLA.

Tabela 8. Deslocamentos e deformações medidos com carga de 5 kgf.

Órtese	Deslocamentos [mm]					Δ% deslocamento médio em relação ao Omega™ Max
	D1	D2	D3	D4	Média	
Omega™ Max	6,85	6,65	6,60	6,70	6,70	-
PLA (3 mm)	1,88	1,88	1,88	1,90	1,89	-72%
PLA (2,4 mm)	2,70	3,0	3,0	3,05	2,94	-56%
PLA (2 mm)	4,15	4,46	4,21	4,20	4,26	-36%

Fonte: A autora (2018).

Estes testes mostraram uma resistência à deformação nas órteses de PLA muito superiores aos resultados obtidos na órtese de Omega™ Max.

É importante observar que a órtese de Omega™ Max apresentou estes resultados de grande deformação e deslocamento mesmo apresentando em sua construção a aba sobreposta de material (citada no item 3.1.2 (a) e mostrada na Figura 17), que teoricamente lhe garantiria melhores resultados quando fosse sujeita a esforços mecânicos.

4.3 Teste de prensão e deformação

Sem a utilização de órteses nos três testes de força de prensão com a mão esquerda no dinamômetro Jamar® foi anotado um valor médio de 22 kgf. Já com a utilização das órteses estes valores foram bem inferiores, como pode ser observado na Tabela 9.

Tabela 9. Teste de prensão e deformação com o dinamômetro Jamar®.

Órtese	Teste	Força [kgf]	Força média [kgf]	Deformação [μm/m]	Deformação média [μm/m]	Δ% deformação média em relação ao Omega™ Max
Omega™ Max	T1	13	12,33	-460	-386,7	-
	T2	12		-380		
	T3	12		-320		
PLA 2 mm	T1	13	12,67	-520	-440,0	+12%
	T2	13		-400		
	T3	12		-400		

Continua...

... continuação

Órtese	Teste	Força [kgf]	Força média [kgf]	Deformação [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Deformação média [$\mu\text{m}/\text{m}$]	$\Delta\%$ deformação média em relação ao Omega TM Max
PLA 2,4 mm	T1	14	13,67	-300	-400,0	+3%
	T2	14		-480		
	T3	13		-420		
PLA 3 mm	T1	14	14,00	-300	-343,3	-13%
	T2	14		-370		
	T3	14		-360		

Fonte: A autora (2018).

Os resultados fornecidos nestes testes com as órteses pelo dinamômetro Jamar[®] foram bem coerentes com o resultado dos testes sem órtese. Aqui a empunhadura do dinamômetro ficou prejudicada pela presença das órteses. Desta forma, a diminuição da força de prensão com órteses já era previsível.

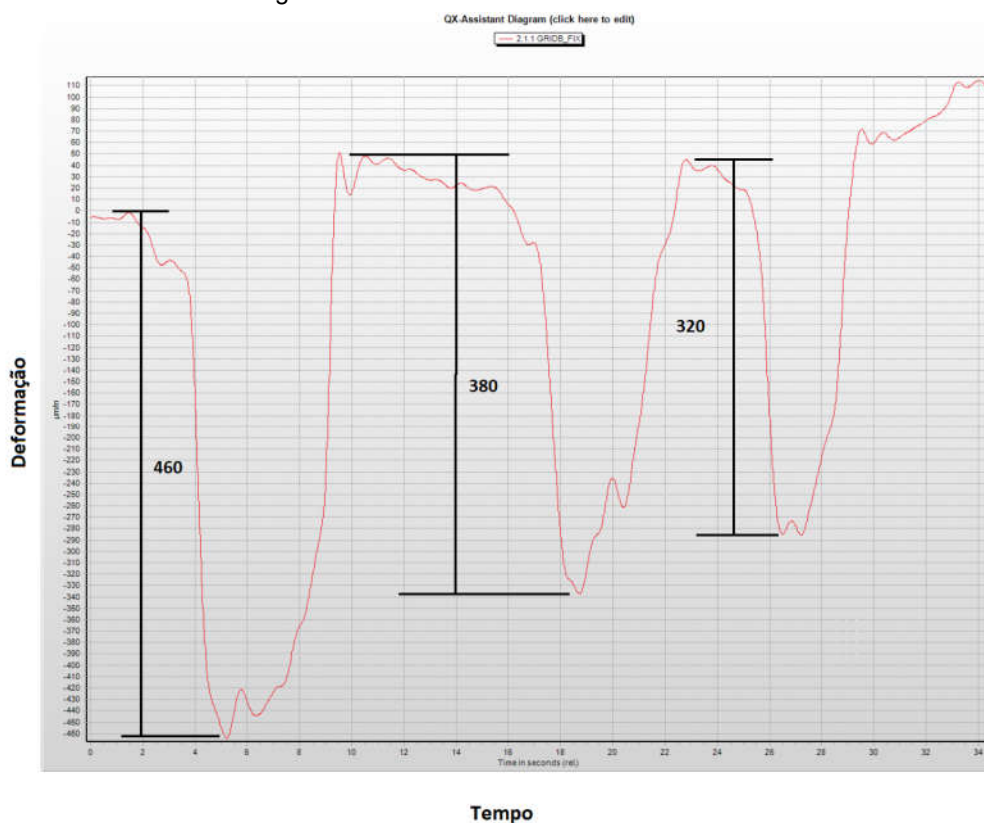
Por outro lado, embora os dados tenham sido coletados simultaneamente, os resultados fornecidos pelo SG foram bastante irregulares, conforme exemplificado na Figura 28. Note-se que após cessada a aplicação da carga os valores não voltaram ao zero inicial, gerando deformações positivas.

Este fenômeno pode ser explicado pela extrema sensibilidade do sistema de medição com SGs (já citada no item 3.1.3(b)), aliada a dificuldade de uma empunhadura padrão nas órteses.

Desta forma, foram desconsiderados no levantamento de dados estes valores positivos, e tomadas as diferenças entre máximo e mínimo para computar as deformações, conforme mostra a Figura 29.

Embora irregulares, quando analisados individualmente seus valores médios, os dados da Tabela 9 se mostraram relevantes. Novamente, a rigidez das órteses de PLA resultou em valores de deformação inversamente proporcionais à espessura de cada órtese. Por outro lado, a dobra sobreposta na órtese de OmegaTM Max (citada no item 3.1.2 (a) e mostrada na Figura 17) atuou como reforço coincidentemente na região de contato com o dinamômetro. Isto resultou em valores de deformação até melhores que os encontrados nas órteses impressas em PLA de 2 mm e de 2,4 mm de espessura. Apenas a órtese de 3 mm de espessura teve um desempenho superior à órtese de OmegaTM Max neste teste.

Figura 29. Curva com os valores de deformação resultantes do ensaio com força de prensão com SG, referente à órtese de Omega™ Max.



Fonte: A autora (2018).

Na Tabela 10 é mostrado um resumo das medições de deformação com SG em testes de carga 2,5 kg, 5 kg e como dinamômetro Jamar®. Note-se que como os valores de deformação apresentam-se sempre negativos – compressão foi observada tanto nos testes de carga quanto no dinamômetro Jamar®.

Tabela 10. Resultados gerais de deformação.

Órteses	Deformações [$\mu\text{m/m}$]		
	Sob carga 2,5 kgf	Sob carga 5 kgf	Jamar®
Omega™ Max	-2463	-3738	-386,7
PLA 2 mm	-1931	-3550	-440,0
PLA 2,4 mm	-1888	-4750	-400,0
PLA 3 mm	-915	-1681	-343,3

Fonte: A autora (2018).

Computando-se dados como variação percentual, na situação mais crítica a deformação da órtese no teste com o dinamômetro Jamar® é de apenas cerca de 38% da deformação sob carga 2,5 kgf, conforme mostrado na Tabela 11.

Tabela 11. Variação percentual das deformações médias entre teste com cargas e teste com o dinamômetro Jamar®.

Órteses	Δ% deformação média em relação ao Teste Jamar®	
	Sob carga 2,5 kgf	Sob carga 5Kgf
Omega™ Max	16%	10%
PLA 2 mm	23%	12%
PLA 2,4 mm	21%	8%
PLA 3 mm	38%	20%

Fonte: A autora (2018).

Desta forma, os testes de força de prensão com o dinamômetro Jamar® podem ser considerados relevantes na análise das forças aplicadas pelo usuário, mas as deformações resultantes destas forças ficaram bem aquém das deformações observadas nos testes de carga.

4.4 Proposição de uma espessura para órteses de membro superior fabricada por AM

Quando foi determinada a deformação da órtese de Omega™ Max esperava-se que, em função da maior rigidez aparente, os resultados da órtese de PLA de 3 mm de espessura nos mesmos testes fossem muito superiores, se apresentando como uma escolha que inspirava muita segurança.

Os testes de deslocamento mostraram que mesmo a órtese menos espessa, de 2 mm, poderia suportar cargas até maiores que 5 kgf e ainda manter menores deslocamentos que a órtese de Omega™ Max. Embora nos testes de deformação os resultados se equivalessem, ainda assim a órtese de PLA pode ser considerada superior, dada sua espessura menor.

A dobra de conforto, que serviu também de reforço na órtese de Omega™ Max, não foi modelada nas órteses em PLA. Provavelmente, se inserida nas órteses de PLA seus resultados seriam ainda mais expressivos.

A estratégia de se utilizar três contornos na impressão das órteses foi limitante para definir a menor espessura de órtese (2 mm). Esta espessura menor provocou a deposição de três contornos nas camadas com espessura de órtese menor de 2,4 mm com *air gap* negativo, definido automaticamente pelo *software* de impressão. Por outro lado, esta estratégia garantiu rigidez e bons resultados nos ensaios mecânicos nas órteses impressas.

Os testes de flexão nos CDPs de Omega™ Max e de PLA se mostraram, assim, parâmetros confiáveis para projeto de órteses de membro superior. Para garantir a imobilização do membro do usuário com ênfase na segurança e conforto das atividades diárias pode-se, então, adotar a espessura da chapa de Omega™ Max como espessura de impressão, desde que utilizadas as mesmas estratégias e parâmetros de impressão indicados nesse trabalho.

5 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

5.1 Conclusões

Esta pesquisa propôs uma análise comparativa entre órteses de membro superior convencionais – neste caso uma órtese fabricada em OmegaTM Max, com três órteses impressas em PLA por AM por extrusão de material com espessuras diferentes.

Foram realizados, inicialmente, ensaios de flexão, mais conhecidos por suas aplicações na Engenharia, para levantar as propriedades do OmegaTM Max, cujas propriedades mecânicas não são divulgadas pelo fabricante. Estas propriedades levantadas foram comparadas com os resultados dos ensaios de flexão realizados com PLA. A partir destes testes, definiu-se a configuração para impressão das órteses nas espessuras de 2 mm, 2,4 mm e 3 mm. Esta escolha justificou-se porque nesta configuração os CDPs fabricados por AM em PLA já suportavam o triplo de força (Tabela 1 da página 59) de flexão dos CDPs fabricados a partir da chapa de OmegaTM Max.

A partir da simulação de um movimento do usuário, desenvolveu-se uma metodologia de ensaio para todas as órteses quando sujeitas a este esforço controlado.

Determinou-se então qual a deformação (medida com auxílio de um SG fixado na órtese) sofrida pela órtese convencional quando sujeita a flexão do punho do usuário da posição funcional (+15°) até a posição de repouso (0°).

Posteriormente desenvolveu-se um dispositivo para determinar qual a carga que justificaria tal deformação e deslocamento (medido com auxílio de um relógio comparador instalado no dispositivo) na órtese de OmegaTM Max. Com este dispositivo foram testadas as órteses em PLA para determinar as respectivas deformações e deslocamentos. Como neste teste os resultados de todas as órteses de PLA foram superiores aos da órtese de OmegaTM Max – menores deformações e deslocamentos, e mesmo com a duplicação da carga os resultados das órteses de PLA foram superiores.

