



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS

VICTOR DE ANDRADE DANTAS

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO ATRAVÉS DE  
CARACTERIZAÇÃO EXPERIMENTAL E COMPUTACIONAL DO ÁCIDO  
POLILÁTICO (PLA) EM DOIS DIFERENTES MODELOS DE ÓRTESES ORTOPÉDICAS

MOSSORÓ-RN

2019

VICTOR DE ANDRADE DANTAS

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO ATRAVÉS DE  
CARACTERIZAÇÃO EXPERIMENTAL E COMPUTACIONAL DO ÁCIDO  
POLILÁTICO (PLA) EM DOIS DIFERENTES MODELOS DE ÓRTESES ORTOPÉDICAS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação na Universidade Federal Rural do Semiárido, como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Nogueira de Codes

MOSSORÓ-RN

2019

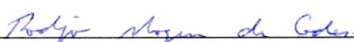
VICTOR DE ANDRADE DANTAS

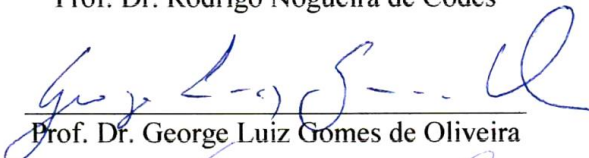
AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO ATRAVÉS DE  
CARACTERIZAÇÃO EXPERIMENTAL E COMPUTACIONAL DO ÁCIDO  
POLILÁTICO (PLA) EM DOIS DIFERENTES MODELOS DE ÓRTESES ORTOPÉDICAS

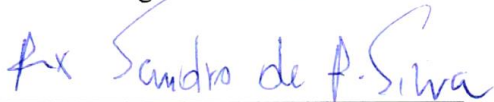
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação na Universidade Federal Rural do Semiárido, como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais.

APROVADO EM: 25 / 01 / 2019

BANCA EXAMINADORA

  
Prof. Dr. Rodrigo Nogueira de Codes

  
Prof. Dr. George Luiz Gomes de Oliveira

  
Prof. Dr. Alex Sandro de Araújo Silva

  
Victor de Andrade Dantas

© Todos os direitos estão reservados a Universidade Federal Rural do Semi-Árido. O conteúdo desta obra é de inteira responsabilidade do (a) autor (a), sendo o mesmo, passível de sanções administrativas ou penais, caso sejam infringidas as leis que regulamentam a Propriedade Intelectual, respectivamente, Patentes: Lei nº 9.279/1996 e Direitos Autorais: Lei nº 9.610/1998. O conteúdo desta obra tomar-se-á de domínio público após a data de defesa e homologação da sua respectiva ata. A mesma poderá servir de base literária para novas pesquisas, desde que a obra e seu (a) respectivo (a) autor (a) sejam devidamente citados e mencionados os seus créditos bibliográficos.

D167a Dantas, Victor de Andrade.

Avaliação do comportamento mecânico através de caracterização experimental e computacional do ácido polilático (PLA) em dois diferentes modelos de órteses ortopédicas. / Victor de Andrade Dantas. - 2019.  
119 f. : il.

Orientador: Rodrigo Nogueira de Codes.  
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal Rural do Semi-árido, Programa de Pós-graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, 2019.

1. PLA. 2. Órteses. 3. Análise experimental. 4. Análise de elementos finitos. I. Codes, Rodrigo Nogueira de, orient. II. Título.

O serviço de Geração Automática de Ficha Catalográfica para Trabalhos de Conclusão de Curso (TCC's) foi desenvolvido pelo Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (USP) e gentilmente cedido para o Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (SISBI-UFERSA), sendo customizado pela Superintendência de Tecnologia da Informação e Comunicação (SUTIC) sob orientação dos bibliotecários da instituição para ser adaptado às necessidades dos alunos dos Cursos de Graduação e Programas de Pós-Graduação da Universidade.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me concedido esta oportunidade e por ter preparado um caminho com pessoas tão incríveis ao meu redor.

Ao professor Dr. Rodrigo Nogueira de Codes pela oportunidade e confiança concedida.

A empresa *Fix It*, em especial ao empresário Felipe Neves, pela disponibilização de material para a realização das análises e, principalmente, pela confiança constante no meu trabalho.

A Universidade Federal Rural do Semiárido (UFERSA – Mossoró) e ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais pela estrutura proporcionada para a realização deste trabalho.

Ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte (IFRN – Mossoró) pela disponibilização de espaço físico para a realização de algumas análises.

A minha esposa Lorrany por todo apoio, carinho e respeito que me proporciona todos os dias.

Aos meu pais e minha irmã por toda assistência que se fez necessária nessa caminhada e por construírem o caráter que tenho hoje.

Aos meus familiares que sempre me encorajam para alcançar os meus objetivos.

Aos professores que tive neste processo, por todos os conhecimentos que transmitiram e contribuição que tiveram nessa jornada.

Aos colegas de turma por estarem presentes e disponíveis sempre que se foi necessário.

A todos que de maneira direta ou indireta me influenciaram e contribuíram na minha vida acadêmica e pessoal.

## RESUMO

### **AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO ATRAVÉS DE CARACTERIZAÇÃO EXPERIMENTAL E COMPUTACIONAL DO ÁCIDO POLILÁTICO (PLA) EM DOIS DIFERENTES MODELOS DE ÓRTESES ORTOPÉDICAS**

A disseminação do uso de impressoras 3D e a crescente preocupação da espécie humana com o meio ambiente faz com que, a cada dia, sejam desenvolvidos projetos que possam ser obtidos por meio destes dispositivos e que sejam ao mesmo tempo inovadores e sustentáveis. Pensando nisso, esse trabalho busca avaliar a utilização do ácido polilático (PLA) em órteses de imobilização temporária do pulso de pessoas adultas através de ensaios experimentais, com o auxílio de uma análise por correlação de imagens digitais, e simulações computacionais por elementos finitos realizadas no programa ANSYS®. Para isso, precisou-se caracterizar mecanicamente o material que as órteses seriam impressas. Isso foi realizado através de ensaios de tração (sob as normas ASTM D638/14 e D3039/14 e com o uso da técnica de correlação de imagens digitais) e avaliação de densidade sob a norma ASTM D792/13. Com os resultados obtidos por essas análises foi possível criar um novo material na biblioteca do programa do ANSYS® com os valores dos parâmetros analisados. Utilizando este programa simulou-se o ensaio de tração que fora realizado experimentalmente sob a norma D638/14 com o objetivo de validar os resultados encontrados com os obtidos na análise experimental. Depois, validou-se dois diferentes modelos de órteses através de simulações em suas geometrias planificadas e moldadas. Nestas últimas verificou-se a capacidade que essa teria de suportar dois diferentes tipos de esforços, um no sentido de planificar a órtese moldada e outro simulando o movimento do pulso do paciente para baixo. Os resultados dos parâmetros obtidos nos procedimentos experimentais mostraram grande coerência quando comparados a outros trabalhos que usam esse mesmo material e, principalmente, à ficha técnica do produto fornecido pela empresa fabricante. O resultado da simulação computacional do ensaio de tração mostrou uma diferença de aproximadamente 5% quando comparado ao mesmo parâmetro obtido no ensaio experimental. As análises dos dois modelos de órteses sob condições de contornos semelhantes mostraram uma ligeira diferença entre os dois modelos, sendo o modelo denominado como modelo 2 o que apresentou menores valores de tensões e deslocamentos totais que o primeiro modelo, tanto nas análises planificadas quanto nas moldadas.

**Palavras chaves:** PLA. Órteses. Análise experimental. Análise de elementos finitos.

## **ABSTRACT**

### **EVALUATION OF MECHANICAL BEHAVIOR THROUGH EXPERIMENTAL AND COMPUTATIONAL CHARACTERIZATION OF POLYLACTIC ACID (PLA) IN TWO DIFFERENT MODELS OF ORTHOPEDIC ORTHOPEDICS**

The dissemination of the use of 3D printers and the growing concern of the human race with the environment lead to every day projects development which can be obtained through these devices and that are both innovative and sustainable. Thinking about this matter, this work seeks to evaluate the use of polylactic acid (PLA) in temporary orthopedic orthotics for an adult person through experimental tests, with the aid of a correlation analysis of digital images, and finite element computational simulations performed in the program ANSYS®. For this, it was necessary to mechanically characterize the material that the orthoses would be printed. This was done through tensile tests (under ASTM D638 / 14 and D3039 / 14 standards and using the digital image correlation technique) and density evaluation under ASTM D792 / 13 standard. With the results obtained by these analyzes it was possible to create a new material in the library of the ANSYS program with the values of the parameters analyzed. Using this program, we simulated the tensile test that was performed experimentally under the D638 / 14 standard in order to validate the results found with those obtained in the experimental analysis. Then, two different models of orthoses were validated through simulations in their planned and molded geometries. In the latter, the patient's ability to support two different types of effort was verified, one in the planning of the shaped orthosis and the other simulating the movement of the patient's pulse downwards. The results of the parameters obtained in the experimental procedures showed great coherence when compared to other works that use this same material and, mainly, to the product datasheet provided by the manufacturer company. The result of the computational simulation of the tensile test showed a difference of approximately 5% when compared to the same parameter obtained in the experimental test. The analyzes of the two models of orthoses under conditions of similar contours showed a slight difference between the two models, being the model called as model 2 the one which presented smaller values of tensions and total displacements than the first model, in both planned and molded analyzes.

**Key words:** PLA. Orthosis. Experimental analysis. Finite element analysis.

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 1 - MODELO DE ÓRTESE IMPRESSA DESENVOLVIDA PELA EMPRESA FIX IT EM PLA. ....                                                                                                                                                                       | 16 |
| FIGURA 2 - VISTA ANTERIOR DO MEMBRO SUPERIOR DIREITO HUMANO.....                                                                                                                                                                                         | 19 |
| FIGURA 3 - VISTA POSTERIOR DE MÃO E PULSO DIREITOS.....                                                                                                                                                                                                  | 20 |
| FIGURA 4 - REPRESENTAÇÃO DE ÓRTESE FABRICADA EM GESSO NO PULSO DE PACIENTE..                                                                                                                                                                             | 22 |
| FIGURA 5 - REPRESENTAÇÃO DE ÓRTESE FABRICADA EM NEOPRENE NO PULSO DE PACIENTE .....                                                                                                                                                                      | 23 |
| FIGURA 6 - BIODEGRADAÇÃO DE GARRAFA DE PLA EM CONDIÇÕES DE COMPOSTAGEM ( $58 \pm 5^{\circ}\text{C}$ , $60 \pm 5\% \text{ UR}$ ) .....                                                                                                                    | 27 |
| FIGURA 7 - COMPORTAMENTO DA DEGRADAÇÃO DAS FOLHAS DE PLA E AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DO PESO MOLECULAR E ÍNDICE DE POLIDISPERSIDADE SOB DIFERENTES CONDIÇÕES: (A) ESTAÇÃO DE TRATAMENTO DE ÁGUA RESIDUAL, (B) ATERRO E (C) EM CONDIÇÕES DE COMPOSTAGEM. .... | 29 |
| FIGURA 8 - REPRESENTAÇÃO DAS ORIENTAÇÕES DOS FIOS $0^{\circ}/90^{\circ}$ (ESQUERDA) E $-45^{\circ}/+45^{\circ}$ (DIREITA) .....                                                                                                                          | 32 |
| FIGURA 9 - REPRESENTAÇÃO DAS ORIENTAÇÕES DOS FIOS $0^{\circ}$ (SUPERIOR), $45^{\circ}$ (MEIO) E $90^{\circ}$ (INFERIOR).....                                                                                                                             | 33 |
| FIGURA 10 - MODELOS DOS CORPOS DE PROVA DESCRITOS PELA NORMA ASTM D638 .....                                                                                                                                                                             | 34 |
| FIGURA 11 - COMPORTAMENTOS DE POLÍMEROS FRÁGEIS (A), PLÁSTICOS (B) E ALTAMENTE ELÁSTICOS (C) NO GRÁFICO DE TENSÃO-DEFORMAÇÃO. ....                                                                                                                       | 35 |
| FIGURA 12 - (A) DIAGRAMA DE TENSÃO VS DEFORMAÇÃO DO POLIMETILMETACRILATO À $25^{\circ}\text{C}$ E DIFERENTES TAXAS DE DEFORMAÇÃO E (B) DIAGRAMA DO PMMA À UMA TAXA DE DEFORMAÇÃO DE $0,001 /\text{s}$ E DIFERENTES TEMPERATURAS.....                     | 37 |
| FIGURA 13 - APARATO UTILIZADO NO MÉTODO DE CORRELAÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS ...                                                                                                                                                                            | 38 |
| FIGURA 14 - DESLOCAMENTO DE UM PONTO DE 9 PIXELS QUADRADOS EM UMA MATRIZ $16 \times 16$ PIXELS.....                                                                                                                                                      | 39 |
| FIGURA 15 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO MODELO DE ÓRTESE DISCRETIZADO .....                                                                                                                                                                             | 41 |
| FIGURA 16 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DOS TIPOS DE ELEMENTOS FINITOS MAIS COMUNS.....                                                                                                                                                                    | 42 |
| FIGURA 17 - REPRESENTAÇÃO DE UM ÚNICO ELEMENTO DE MOLA (A) E UM CONJUNTO DE TRÊS ELEMENTOS DE MOLA (B) .....                                                                                                                                             | 44 |
| FIGURA 18 - MOLA LINEAR COM RIGIDEZ $K$ E COMPRIMENTO $L$ SITUADA ENTRE OS NÓS 1 E 2, SUJEITA A DESLOCAMENTO NODAIS $u_1$ E $u_2$ E FORÇAS NODAIS $f_1$ E $f_2$ .....                                                                                    | 44 |
| FIGURA 19 – APARATO UTILIZADO NA MEDIÇÃO DA DENSIDADE DO PLA PELA NORMA ASTM D792 – 13.....                                                                                                                                                              | 49 |
| FIGURA 20 - EQUIPAMENTOS POSICIONADOS DENTRO DA BALANÇA DE PRECISÃO .....                                                                                                                                                                                | 49 |
| FIGURA 21 – APARATO UTILIZADO NA CORRELAÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS. 1. MÁQUINA EMIC DL 100KN; 2. CORPO DE PROVA; 3. LED; 4. CÂMERA DIGITAL; 5. COMPUTADOR DA MÁQUINA; 6. LAPTOP PARA A CÂMERA; 7. TRIPÉ ESTABILIZADOR.....                                  | 50 |
| FIGURA 22 - CORPO DE PROVA REGULAMENTADO PELA NORMA ASTM D638 - 14, MODELO 4, COM TEXTURIZAÇÃO ADEQUADA PARA PROCEDER O MÉTODO DE CORRELAÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS.....                                                                                    | 51 |

|                                                                                                                                                                                                    |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 23 - CORPOS DE PROVA RETANGULARES IMPRESSOS COM DIFERENTES ORIENTAÇÕES E COM TEXTURIZAÇÃO ADEQUADA PARA PROCEDER O MÉTODO DE CORRELAÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS. (A) 45°; (B) 0°; (C) 90° ..... | 52 |
| FIGURA 24 - MODELO DE CORPO DE PROVA (DESCRITO NA NORMA ASTM D638 - 14) TOMADO COMO BASE NA SIMULAÇÃO DA ANÁLISE DE TRAÇÃO DO PLA .....                                                            | 54 |
| FIGURA 25 - REPRESENTAÇÃO DA MALHA DO CORPO DE PROVA SIMULADO NO ENSAIO DE TRAÇÃO .....                                                                                                            | 55 |
| FIGURA 26 - REPRESENTAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO NA SIMULAÇÃO DO ENSAIO DE TRAÇÃO .....                                                                                                         | 56 |
| FIGURA 27 - REPRESENTAÇÃO PLANIFICADA DO MODELO 1 DA ÓRTESE .....                                                                                                                                  | 57 |
| FIGURA 28 - DADOS RELATIVOS A GEOMETRIA DO MODELO 1 PLANIFICADO DA ÓRTESE ....                                                                                                                     | 57 |
| FIGURA 29 – REPRESENTAÇÃO PLANIFICADA DO MODELO 2 DA ÓRTESE.....                                                                                                                                   | 58 |
| FIGURA 30 - DADOS RELATIVOS A GEOMETRIA DO MODELO 2 PLANIFICADO DA ÓRTESE ....                                                                                                                     | 58 |
| FIGURA 31 - REPRESENTAÇÃO DA MALHA DO MODELO 1 PLANIFICADO DA ÓRTESE .....                                                                                                                         | 59 |
| FIGURA 32 - REPRESENTAÇÃO DA MALHA DO MODELO 2 PLANIFICADO .....                                                                                                                                   | 60 |
| FIGURA 33 - REPRESENTAÇÃO DO DESLOCAMENTO APLICADO E SUPERFÍCIE FIXA DA ANÁLISE NO MODELO 1 PLANIFICADO.....                                                                                       | 61 |
| FIGURA 34 - REPRESENTAÇÃO DO DESLOCAMENTO APLICADO E SUPERFÍCIE FIXA DA ANÁLISE NO MODELO 2 PLANIFICADO.....                                                                                       | 61 |
| FIGURA 35 – MODELO 1 DA ÓRTESE MOLDADA EM MÃO COM DIMENSÕES APROXIMADAS DA MÃO DO AUTOR DO TRABALHO.....                                                                                           | 63 |
| FIGURA 36 – MODELO 2 DA ÓRTESE MOLDADA EM MÃO COM DIMENSÕES APROXIMADAS DA MÃO DO AUTOR DO TRABALHO.....                                                                                           | 63 |
| FIGURA 37 - REPRESENTAÇÃO DA MALHA DO MODELO 1 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DA TENTATIVA DE ABERTURA DA MESMA .....                                                                                      | 64 |
| FIGURA 38 - REPRESENTAÇÃO DA MALHA DO MODELO 2 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DA TENTATIVA DE ABERTURA DA MESMA .....                                                                                      | 65 |
| FIGURA 39 - REPRESENTAÇÃO DA FORÇA APLICADA E DA SUPERFÍCIE FIXA NA ANÁLISE DE TENTATIVA DE ABERTURA DA ÓRTESE 1 .....                                                                             | 66 |
| FIGURA 40 - REPRESENTAÇÃO DA FORÇA APLICADA E DA SUPERFÍCIE FIXA NA ANÁLISE DE TENTATIVA DE ABERTURA DA ÓRTESE 2 .....                                                                             | 66 |
| FIGURA 41 - REPRESENTAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL DA ÓRTESE .....                                                                                            | 68 |
| FIGURA 42 - REPRESENTAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL DA ÓRTESE .....                                                                                            | 68 |
| FIGURA 43 - ZONA DE INTERESSE (ZOI) SELECIONADA PARA AS IMAGENS DO ENSAIO SOB A NORMA ASTM D3039 – 14 .....                                                                                        | 71 |
| FIGURA 44 - GRÁFICOS DE TENSÃO VS DEFORMAÇÃO SOBREPOSTOS DOS CORPOS DE PROVA COM ORIENTAÇÃO DE FIO 0° .....                                                                                        | 73 |
| FIGURA 45 - GRÁFICOS DE TENSÃO VS DEFORMAÇÃO SOBREPOSTOS DOS CORPOS DE PROVA COM ORIENTAÇÃO DE FIO 45° .....                                                                                       | 74 |
| FIGURA 46 - GRÁFICOS DE TENSÃO VS DEFORMAÇÃO SOBREPOSTOS DOS CORPOS DE PROVA COM ORIENTAÇÃO DE FIO 90° .....                                                                                       | 75 |