Também realizou-se a medição da deformação resultante nas órteses quando testada a força de preensão com auxílio de um dinamômetro Jamar[®]. Neste teste, apenas a órtese de maior espessura (3 mm) teve deformação um

pouco menor (-13%) que a órtese de Omega™ Max. No entanto, os valores de deformação aferidos foram bem inferiores aos observados nos testes com carga). Quando comparados os testes de aplicação de carga e os testes com o dinamômetro Jamar®, estes apresentaram deformações máximas na ordem de 38% da deformação no teste de carga.

A partir destes ensaios pôde-se concluir que a escolha da espessura da órtese poderia ter sido definida logo pelos resultados dos ensaios de flexão, desde que observadas as mesmas estratégias e mesmos parâmetros durante a impressão da órtese. Adicionalmente, os resultados permitem recomendar que as órteses impressas conforme apresentado nesse trabalho podem utilizar as mesmas (ou até menores) espessuras utilizadas nas órteses convencionais.

Aventou-se a possibilidade de retrabalhar a órtese de Omega™ Max – retirando esta aba sobreposta e inserindo o SG, e aplicar todos os testes. No entanto, conforme os resultados parciais alcançados, seriam encontrados resultados de deformação e de deslocamento muito superiores aos da órtese original.

Esta pesquisa pode ainda promover a popularização das tecnologias de AM para a fabricação de órteses de membro superior junto aos profissionais responsáveis pela dispensação e fabricação de órteses.

5.2 Recomendações para trabalhos futuros

Tendo em vista a continuidade e/ou aprofundamento desta pesquisa, seguem algumas sugestões para trabalhos futuros.

A utilização da tecnologia de extrusão de material com PLA foi definida em função da sua utilização em outras pesquisas já desenvolvidas no NUFER. Então outros materiais e tecnologias de AM poderiam ser testadas, como a SLS, e outros materiais, como o ABS, utilizados em estudos citados na revisão bibliográfica e não implementados nesta pesquisa.

Pode-se também citar a realização de testes *in vivo* de utilização em longo período com as órteses impressas. Desta forma, poderiam ser coletados dados de fadiga do material que seriam relevantes no convencimento dos profissionais da área.

Por outro lado, resultados ainda melhores, tendo em vista a segurança do

usuário, poderiam ser obtidos modelando órteses com reforços semelhantes à aba de conforto presente na órtese de Omega™ Max e repetidos os ensaios seguindo a mesma metodologia.

Poderia também ser realizada a simulação CAE a partir do modelo digitalizado. Esta configuração, mais realista que a órtese CAD utilizada na análise poderia trazer novas informações, aprimorando a escolha da posição dos SGs.

Como o método experimental utilizado se mostrou válido dentro das limitações impostas nesta pesquisa, ele poderia ser replicado a órteses com outras funções ou para outros membros.

REFERÊNCIAS

- AGARWALA, M. K.; JAMALABAD, V. R.; LANGRANA, N. A.; SAFARI, A.; WHALEN, P. J.; DANFORTH S. C. **Structural quality of parts processed by fused deposition**. *Rapid Prototyping Journal*, 2(4), p. 4-19, 1996.
- ALAM, M.; CHOUDHURY, I. A.; MAMAT, A. B. **Computer Aided Design and Fabrication of a Custom Articulated Ankle Foot Orthosis**. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 15(4), 2015.
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM D638-14 Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics**, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2014.
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM F2792-12a Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies**. ASTM International, West Conshohocken, PA, 2012.
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ISO/ASTM 52900: 2015 Additive manufacturing – General principles – Terminology**. ASTM International, West Conshohocken, PA, 2015.
- AYDIN, L.; KUCUK, S. **A method for more accurate FEA results on a medical device developed by 3D technologies**. *Polymers for Advanced Technologies*, p. 1-6, 2018.
- BARONIO, G.; HARRAN, S.; SIGNORONI, A. **A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process**. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2016.
- BEAMAN, J. J.; DECKARD, C. R. **Selective laser sintering with assisted powder handling**. U.S. Patent No. 4,938,816. 3 Jul. 1990.
- BELLINI, A.; GÜÇERİ, S. **Mechanical characterization of parts fabricated using fused deposition modeling**. *Rapid Prototyping Journal*, 9(4), 2003.
- BIJARIMI, M.; AHMAD, S.; RASID, S. **Mechanical, Thermal and Morphological Properties of PLA/PP Melt Blends**. *International Conference on Agriculture, Chemical and Environmental Sciences (ICACES'2012)*, Dubai, Oct. 6-7, 2012.

- BRANCO, R. R. C. **Elaboração de protocolo de ensaios mecânicos para avaliação da performance do material PLA através da Manufatura Aditiva por meio do processo FDM**. 73 f. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde, Universidade Estadual da Paraíba. Campina Grande, 2016.
- CANELÓN, M. F. **Material Properties: A Factor in the Selection and Application of Splinting Materials for Athletic Wrist and Hand Injuries**. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(4), p. 164-172, 1995.
- 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.
- CASAGRANDA, K. L. **Design colaborativo e o processo de desenvolvimento de dispositivos para reabilitação do membro superior**. Dissertação UFRGS, 2018.
- CAT - Comitê de Ajudas Técnicas. **Ata da Reunião VII do Comitê de Ajudas Técnicas**. Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República (CORDE/SEDH/PR), 13-14 de dezembro de 2007. Disponível em: <http://www.infoesp.net/CAT_Reuniao_VII.pdf>. Acesso em 30 de junho de 2018.
- CHACÓN, J. M.; CAMINERO, M. A.; GARCÍA-PLAZA, E.; NÚÑEZ, P. J. **Additive manufacturing of PLA structures using fused deposition modelling: Effect of process parameters on mechanical properties and their optimal selection**. *Materials & Design*, 124, p. 143-157, 2017.
- CHO, H.; LEE, H.; KIM, Y.; KIM, J. **Design of an optical soft sensor for measuring fingertip force and contact recognition**. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 15(1), p. 16-24, 2017.
- CREYLMAN, V.; MURARU, L.; PALLARI, J.; VERTOMMEN, H.; PEERAER, L. **Gait assessment during the initial fitting of customized selective laser sintering ankle foot orthoses in subjects with drop foot**. *Prosthetics and Orthotics International* 37(2) p. 132-138 ©The International Society for Prosthetics and Orthotics, 2012.

- CROSBY, C. A.; WEHBÉ, M. A. **Hand strength: normative values**. *Journal of Hand Surgery*, 19(4), p. 665-670, 1994.
- DA COSTA, C. R.; FERREIRA, F. M. R. M.; CARVALHO, M. G. R.; BORTOLUS, M. V. **Dispositivos de tecnologia assistiva: fatores relacionados ao abandono**. *Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar*, 23(3), 2015.
- DA SILVA, J. V. L. Processos de AM por fusão em leito de pó não metálico. *In: VOLPATO, N. (ed.). Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da Impressão 3D*. São Paulo: Edgard Blücher, Cap. 1, p. 15-30, 2017.
- DE JESUS FARIA, A. S. T. **Additive manufacturing of custom-fit orthoses for the upper limb**. Dissertação, Universidade do Porto, 2017.
- DIAS, J. A.; OVANDO, A. C.; KÜLKAMP, W.; BORGES JUNIOR, N. G. **Força de preensão palmar: métodos de avaliação e fatores que influenciam a medida**. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 12(3), p. 209-16, 2010.
- DOMBROSKI, C. E.; BALSDON, M. E. R.; FROATS, A. **The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: a preliminary study**. *BMC Research Notes*, 7(1), 4p., 2014.
- EMMONS, K.R.; NEWLAND, E. **Intent to prevent**. *Rehab Management*, 22(2), p.34-36, 2009.
- ES-SAID, O. S.; FOYOS, J.; NOORANI, R.; MENDELSON, M.; MARLOTH, R.; PREGGER, B. A. **Effect of layer orientation on mechanical properties of rapid prototyped samples**. *Materials and Manufacturing Processes*, 15(1), p. 107-122, 2000.
- FERNANDES, B. O.; FOGGIATTO, J. A.; POIER, P. H. O uso da impressão 3d na fabricação de órteses – um estudo de caso. *In: Fourth International Conference on Integration of Design, Engineering and Management for innovation (IDEMI 2015)*. Florianópolis, SC, Brazil, October 07-10, 2015.
- FESS, E. E. **Splints: Mechanics versus Convention**. *Journal of Hand Therapy*, 8(2), p.124-130, 1995.

- GIBSON, K.S.; WOODBURN, J.; PORTER, D.; TELFER, S. **Functionally optimized orthoses for early rheumatoid arthritis foot disease: a study of mechanisms and patient experience.** *Arthritis Care & Research*, 66(10), p. 1456–1464, October 2014.
- GINESTRA, P. S.; CERETTI, E.; FIORENTINO, A. **Potential of modeling and simulations of bioengineered devices: Endoprostheses, prostheses and orthoses.** *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 230, n. 7, p. 607-638, 2016.
- GRIŠKEVIČIUS, J.; DAUNORAVIČIENĖ, K.; KRUKONIS, K.; KILIKIČIUS, A. **Method for ankle foot orthotics' mechanical assessment: a pilot study.** *Mechanika, Kaunas*, 23(5), p. 723-727, 2017.
- HARPER, N. G.; ESPOSITO, E. R.; WILKEN, J. M.; NEPTUNE, R. R. **The influence of ankle-foot orthosis stiffness on walking performance in individuals with lower-limb impairments.** *Clinical Biomechanics* 29, p. 877-884, 2014.
- HOCHMANN, D.; OPITZ, L. **Method for instrumentation of orthotic joints for measurement of internal joint loads.** *Current Directions in Biomedical Engineering, Berlin*, 3(1), p. 35-38, 2017.
- HOFFMANN, K. **An introduction to measurements using strain gauges.** Darmstadt: Hottinger Baldwin Messtechnik, 1989.
- HOSSAIN, M. S.; RAMOS, J.; ESPALIN, D.; PEREZ, M.; WICKER, R. **Improving tensile mechanical properties of FDM manufactured specimens via modifying build parameters.** In: *International Solid Freeform Fabrication Symposium: An Additive Manufacturing Conference*. Austin, TX, Vol. 2013, p. 380-392, 2013.
- HUANG, S. H.; LIU, P.; MOKASDAR, A.; HOU, L. **Additive manufacturing and its societal impact: a literature review.** *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 67(5-8), p. 1191-1203, 2013.
- INCEL, N. A.; CECELI, E.; DURUKAN, P. B.; ERDEM; H. R.; YORGANCIOGLU, Z. R. **Grip strength: effect of hand dominance.** *Singapore Medical Journal*, 43(5), p. 234-237, 2002.

- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Pesquisa Nacional de Saúde 2013: ciclos de vida. Brasil e Grandes Regiões**. V.3. Rio de Janeiro: IBGE, 2015.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 9999: 2007 (E) Assistive products for persons with disability – Classification and terminology**, 4th ed., 2007.
- KELLY, S.; PATERSON, A.; BIBB, R. *A review of wrist splint designs for additive manufacture*. In: **Proceedings of 2015 14th Rapid Design, Prototyping and Manufacture Conference (RDPM 14)**, Loughborough, Great Britain, 15-16 December, 2015.
- KIEL, S. **Technology and Practical Use of Strain Gauges: With Particular Consideration of Stress Analysis Using Strain Gauges**. 1st edition, John Wiley & Sons, 2017.
- KIM, H.; JEONG, S. **Case study: Hybrid model for the customized wrist orthosis using 3D printing**. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 29 (12), p. 5151-5156, 2015.
- LANZOTTI, A.; GRASSO, M.; STAIANO, G.; MARTORELLI, M. **The impact of process parameters on mechanical properties of parts fabricated in PLA with an open-source 3-D printer**. *Rapid Prototyping Journal*, 21(5), p. 604-617, 2015.
- LASPRILLA, A. J.; MARTINEZ, G. A.; LUNELLI, B. H.; JARDINI, A. L.; FILHO, R. M. **Poly-lactic acid synthesis for application in biomedical devices: a review**. *Biotechnology Advances*, v. 12, p. 321-328, 2012.
- LEAL-JUNIOR, A. G.; FRIZERA, A.; MARQUES, C.; SÁNCHEZ, M. R.; BOTELHO, T. R.; SEGATTO, M. V.; PONTES, M. J. **Polymer optical fiber strain gauge for human-robot interaction forces assessment on an active knee orthosis**. *Optical Fiber Technology*, 41, p. 205-211, 2018.
- LIM, Y. E.; KIM, N. H.; CHOI, H. J.; PARK, K. **Design for additive manufacturing of customized cast with porous shell structures**. *Journal of Mechanical Science and Technology*, Seoul, 31(11), p. 5477-5483, 2017.

- LINDEMAYER, C. K. **Estudo e avaliação de termoplásticos utilizados na confecção de órteses**. 68 p. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento. Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2004.
- LYNCH, C. S. *Strain Measurement*. In: WEBSTER, J. G. (ed.) **The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook**. CRC Press, Cap. 21, 1999.
- MAGALHÃES, L. C. **A influência dos parâmetros construtivos no comportamento mecânico de peças fabricadas pela técnica de Modelagem por Fusão e Deposição (FDM)**, 71 f. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2010.
- MANESS, D. L.; KHAN, M. **Disability evaluations: more than completing a form**. *American Family Physician*, 91(2), 2015.
- MELENKA, G. W.; SCHOFIELD, J. S.; DAWSON, M. R.; CAREY, J. P. **Evaluation of dimensional accuracy and material properties of the MakerBot 3D desktop printer**. *Rapid Prototyping Journal*, 21(5), p. 618-627, 2015.
- MISHRA, S. B.; MALIK, R.; MAHAPATRA, S. S. **Effect of External Perimeter on Flexural Strength of FDM Build Parts**. *Arabian Journal for Science and Engineering*, 42(11), p. 4587-4595, 2017.
- MURRAY, W. M.; MILLER, W. R. **The bonded electrical resistance strain gauge: an introduction**. Oxford University Press, 1992.
- NORTH COAST Medical. **Hand Therapy Catalog**[®], v. 1, 2012-2013. Disponível em https://ncmedical.com/item_2223.html. Acesso em 15 de novembro de 2018.
- PALOUSEK, D.; ROSICKY, J.; KOUTNY, D.; STOKLÁSEK, P.; NAVRAT, T. **Pilot study of the wrist orthosis design process**. *Rapid Prototyping Journal*, 20(1), p. 27-32, 2014.
- PAPI, E.; MACLEAN, J.; BOWERS, R. J.; SOLOMONIDIS, S. E. **Determination of loads carried by polypropylene ankle-foot orthoses: A preliminary study**. In: **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, 229(1), p. 40-51, 2015.

- PATERSON, A. ***Digitisation of the splinting process: exploration and evaluation of a computer aided design approach to support additive manufacture.*** Diss. Loughborough University, 2013.
- PATERSON, A. M.; BIBB, R.; CAMPBELL, R. I.; BINGHAM, G. ***Comparing additive manufacturing technologies for customised wrist splints.*** *Rapid Prototyping Journal* 21(3), p. 230-243, 2015.
- PHILLIPS, B.; ZHAO, H. ***Predictors of assistive technology abandonment.*** *Assistive Technology* 5(1), p. 36-45, 1993.
- 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.
- RAO, P. N. ***Manufacturing technology.*** Tata McGraw-Hill Education, p. 79-80, 2013.
- RODRIGUEZ, J. F.; THOMAS, J. P.; RENAUD, J. E. ***Characterization of the mesostructure of fused - deposition acrylonitrile – butadiene – styrene materials.*** *Rapid Prototyping Journal*, v. 6, n. 3, p. 175-185, 2000.
- RONCATTO, S. C.; SERPI, B. D. S. T.; MANNRICH, G.; GUIMARÃES, B.; MERINO, G. S. A. D.; MERINO, E. A. D. ***Projeto de órteses: definição de requisitos com base no usuário, produto e contexto de uso.*** *Revista Ação Ergonômica*, v.12, n.2, 2017.
- ROSENMAN, G. C. ***Avaliação de sistemas de digitalização 3D de baixo custo aplicados ao desenvolvimento de órteses por manufatura aditiva.*** 113 f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.
- SAGGIO, G.; RIILLO, F.; SBERNINI, L.; QUITADAMO, L. R. ***Resistive flex sensors: a survey.*** *Smart Materials and Structures*, 25(1), 2015.
- STANSBURY, J. W., IDACAVAGE, M. J. ***3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities.*** *Dental Materials*, 32(1), p. 54-64, 2016.

- TELFER, S.; MUNGUIA, J.; PALLARI, J.; DALGARNO, K.; STEULTJENS, M.; WOODBURN, J. **Personalized foot orthoses with embedded temperature sensing: Proof of concept and relationship with activity.** *Medical Engineering and Physics*, 36(1), p. 9-15, 2014.
- TELFER, S.; PALLARI, J.; MUNGUIA, J.; DALGARNO, K.; MCGEOUGH, M.; WOODBURN, J. **Embracing additive manufacture: implications for foot and ankle orthosis design.** *BMC Musculoskeletal Disorders* 2012, 13(84), 2012.
- THOMPSON, M. K.; MORONI, G.; VANEKER, T.; FADEL, G.; CAMPBELL, R. I.; GIBSON, I.; BERNARD, A.; SCHULZ, J.; GRAF, P.; AHUJA, B.; MARTINA, F. **Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints.** *CIRP annals*, 65(2), p. 737-760, 2016.
- TO, C.; HELLEBREKERS, T. L.; PARK, Y. L. **Highly stretchable optical sensors for pressure, strain, and curvature measurement.** In: **Intelligent Robots and Systems (IROS), IEEE/RSJ International Conference**, p. 5898-5903, September 2015.
- VOLPATO, N. Os principais processos de prototipagem rápida, In: _____ (ed.). **Prototipagem Rápida – tecnologias e aplicações**, Ed. Blücher, São Paulo, 1ª edição, 2007.
- VOLPATO, N.; DE CARVALHO, J. Introdução a manufatura aditiva ou impressão 3D. In: VOLPATO, N. (ed.). **Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da Impressão 3D**. São Paulo: Edgard Blücher, Cap. 1, p. 15-30, 2017.
- VOLPATO, N.; FOGGIATTO, J. A.; SCHWARZ, D. C. **The influence of support base on FDM accuracy in Z.** *Rapid Prototyping Journal*, 20(3), 182-191, 2014.
- WATSON, R. B. **Bonded Electrical Resistance Strain Gauges.** In: SHARPE, W. N. (ed.). **Springer handbook of experimental solid mechanics.** Springer Science & Business Media, 2008.
- WEIGERT, M. C. **Método de desenvolvimento de órtese personalizada de baixo custo para a Manufatura Aditiva.** 102 f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

WILTON, J. *Hand Splinting/Orthotic Intervention: principles of design and fabrication*. Vivid Publishing, 2014.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. *International classification of functioning, disability and health: ICF*. Geneva: World Health Organization, 2001.

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.

APÊNDICE A – Parâmetros de impressão adotados

Parâmetro	Valor
Material	PLA
Print Quality	Medium
Infill Percentage	100%
Extruder	
Extruder Toolhead Index	Tool 0
Nozzle Diameter	0,40 mm
Extrusion Multiplier	1
Extrusion Width	0,45 mm (manual)
Retraction	Yes
Retraction Distance	2 mm
Extra Restart Distance	0 mm
Retraction Vertical Lift	0 mm
Retraction Speed	1800 mm/min
Coast at End	No
Use Wipe	No
Layer	
Primary Layer Height	0,3 mm
Top Solid Layers	3
Bottom Solid Layers	3
Outline/Perimeter Shells	3
Outline Direction	Outside-In
First Layer Height	100%
Print islands sequentially without optimization	No
Single outline corkscrew printing mode (vase mode)	No
First Layer Width	100%
First Layer Speed	50%

Start Points	Use random start points for all perimeters
Sequential Islands	No
Spiral Vase Mode	No
Raft Extruder	No
Additions	
Skirt Extruder	Primary Extruder
Skirt Layers	1
Skirt Offset from Part	0 mm
Skirt Outlines	2
Use Raft	No
Use Prime Pillar	No
Use Ooze Shield	No
Infill	
Infill Extruder	Primary Extruder
Internal Fill Pattern	Rectilinear
External Fill Pattern	Rectilinear
Interior Infill Percentage	100%
Outline Overlap	35%
Infill Extrusion Width	100%
Minimum Infill Length	5,0 mm
Combine Infill Every	1 layers
Include solid diaphragm	No
Internal Infill Offsets	-15 ° / 15 °
Print every infill angle on each other	No
External Infill Offsets	-15 ° / 15 °
Support	
Generate Support Material	Yes
Support Extruder	Primary Extruder

Support Infill Percentage	10%
Extra Inflation Distance	0 mm
Support Base Layers	2
Combine Support Every	1 layers
Dense Support	Primary Extruder
Dense Support Layers	2
Dense Infill Percentage	70%
Support Type	Normal
Support Pillar Resolution	5 mm
Max Overhang Angle	45°
Horizontal Offset From Part	0,3 mm
Upper Vertical Separation Layers	1
Lower Vertical Separation Layers	1
Support Infill Angles	0° / 90°
Temperature	
Temperature Identifier	T0
Temperature Controller Type	Extruder
Wait for temperature controller stabilize before beginning build	Yes
Layer Number	1
Temperature	200 °C
Heated Bed	No
Cooling	
Layer Number	1
Fan Speed	60%
Fan Options	No
Fan Overrides	No
G-Code	
5D firmware (include E-dimension)	Yes
Relative extrusion distances	No

Allow zeroing of extrusion distances	Yes
Use independent extruder axes	No
Include M101/m102/M103 commands	No
Firmware supports "sticky" parameters	Yes
Apply toolhead offsets to G-Code coordinates	No
Global G-Code Offsets	X-Axis(0 mm); Y-Axis (0 mm); Z-Axis (0 mm)
Update Machine Definition	Yes
Machine type	Cartesian robot (rectangular volume)
Built volume	X-Axis(200 mm); Y-Axis (280 mm); Z-Axis (160 mm)
Origin offset	X-Axis(0 mm); Y-Axis (0 mm); Z-Axis (0 mm)
Homing Direction	X (Min); Y (Min); Z (Min)
Flip build table axis	Y
Toolhead offsets	Tool 0 X(0); Y(0)
Update Firmware Configuration	No
Scripts	
Starting Script	G28; home all axes
Layer Change Script	No
Retraction Script	No
Tool Change Script	No