|                                                                                                                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 47 - REGIÃO DE RUPTURA DOS CORPOS DE PROVA COM FIOS ORIENTADOS A 0° (A), 45° (B) E 90° (C).....                                                             | 76 |
| FIGURA 48 - ZONA DE INTERESSE (ZOI) SELECIONADA PARA OS CORPOS DE PROVA NO ENSAIO SOB A NORMA ASTM D638 – 14 .....                                                 | 77 |
| FIGURA 49 - REPRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS NO ENSAIO DE TRAÇÃO DESCRITO PELA NORMA ASTM D638 - 14.....                                                       | 79 |
| FIGURA 50 - GRÁFICOS DE TENSÃO VS DEFORMAÇÃO GERADOS NOS 5 ENSAIOS DE TRAÇÃO SOB A NORMA ASTM D638 - 14 .....                                                      | 79 |
| FIGURA 51 - REGIÃO DE QUEBRA DOS CORPOS DE PROVA CONFECCIONADOS SEGUNDO A NORMA ASTM D638 - 14.....                                                                | 81 |
| FIGURA 52 – CARACTERIZAÇÃO DO MATERIAL NA PLATAFORMA DO ANSYS .....                                                                                                | 82 |
| FIGURA 53 - DEFORMAÇÃO UNIDIRECIONAL DA PEÇA SIMULADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO SOB A NORMA ASTM D638 - 14 .....                                                         | 83 |
| FIGURA 54 - DEFORMAÇÃO TOTAL DA PEÇA SIMULADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO SOB A NORMA ASTM D638 - 14.....                                                                  | 84 |
| FIGURA 55 - ANÁLISE DE TENSÕES MÁXIMAS DA PEÇA SIMULADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO SOB A NORMA ASTM D638 - 14 .....                                                       | 85 |
| FIGURA 56 - ANÁLISE DE VON MISES DA PEÇA SIMULADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO SOB A NORMA ASTM D638 - 14.....                                                              | 86 |
| FIGURA 57 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES MÁXIMAS NO MODELO 1 DA ÓRTESE PLANIFICADA COM ESCALAS DE CORES AUTOMÁTICA (A) E MODIFICADA (B) .....                   | 89 |
| FIGURA 58 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES MÁXIMAS NO MODELO 2 DA ÓRTESE PLANIFICADA COM ESCALAS DE CORES AUTOMÁTICA (A) E MODIFICADA (B) .....                   | 90 |
| FIGURA 59 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES EQUIVALENTES DE VON MISES NO MODELO 1 DA ÓRTESE PLANIFICADA COM ESCALAS DE CORES AUTOMÁTICA (A) E MODIFICADA (B) ..... | 91 |
| FIGURA 60 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES EQUIVALENTES DE VON MISES NO MODELO 2 DA ÓRTESE PLANIFICADA COM ESCALAS DE CORES AUTOMÁTICA (A) E MODIFICADA (B) ..... | 92 |
| FIGURA 61 - RESULTADO DA ANÁLISE DE DEFORMAÇÃO TOTAL NO MODELO 1 DA ÓRTESE PLANIFICADA .....                                                                       | 93 |
| FIGURA 62 - RESULTADO DA ANÁLISE DE DEFORMAÇÃO TOTAL NO MODELO 2 DA ÓRTESE PLANIFICADA .....                                                                       | 93 |
| FIGURA 63 - RESULTADO DA ANÁLISE DE FORÇAS NORMAIS NA ESTRUTURA DO MODELO 1 DA ÓRTESE PLANIFICADA.....                                                             | 95 |
| FIGURA 64 - RESULTADO DA ANÁLISE DE FORÇAS NORMAIS NA ESTRUTURA DO MODELO 2 DA ÓRTESE PLANIFICADA.....                                                             | 95 |
| FIGURA 65 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES MÁXIMAS NO MODELO 1 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE TENTATIVA DE ABERTURA DA MESMA COM UMA ESCALA DE CORES MODIFICADA .....  | 97 |
| FIGURA 66 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES MÁXIMAS NO MODELO 2 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE TENTATIVA DE ABERTURA DA MESMA COM UMA ESCALA DE CORES MODIFICADA .....  | 97 |

|                                                                                                                                                                                                                       |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| FIGURA 67 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES EQUIVALENTES DE VON MISES NO MODELO 1 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE TENTATIVA DE ABERTURA DA MESMA COM ESCALAS DE CORES MODIFICADA.....                                       | 98  |
| FIGURA 68 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES EQUIVALENTES DE VON MISES NO MODELO 2 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE TENTATIVA DE ABERTURA DA MESMA COM ESCALAS DE CORES MODIFICADA.....                                       | 98  |
| FIGURA 69 - RESULTADO DA ANÁLISE DE DEFORMAÇÃO TOTAL NO MODELO 1 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE ABERTURA DA MESMA.....                                                                                                     | 100 |
| FIGURA 70 - RESULTADO DA ANÁLISE DE DEFORMAÇÃO TOTAL NO MODELO 2 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE ABERTURA DA MESMA.....                                                                                                     | 100 |
| FIGURA 71 - RESULTADO DA ANÁLISE DE FORÇAS NORMAIS NA ESTRUTURA DO MODELO 1 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE SUA ABERTURA .....                                                                                              | 101 |
| FIGURA 72 - RESULTADO DA ANÁLISE DE FORÇAS NORMAIS NA ESTRUTURA DO MODELO 2 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE SUA ABERTURA .....                                                                                              | 101 |
| FIGURA 73 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES MÁXIMAS NO MODELO 1 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL DA MESMA COM UMA ESCALA DE CORES AUTOMÁTICA (A) E MODIFICADA (B).....                                   | 103 |
| FIGURA 74 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES MÁXIMAS NO MODELO 2 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL DA MESMA COM UMA ESCALA DE CORES AUTOMÁTICA (A) E MODIFICADA (B).....                                   | 104 |
| FIGURA 75 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES EQUIVALENTES DE VON MISES NO MODELO 1 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL DA MESMA COM UMA ESCALA DE CORES AUTOMÁTICA (A) E MODIFICADA (B) .....                | 105 |
| FIGURA 76 - RESULTADO DA ANÁLISE DE TENSÕES EQUIVALENTES DE VON MISES NO MODELO 1 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL DA MESMA COM UMA ESCALA DE CORES AUTOMÁTICA (A) E MODIFICADA (B) .....                | 106 |
| FIGURA 77 - REPRESENTAÇÃO DA ANÁLISE DE TENSÕES MÁXIMAS (A) E EQUIVALENTE DE VON MISES (B) DO MODELO 1 DA ÓRTESE DEFORMADO EM UMA ESCALA DE 5,5X COM RELAÇÃO A PEÇA ORIGINAL NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL..... | 108 |
| FIGURA 78 - REPRESENTAÇÃO DA ANÁLISE DE TENSÕES MÁXIMAS (A) E EQUIVALENTE DE VON MISES (B) DO MODELO 2 DA ÓRTESE DEFORMADO EM UMA ESCALA DE 5X COM RELAÇÃO A PEÇA ORIGINAL NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL.....   | 109 |
| FIGURA 79 - RESULTADO DA ANÁLISE DE DEFORMAÇÃO TOTAL NO MODELO 1 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL.....                                                                                                   | 110 |
| FIGURA 80 - RESULTADO DA ANÁLISE DE DEFORMAÇÃO TOTAL NO MODELO 2 DA ÓRTESE NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL.....                                                                                                   | 110 |
| FIGURA 81 - RESULTADO DA ANÁLISE DE FORÇAS NORMAIS NA ESTRUTURA DO MODELO 1 NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL.....                                                                                                  | 111 |
| FIGURA 82 - RESULTADO DA ANÁLISE DE FORÇAS NORMAIS NA ESTRUTURA DO MODELO 2 NA SIMULAÇÃO DE FLEXÃO LONGITUDINAL.....                                                                                                  | 111 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                                      |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabela 1 - Nomenclatura e quantidade de ossos presentes nos três grupos que dividem os ossos da mão e pulso. ....    | 19  |
| Tabela 2 – Influência de parâmetros de impressão na tensão máxima de um corpo de prova fabricado em PLA. ....        | 31  |
| Tabela 3 - Resumo dos resultados.....                                                                                | 33  |
| Tabela 4 – Parâmetros técnicos do PLA fornecido pela Acccreate.....                                                  | 47  |
| Tabela 5 - Resumo dos procedimentos experimentais realizados e suas respectivas configurações ...                    | 53  |
| Tabela 6 - Resumo do programa computacional utilizado no trabalho.....                                               | 69  |
| Tabela 7 - Resultado da avaliação da densidade do PLA.....                                                           | 70  |
| Tabela 8 - Resultado dos corpos de prova de orientação 0° no ensaio de tração da norma ASTM D3039 - 14.....          | 72  |
| Tabela 9 - Resultado dos corpos de prova de orientação 45° no ensaio de tração da norma ASTM D3039 - 14.....         | 73  |
| Tabela 10 - Resultado dos corpos de prova de orientação 90° no ensaio de tração da norma ASTM D3039 - 14.....        | 74  |
| Tabela 11 - Resultado do ensaio de tração pela norma ASTM D638 – 14 .....                                            | 78  |
| Tabela 12 - Valores dos parâmetros importados para o programa ANSYS®.....                                            | 82  |
| Tabela 13 - Valores de tensão dos corpos de prova ensaiados experimentalmente em uma deformação de 1%.....           | 86  |
| Tabela 14 - Resumo dos resultados encontrados na simulação do ensaio de tração .....                                 | 87  |
| Tabela 15 - Resumo dos resultados encontrados na simulação dos dois modelos planificados.....                        | 94  |
| Tabela 16 - Resumo dos resultados encontrados na simulação dos dois modelos de tentativa de planificação destas..... | 99  |
| Tabela 17 - Resumo dos resultados encontrados na simulação de flexão longitudinal dos dois modelos. ....             | 112 |
| Tabela 18 - Apresentação resumida dos resultados obtidos nas simulações computacionais.....                          | 113 |

## SUMÁRIO

|                                                                                         |           |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 – INTRODUÇÃO .....</b>                                                             | <b>15</b> |
| <b>2 – OBJETIVOS .....</b>                                                              | <b>18</b> |
| 2.1 – OBJETIVO GERAL .....                                                              | 18        |
| 2.1 – OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....                                                       | 18        |
| <b>3 – REVISÃO DE LITERATURA .....</b>                                                  | <b>19</b> |
| 3.1 – ESTRUTURA ÓSSEA DA MÃO E PULSO .....                                              | 19        |
| 3.1.1 – Falanges (dedos e polegar) .....                                                | 20        |
| 3.1.2 – Metacarpo (palma da mão) .....                                                  | 20        |
| 3.1.3 – Carpo (pulso) .....                                                             | 21        |
| 3.2 – ÓRTESES DE MEMBROS SUPERIORES .....                                               | 21        |
| 3.2.1 – Órteses de membros superiores fabricadas em gesso .....                         | 21        |
| 3.2.2 – Órteses de membros superiores fabricadas em neoprene .....                      | 22        |
| 3.3 – ÁCIDO LÁTICO E POLILÁTICO .....                                                   | 24        |
| 3.3.1 – Biodegradabilidade do PLA .....                                                 | 25        |
| 3.4 – IMPRESSÃO 3D .....                                                                | 30        |
| 3.4.1 – Parâmetros de impressão que influenciam nas propriedades do modelo .....        | 31        |
| 3.5 – CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS POLIMÉRICOS .....                                     | 33        |
| 3.5.1 – Ensaio de tração .....                                                          | 34        |
| 3.6 – CORRELAÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS (CID) .....                                        | 37        |
| 3.7 – ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS (FEA) .....                                          | 40        |
| 3.7.1 – Definição da matriz de rigidez .....                                            | 43        |
| 3.7.2 – Campos de aplicação .....                                                       | 45        |
| <b>4 – MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>                                                    | <b>47</b> |
| 4.1 – MATERIAIS .....                                                                   | 47        |
| 4.2 – MÉTODOS .....                                                                     | 47        |
| 4.2.1 – Avaliação da densidade .....                                                    | 48        |
| 4.2.2 – Ensaio de tração .....                                                          | 50        |
| 4.2.2.1 – Ensaio de tração sob a norma ASTM D3039 – 14 .....                            | 52        |
| 4.2.2.2 – Ensaio de tração sob a norma ASTM D638 – 14 .....                             | 53        |
| 4.2.3 – Modelagem de elementos finitos .....                                            | 53        |
| 4.2.3.1 – Simulação de ensaio de tração no corpo de prova da norma ASTM D638 – 14 ..... | 54        |
| 4.2.3.2 – Simulação da órtese planificada .....                                         | 56        |
| 4.2.3.3 – Simulação de tentativa de abertura da órtese .....                            | 62        |

|                                                                                         |            |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 4.2.3.4 – Simulação de flexão longitudinal da órtese .....                              | 67         |
| <b>5 - RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>                                                | <b>70</b>  |
| 5.1 - AVALIAÇÃO DA DENSIDADE.....                                                       | 70         |
| 5.2 - ENSAIOS DE TRAÇÃO .....                                                           | 71         |
| 5.2.1 - Norma ASTM D3039 – 14.....                                                      | 71         |
| 5.2.2 - Norma ASTM D638 – 14.....                                                       | 77         |
| 5.3 - MÉTODOS COMPUTACIONAIS.....                                                       | 81         |
| 5.3.1 - Simulação de ensaio de tração no corpo de prova sob a norma ASTM D638 – 14..... | 83         |
| 5.3.2 - Simulação da órtese planificada.....                                            | 87         |
| 5.3.3 - Simulação de tentativa de abertura da órtese.....                               | 96         |
| 5.3.4 - Simulação de flexão longitudinal .....                                          | 102        |
| <b>6 - CONCLUSÕES.....</b>                                                              | <b>114</b> |
| <b>7 - REFERÊNCIAS.....</b>                                                             | <b>116</b> |

## 1 – INTRODUÇÃO

Desde a revolução industrial, onde a mecanização da produção foi intensificada, e principalmente após a inserção de computadores em ambientes laborais, as Lesões por Esforços Repetitivos (LER) e Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT) vêm sendo uma realidade para os trabalhadores dos mais diversos segmentos.

Estudos realizados em 2013 mostram que aproximadamente 3,6 milhões de brasileiros deixaram de realizar atividades habituais por motivo de saúde tiveram como principal disfunção dores nos braços e mãos, artrite ou reumatismo e DORT (IBGE, 2015). Tal afecção musculoesquelética, conhecida ainda na idade média como “doença dos escribas” (BARBOSA; BORGES; DIAS, 1997), atualmente atinge trabalhadores das mais diversas áreas, tendo como exemplos músicos, atletas, professores, pintores e jornalistas. No caso dos atletas, profissionais ou amadores, as lesões em articulações também mostram um grande número de ocorrências.

Um outro aspecto que tem se desenvolvido bastante após a revolução industrial é a globalização. É inegável que do início do século XX até os dias de hoje a tecnologia avançou de maneira exponencial em várias áreas. Esse avanço traz competitividade e requer que das empresas a necessidade de se estar sempre em estado de inovação, buscando sempre melhores resultados em tempos de execução mais curtos. Visando diminuir o tempo de elaboração de certas atividades, o método de prototipagem rápida vem sendo cada vez mais disseminado em escalas mundiais, através da impressora 3D (PORTO, 2016).

Este é um método baseado na deposição de camadas de determinado material em superfícies planas sucessivas. Para isso, necessita-se, primeiramente, que seja desenvolvido um projeto computacional, em algum software de edição, do objeto que será produzido. Dessa forma, um objeto final com características dimensionais e geométricas bem próximas do que fora projetado é criado (JUNIOR, 2013).

Utilizando essa metodologia, em 1984, o americano Charles Hull criou o primeiro protótipo de impressora que transformava um projeto digital em um objeto sólido tridimensional quando estava trabalhando para empresa que ele mesmo fundou, *3D Systems Corporation* (BHANDARI; REGINA, 2014). Desde então, o desenvolvimento de versões mais simples e baratas de impressoras 3D tem tornado esses equipamentos cada vez mais acessíveis para o uso doméstico e empresarial (STEPHENS *et al.*, 2013).

Os materiais mais utilizados para a impressão de objetos tridimensionais são o *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) e o *Polylactic Acid* (PLA). O ABS se trata de um

termoplástico amorfo oriundo do petróleo, que tem filamentos mais resistentes e possuem uma temperatura de extrusão de aproximadamente 225 °C com uma base aquecida em uma temperatura máxima de 120 °C (SANTANA, 2015). Já o ácido polilático (PLA) é um tipo de poliéster alifático que apresenta uma característica altamente biodegradável. Este material é obtido a partir da polimerização do ácido láctico, proveniente de biomassas como o bagaço da cana-de-açúcar, beterraba e milho (RODRIGUES, 2012). Este material apresenta ainda uma estrutura predominantemente amorfa e não tóxica, apresentando uma ótima moldabilidade térmica (RODRIGUES, 2012; SANTANA, 2015).

Atualmente, a maioria das impressoras 3D são usadas para produzir moldes ou criar protótipos que são empregados na concepção de um produto ou até mesmo na educação, deixando um pouco de lado o uso das mesmas para a impressão de produtos de consumo (TAKAGAKI, 2012). Em contrapartida, a impressão destes produtos finais está sendo cada vez mais frequente nos últimos anos.

Com a intenção de aliar tecnologia, saúde e sustentabilidade, a empresa Fix It vem buscando fazer uso de uma impressora 3D para a criação de órteses de imobilização temporária a partir do PLA. A Figura 1 mostra o modelo da órtese que vem sendo desenvolvida pela empresa. A necessidade da criação deste produto veio do crescente desenvolvimento de lesões osteomusculares na população, sejam relacionadas ao trabalho, ou à prática de esportes.

Figura 1 - Modelo de órtese impressa desenvolvida pela empresa fix it em PLA.



**Fonte:** Empresa *Fix It*, 2016.

O melhor método para o combate deste tipo de patologia ainda é a prevenção. No entanto, quando há displicência no combate dessa Lesão por Esforço Repetitivo (LER), os casos se agravam e podem ter como resultado enfermidades sérias como tendinites, bursites e mialgias, sendo necessária a imobilização daquele segmento corporal por tempo prolongado (MUROFUSE e MARZIALE, 2005).

Atualmente, os métodos para a realização de tal procedimento contam com materiais que desagradam os pacientes por serem desconfortáveis e apresentarem desvantagens como hidrofobia, acúmulo de sujeira e coceira. Pode-se citar como exemplo de insumos para a confecção destes equipamentos o gesso e o neoprene. Tais características ocasionam, muitas vezes, o abandono do uso da órtese, o que acaba afetando o tratamento como um todo.

Visando proporcionar mais conforto a estes usuários, este trabalho busca, com o apoio da empresa *Fix It*, realizar uma análise estrutural do *Polylactic Acid* (PLA) na confecção de órteses de imobilização temporária. Caracterizar-se-á as propriedades mecânicas deste produto a partir de simulações computacionais usando o programa ANSYS® e ensaios destrutivos (ensaios de tração).

Primeiramente serão levantadas algumas propriedades mecânicas do PLA como densidade, tensão de escoamento, coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade através de ensaios mecânicos de avaliação de densidade e ensaio de tração. Esta última análise será possível através da confecção, em impressora 3D, de corpos de prova próprios para a análise de tração. Na própria máquina de ensaio serão obtidos valores característicos do material em questão que serão essenciais para a convalidação deste experimento a partir de uma simulação computacional do mesmo por análise de elementos finitos no ANSYS®.

Uma vez convalidados os ensaios, será possível trabalhar com tal programa com o intuito de simular o comportamento térmico de uma órtese fabricada em PLA. Nesta simulação serão colocadas a prova as características mecânicas desse material para uma gama de temperaturas. Buscar-se-á então, através do ANSYS®, comprovar a capacidade moldável do material, bem como encontrar a melhor temperatura para que o mesmo se torne moldável ao corpo humano sem que interfira na integridade do indivíduo e da órtese.

Com isto, busca-se ao final validar o uso deste material em órteses de imobilização temporárias, substituindo os materiais atuais por um outro que é totalmente biodegradável e possui imensa disponibilidade de seu insumo de fabricação tanto no Brasil como mundo a fora, como é o caso do PLA.

## 2 – OBJETIVOS

### 2.1 – OBJETIVO GERAL

Avaliar o ácido polilático (PLA) como material estrutural na fabricação de órteses de imobilização temporária do pulso de pessoas adultas, utilizando ensaio de densidade e de tração (com auxílio da correlação de imagens digitais), e simulações computacionais por elementos finitos realizadas no programa ANSYS®.

### 2.1 – OBJETIVOS ESPECÍFICOS

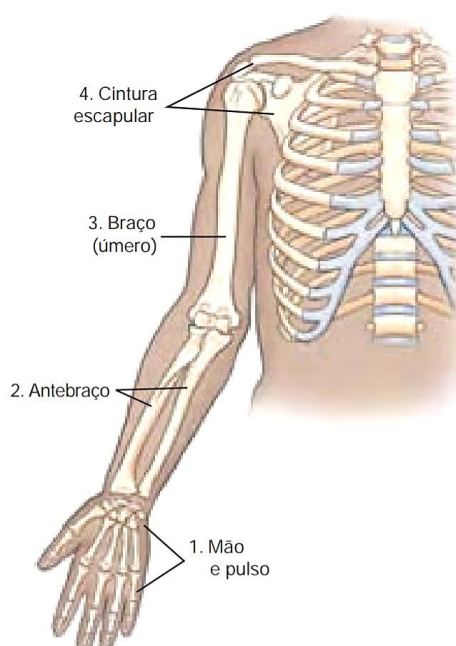
- Caracterizar mecanicamente o ácido polilático através de ensaios de tração utilizando o método de correlação de imagens digitais;
- Caracterizar mecanicamente o ácido polilático através de ensaio para avaliar sua densidade.
- Definir cenários de simulação do uso da órtese no dia a dia;
- Simular cenários de utilização da órtese no dia a dia através do método de elementos finitos;

### 3 – REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1 – ESTRUTURA ÓSSEA DA MÃO E PULSO

Existem quatro grupos principais dos ossos dos membros superiores, sendo classificados como (1) mão e pulso, (2) antebraço, (3) braço (úmero) e (4) cintura escapular, como mostrado na Figura 2 (BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015). Apenas o primeiro desses grupos será discutido adiante.

Figura 2 - Vista anterior do membro superior direito humano



**Fonte:** Adaptado de BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015.

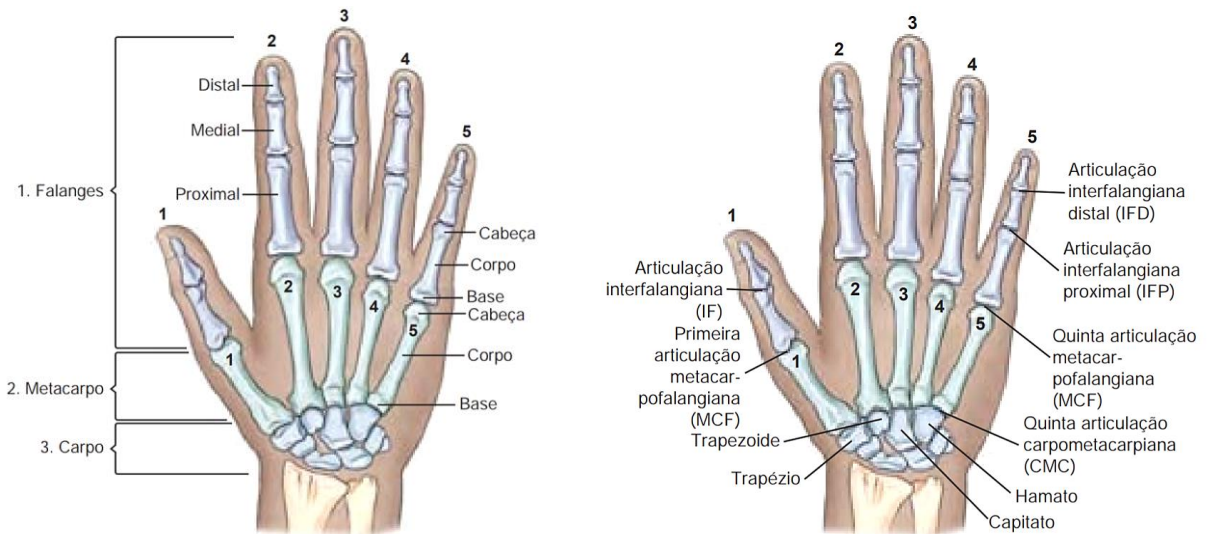
Existem três grupos que dividem os 27 ossos de cada mão e pulso, que estão detalhados na Tabela 1 e apresentados na Figura 3.

Tabela 1 - Nomenclatura e quantidade de ossos presentes nos três grupos que dividem os ossos da mão e pulso.

| Grupo | Nomenclatura                 | Quantidade de ossos |
|-------|------------------------------|---------------------|
| 1     | Falanges (dedos e o polegar) | 14                  |
| 2     | Metacarpo (palma)            | 5                   |
| 3     | Carpo (pulso)                | 8                   |

**Fonte:** Adaptado de BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015.

Figura 3 - Vista posterior de mão e pulso direitos



**Fonte:** Adaptado de BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015.

### 3.1.1 – Falanges (dedos e polegar)

Os dedos são numerados a partir do polegar até o dedo mínimo com números de 1 a 5 em ordem crescente. Cada dedo possui dois ou três diferentes pequenos ossos chamados falanges, compostos de três partes: uma cabeça distal arredondada, corpo (diafise) e uma base alargada (BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015).

Cada um dos quatro dedos (2, 3, 4 e 5) é composto por três falanges – distal, média e proximal e três articulações, denominadas interfalângiana distal (IFD), interfalângiana proximal (IFP) e metacarpofalângiana (MCF). O polegar, ou primeiro dedo, tem apenas duas falanges, a distal e a proximal, e dessa forma, duas articulações chamadas de interfalângiana (IF) e primeira articulação metacarpofalângiana (MCF) (BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015).

### 3.1.2 – Metacarpo (palma da mão)

O segundo grupo de ossos da mão, que compõem a região palmar, consiste nos cinco metacarpianos que são numerados da mesma forma que os dedos. Cada metacarpiano é composto de três partes, semelhantes às falanges, chamadas de cabeça (porção arredondada e em contato com a articulação metacarpofalângiana), corpo (porção mais alongada do osso) e base (extremidade que se articula com os ossos do carpo). (BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015).

Esses ossos possuem duas articulações cada, sendo uma com as falanges e a outra com alguns ossos do carpo, chamadas de articulações metacarpofalangianas (MCF) e articulações carpometacarpianas (CMC), respectivamente. (BONTRAGER e LAMPIGNANO, 2015).

### **3.1.3 – Carpo (pulso)**

Os oito ossos que compõem o carpo são divididos em dois grupos, por fileiras, sendo chamados de proximais e distais. Os distais são os que se articulam com os metacarpos por meio das articulações carpometacarpianas (CMC), sendo chamados de trapézio, trapezoide, capitato e hamato. Já os que compõem a fileira proximal são denominados escaféide, semilunar, piramidal e pisiforme (NETTER, 2000).

## **3.2 – ÓRTESES DE MEMBROS SUPERIORES**

A palavra órtese origina-se do grego “*orhtós*”, que significa direito, reto ou normal, a depender da aplicação na frase (LINDEMAYER, 2004).

As órteses são dispositivos de auxílio funcional que são aplicados externamente ao corpo em programas de recuperação de membros inferiores e superiores com o objetivo de promover uma melhora no paciente no que diz respeito a alguma limitação que o mesmo esteja enfrentando devido a algum tipo de comprometimento neuromuscoesquelético, seja ele temporário ou permanente (CARVALHO, 2005).

Dando uma maior ênfase nos dispositivos utilizados em membros superiores, estes são aparelhos temporários que tem como principal finalidade a reabilitação no sentido de proporcionar funcionalidade e equilíbrio para a mão dos pacientes (LINDEMAYER, 2004).

Uma órtese pode ser confeccionada sob medida para o paciente ou ainda pré-fabricada de diversos materiais, sendo os principais: gesso e neoprene, que serão detalhados a seguir.

### **3.2.1 – Órteses de membros superiores fabricadas em gesso**

Atualmente, o gesso ainda é o material mais utilizado na fabricação de órteses. Estudos mais antigos indicam que a ampla utilização desse material é explicada devido a boas propriedades de modelagem (graças ao seu uso em conjunto com ataduras) e baixo custo (WYTCH *et al*, 1991). Um exemplo desse tipo de dispositivo pode ser observado na Figura 4.

Conhecido popularmente como luva gessada, a principal finalidade desse aparelho é limitar a movimentação do punho para o tratamento de fraturas ósseas, inflamações, torções no antebraço ou ainda luxações (MATOS, 2012).

Por ser uma órtese que é confeccionada sob medida para o paciente, a mesma oferece ao usuário uma ótima capacidade de imobilização do membro superior no tratamento. No entanto, algumas características como hidrofobia do material e ataques de coceira praticamente intoleráveis vêm levando pacientes a utilizarem métodos paliativos não indicados por médicos e especialistas, o que de certa forma atrapalha a total recuperação do mesmo.

Paul Printz, cirurgião ortopédico do Gottlieb Memorial Hospital, de Illinois (EUA), relata que essas técnicas paliativas para alívio temporário da coceira na região do braço que está coberta com o gesso podem causar infecções e problemas sanguíneos que requerem cuidados médicos adicionais, uma vez que a pele protegida pelo gesso se torna muito delicada e sensível, podendo ferir-se facilmente.

Figura 4 - Representação de órtese fabricada em gesso no pulso de paciente



**Fonte:** Disponível em: <<http://saude.ig.com.br/minhasaude/dicasdesaude/como-aliviar-a-coceira-dentro-do-gesso/n1596842734453.html>>. Acesso em: 08/06/2018.

### 3.2.2 – Órteses de membros superiores fabricadas em neoprene

Órteses de neoprene são frequentemente utilizadas no tratamento das condições da mão quando se busca flexibilidade e suporte. Neste caso, observa-se uma certa diferença de função principal desse tipo de órtese com as fabricadas em gesso, já que essas últimas buscam a total imobilização do usuário (TRUJILLO; AMINI, 2013).

Esses dispositivos podem ser pré-fabricados com o neoprene isoladamente ou podem incluir uma estada termoplástica ou metálica, ou ainda podem ser personalizados para cada paciente, fabricados por um profissional de uma maneira eficaz e a um baixo custo (TRUJILLO; AMINI, 2013).

Quando não possuem essa estada metálica ou termoplástica (assim como representado na Figura 5) esses dispositivos precisam ser firmemente posicionados no pulso do paciente para proporcionar uma boa estabilidade daquele membro, já que esse tipo de material não é rígido. No entanto, esse aperto demasiado sobre a pele pode causar dificuldade de circulação sanguínea naquela região.

Figura 5 - Representação de órtese fabricada em neoprene no pulso de paciente



**Fonte:** Adaptado de: <<https://www.fisiostore.com.br/ortese-para-punho-com-tala-mercur-em-neoprene/p>>. Acesso em: 09/06/2018.

Além desses dois materiais citados, outro material comumente utilizado para a confecção de órteses é o termoplástico moldável de baixa temperatura. Esta, por sua vez, alia a rigidez e conforto, proporcionando boa estabilidade do membro do paciente sem causar incômodos que podem comprometer o tratamento.

No entanto, esses equipamentos apresentam um custo mais elevado que os seus similares fabricados em gesso ou neoprene.

Pensando em fornecer essas características de conforto e rigidez aos usuários aliando-as a um baixo preço de mercado, foram feitas pesquisas nos últimos anos afim de encontrar materiais que pudessem ser os substitutos desses termoplásticos de baixa temperatura.

Assim sendo, inúmeras pesquisas vêm sendo realizadas sobre a utilização do ácido polilático na fabricação desse tipo de órtese, uma vez que esse material é obtido através de

matérias primas agrícolas renováveis, é biodegradável com uma baixa taxa de biodegradação e apresenta valores satisfatórios de rigidez para essa específica aplicação (MICLAUS *et al*, 2017).

### 3.3 – ÁCIDO LÁTICO E POLILÁTICO

O ácido láctico é um composto que pode ser obtido por meio de síntese química ou fermentativa, possuindo uma grande variedade de aplicações, com nas indústrias de alimentos, têxtil, farmacêutica e de polímeros (RODRIGUES, 2012).

Polímeros à base de ácido láctico compõem a categoria mais promissora de polímeros feitos a partir de fonte renováveis, não somente por serem biocompatíveis e biodegradáveis, mas também por serem facilmente adquiridos com a maioria dos equipamentos comuns de processamento. O PLA pode ser obtido através de dois principais métodos: policondensação direta do ácido láctico e polimerização por abertura do anel láctico, conhecido também por lactida (AURAS, 2010).

Este foi descoberto em 1780 pelo químico experimental Carl Wilhelm Scheele, que isolou o "ácido de leite" do leite coalhado (AURAS, 2010). Depois disso, já no século 19, houve outro marco importante na sua história, uma vez que Holten (1971) e Benninga (1990) mostram que a produção industrial de ácido láctico começou nos Estados Unidos na década de 1880. Em 1881, Avery patenteou e aplicou um processo de fermentação de açúcares vegetais. A aplicação real foi o uso de uma mistura de lactato de cálcio e ácido láctico como fermento em pó. Infelizmente, esta não foi um grande sucesso, mas outras aplicações em tingimento de alimentos e têxteis foram desenvolvidas.

Em 1845, Pelouze condensou o ácido láctico por meio de uma destilação com água para formar o ácido polilático de baixo peso molecular e um dímero cíclico de ácido láctico, ou lactida. Cerca de cinquenta anos mais tarde, mais precisamente em 1894, Bischoff e Walden tentaram polimerizar a lactida para PLA. No entanto, os mesmos não obtiveram êxito nesse método (RAY; RAMONTJA, 2009).

Mais tarde, em 1948, Watson publicou possíveis aplicações do ácido polilático no uso de revestimentos e como constituinte nas resinas. Como pode ser observado, o PLA não é um polímero novo no mercado, uma vez que vem sendo objeto de vários estudos por mais de um século (RAY; RAMONTJA, 2009).

O PLA é um poliéster alifático, produzido via polimerização do ácido láctico. A matéria-prima geralmente empregada nesse processo é o xarope de glicose, obtido a partir de

milho, cana de açúcar, batata ou trigo (VACA-GARCIA, 2008). Esta polimerização pode ser encontrada na forma de dois isômeros óticos: o L(+) lactato e o D(-) lactato.

Polimerização de L(+) lactato resulta em PLLA enquanto polimerização de D(-) lactato resulta em PDLA. O PLA comercial é uma mistura de PLLA e PDLA ou copolímero PDLLA, obtidos pela polimerização de LLA e DLLA, respectivamente (AURAS, 2004). A maioria do PLA comercializado é do tipo poli(meso-lactato) que é um mix de L(+) lactato (>95%) e D(-) lactato (<5%). Este tem diversas aplicações, como em embalagens (filmes, bandejas, copos, garrafas), fraldas, tecidos, talheres. O PLA possui estrutura altamente amorfa, não apresenta rotação da luz polarizada sendo óticamente inativa (RODRIGUES, 2012).

Muitas propriedades importantes de PLA são controladas pela razão utilizada de seus isômeros óticos D e L e da sequência de disposição dos mesmos nos polímeros. O PLLA é a fração principal de PLA derivado de fontes renováveis desde que a maioria de ácido láctico obtido de fontes biológicas possui em sua grande parte o LLA. O ácido polilático com um teor de PLLA superior a 90% tende a ser cristalino enquanto que com pureza inferior é amorfo. A temperatura de fusão (Tf), a temperatura de transição vítrea (Tg) e a cristalinidade de PLA diminuem com quantidades decrescentes de PLLA (AURAS, 2010).