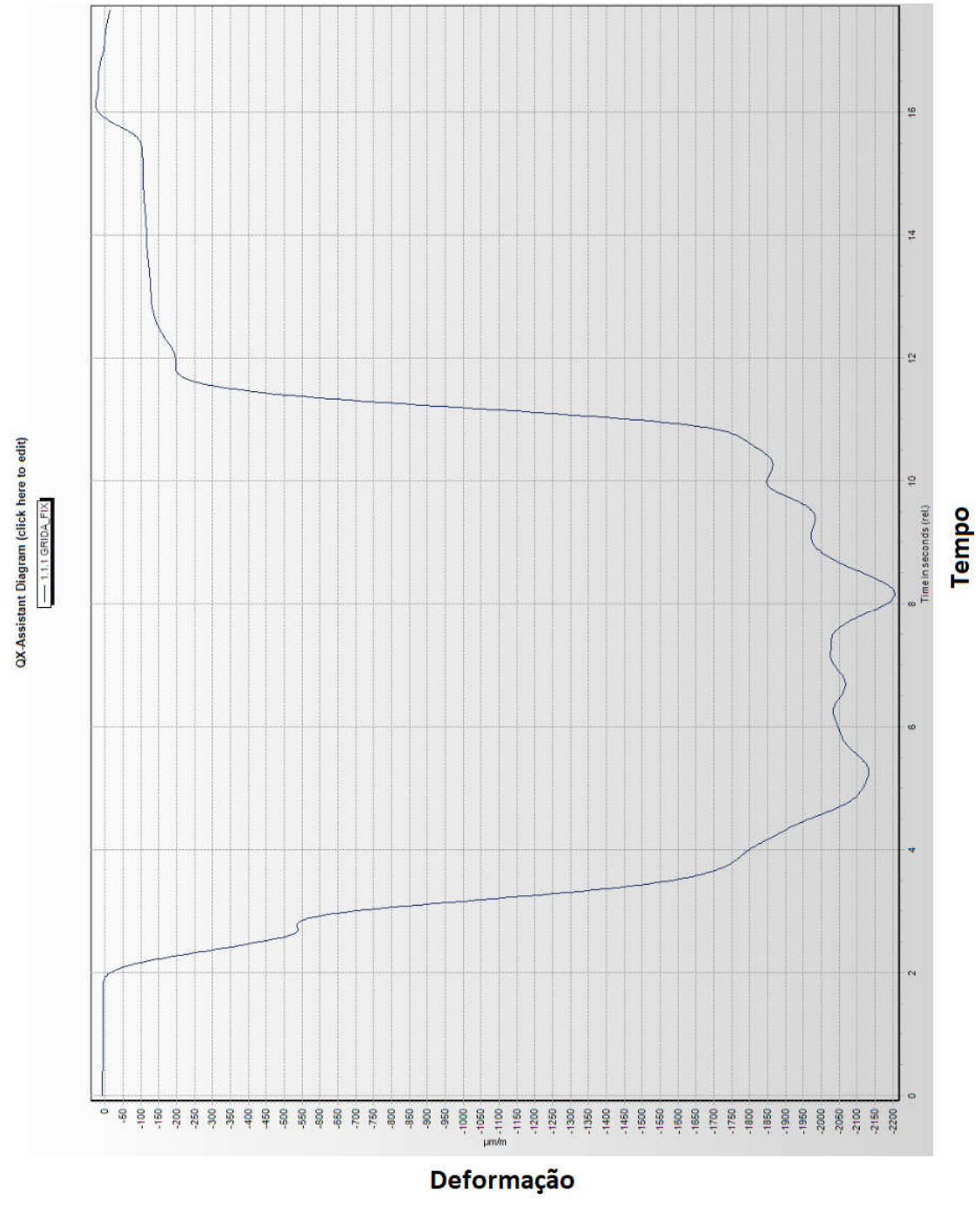
Ending Script	G91; (switches to relative coordinates) G1 F150; (Linear move and slow movement rate down to 2,5 mm/s for Z axis) G1 Z5; (move Z up by 5 mm) G90; (go back to absolute positioning) G28 X0 Y0; (home X and Y) M104 S0 turn off extruder M140 S0; turn off bed M84; disable motors
Export file format	Standard G-code (.gcode)
Speeds	
Default Printing Speed	2800 mm/min
Outline Underspeed	50%
Solid infill Underspeed	80%
Support Structure Underspeed	80%
X/Y Axis Movement Speed	2800 mm/min
Z axis Movement Speed	100 mm/min
Speed Overrides	No
Other	
Unsupported area threshold	50 mm ²
Extra inflation distance	0 mm
Bridging extrusion multiplier	100%
Bridging speed multiplier	100%
Use fixed bridging infill angle	No
Apply bridging settings to perimeters	No
Filament Toolhead Index	Tool 0
Filament diameter	1,75 mm
Filament price	R\$ 46 /kg
Filament density	1,24 g/cm ³
Tool change retraction distance	12 mm
Tool change extra restart distance	-0,50 mm

Tool change retraction speed	600 mm/min
Advanced	
Layer Modifications	No
External Thin Wall Type	Perimeters only
Internal Thin Wall Type	Allow gap fill
Allowed perimeter overlap	25 %
Minimum Extrusion Length	1 mm
Minimum Printing Width	50 %
Maximum Printing Width	200 %
Endpoint Extension Distance	0,2 mm
Only retract when crossing open spaces	Yes
Force retraction between layers	No
Minimum travel for retraction	No
Perform retraction during wipe movement	No
Only wipe extruder for outer-most perimeters	Yes
Avoid crossing outline for travel movements	No
No-manifold segments	Heal
Merge all outlines into a single solid model	No

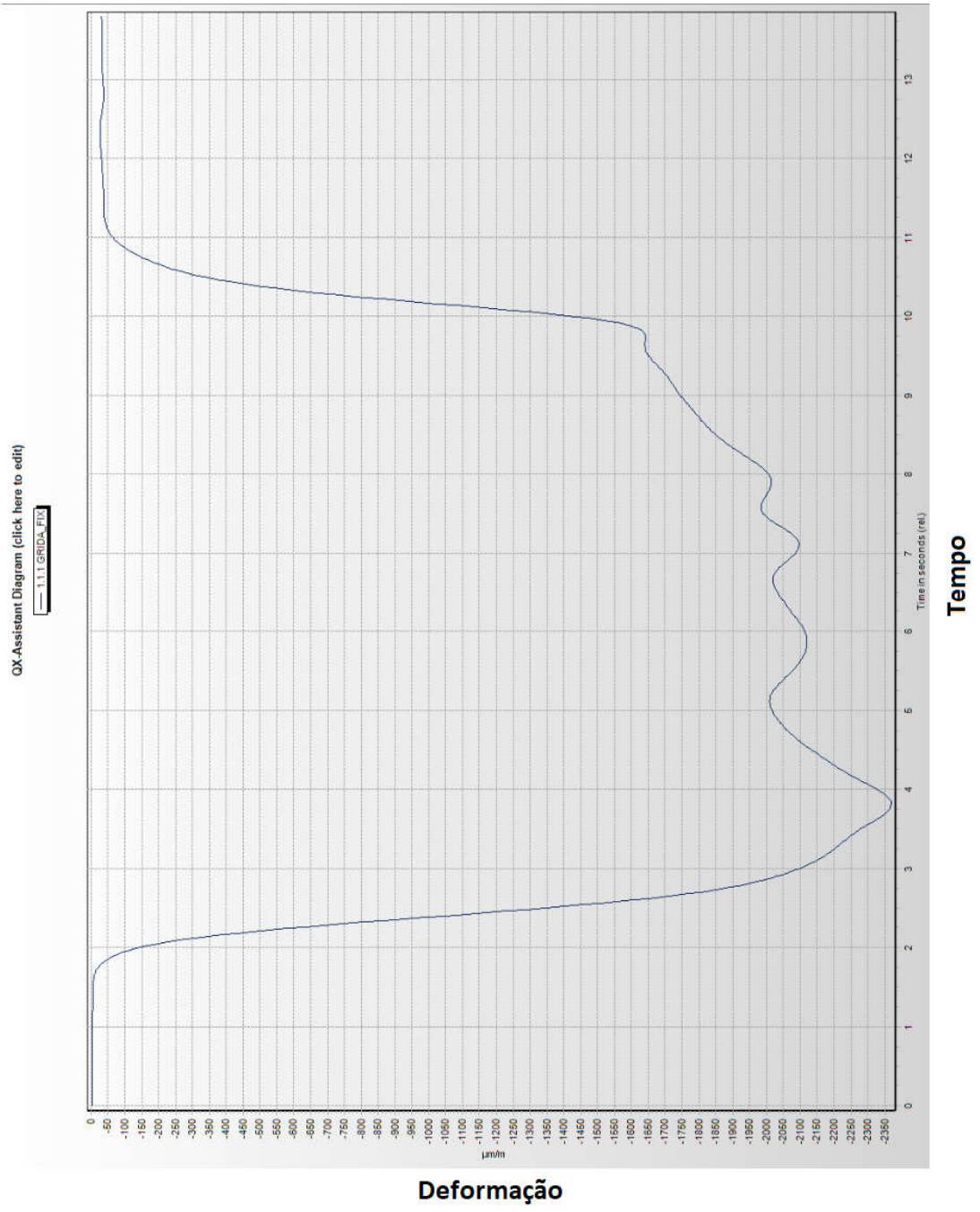
APÊNCIDE C – Resultados dos ensaios de extensometria

a) Testes de deformação 15°-0° na órtese de Omega™ Max não apoiada

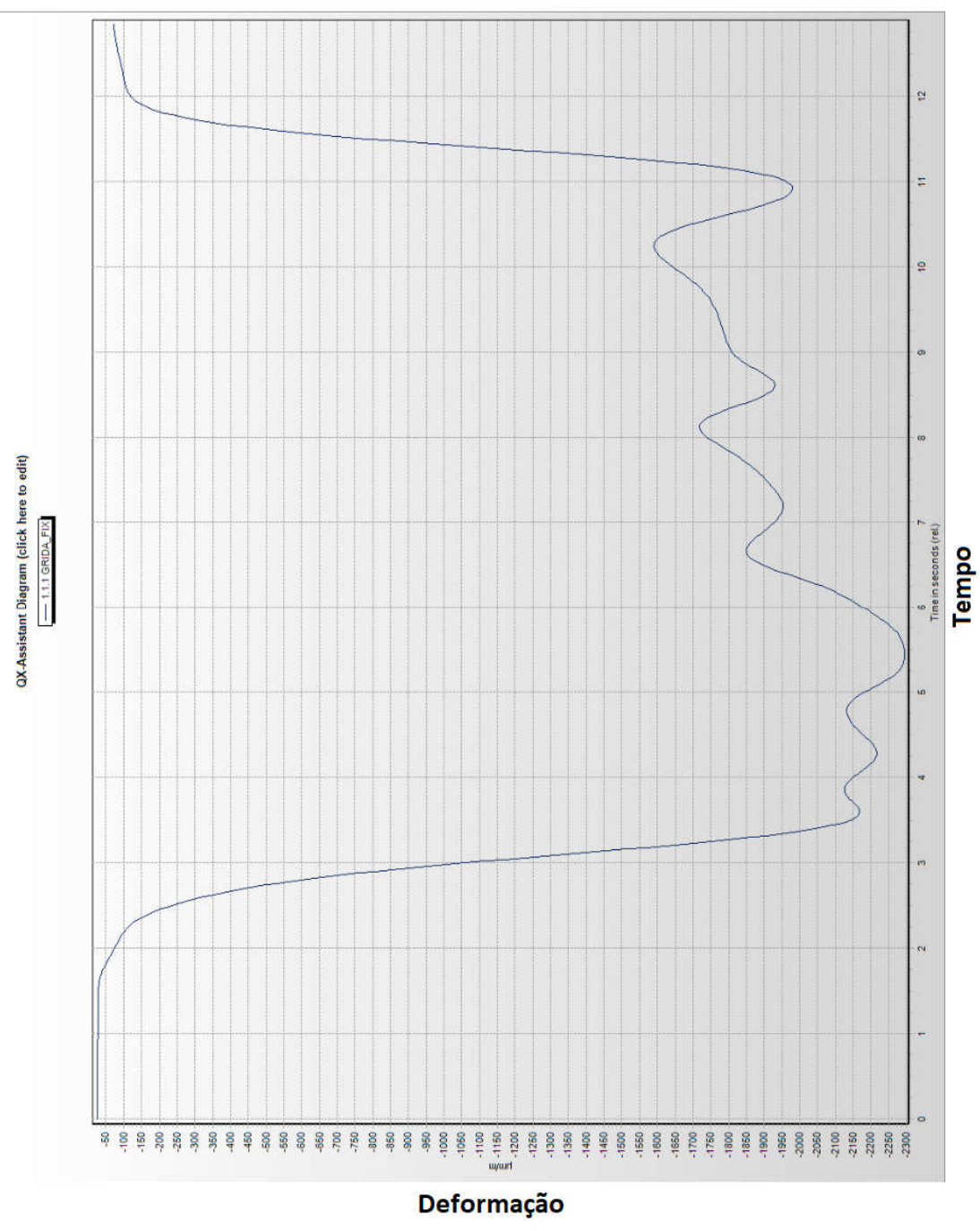
1)