A produção de polilactato (PLA) se destaca por ser, este polímero, uma opção a ser considerada na substituição de plásticos derivados de petróleo. O PLA é um polímero versátil e possui várias características desejáveis: transparência, brilho, resistência mecânica, resistência térmica e biodegradabilidade (RODRIGUES, 2012).

### **3.3.1 – Biodegradabilidade do PLA**

Diariamente presencia-se um aumento na quantidade de resíduos produzido nas grandes cidades. Isso acaba se tornando uma grande preocupação nesses centros urbanos, uma vez que o acúmulo dos mesmos acarreta uma série de problemas à população que lá reside e, principalmente, ao meio ambiente.

Inicialmente, o termo biodegradabilidade era definida pela habilidade dos materiais de facilmente se degradarem com microorganismos a uma temperatura entre 20–25°C, gerando dióxido de carbono e água no meio ambiente. A ISO 472:2013 mudou de certa forma esse conceito, especificando a biodegradação de plásticos como “a degradação causada por atividade biológica, especialmente por ação enzimática, levando a uma significativa mudança na estrutura química do material”.

De acordo com a primeira definição, o PLA não se encaixaria como um polímero biodegradável, uma vez que não é facilmente degradado em um ambiente à 20–25°C. No entanto, por ser um polímero que é degradado por diversos microorganismos sob condições controladas, este se enquadra dentro do conceito exposto pela ISO 472:2013, sendo considerando, dessa forma, biodegradável (AURAS, 2010).

Os polímeros biodegradáveis mais comumente utilizados na substituição de polímeros sintéticos são os poliésteres alifáticos, tais como ácido polilático (PLA), policaprolactona (PCL), óxido de polietileno (PEO), poli-3-hidroxibutirato (PHB) e ácido poliglicólico (PGA) (RODRIGUES, 2012).

Inovações no desenvolvimento de materiais biodegradáveis, a preservação de matérias-primas de origem fóssil, completa degradação biológica, redução no volume de lixo, redução da emissão de dióxido de carbono pelos lixões, assim como a aplicação de recursos da agricultura para a produção de materiais verdes são algumas razões que causam interesses acadêmicos e industriais por polímeros verdes biodegradáveis, como por exemplo o PLA. Este é um dos polímeros mais promissores porque é totalmente feito de produtos agrícolas, além de ser biodegradável (RAY; RAMONTJA, 2009).

Por se tratar de uma mistura sintética de dois homopolímeros, PLLA e PDLA, o PLA comercial é um polímero amorfo que não possui uma estrutura cristalina durante seu processo de solidificação. Por ser mais cristalino, o PLLA apresenta uma cinética de degradação extremamente mais lenta que o PDLA. Sabendo então que a presença do L-lactato na estrutura do PDLA retarda o seu processo de biodegradação, a produção do PLA comercial busca a formação de copolímeros de PLLA e PDLA com uma proporção tal que a cristalinidade do L-lactato seja rompida, acelerando assim o processo de biodegradação do material (RODRIGUES, 2012).

O processo de degradação mais lento do PLLA ocorre, em partes, devido ao seu grau de cristalinidade, uma vez que, por ser mais elevado, dificulta a difusão de água pelas camadas superficiais do polímero. Essa difusão é a primeira etapa deste processo, onde a hidrólise quebrará as cadeias poliméricas, resultando em menos resistência e queda da estabilidade química e industrial (RODRIGUES, 2012).

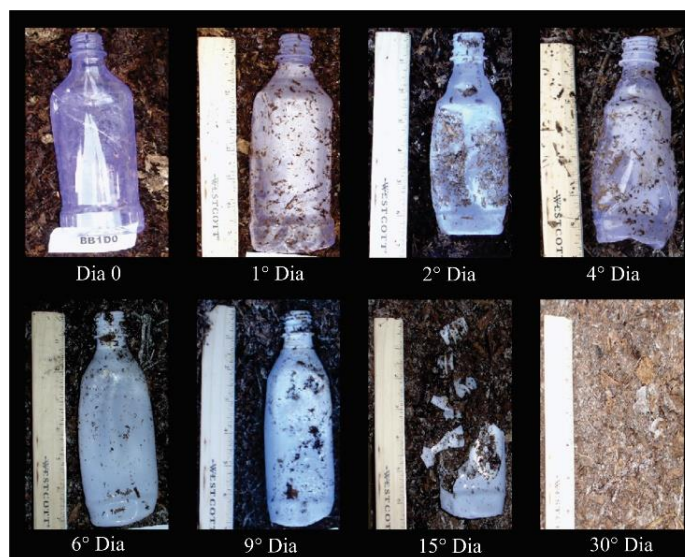
Muito se tem estudado a respeito dos fatores que influenciam na biodegradação desse material. Estudos apontam que fatores característicos do ambiente no qual aquele material está passando por esse processo, como a temperatura e a umidade relativa do ar, são de extrema relevância para esta análise. Kai-Lai (1999) analisou a degradação de filmes de PLA expostos

a vários cenários de ambiente, variando temperatura e umidade relativa do ar. O mesmo observou que a taxa de degradação do material cresceu à medida em que os valores de temperatura e umidade relativa cresciam (KAI-LAI *et al*, 1999).

Levando em consideração uma preocupação com a poluição ambiental, Kale *et al* (2007) realizaram uma inspeção visual de uma garrafa feita de PLA em um ambiente de temperatura  $58 \pm 5^{\circ}\text{C}$  e umidade relativa  $60 \pm 5\%$ . A Figura 6 mostra a sequência de imagens registradas ao passar dos dias dessa análise (KALE *et al*, 2007).

As mudanças na forma da garrafa no primeiro dia podem ser atribuídas a distorções do material devido a uma exposição térmica superior à temperatura de transição vítrea do PLA, que é  $60,6 \pm 0,3^{\circ}\text{C}$ . No quarto dia, as garrafas pareciam duras em comparação com as condições originais. No sexto e nono dias, observou-se uma textura em pó na superfície da garrafa e também a parte superior da garrafa tornou-se quebradiça e começou a quebrar. No dia 15, a garrafa já estava em pedaços e consistia principalmente em partes de roscas, pescoço e fundo da garrafa (partes com maior espessura). Depois do trigésimo dia nenhum resíduo de garrafa poderia ser localizado através da inspeção visual (KALE *et al*, 2007).

Figura 6 - Biodegradação de garrafa de PLA em condições de compostagem ( $58 \pm 5^{\circ}\text{C}$ ,  $60 \pm 5\%$  UR)



**Fonte:** Adaptado de KALE *et al*, 2007.

Nota-se que, em condições de compostagem, esse material é altamente biodegradável, uma vez que não é possível observar resíduos do mesmo através de inspeção visual no 30º dia de análise. Com o objetivo de investigar a biodegradabilidade do PLA ao descartar o mesmo em condições naturais, Rudeekit *et al* (2008) examinaram a degradação de folhas desse

material, na província de Suphan Buri, Tailândia, durante um período de 15 meses (abril de 2006 a julho de 2007), em dois ambientes diferentes, sendo uma estação de tratamento de água residual e em um aterro, enterrados a 1,5 e 1,0 metros, respectivamente. Os resultados obtidos por essas análises foram comparados com um experimento feito com o mesmo material em condições de compostagem, onde o PLA foi colocado dentro de uma pilha de resíduos vegetais (32 wt%), lascas de madeira (17 wt%), cascas de coco (17 wt%), cascas de frutas (17 wt%) e compostos antigos (17 wt%) em uma profundidade de 1 metro, estando a temperatura, e pH da pilha em um intervalo de 45-70°C e 4-8, respectivamente (RUDEEKIT *et al*, 2008).

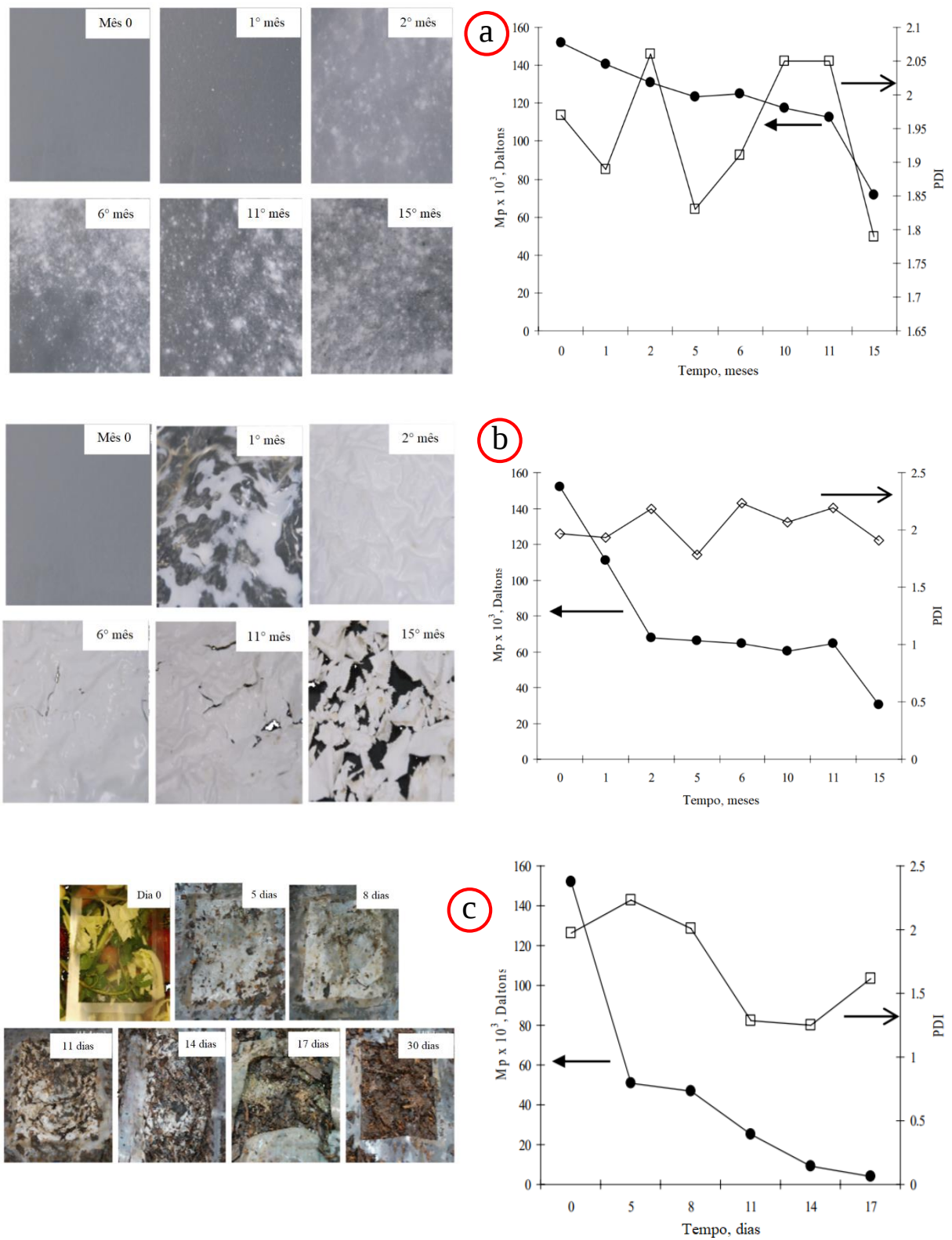
A avaliação da biodegradação foi feita através de inspeção visual e análise de peso molecular. Esta primeira contou com o uso de uma câmera digital Nikon D50 6.1 MegaPixel para uma posterior correlação de imagens enquanto que a outra usou uma técnica de cromatografia de permeação em gel (GPC) calibrada com poliestireno padrão. Os resultados, apresentados na Figura 7, mostram que:

- Na estação de tratamento de água residual: As folhas de PLA foram degradando-se lentamente e, depois de 1 mês, podem ser observados alguns vazios surgirem na superfície do material. Depois de 15 meses, nota-se que os vazios são bem mais constantes e bem distribuídos ao longo da superfície. O peso molecular da folha de PLA foi reduzido lentamente, como pode ser observado na Figura 7a. Esse efeito é devido a lenta hidrólise em temperaturas de 25 – 32°C. RUDEEKIT *et al* sugerem que o PLA não biodegrada tão facilmente em temperaturas menores que a sua temperatura de transição vítrea, que é algo em torno de 60°C.

- No aterro: Na inspeção visual, pôde-se perceber que, depois de um mês, a folha de PLA sofreu uma deformação e sua coloração mudou de transparente para um branco opaco. Depois disso, o material se tornou frágil e começou a se quebrar dentro de 2 meses, continuando com esse comportamento o mês 11. Depois de 15 meses a folha de PLA estava dividida em pedaços com alguns vazios (Figura 7b). Este lento processo de fragmentação fez com que o peso molecular entre os meses 2 e 11 sofressem pouca variação.

- Em condições de compostagem: Depois de 5 dias foram observadas mudanças na cor e na forma da folha de PLA, que podem ser atribuídas a distorções devidos a exposição à altas temperaturas no interior da pilha. O material começou a ficar frágil e se quebrar depois de 8 dias. Essa fragilidade do PLA veio com a redução de peso molecular do mesmo, como pode ser observado na Figura 7c. Este processo de fragmentação continuou até serem observados somente poucos pedaços depois de 17 dias e nenhum resíduo depois de 34 dias.

Figura 7 - Comportamento da degradação das folhas de PLA e avaliação da variação do peso molecular e índice de polidispersidade sob diferentes condições: (a) Estação de tratamento de água residual, (b) aterro e (c) em condições de compostagem.



Fonte: Adaptado de RUDEEKIT *et al*, 2008.

### 3.4 – IMPRESSÃO 3D

A impressão 3D, inicialmente chamada de “estereolitografia” pelo seu idealizador Charles Hull, surgiu no início dos anos 80. Esta técnica usa um formato de arquivo “.stl” para comunicar eletronicamente as informações geométricas interpretadas dos dados de um arquivo CAD para uma impressora 3D. Além da forma, outras informações podem ser fornecidas pelo arquivo .stl, como textura e cor (VENTOLA, 2014).

Posteriormente, mais precisamente em 1988, a empresa fundada por Hull, *3D Systems*, lançou a primeira impressora 3D disponível comercialmente, a SLA-250. Graças ao trabalho de Hull, juntamente com o subsequente desenvolvimento de sua ideia, a impressão tridimensional vem revolucionando o mercado, sendo também objeto de estudo de vários pesquisadores nas últimas décadas. Esta revolução está tomando proporções cada vez maiores a abrangendo vários campos de utilização, como é o caso da medicina (GROSS et al., 2014).

Empresas que usam impressão 3D para aplicações médicas comerciais surgiram no mercado, como é o caso da Helisys, Ultimateker e Organovo, uma empresa que usa impressão 3D para fabricar tecidos humanos vivos (VENTOLA, 2014). Mas a utilização dessa tecnologia não para por aí.

A capacidade de produzir rapidamente próteses e implantes personalizados resolve um problema claro e persistente na ortopedia, onde os implantes padrão geralmente não são suficientes para alguns pacientes, particularmente em casos complexos. Portanto, o uso dessa tecnologia se torna tão essencial (BANKS, 2013).

Anteriormente, os cirurgiões tinham que realizar cirurgias de enxerto ósseo ou usar bisturis e brocas para modificar os implantes raspando pedaços de metal e plástico em uma forma, tamanho e ajuste desejados (BANKS, 2013).

Outra aplicação é a impressão de órgãos. A falência de tecidos ou órgãos devido a envelhecimento, doenças, acidentes e defeitos congênitos é um problema médico crítico. Dessa forma, uma tecnologia de impressão 3D de rápida prototipagem assistida por computador, baseia-se na deposição, camada por camada, de células e/ou agregados de células em um gel 3D com maturação sequencial da impressão construída dentro do tecido vivo ou órgão vascularizado, com o objetivo de substituir os órgãos ausentes (GUIMARÃES, 2016).

Além dessas aplicações, as impressoras 3D vêm sendo utilizadas para confeccionar órteses de imobilização temporária, com o objetivo de substituir materiais que já vinham sendo usados, como gesso e neoprene.

Para isso, o presente trabalho propõe a utilização do Polyacitic acid (PLA), que é um termoplástico biodegradável, obtido por meio da polimerização do ácido lático presente no milho, cana de açúcar, batata ou trigo (VACA-GARCIA, 2008). O fato de ser derivado do xarope de glicose, traz ao PLA um diferencial que não pode ser obtido por materiais similares derivados do petróleo: é um polímero verde e biodegradável.

Estudos apontam que as propriedades de uma peça impressa em PLA dependem diretamente das condições de impressão.

### 3.4.1 – Parâmetros de impressão que influenciam nas propriedades do modelo

Fernandes (2016) avaliou a influência de parâmetros como densidade de enchimento (%), temperatura de extrusão (°C), orientação dos fios (°) e espessura de cada camada (mm) na tensão máxima de 24 corpos de prova sob um ensaio de tração uniaxial. Os resultados obtidos nesse trabalho são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Influência de parâmetros de impressão na tensão máxima de um corpo de prova fabricado em PLA.

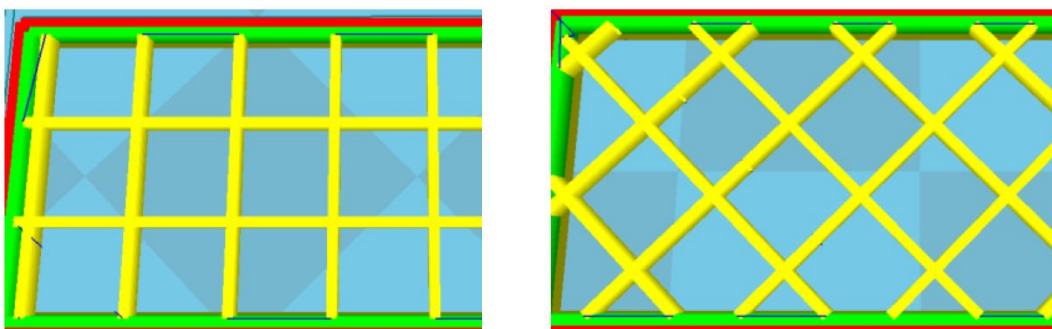
| <b>Densidade de Enchimento</b>  | <b>Média [MPa]</b> |
|---------------------------------|--------------------|
| 60 %                            | 27,808             |
| 40 %                            | 23,678             |
| 20 %                            | 19,956             |
| <b>Temperatura de Extrusão</b>  | <b>Média [MPa]</b> |
| 220 °C                          | 24,813             |
| 200 °C                          | 22,815             |
| <b>Orientação de Enchimento</b> | <b>Média [MPa]</b> |
| 0°/90°                          | 24,294             |
| -45°/+45°                       | 23,334             |
| <b>Espessura da Camada</b>      | <b>Média [MPa]</b> |
| 0,1 mm                          | 24,549             |
| 0,2 mm                          | 23,079             |

**Fonte:** Adaptado de FERNANDES, 2016.

Essas análises de influência foram avaliadas de acordo com o método de comparação de Tukey. As mesmas mostraram que:

- Quanto maior a densidade de enchimento, maior o valor de tensão máxima obtida no ensaio, com um nível de confiança de 98,05%;
- O valor de tensão máxima foi superior quando se utilizou uma temperatura de extrusão de 220 °C. Nesta comparação, houve um índice de confiança de 95%;
- Entre as duas configurações que foram analisadas a que apresentou um maior valor de tensão máxima foi o com orientação dos dois 0°/90°, com um nível de confiança de 95%. A Figura 8 mostra os dois tipos de orientações dos fios que foram analisados.