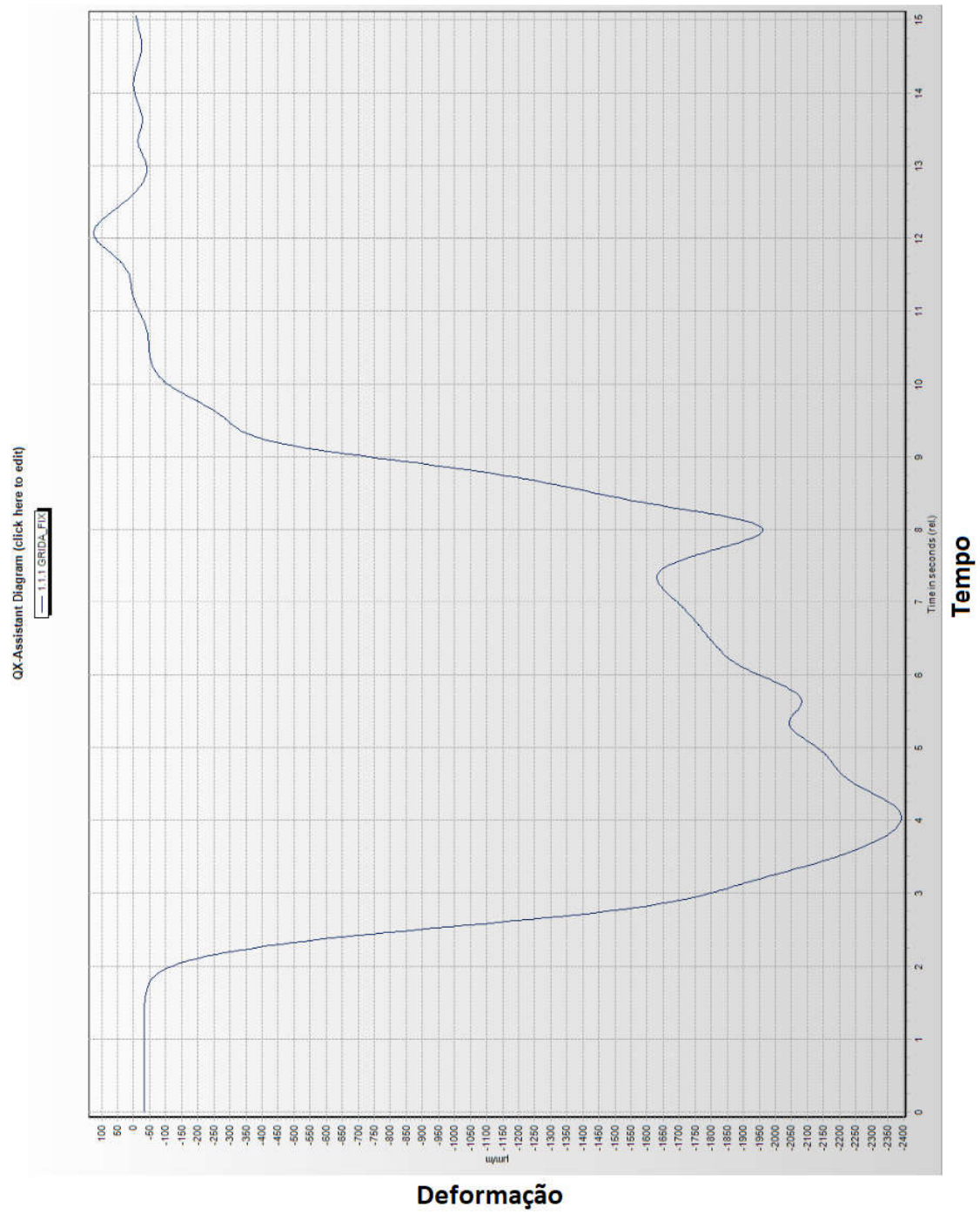
2)



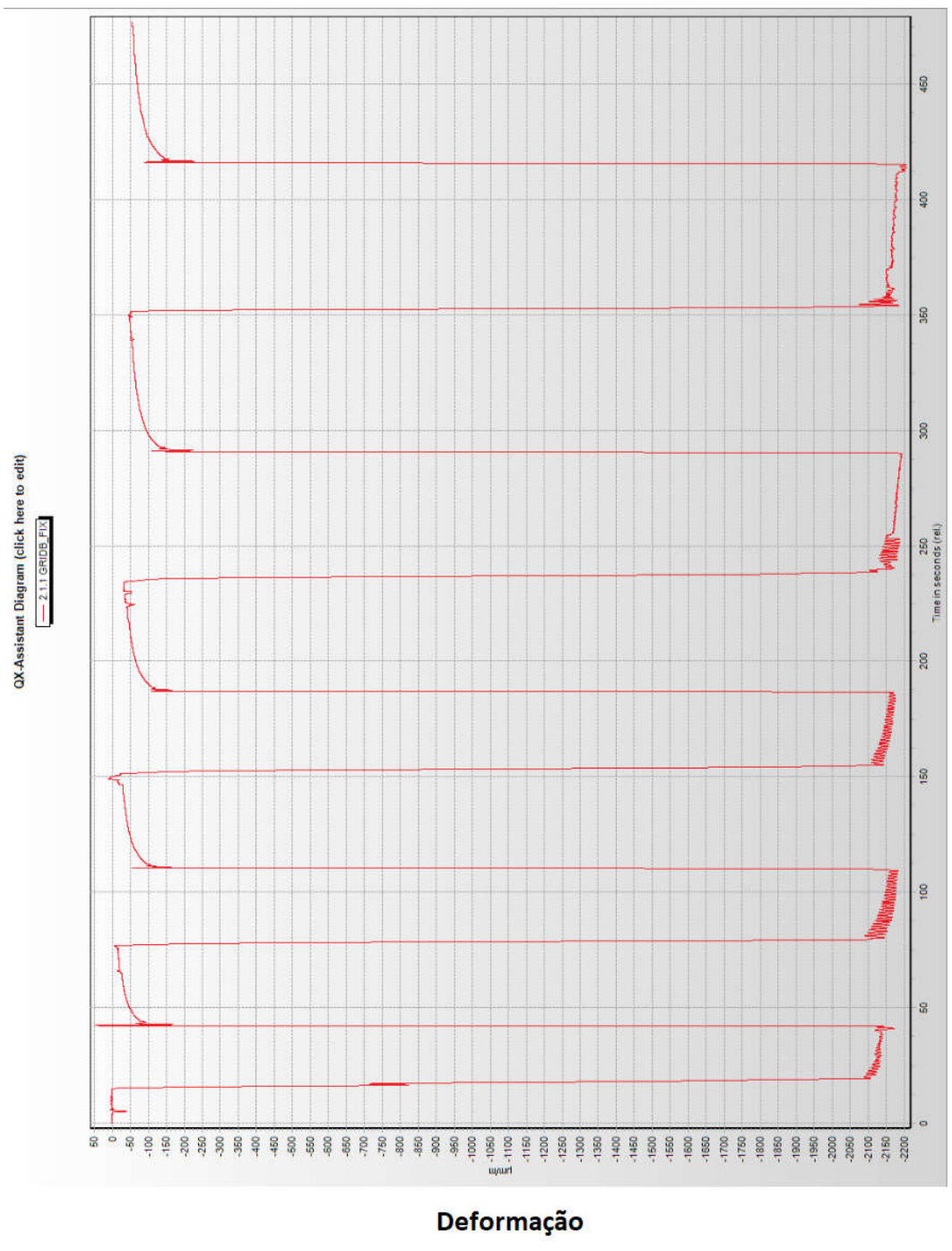
3)



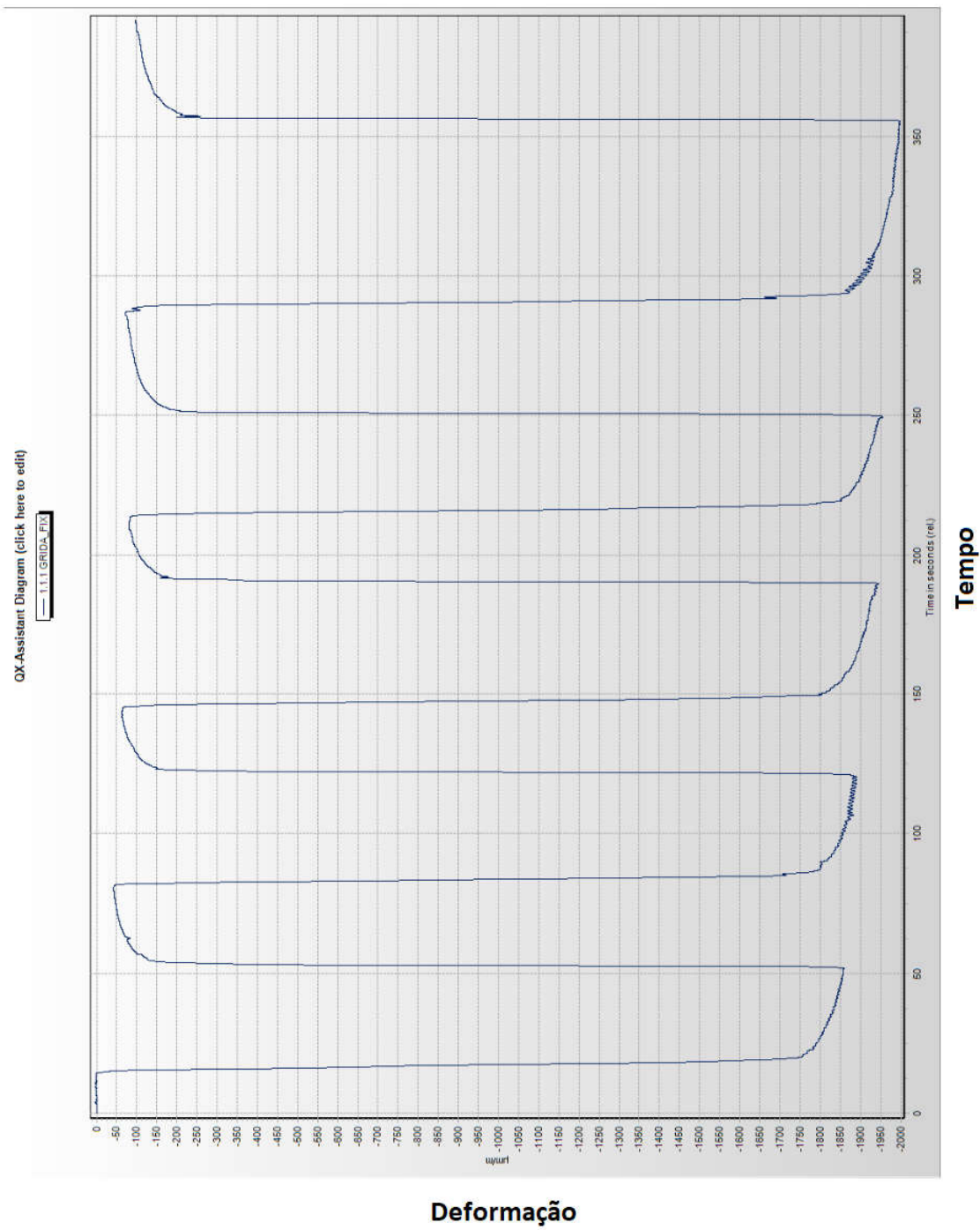
4)