Figura 8 - Representação das orientações dos fios 0°/90° (esquerda) e -45°-+45° (direita)



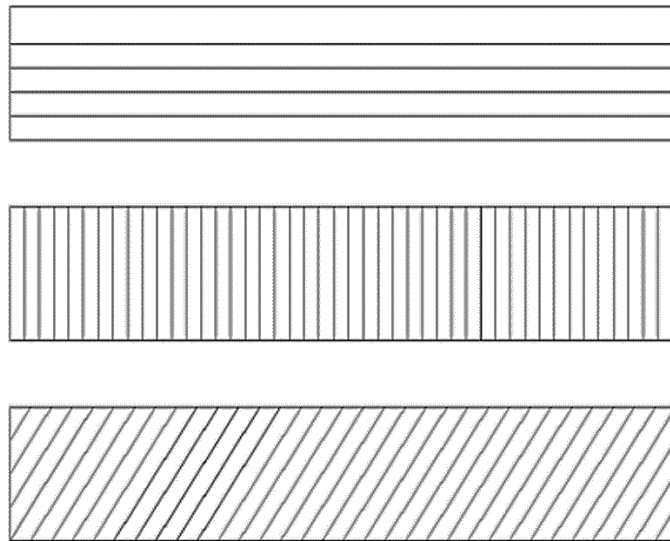
**Fonte:** FERNANDES, 2016.

- Para um nível de confiança de 95%, o maior valor de tensão máxima foi encontrado quando o ensaio foi realizado com a menor espessura, de 0,1 mm.

Letcher e Waytashek (2014) estudaram o comportamento da tensão máxima de corpos de prova fabricados em PLA com orientações de fios 0°, 45° e 90°, de acordo com a Figura 9.

Cinco amostras foram testadas em cada ângulo de orientação citado. Os resultados médios para cada grupo podem ser observados na Tabela 3. Pode-se perceber, através dos mesmos, que o grupo que apresentou um maior valor médio de tensão máxima foi o grupo de corpos de prova com orientação de 45°.

Figura 9 - Representação das orientações dos fios 0° (superior), 45° (meio) e 90° (inferior).



**Fonte:** LETCHER E WAYTASHEK, 2014.

Tabela 3 - Resumo dos resultados

| Orientação dos fios | Tensão máxima média |
|---------------------|---------------------|
| 0°                  | 58,45 MPa           |
| 45°                 | 64,03 MPa           |
| 90°                 | 54,01 MPa           |

**Fonte:** Adaptado de LETCHER E WAYTASHEK, 2014.

### 3.5 – CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS POLIMÉRICOS

Os polímeros estão cada vez mais sendo empregados nas mais diversas áreas de conhecimento. Logo, antes de se trabalhar com esses materiais, deve-se compreender as suas características e aplicações. Para isso são realizados vários diferentes tipos de análises com o objetivo de identificar propriedades como dureza, resistência ao impacto e resistência à tração, por exemplo.

Devido a crescente preocupação do homem com o meio ambiente fatores como emissão de gases ou biodegradabilidade fazem cada vez mais parte das principais informações relacionadas aos polímeros.

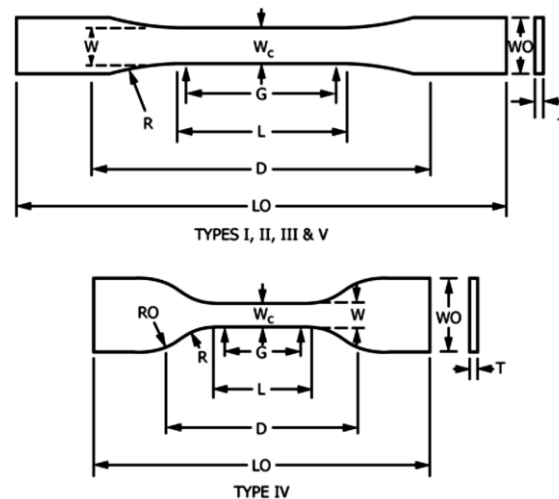
Diante do exposto, analisar-se-á a metodologia constantemente utilizada por pesquisadores para a obtenção de características como resistência à tração, bem como informações necessárias para o uso das mesmas. Em seguida, será discutida a análise computadorizada desses dados para prever o comportamento de certo material em determinadas condições, através da análise de elementos finitos.

### 3.5.1 – Ensaio de tração

As propriedades mecânicas dos polímeros são especificadas da mesma maneira que alguns parâmetros usados para caracterização de metais, sendo eles: Módulo de elasticidade, limite de escoamento e resistência à tração (CALLISTER, 2013).

Para a identificação desses parâmetros de um material polimérico, é realizado o teste descrito na norma ASTM D638 – 14 “Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics” (Método padronizado para ensaio das propriedades em tração de plásticos). Este método descreve cinco tipos de corpos de prova, que são mostrados na Figura 10.

Figura 10 - Modelos dos corpos de prova descritos pela norma ASTM D638

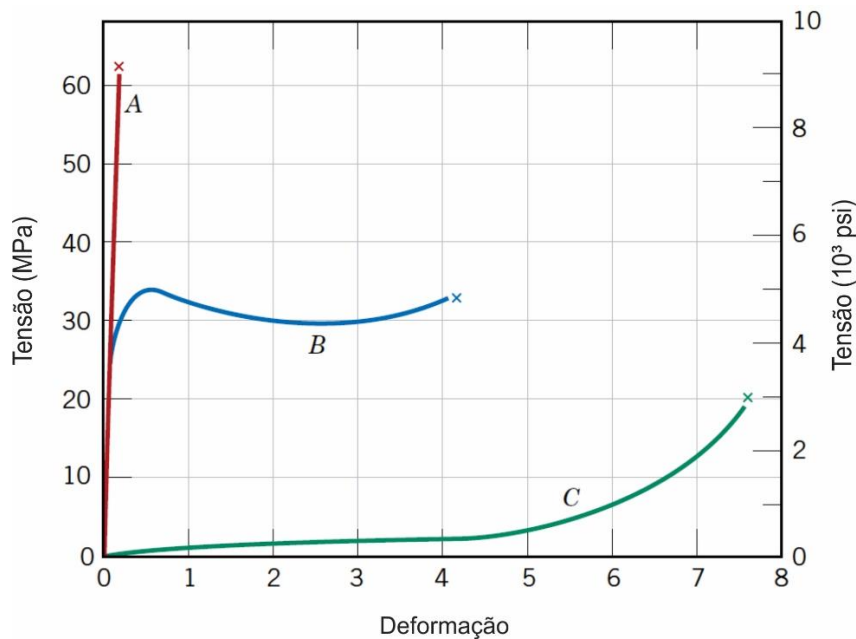


| Dimensions (see drawings)                   | Specimen Dimensions for Thickness, $T$ , mm (in.) <sup>A</sup> |                                   |                   |                       |                       | Tolerances                              |
|---------------------------------------------|----------------------------------------------------------------|-----------------------------------|-------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------------------------|
|                                             | 7 (0.28) or under                                              | Over 7 to 14 (0.28 to 0.55), incl | 4 (0.16) or under |                       |                       |                                         |
|                                             | Type I                                                         | Type II                           | Type III          | Type IV <sup>B</sup>  | Type V <sup>C,D</sup> |                                         |
| $W$ —Width of narrow section <sup>E,F</sup> | 13 (0.50)                                                      | 6 (0.25)                          | 19 (0.75)         | 6 (0.25)              | 3.18 (0.125)          | $\pm 0.5$ ( $\pm 0.02$ ) <sup>B,C</sup> |
| $L$ —Length of narrow section               | 57 (2.25)                                                      | 57 (2.25)                         | 57 (2.25)         | 33 (1.30)             | 9.53 (0.375)          | $\pm 0.5$ ( $\pm 0.02$ ) <sup>C</sup>   |
| $WO$ —Width overall, min <sup>G</sup>       | 19 (0.75)                                                      | 19 (0.75)                         | 29 (1.13)         | 19 (0.75)             | ...                   | + 6.4 ( + 0.25)                         |
| $WO$ —Width overall, min <sup>G</sup>       | ...                                                            | ...                               | ...               | ...                   | 9.53 (0.375)          | + 3.18 ( + 0.125)                       |
| $LO$ —Length overall, min <sup>H</sup>      | 165 (6.5)                                                      | 183 (7.2)                         | 246 (9.7)         | 115 (4.5)             | 63.5 (2.5)            | no max (no max)                         |
| $G$ —Gage length <sup>I</sup>               | 50 (2.00)                                                      | 50 (2.00)                         | 50 (2.00)         | ...                   | 7.62 (0.300)          | $\pm 0.25$ ( $\pm 0.010$ ) <sup>C</sup> |
| $G$ —Gage length <sup>I</sup>               | ...                                                            | ...                               | ...               | 25 (1.00)             | ...                   | $\pm 0.13$ ( $\pm 0.005$ )              |
| $D$ —Distance between grips                 | 115 (4.5)                                                      | 135 (5.3)                         | 115 (4.5)         | 65 (2.5) <sup>J</sup> | 25.4 (1.0)            | $\pm 5$ ( $\pm 0.2$ )                   |
| $R$ —Radius of fillet                       | 76 (3.00)                                                      | 76 (3.00)                         | 76 (3.00)         | 14 (0.56)             | 12.7 (0.5)            | $\pm 1$ ( $\pm 0.04$ ) <sup>C</sup>     |
| $RO$ —Outer radius (Type IV)                | ...                                                            | ...                               | ...               | 25 (1.00)             | ...                   | $\pm 1$ ( $\pm 0.04$ )                  |

Fonte: ASTM D638, 2014.

Em materiais poliméricos são geralmente encontrados três diferentes tipos de comportamento em um gráfico de tensão-deformação, mostrados na Figura 11, um para polímeros frágeis (A), outro para plásticos (B) e o último deles para altamente elásticos (C) (CALLISTER, 2013).

Figura 11 - Comportamentos de polímeros frágeis (A), plásticos (B) e altamente elásticos (C) no gráfico de tensão-deformação.



**Fonte:** CALLISTER, 2013.

A ductilidade em termos de porcentagem de alongamento e o módulo de elasticidade são determinados, em polímeros, da mesma maneira que ocorre em metais, no entanto com valores mecanicamente diferentes. O módulo para materiais poliméricos altamente elásticos pode ser tão baixo quanto 7 MPa ou tão alto quanto 4GPa (caso de alguns polímeros muito rígidos), enquanto esse mesmo parâmetro para metais apresentam valores bem maiores, entre 48 e 410 GPa (CALLISTER, 2013).

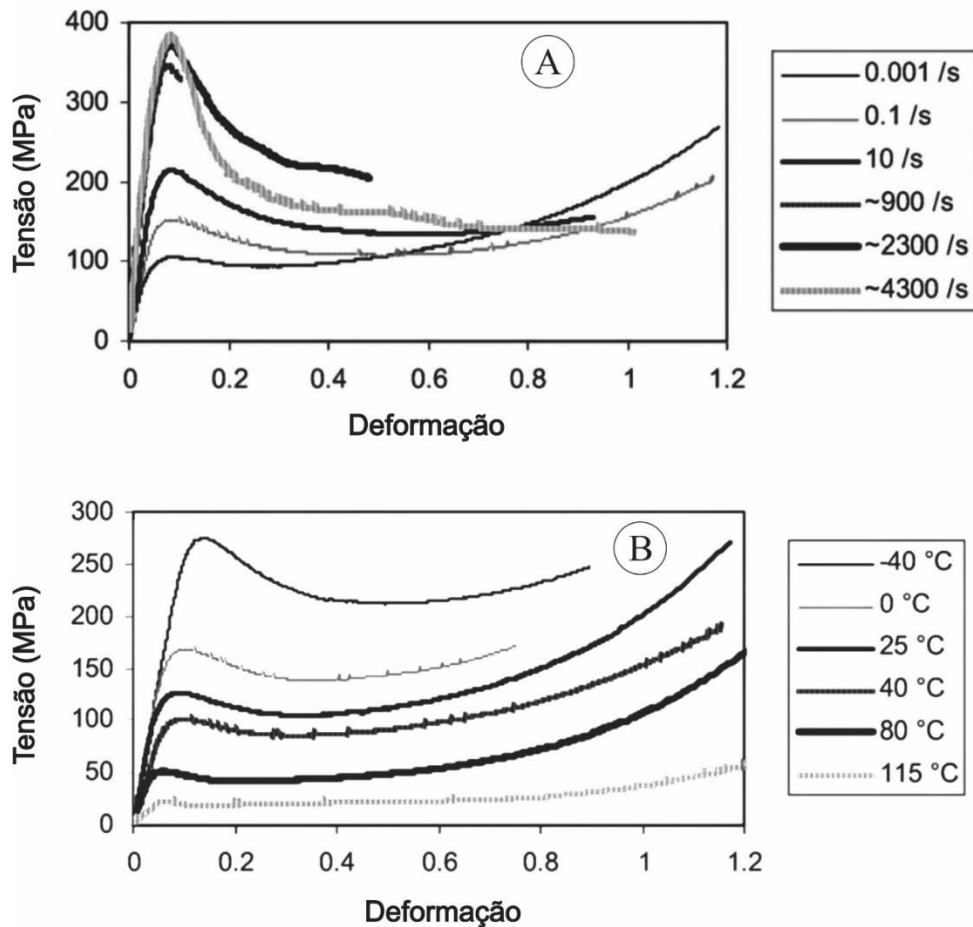
Os limites de resistência à tração dos polímeros, que corresponde à tensão onde ocorre a fratura (podendo ser maior ou menor que o limite de escoamento do material), chegam a atingir valores máximos da ordem de 100MPa, enquanto que para algumas ligas metálicas esses valores atingem 4100MPa. Por fim, enquanto alguns polímeros muito elásticos chegam a apresentar valores de alongamento superiores a 1000%, os metais raramente se alongam plasticamente acima de 100% (CALLISTER, 2013).

Richeton *et al* (2006) avaliou a influência de fatores como temperatura do ambiente do ensaio e taxa de deformação da máquina (razão entre a velocidade de avanço das garras e o comprimento útil do corpo de prova) no diagrama de tensão-deformação de três diferentes polímeros em um ensaio de compressão. A Figura 12 mostra os gráficos de tensão vs deformação do Polimetilmetacrilato (PMMA) com uma temperatura constante de 25°C, variando a taxa de deformação (A), e com a taxa de deformação constante em 0,001 /s, variando apenas a temperatura.

Pode-se observar pela Figura 12A que para uma taxa de deformação de aproximadamente 4300 /s o limite de resistência à tração é bem menor que o limite de escoamento do material. À medida em que se aumenta a taxa de deformação no ensaio, à uma temperatura constante, o limite de resistência a tração passa a ficar cada vez mais próximo do limite de escoamento, chegando a ultrapassá-lo e ficando mais de duas vezes maior que este. Ao final conclui-se que uma diminuição dessa taxa ocasiona uma redução no limite de escoamento e um aumento na ductilidade do polímero em questão.

Observa-se pela Figura 12B que em uma temperatura de -40°C o valor da tensão de escoamento é de aproximadamente 280MPa e o limite de resistência a tração é um pouco menor, sendo aproximadamente 250MPa. Com a diminuição da temperatura, mantendo a taxa de deformação constante em aproximadamente 0,001 /s, percebe-se que o limite de escoamento do material passa a diminuir e obter valores mais baixos que o limite de resistência a tração. Sendo assim, conclui-se que a diminuição da taxa de deformação possui a mesma influência sobre o material em questão que o aumento da temperatura: o PMMA fica mais mole e mais dúctil.

Figura 12 - (A) Diagrama de tensão vs deformação do Polimetilmetacrilato à 25°C e diferentes taxas de deformação e (B) diagrama do PMMA à uma taxa de deformação de 0,001 /s e diferentes temperaturas



**Fonte:** RICHETON *et al*, 2006.

### 3.6 – CORRELAÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS (CID)

Quando se realiza um ensaio de tração é interessante que se utilize métodos complementares para que se obtenham resultados mais precisos, objetivando descrever melhor o material que se está ensaiando. Algumas técnicas vêm sendo usadas para medir as deformações dos corpos de prova com maior precisão, sendo uma delas o uso de extensômetros.

A extensometria nada mais é que um conjunto de técnicas que permitem determinar o estado de deformação em torno de um ponto de um corpo, a partir do conhecimento das extensões em várias direções nesse ponto. Existem hoje vários tipos de aparelhos com esse propósito de aplicação, podendo ser classificados como extensômetros mecânicos, óticos, elétricos de resistência, acústico ou de corda vibrante, elétricos de indução, de semi-condutores e foto-elásticos (PORTELA; SILVA, 1996).

Do ponto de vista ótico, também é possível que se obtenha um bom resultado no que diz respeito a medida de deslocamentos. Este método faz uso de câmeras digitais capazes de capturar várias imagens seguidas em alta qualidade e um posterior processamento dessas figuras. Além de proporcionarem vantagens como flexibilidade e adaptabilidade às mais diversas situações de medição, quando comparados a métodos convencionais como a extensometria elétrica, o método de correlação de imagens digitais (CID) permite processar uma grande quantidade de dados com rapidez e precisão.

O princípio do CID é determinar o deslocamento espacial relativo de pontos entre duas imagens, sendo uma de referência e outra uma imagem distorcida (HILD et al., 1999; HILD, 2002; BESNARD et al., 2006). A concepção desse método é bastante simples. A câmera digital é utilizada para a captura de imagens bidimensionais do corpo de prova. Essas imagens são transferidas instantaneamente para um computador com memória de armazenamento e placa de vídeo suficientes para digitalizarem as mesmas, onde são alocadas para um processamento subsequente (JUNIOR, 2008). A Figura 13 mostra o aparato utilizado nessa metodologia.