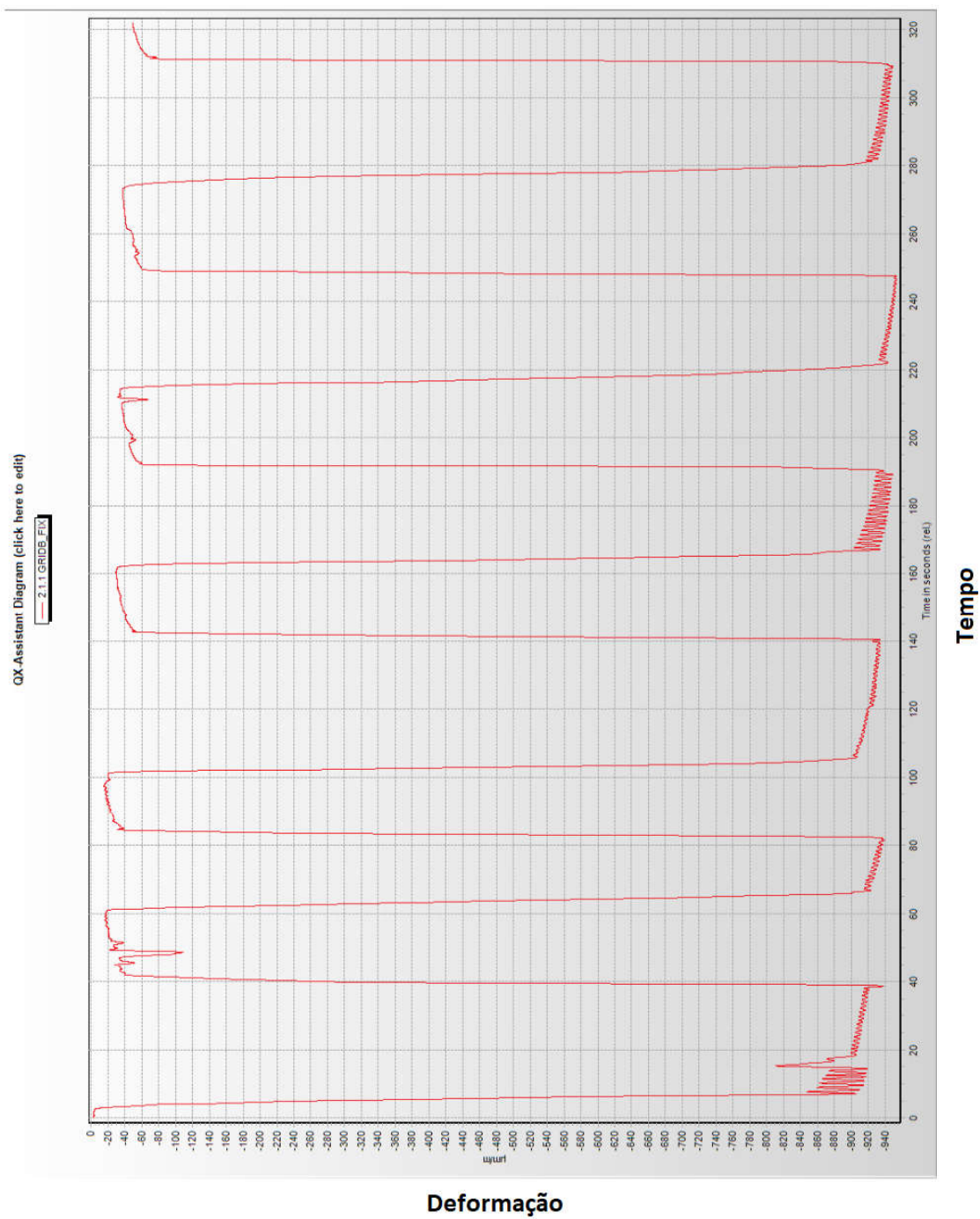
- b) Testes de carga na órtese em PLA fixada no dispositivo
 - 1) 2,5 kg de 2 mm de espessura



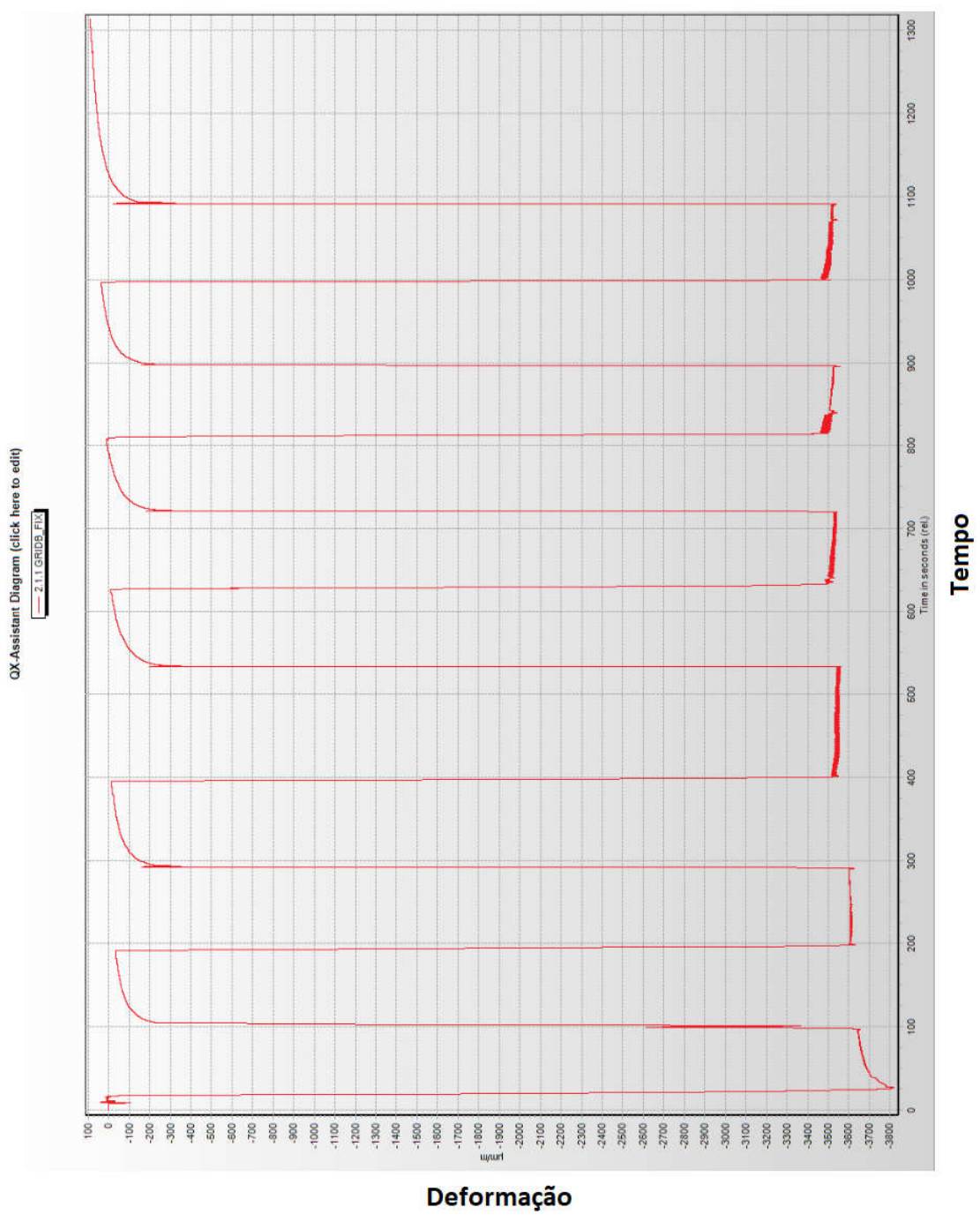
2) 2,5 kg de 2,4 mm de espessura



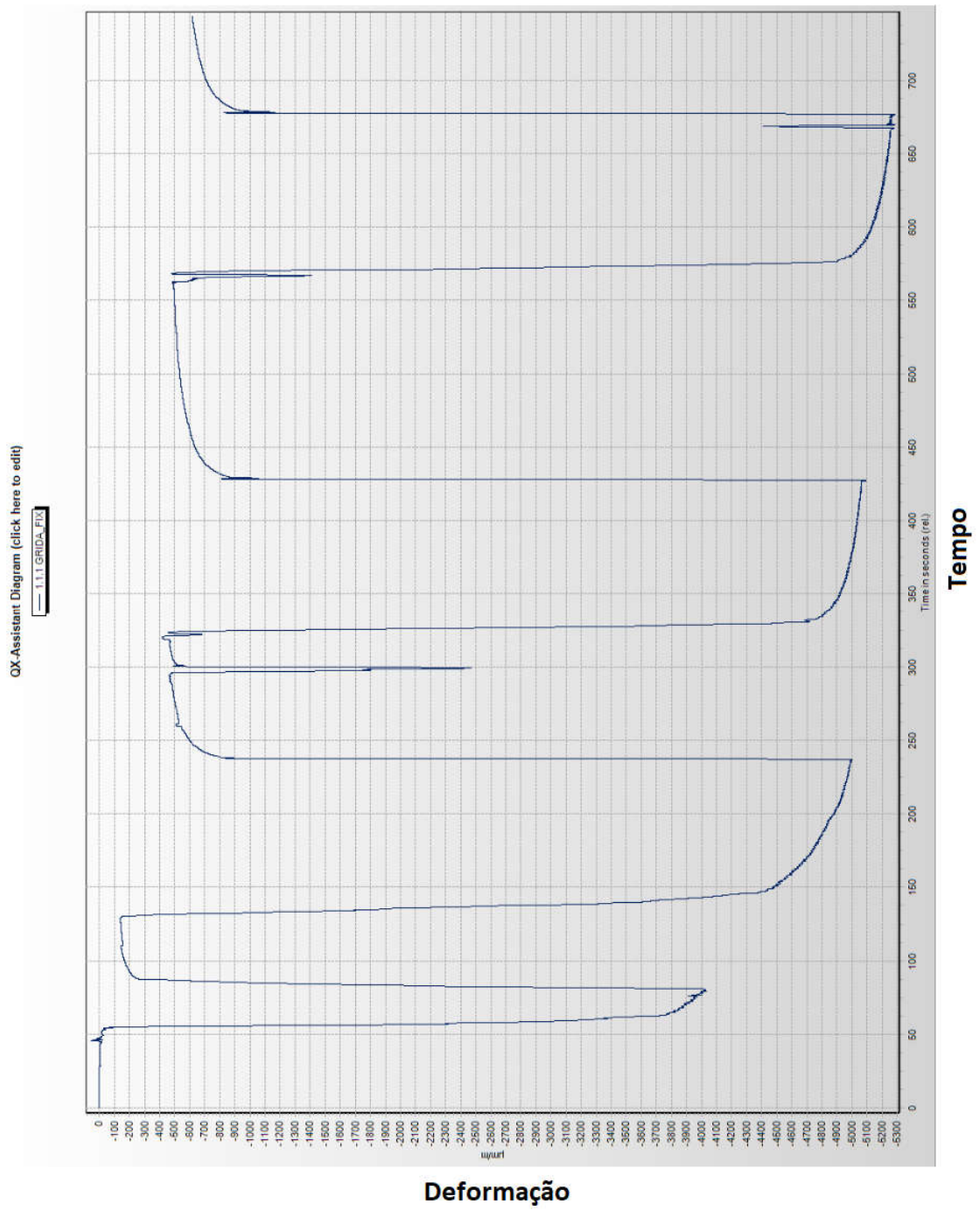
3) 2,5 kg de 3 mm de espessura



4) 5 kg de 2 mm de espessura

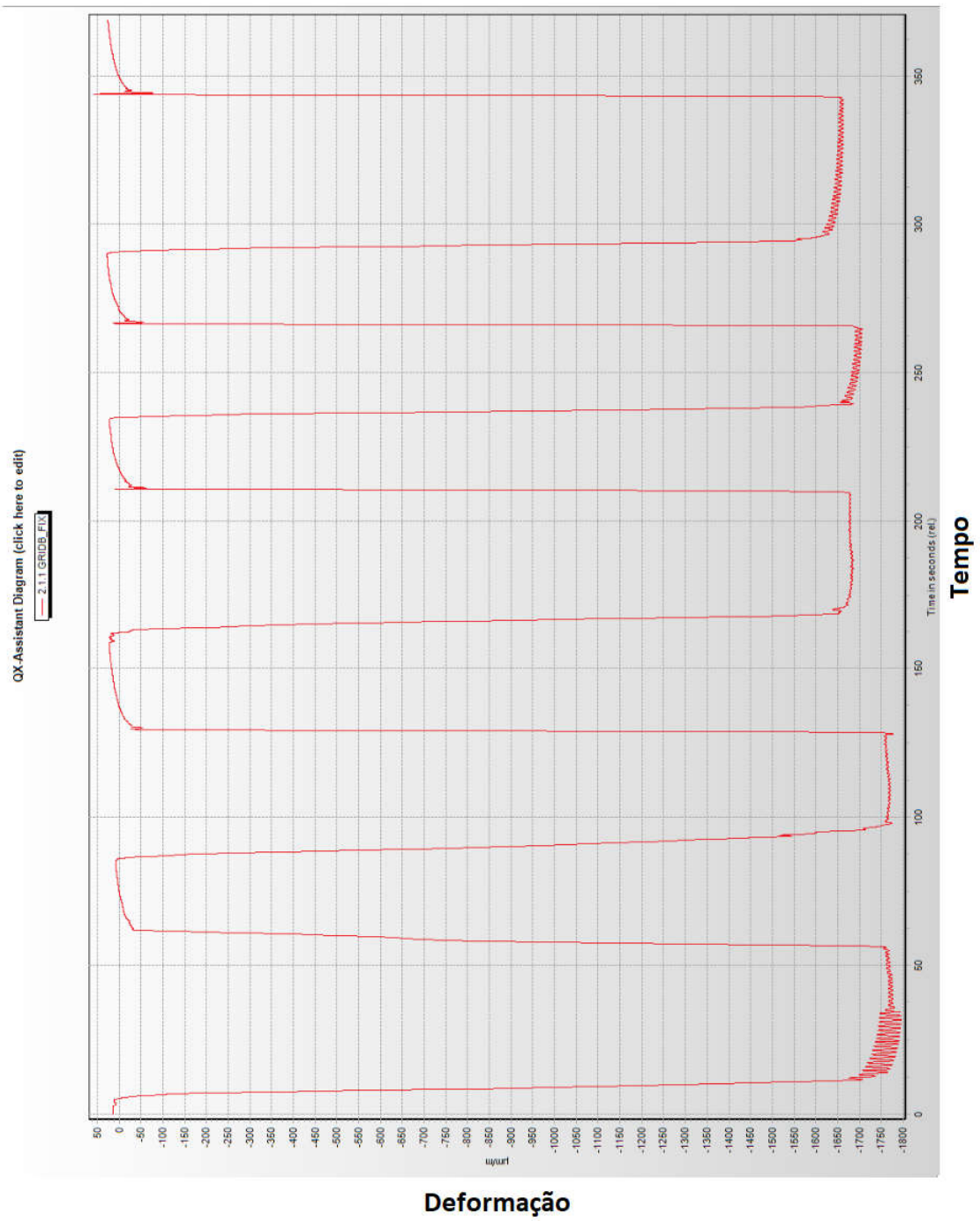


5) 5 kg de 2,4 mm de espessura

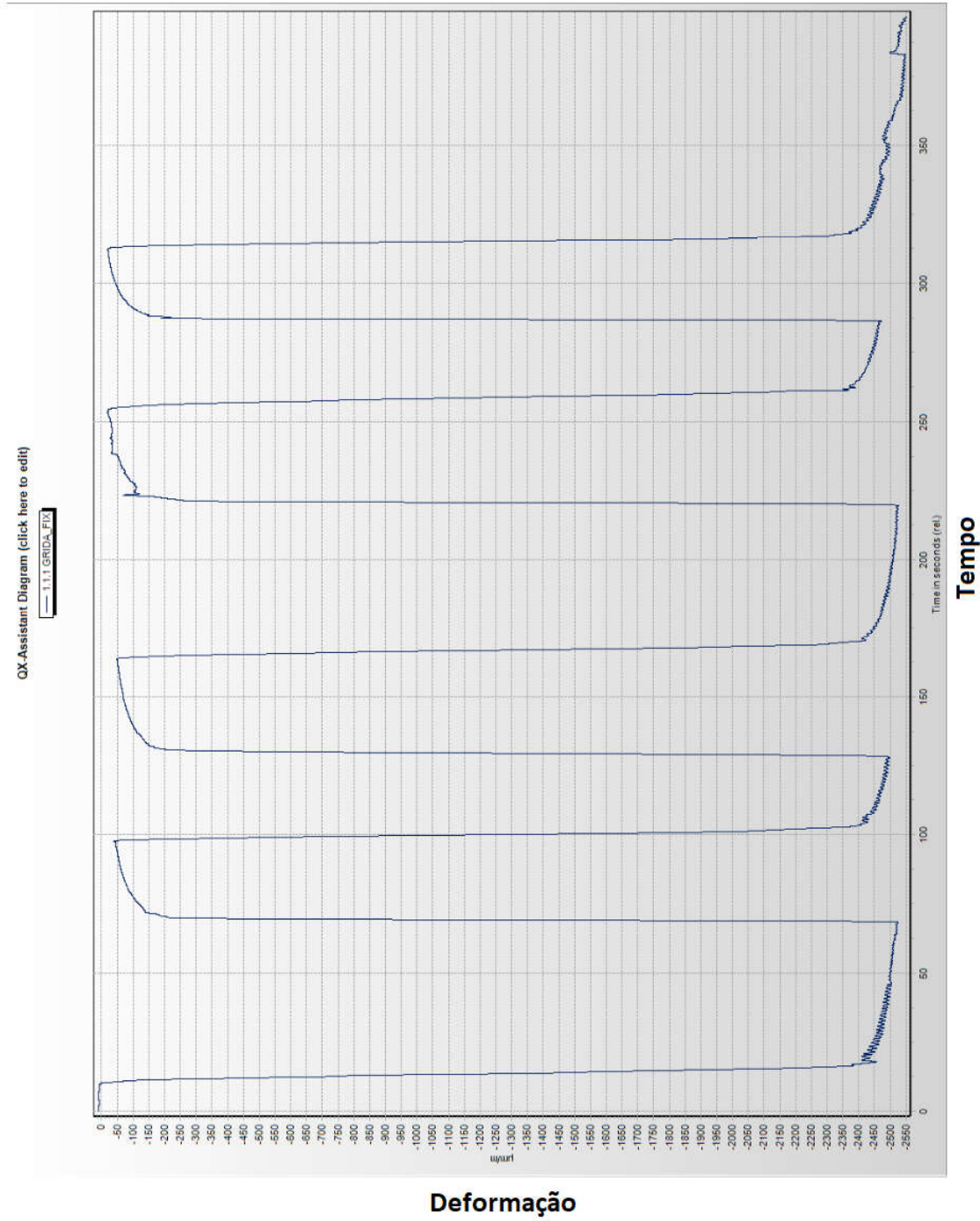


Deformação

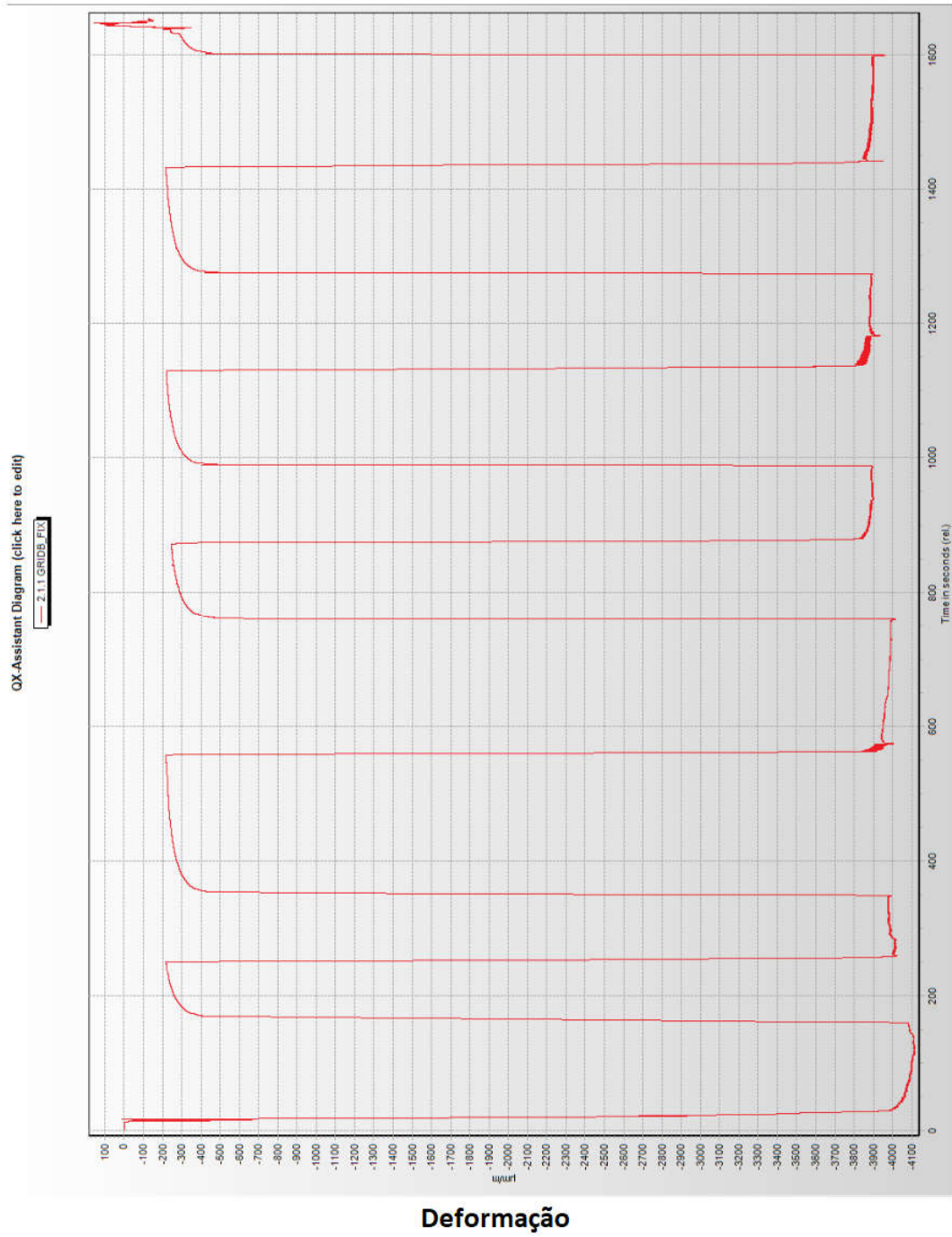
6) 5 kg de 3 mm de espessura