Figura 13 - Aparato utilizado no método de correlação de imagens digitais

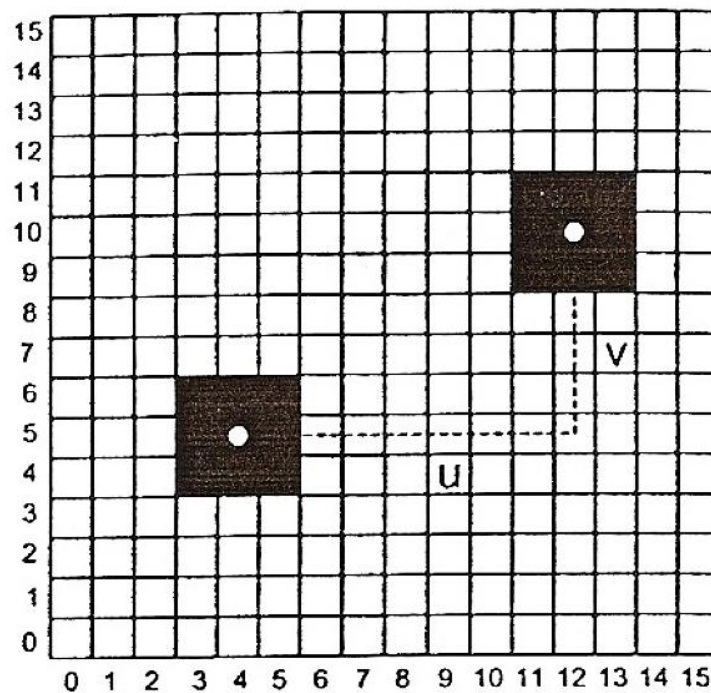


**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Para identificar o deslocamento dos pontos sobre a superfície do corpo de prova, o mesmo deve passar por um processo de texturização. Primeiramente, é colocado uma camada de tinta preta na peça e depois, com uma tinta em spray branco, são depositados pontos em posições aleatórias da superfície. Cada um desses pontos possuem uma localização precisa em cada imagem, dessa forma, pode-se estabelecer um campo de deslocamento (JUNIOR, 2008).

O método de correlação de imagens vem sendo melhorado por vários pesquisadores de diversas nacionalidades com o passar dos anos, objetivando estabelecer relações entre seus deslocamentos nos planos x e y dentro de uma perspectiva de pixels, entendendo como pixel a menor unidade que forma uma imagem digital. A Figura 14 mostra um simples exemplo, dentro de uma matriz 16x16, dessa conversão de um plano de pixels para um plano de deslocamentos u e v (JUNIOR, 2008).

Figura 14 - Deslocamento de um ponto de 9 pixels quadrados em uma matriz 16x16 pixels



**Fonte:** JUNIOR, 2008.

Alguns estudos já foram e vêm sendo conduzidos no sentido de validar cada vez mais essa metodologia. Chousal e de Moura, em 2007, realizaram uma comparação entre as deformações obtidas através de extensômetros elétricos e o método de correlação de imagens digitais em compósitos laminados de matriz polimérica. Neste trabalho, os autores constataram

uma diferença de apenas aproximadamente 3% entre as duas metodologias citadas na obtenção da deformação desse material, mostrando a eficiência desse tipo de análise.

Codes, 2011, realizou uma análise de correlação de imagens com o auxílio de um software de correlação de imagens desenvolvido por LMT-Cachan (HILD, 2002), denominado Correli. O método foi baseado nas seguintes operações.

1. Discretização de uma imagem quadrada em uma “região de interesse” (ROI) em pequenas áreas quadradas denominadas “zonas de interesse” (ZOI);
2. Uso da função de correlação para cada ZOI entre a imagem distorcida e a imagem selecionada como imagem de referência, para calcular o seu deslocamento em pixels;
3. Cálculo direto do campo de deformação associado.

Na versão deste programa utilizado por esse autor, o algoritmo de cálculo é baseado em uma busca de deslocamentos da zona de interesse com base em funções de forma, da mesma maneira que é feito para o cálculo de elementos finitos. Além de que, para o caso de grandes deformações, o algoritmo é usado com uma função de atualização da imagem de referência, ou seja, a imagem distorcida é comparada com a imagem capturada antes dessa.

### 3.7 – ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS (FEA)

Durante muito tempo, os estudos relacionados aos esforços e as deformações presentes nas estruturas e componentes mecânicos utilizados na engenharia, eram feitos, de forma a considerar o meio de estudo como sendo contínuo, ou seja, o estudo de uma estrutura como um todo, considerada isenta de vazios ou imperfeições (RIBEIRO, 2004).

A ideia do meio contínuo, em determinadas situações, pode tornar-se muito complexo e até mesmo prever algo diferente do que ocorre em uma situação real. Em vista disso, pesquisas foram realizadas com intuito de propor métodos mais fiéis à realidade.

A primeira ideia de divisão um elemento contínuo em vários outros surgiu em 1930 com McHenry e Hrennikoff, quando substituíram um elemento estrutural contínuo por uma estrutura formada por barras que seguiam a geometria original, mantendo as mesmas condições de vinculação e carga (ASSAN, 2003).

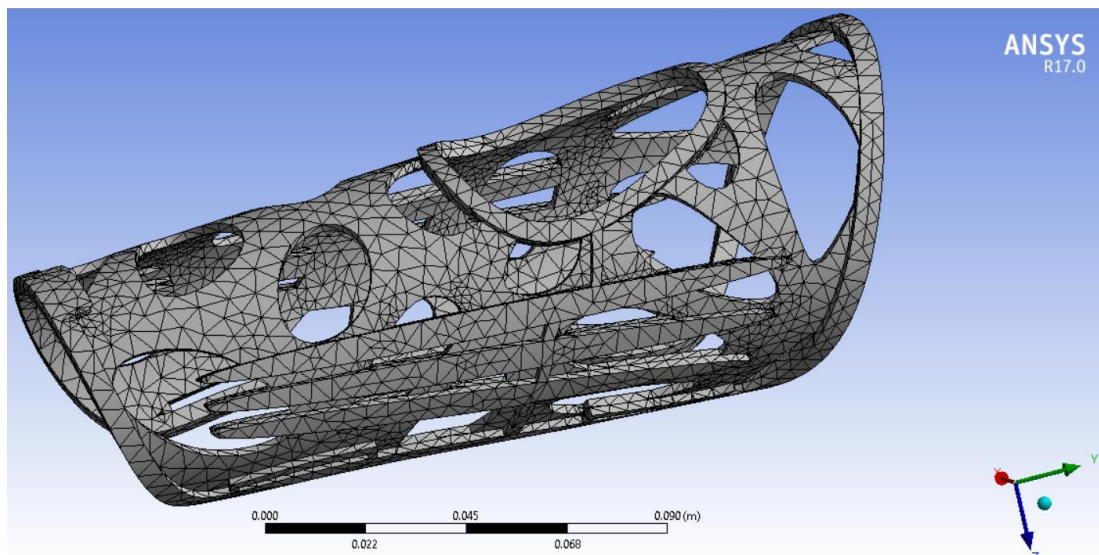
O desenvolvimento do método de McHenry e Hrennikoff culminou na análise por elementos finitos (FEA) no final da década de 1950, ligado aos trabalhos de Turner, Argyris, Kelsey e Clough, o qual introduziu pela primeira vez o termo “elemento finito”. A FEA é uma técnica de análise numérica destinada à obtenção de soluções aproximadas de problemas

regidos por equações diferenciais. Originalmente esta foi desenvolvida para a análise de tensões em sistemas estruturais, no entanto é, atualmente, aplicado a uma grande variedade de problemas de engenharia (KULAZI, 2007).

Esta técnica prevê a divisão do domínio de integração, contínuo, em um número finito de pequenas regiões denominadas elementos finitos, diz-se que o conjunto desses elementos é o meio discretizado e é, em muitas vezes, denominado de malha ou rede de elementos finitos que estão interligados por pontos denominados nós (ASSAN, 2003).

A Figura 15 traz a representação esquemática discretizada do modelo 1 de órtese para imobilização temporária proposta neste trabalho, dentro da plataforma do programa ANSYS®.

Figura 15 - Representação esquemática do modelo de órtese discretizado



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

A principal motivação para o uso da análise de elementos finitos está no fato que, devido à complexidade dos problemas reais de engenharia (tais como aqueles envolvendo comportamento não linear, geometrias complexas, associação de vários materiais, etc.) soluções analíticas se tornam inviáveis ou mesmo impossíveis (KULAZI, 2007).

Matematicamente, a FEA consiste na utilização de funções admissíveis para o domínio de cada elemento que compõe o meio discretizado, ao invés de uma função admissível para o domínio todo. A solução global do problema é obtida a partir da interpolação das soluções, mais simples, obtidas para cada elemento da malha (ASSAN, 2003).

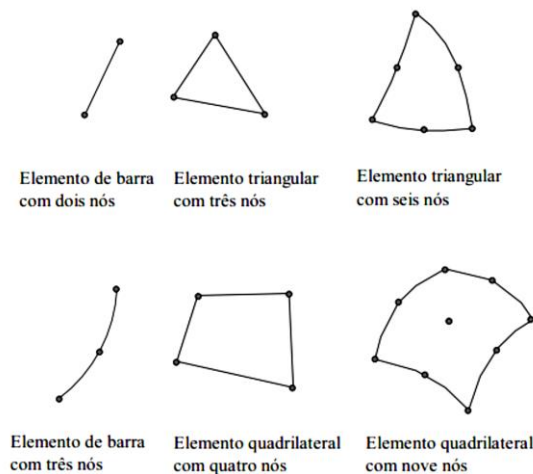
Cada elemento discretizado possui uma função aproximadora, que é formada por parâmetros referentes aos nós de cada elemento, denominados parâmetros nodais, e por funções

de forma. Dependendo da formulação do problema, ou seja, de qual grandeza será tomada como parâmetro nodal a análise pode fornecer valores de deslocamento e de forças, ou tensões, internas (ASSAN, 2003).

Variáveis como tamanho, forma e número de nós são de fundamental importância na escolha do elemento finito que irá compor a malha, uma vez que é a partir da forma e dos nós que serão geradas as soluções aproximadas de determinada problema para determinada geometria irregular.

Com base nisso, foram desenvolvidos vários tipos de elementos a serem utilizados nas malhas. Estes apresentam formas geométricas diversas (por exemplo, triangular, quadrilateral, cúbico, etc) em função do tipo e da dimensão do problema (uni, bi, ou tridimensional), como pode ser observado na Figura 16 (REMO, 2003).

Figura 16 - Representação esquemática dos tipos de elementos finitos mais comuns.



**Fonte:** REMO, 2003.

Os elementos lineares consistem em barra (do inglês: *truss*) e elementos de feixe. Esses têm uma área de seção transversal, mas geralmente são representados por segmentos de linha. Esses elementos geralmente são usados para modelar barras e estruturas que envolvam vigas e colunas. O elemento de linha mais simples (chamado elemento de barra) tem dois nós, um em cada extremidade, podendo apresentar elementos de ordem superior com três nós, como é o caso do elemento de barra com três nós. Os elementos de linha são os elementos mais simples a serem considerados em uma análise de elementos finitos (LOGAN, 2012).

Os elementos básicos bidimensionais (ou planos) são carregados por forças em seu próprio plano (estresse plano ou condições de deformação plana), podendo ser elementos

triangulares ou quadrilaterais. Tais configurações apresentam vantagens umas sobre as outras, fazendo que a utilização de elementos triangulares ou quadrilaterais seja dependente do problema analisado (LOGAN, 2012).

As considerações a serem analisadas são: o custo computacional (complexidade) do sistema algébrico resultante e o de qualquer processamento posterior, para um determinado grau de precisão. Este custo computacional pode ser estimado observando o número total de graus de liberdade gerados na construção do modelo, como também o custo envolvido no cálculo dos campos secundários (ou gradientes), incluindo a realização de suas interpolações em outros pontos se necessário (LOGAN, 2012).

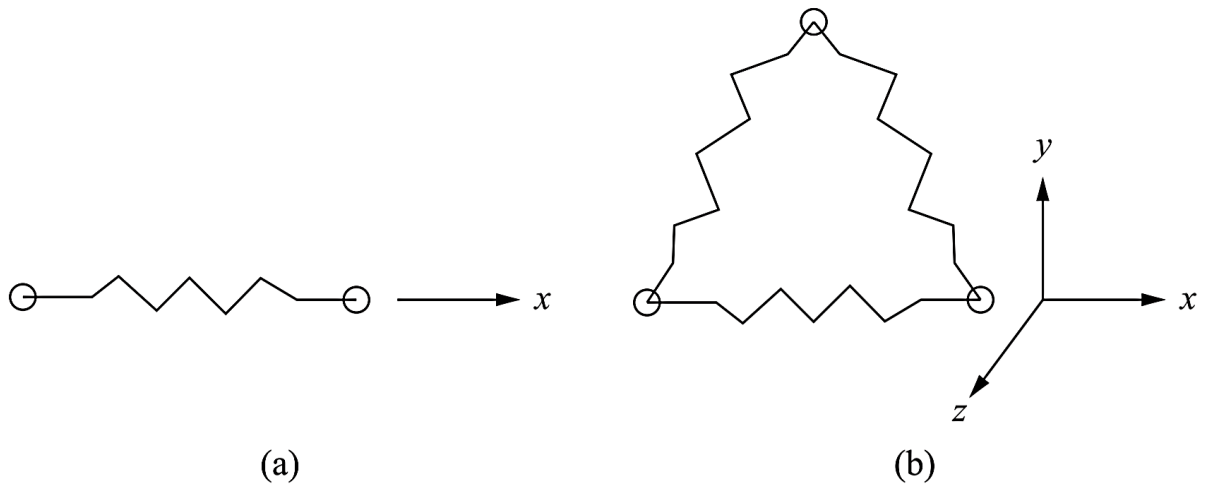
Caso ambos os modelos de elementos finitos usando elementos quadrilaterais e triangulares (de ordens adequadas) são aproximadamente iguais em termos de seus custos computacionais implícitos, então, por si só, os triângulos podem ter uma vantagem em termos de melhor representação de limites curvos. No entanto, para certos problemas envolvendo domínios retangulares e certos tipos de condições e restrições de carregamento, os quadrilaterais podem ter uma mínima vantagem em termos de precisão para a variável primária (deslocamentos) (LOGAN, 2012).

Um dos aspectos mais importantes da FEA, que depende do tipo de elemento de malha, é a sua convergência. Embora se trate de um método aproximado, é possível demonstrar que em uma malha consistente, a medida que o tamanho dos elementos finitos tende a zero, e consequentemente, a quantidade de nós tende a infinito, a solução obtida tende a convergir até um certo número de nós para a solução exata do problema (KULAZI, 2007).

### **3.7.1 – Definição da matriz de rigidez**

Visando apresentar o conceito de matriz de rigidez de maneira simplificada, primeiro será apresentado uma mola linear elástica (Figura 17a), já que a mesma é um dispositivo mecânico capaz de suportar apenas carregamento axial, e sua contração ou alongamento é diretamente proporcional ao carregamento axial aplicado, ilustrando assim conceitos básicos de maneira instrutiva, utilizando ferramentas simples. Depois disso, será detalhado como montar uma matriz de rigidez total para uma estrutura que compreende uma montagem de três elementos de molas lineares elásticas (Figura 17b).

Figura 17 - Representação de um único elemento de mola (a) e um conjunto de três elementos de mola (b)



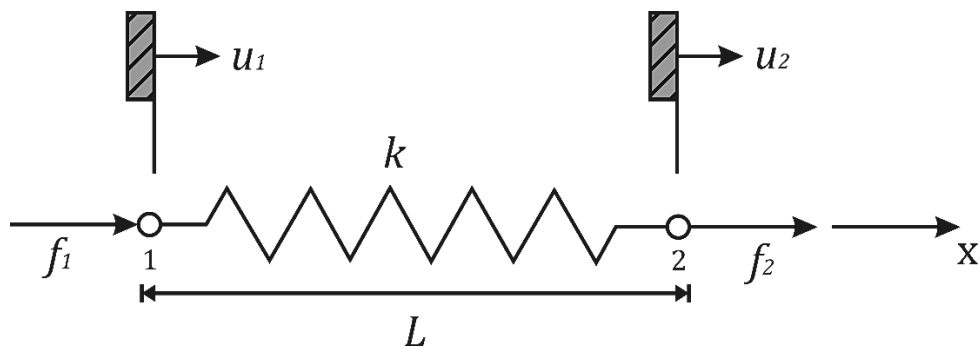
**Fonte:** LOGAN, 2012.

Uma matriz de rigidez  $[k]$  para um único elemento é uma matriz tal que  $\{f\} = [k]\{d\}$ , onde  $[k]$  relaciona deslocamentos nodais  $\{d\}$  com forças nodais  $\{f\}$  de um único elemento, assim como a mola apresentada na Figura 17a (LOGAN, 2012).

Para uma estrutura contínua ou uma estrutura compreendendo uma série de elementos, como o apresentado na Figura 17b, a matriz de rigidez  $[K]$  relaciona as coordenadas globais ( $x$ ;  $y$ ;  $z$ ) dos deslocamentos nodais  $\{d\}$  com as forças globais  $\{F\}$  de toda a estrutura, de forma que  $\{F\} = [K]\{d\}$ , onde  $[K]$  representa a matriz de rigidez do sistema de molas (LOGAN, 2012).

Como uma mola elástica suporta apenas carregamentos axiais, considerou-se um sistema de coordenadas local com o eixo  $x$  orientado no sentido do comprimento da mola elástica, assim como mostrado na Figura 18.

Figura 18 - Mola linear com rigidez  $k$  e comprimento  $L$  situada entre os nós 1 e 2, sujeita a deslocamentos nodais  $u_1$  e  $u_2$  e forças nodais  $f_1$  e  $f_2$



**Fonte:** Adaptado de LOGAN, 2012.

Assumindo que ambos os deslocamentos nodais são zero quando a mola não está deformada, a deformação líquida é dada por  $\delta = u_2 - u_1$ .

Sabendo que a força axial resultante na mola elástica é dada pela multiplicação entre a rigidez do elemento ( $k$ ) e sua deformação líquida, temos que  $f = k \cdot \delta = k \cdot (u_2 - u_1)$ .

Considerando uma situação de equilíbrio de forças, podemos dizer a soma entre  $f_1$  e  $f_2$  deve ser zero. Logo,  $f_1 + f_2 = 0$  ou  $f_1 = -f_2$ . Sendo assim, em termos de forças nodais, podemos dizer que:

$$\begin{cases} f_1 = -k \cdot (u_2 - u_1) \\ f_2 = k \cdot (u_2 - u_1) \end{cases}$$

Que pode ser representado em forma de matriz como:

$$\begin{Bmatrix} f_1 \\ f_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} k & -k \\ -k & k \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix}$$

Podemos concluir assim que a matriz de rigidez para um único elemento de mola pode ser escrita como:

$$[k_e] = \begin{bmatrix} k & -k \\ -k & k \end{bmatrix}$$

Isso mostra que a matriz de rigidez local desse elemento resulta em uma matriz 2x2. Isso corresponde ao fato de que a mola linear apresenta dois deslocamentos nodais, ou dois graus de liberdade.

Percebe-se ainda que a matriz é simétrica. Isto é uma consequência da simetria das forças (iguais e opostas para assegurar o equilíbrio). Além disso, como a determinante dessa matriz é zero, pode-se dizer que a mesma é singular e, portanto, não é invertível. Isso ocorre porque o problema, conforme definido, está instável e não tem solução, sendo necessárias condições de contorno para que exista solução (BATHE, 1996).

### 3.7.2 – Campos de aplicação

Devido às suas notáveis características de eficiência e flexibilidade, o número de áreas de aplicação para a análise por elementos finitos tem crescido de forma considerável. A FEA pode ser utilizada, além do meio acadêmico, em ramos industriais, tais como: da construção civil; automobilística; naval; aeronáutica e aeroespacial; metalurgia; mineração; exploração de

petróleo; setor energético; telecomunicações; forças armadas; meio ambiente; recursos hídricos e saúde (REMO, 2003).

Na maioria das vezes esta análise é utilizada para resolução de problemas estruturais, mais especificamente, sobre análise de tensões, onde se busca determinar as tensões, deformações e deslocamentos em um corpo sólido sujeito a determinados carregamentos.

No entanto, na área de mecânica dos sólidos, podem ser realizadas análise estática, análise modal (problemas de autovalor e autovetor, para estudo de vibrações e instabilidade estrutural), e análise dinâmica com o auxílio desse recurso.

Esse trabalho fará uso da análise por elementos finitos como ferramenta de simulação numérica com intuito de prever uma lei de comportamento para a aplicação do ácido polilático na fabricação de um modelo de órtese de imobilização temporária para o punho de pessoas adultas.

Para tal faz-se necessário seguir etapas como: (i) o estudo do seu comportamento através de ensaios experimentais; (ii) o desenvolvimento ou adoção de um modelo matemático capaz de reproduzir os fenômenos existentes; (iii) a determinação dos parâmetros constituintes da estrutura matemática adotada e (iv) a confrontação dos resultados numéricos e do comportamento experimental de forma a validar as tarefas anteriores.

Neste trabalho a FEA é aplicada através do software comercial ANSYS®, na modelagem de um modelo de órtese submetido a diferentes carregamentos visando prever uma lei matemática que descreva o comportamento do material em estudo.

## 4 – MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 – MATERIAIS

O material utilizado para a realização deste trabalho foi o ácido polilático (PLA) adquirido pelo fornecedor Acccreate. Este produto foi adquirido em forma de filamento com  $1.75 \pm 0,05\text{mm}$  de diâmetro e em um rolo com 1kg. A empresa informa que o item atende às propriedades descritas na Tabela 4.

Tabela 4 – Parâmetros técnicos do PLA fornecido pela Acccreate

|                                   |                            |
|-----------------------------------|----------------------------|
| <b>Biodegradável</b>              | Sim                        |
| <b>Densidade</b>                  | $1,20 \pm 0,1\text{g/m}^3$ |
| <b>Ponto de fusão</b>             | 190°C                      |
| <b>Temperatura de impressão</b>   | 200-220°C                  |
| <b>Resistência à tração</b>       | 55MPa                      |
| <b>Resistência à flexão</b>       | 1355kg/cm <sup>3</sup>     |
| <b>Módulo de flexão</b>           | 4500MPa                    |
| <b>Resistência ao impacto</b>     | 3kJ/m <sup>2</sup>         |
| <b>Distorção térmica</b>          | 58°C                       |
| <b>Absorção de água (23°C)</b>    | 0,5%                       |
| <b>Condições de armazenamento</b> | Temperatura < 50°C         |
|                                   | Umidade < 80%              |

**Fonte:** Disponível em: <[https://is.alicdn.com/img/pb/434/637/129/1129637434\\_271.jpg](https://is.alicdn.com/img/pb/434/637/129/1129637434_271.jpg)>. Acesso em: 10/07/2017

Diferentes cores foram usadas nas impressões dos corpos de prova a fim de deixar mais clara a identificação de cada configuração usada, uma vez que tais diferenças visuais não apresentam efeitos significativos nas propriedades mecânicas dos materiais. (Wittbrodt, 2015)

### 4.2 – MÉTODOS

Para uma avaliação mais abrangente do ácido láctico, foram conduzidos dois tipos de análises: Experimental e simulação computacional. Na primeira parte objetivou-se a caracterização do material e buscaram-se valores de parâmetros que seriam necessários para

uma futura análise por elementos finitos. Já na outra etapa, procurou-se validar um modelo de órtese para imobilização temporária do punho de um paciente adulto fabricado através da impressão 3D do PLA.

#### **4.2.1 – Avaliação da densidade**

Esta análise se fez necessária para avaliar se, depois que a órtese é impressa, existiam grandes variações que fizessem com que o valor médio da densidade obtido experimentalmente não estivesse dentro da tolerância especificada pelo fabricante.

A aferição da densidade do material em questão foi realizada no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte de Mossoró (IFRN), através do ensaio regulamentado pela norma ASTM D792 – 13, à uma temperatura de 25°C. Para a realização deste, eram necessários: uma balança analítica com resolução de pelo menos 0,1mg, um suporte para a amostra, um vaso de imersão, um termômetro e um fluido de densidade conhecida.

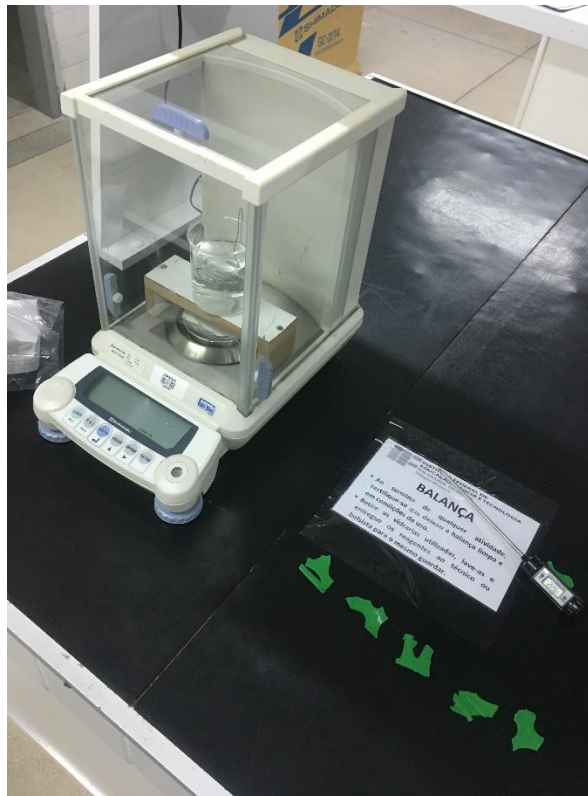
Foram utilizados então uma balança Shimadzu AUY220 com resolução de 0,1mg ou 0,0001g, e linearidade de  $\pm 0,2\text{mg}$  um suporte para a amostra feito com um fio metálico resistente à corrosão, um Becker (como vaso de imersão), um termômetro digital com faixa de medição entre -50 e 300°C, um suporte de madeira para suspender o Becker no interior da balança e água destilada. A Figura 19 mostra todo o aparato utilizado neste teste.

Primeiramente separou-se 5 espécimes de PLA com formas variadas, que foram retirados de uma órtese impressa, e aferiu-se a massa de cada um deles, chamando essa variável de “a”. Depois os equipamentos foram posicionados dentro da balança de precisão de modo que o Becker ficasse suspenso por um apoio de madeira, e o fio metálico ficasse em contato com a balança e sua extremidade ficasse submerso na água que estava dentro do Becker, sem que tocasse as paredes do mesmo, assim como mostra a Figura 20.

Então iniciou-se a medição da densidade de cada um dos corpos de prova, respeitando o seguinte procedimento:

1. Medição da massa do sistema sem o material;
2. Aferição da temperatura da água;
3. Imersão do material no fio metálico, deixando-o submerso na água e sem tocar as paredes do Becker;
4. Medição da massa do sistema com o material;
5. Retirada do material.

Figura 19 – Aparato utilizado na medição da densidade do PLA pela norma ASTM D792 – 13



**Fonte:** Autoria própria, 2017

Figura 20 - Equipamentos posicionados dentro da balança de precisão



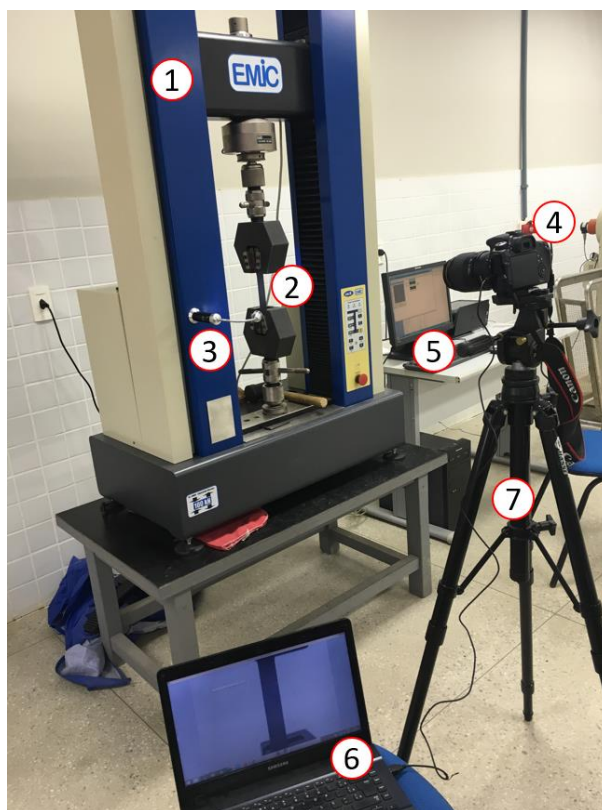
**Fonte:** Autoria própria, 2017.

#### 4.2.2 – Ensaio de tração

Foram realizados uma série de ensaios de tração no material a fim de constatar a veracidade dos dados fornecidos pela empresa fornecedora do mesmo. Todos estes aconteceram no laboratório de ensaios mecânicos da Universidade Federal Rural do Semi Árido (UFERSA) campus Mossoró, em uma máquina eletromecânica da EMIC DL de 100kN, com acionamento através de fusos e esferas recirculantes, colunas guia e servo-controle, que atua em conjunto com um computador.

Com o objetivo de aferir dados precisos acerca da determinação de campos de deslocamento e deformação do corpo de prova quando tensionado pela máquina, utilizou-se o método da correlação de imagens digitais em todos os ensaios de tração. Para tal, fez-se uso de uma máquina digital da marca Canon modelo EOS 60D com uma lente Canon Macro de 100mm 1:2,8, um tripé de apoio, um LED para iluminar a superfície do corpo de prova, tintas preta e branca de spray e um laptop para comandar a sequência de imagens retiradas pela câmera. Este aparato é mostrado na Figura 21.

Figura 21 – Aparato utilizado na correlação de imagens digitais. 1. Máquina EMIC DL 100kN; 2. Corpo de prova; 3. LED; 4. Câmera digital; 5. Computador da máquina; 6. Laptop para a câmera; 7. Tripé estabilizador.



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Primeiramente, os corpos de prova foram pintados com a tinta spray preta, e depois foi depositada uma certa quantidade de tinta branca nas peças de modo que ela ficasse com um cor de fundo preta e pequenos pontos brancos em sua superfície, apresentando o perfil mostrado na Figura 22.

Figura 22 - Corpo de prova regulamentado pela norma ASTM D638 - 14, modelo 4, com texturização adequada para proceder o método de correlação de imagens digitais



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Após a aplicação da textura nas peças, as mesmas foram posicionadas na máquina para a realização do ensaio de tração. A câmera digital foi posicionada, com o auxílio do tripé, a uma distância da máquina tal que o comprimento útil do specimen fosse totalmente capturado por ela sem que fosse necessário a aplicação de zoom, e a uma altura tal que o centro da lente estivesse alinhado ao centro do corpo de prova em um plano paralelo ao da peça.

Com o decorrer dos ensaios, a câmera foi sendo acionada pelo laptop e passou a capturar imagens a cada 5 segundos (tempo mínimo de espera entre uma foto e outra aceito pelo programa de comando da mesma).

Depois de gravadas na memória do laptop, as imagens foram processadas pelo programa Correli Q4 desenvolvido por LMT-Cachan (HILD, 2002), que usa o MATLAB como ambiente de processamento.

Cada ponto branco na superfície do corpo de prova é processado e o programa analisa o deslocamento desses pontos através dos pixels da imagem e fornece, ao final, um valor de deslocamento para cada peça estudada.

Os valores de tensão, por sua vez, foram adquiridos através da divisão entre os valores de força (em N) fornecidos pela célula de carga da máquina e a área da seção transversal do corpo de prova na região de quebra.

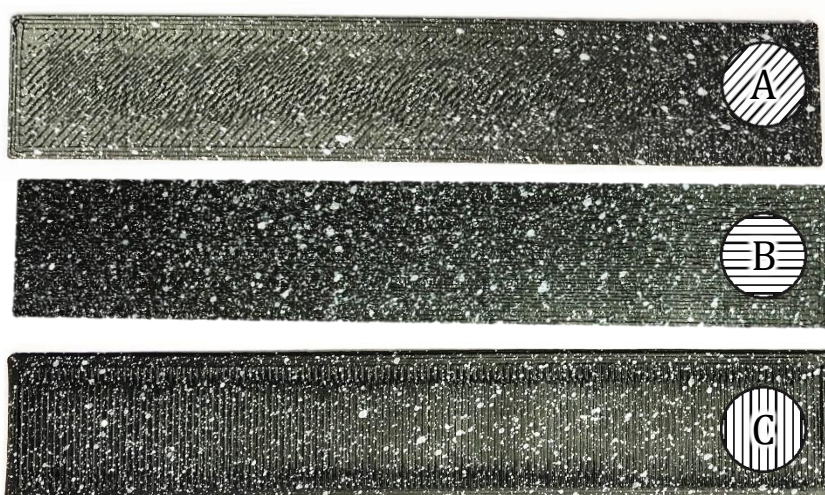
A razão entre tensão e deformação na fase elástica do ensaio de tração foi calculado e considerado como o módulo de elasticidade do material.

Como já citado anteriormente, foram conduzidos diferentes ensaios de tração, que serão detalhados a seguir.

#### 4.2.2.1 – Ensaio de tração sob a norma ASTM D3039 – 14

Este ensaio teve como objetivo a comparação entre as propriedades mecânicas descritas no item 4.2.2.2 – Ensaio de tração sob a norma ASTM D638 – 14 para diferentes tipos de orientação do fio de impressão (0, 45 e 90 graus), além de servir como método comparativo ao anterior, para uma orientação de 45°. As orientações foram denominadas a partir do ângulo que os fios de impressão formam com a seção longitudinal do corpo de prova. A Figura 23 mostra os três modelos de corpo de prova utilizados nessa análise, com 45° (Figura 23a), com 0° (Figura 23b) e com 90° (Figura 23c).

Figura 23 - Corpos de prova retangulares impressos com diferentes orientações e com texturização adequada para proceder o método de correlação de imagens digitais. (a) 45°; (b) 0°; (c) 90°



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Foram confeccionados neste caso 5 corpos de prova (120mm x 20mm x 1mm) para cada situação analisada, sendo todos eles impressos na impressora Sathi3D modelo AiP – 1,75mm com uma temperatura do bico de impressão de 200°C e 100% de preenchimento.

O ensaio foi realizado em um ambiente à 25°C, com uma velocidade de avanço da máquina de 0,6mm/min (0,01mm/s), comprimento útil médio dos corpos de prova de 84mm e com uma célula de carga de 2kN.

#### 4.2.2.2 – Ensaio de tração sob a norma ASTM D638 – 14

O objetivo desta análise era a averiguação de algumas propriedades mecânicas do material, como por exemplo limite de resistência à tração, tensão de escoamento, tensão de ruptura, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.

Para isso, foram confeccionados 5 corpos de prova de acordo com a norma ASTM D638 – 14, modelo 4 (com 6mm de largura e 3,4mm de espessura em seu comprimento útil), em uma impressora 3D fabricada pela Sethi3D do modelo AiP – 1,75mm. Todos com a mesma configuração de impressão, sendo:

- Temperatura do bico de impressão: 200°C;
- Orientação do filamento: 45°
- Preenchimento: 100%

O ensaio foi realizado em um ambiente à 25°C, com uma velocidade de avanço da máquina de 0,3mm/min (0,005mm/s), comprimento útil médio dos corpos de prova de 65mm e com uma célula de carga de 30kN.

Dessa forma, os ensaios experimentais foram realizados segundo as configurações apresentadas, resumidamente, na Tabela 5.

Tabela 5 - Resumo dos procedimentos experimentais realizados e suas respectivas configurações

| Ensaio    | Norma           | Quantidade de corpos de prova | Velocidade do ensaio | Comprimento útil médio | Orientação do fio de impressão |
|-----------|-----------------|-------------------------------|----------------------|------------------------|--------------------------------|
| Densidade | ASTM D792 – 13  | 5                             | -                    | -                      | -                              |
| Tração    | ASTM D3039 – 14 | 15                            | 0,6 mm/min           | 84 mm                  | 0°, 45° e 90°                  |
|           | ASTM D638 – 14  | 5                             | 0,3 mm/min           | 65 mm                  | 45°                            |

**Fonte:** Autoria própria, 2017.

#### 4.2.3 – Modelagem de elementos finitos

Os resultados obtidos pelos métodos experimentais foram de fundamental importância para o desenvolvimento das simulações computacionais do ácido polilático. Parâmetros como densidade, tensão de escoamento, tensão de ruptura, tensão máxima, módulo de elasticidade e

coeficiente de Poisson foram adicionados à biblioteca do programa ANSYS® como um novo material, e as análises foram conduzidas a partir daí.