- c) Teste de carga na órtese de Omega™ Max fixada no dispositivo
 - 1) 2,5 kg

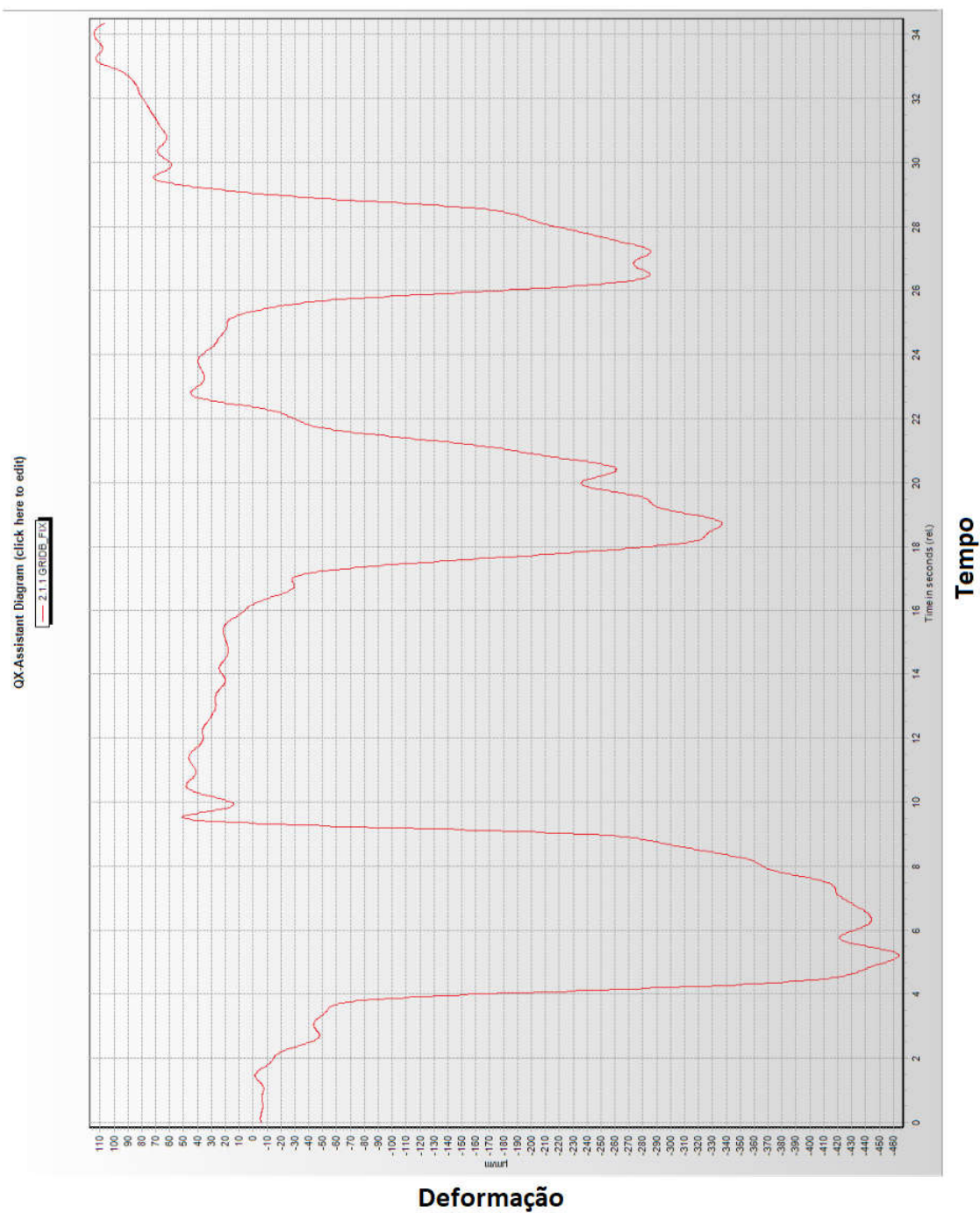


2) 5 kg

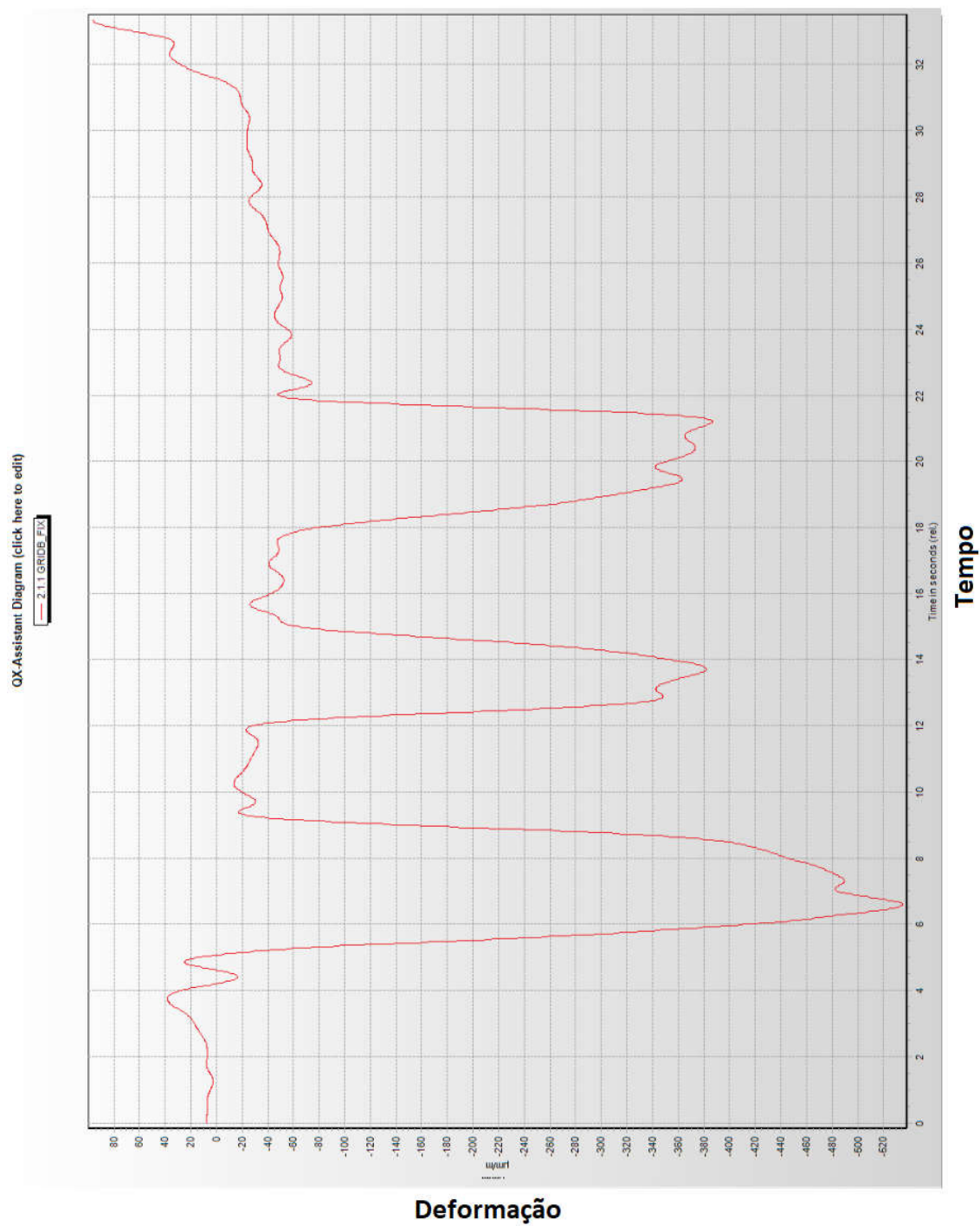


d) Testes comodinômetro Jamar®

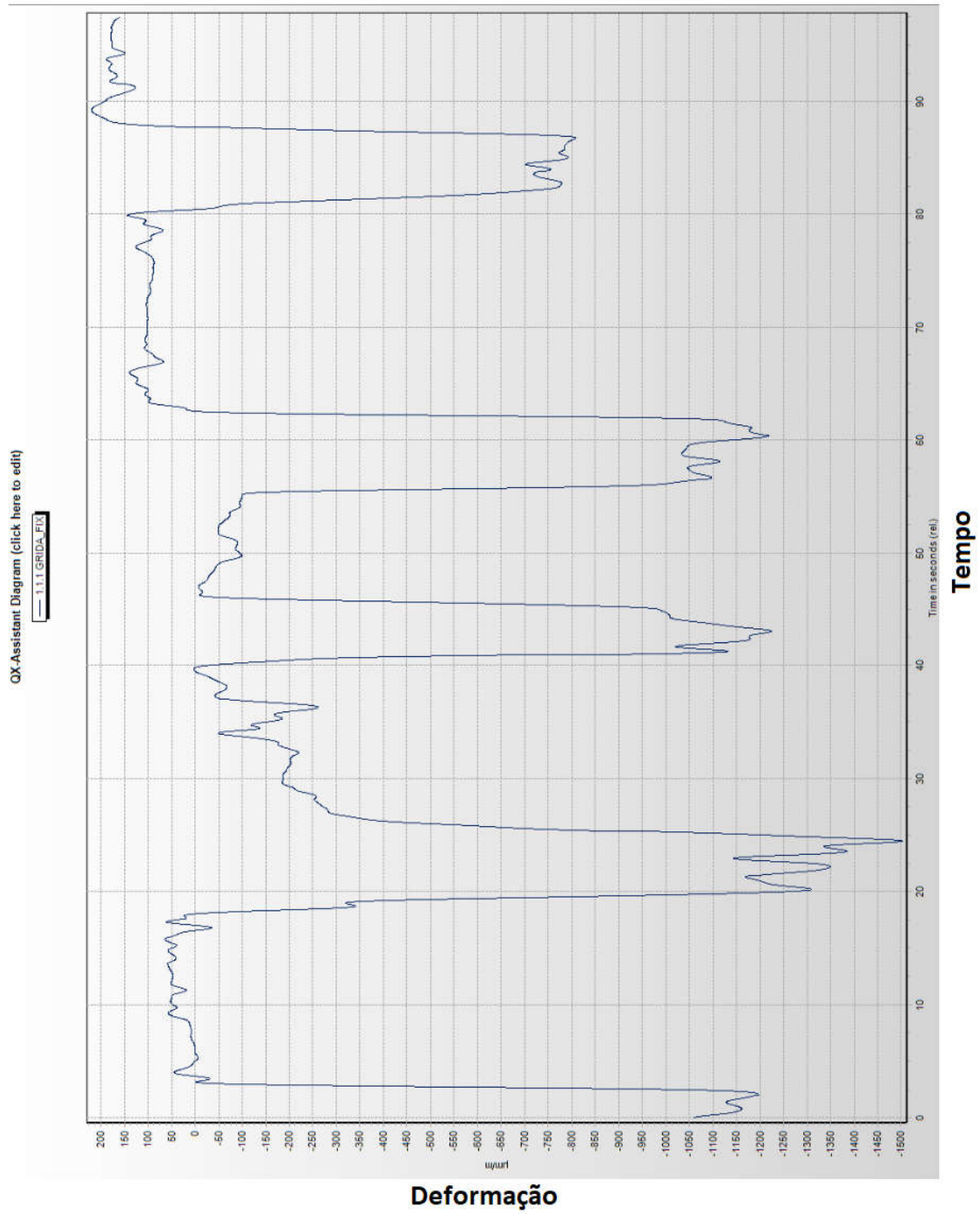
1) Órtese de Omega™ Max



2) Órtese de PLA com 2 mm de espessura



3) Órtese de PLA com 2,4 mm de espessura



4) Órtese de PLA com 3 mm de espessura