Primeiramente, foi simulado um ensaio de tração, com o corpo de prova descrito na norma ASTM D638 – 14, na plataforma do ANSYS®, com o objetivo de avaliar a semelhança entre os dados obtidos experimentalmente e os obtidos por meio dessa simulação.

Depois foram realizados novos ensaios com dois modelos de órtese utilizados pela empresa *Fix It* sendo dois diferentes modelos, afim de avaliar a sua integridade estrutural em algumas situações prováveis de acontecer no dia a dia, sendo elas a tentativa de planificação da órtese quando a mesma encontra-se fixa no pulso do paciente e o movimento vertical da mão do usuário quando a órtese está em uso.

Ao fim das análises, busca-se comparar os dois modelos, indicando os esforços que cada um desses suporta em condições de uso, bem como levantar um estudo a respeito do custo-benefício dos mesmos, no que diz respeito a uma possível comercialização dos mesmos.

#### 4.2.3.1 – Simulação de ensaio de tração no corpo de prova da norma ASTM D638 – 14

Para a primeira análise, o modelo do corpo de prova que foi importado no programa foi o mesmo que foi utilizado para a impressão dos corpos de prova sob a norma ASTM D638 – 14 utilizados experimentalmente, estando este representado na Figura 24.

Figura 24 - Modelo de corpo de prova (descrito na norma ASTM D638 - 14) tomado como base na simulação da análise de tração do PLA



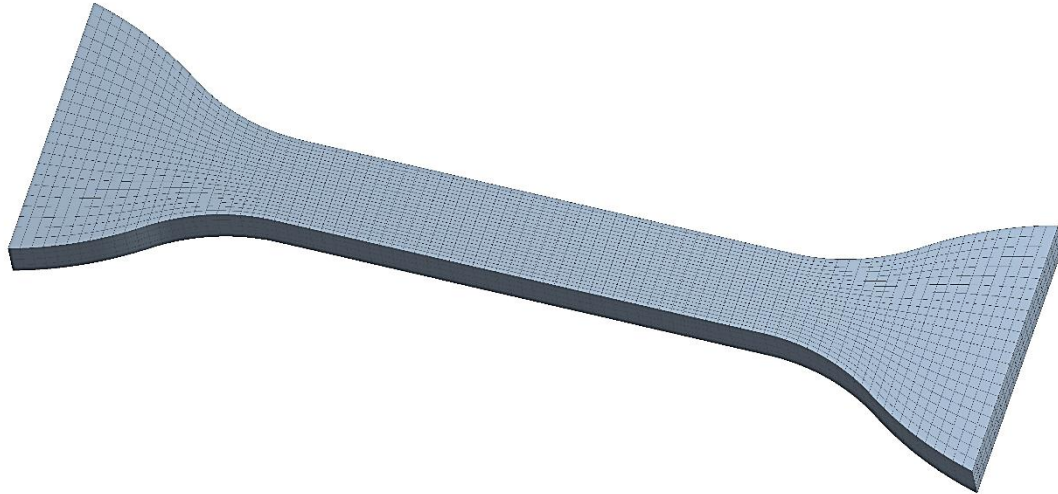
**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Uma vez que no procedimento experimental as garras da máquina são posicionadas a uma distância de 65mm, descrito pela norma, cortou-se o corpo de prova nessa análise para que ficasse com esse comprimento, visando uma melhor representabilidade da simulação.

Após a importação do modelo reduzido, foi criada uma malha para a análise. A malha que foi gerada automaticamente pelo programa se mostrou satisfatória para a simulação, uma

vez que apresentou elementos na forma de hexaedros e uma maior densidade dos mesmos nas regiões curvas e de menor espessura do modelo. A distribuição da malha, com 40019 nós e 8096 elementos, pode ser observada na Figura 25.

Figura 25 - Representação da malha do corpo de prova simulado no ensaio de tração



**Fonte:** Autoria própria, 2018.

Os elementos gerados pelo programa foram mantidos pois, neste caso, além de apresentarem custo operacional semelhante aos tetraedros, fornecem uma maior qualidade de resultado em superfícies que não possuem muitos limites curvos, como é o caso em questão (LOGAN, 2012).

Desenvolvida a malha, foi a vez de inserir informações acerca das condições de contorno da simulação. Foi então considerado que uma das extremidades do corpo de prova estaria fixa enquanto a outra sofreria um deslocamento. O valor desse deslocamento foi determinado através da análise dos resultados experimentais deste ensaio. Notou-se que com uma deformação de 1% todos os corpos de prova ainda se encontravam em sua região elástica. Desta forma, aplicou-se um deslocamento de 0,65mm na extremidade do corpo de prova, referente a 1% de deformação de um comprimento útil de 65mm. As condições de contorno desta análise podem ser observadas na Figura 26.

Figura 26 - Representação das condições de contorno na simulação do ensaio de tração



**Fonte:** Autoria própria, 2018.

Com tais variáveis de entrada foram analisados onde seriam encontradas as tensões máximas desse corpo de prova, os deslocamentos total e na coordenada x e a tensão equivalente de von mises.

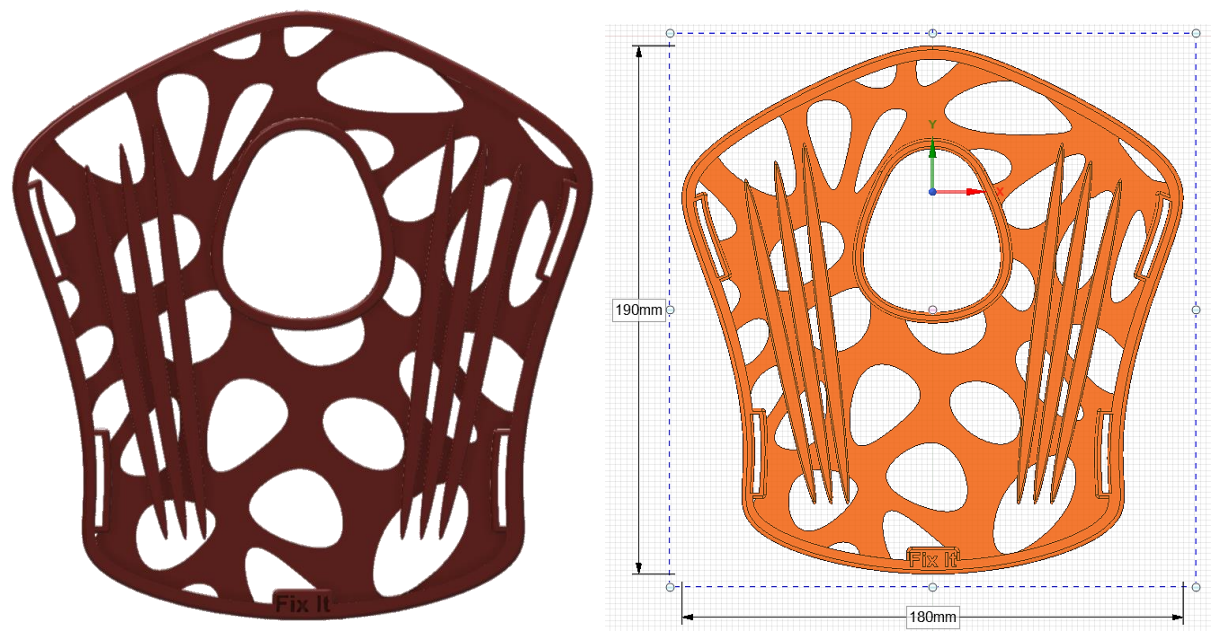
#### 4.2.3.2 – Simulação da órtese planificada

Dois modelos de órteses foram fornecidos pela empresa *Fix It*. Com o objetivo de diferenciá-los neste trabalho, os mesmos serão chamados de modelos 1 e 2.

Ambos foram disponibilizados no formato “.f3d”, formato no qual é usado na impressão das peças. No entanto, como o programa que seria utilizado na análise (ANSYS®) não reconhece este tipo de arquivo, o mesmo foi convertido através do SOLIDWORKS® para que assim pudesse ser analisado. Os modelos fornecidos contam com a mesma dimensão de 190x180mm e podem ser observados nas Figuras 27 e 29.

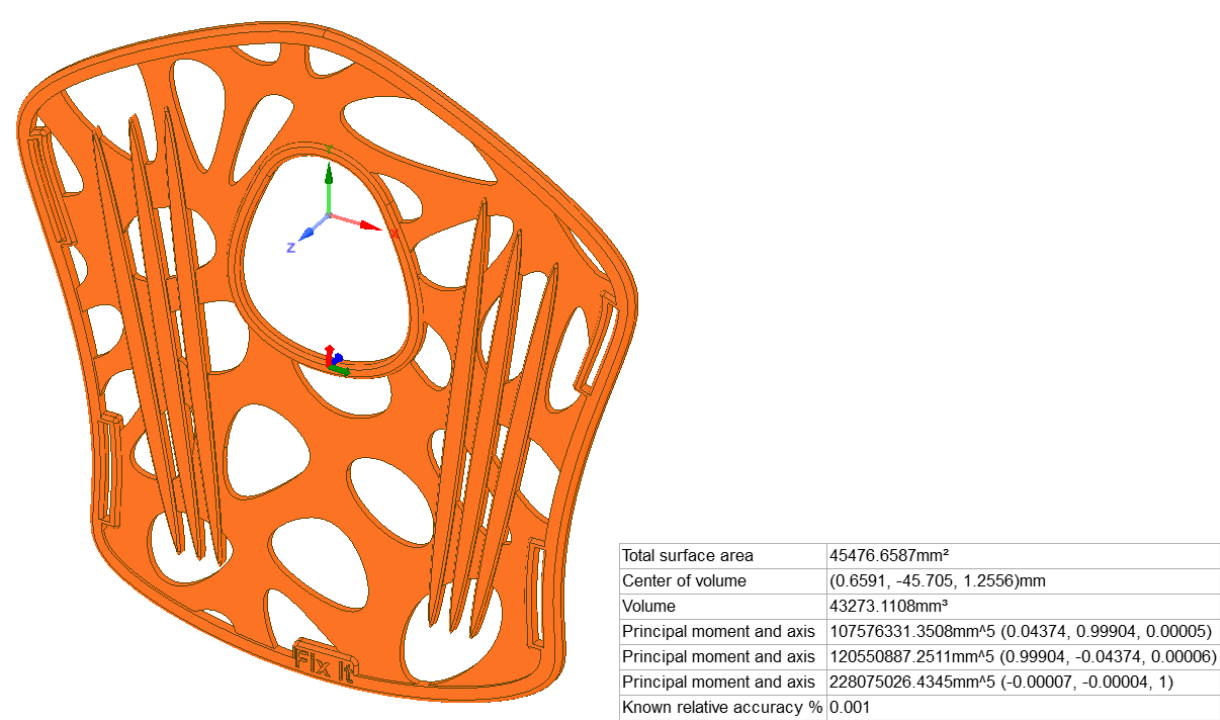
Antes mesmo de dar-se início à análise, verificou-se dados como área superficial total e volume dos modelos, que contaram com valores de aproximadamente 454,77cm<sup>2</sup> e 43,273cm<sup>3</sup> para o primeiro modelo e 454,98cm<sup>2</sup> e 44,090cm<sup>3</sup> para o segundo, respectivamente. Esses e outros dados foram fornecidos através do *software* de edição 3D SpaceClaim presente no programa ANSYS® e podem ser observados nas Figuras 28 e 30. Esses valores serão essenciais para a análise e comparação do custo benefício da fabricação desse modelo com o outro.

Figura 27 - Representação planificada do modelo 1 da órtese



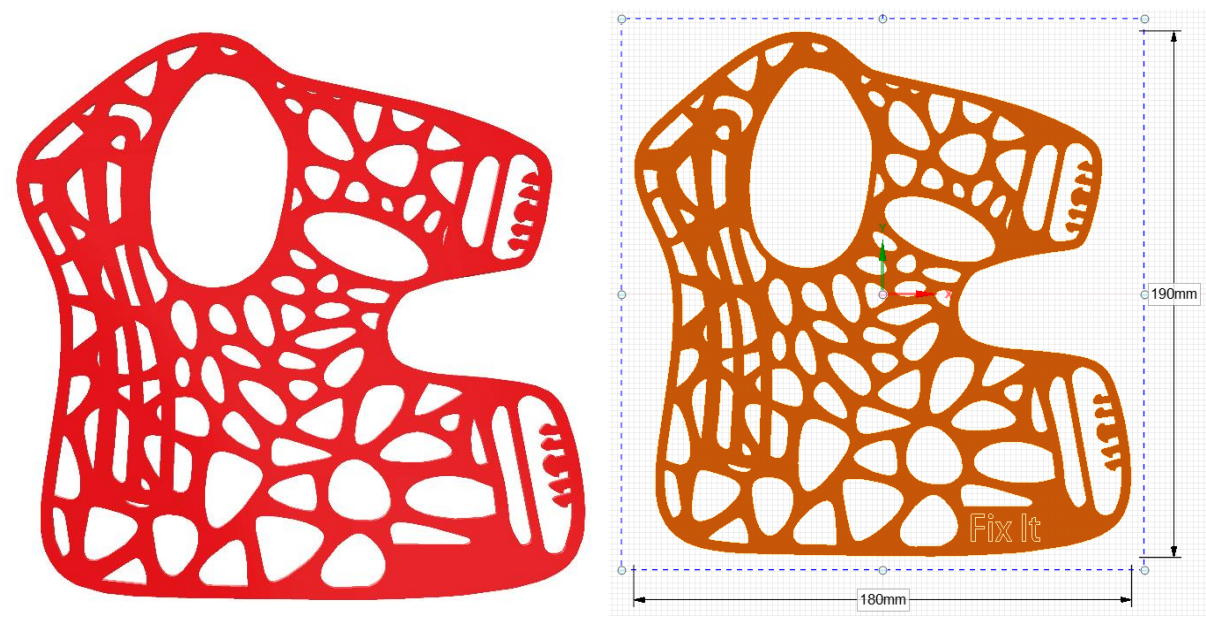
Fonte: Autoria própria, 2017.

Figura 28 - Dados relativos a geometria do modelo 1 planificado da órtese



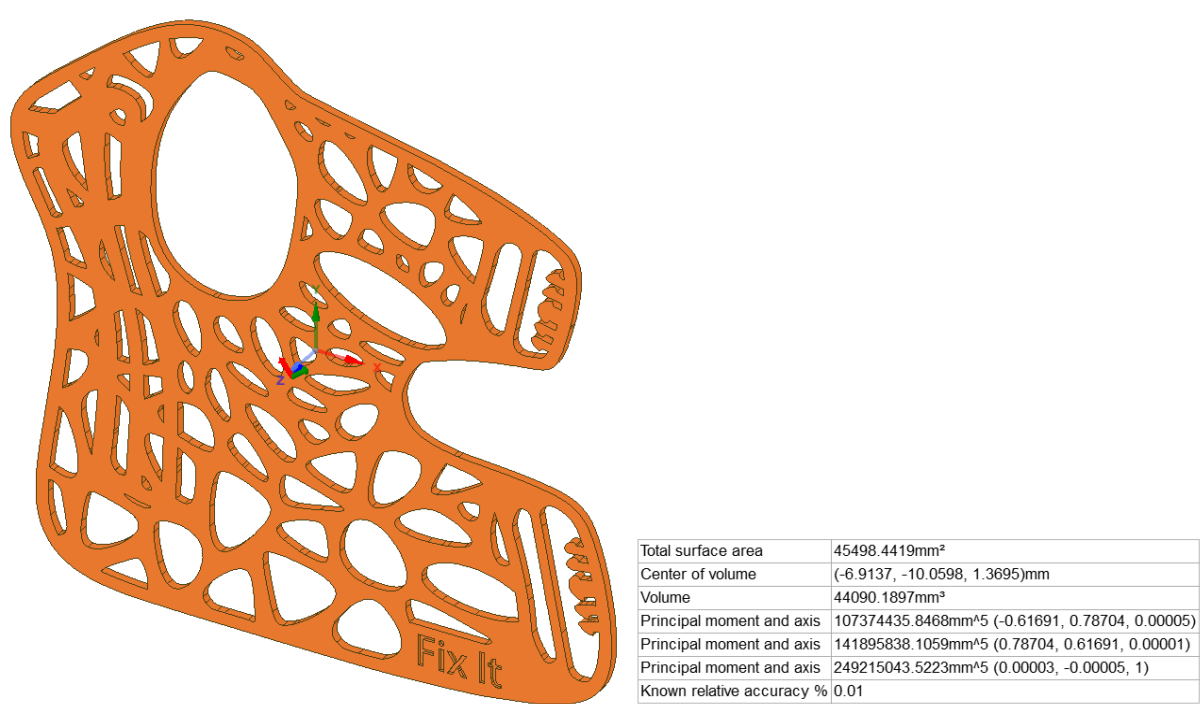
Fonte: Autoria própria, 2017.

Figura 29 – Representação planificada do modelo 2 da órtese



Fonte: Autoria própria, 2018.

Figura 30 - Dados relativos a geometria do modelo 2 planificado da órtese

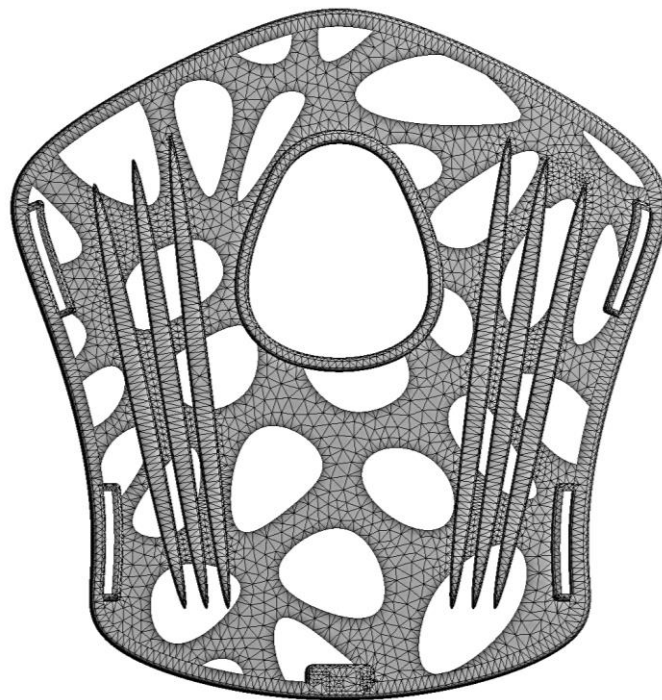


Fonte: Autoria própria, 2018.

Os arquivos convertidos foram importados no programa ANSYS® para que fosse conduzida uma simulação que aplicasse um deslocamento nas laterais das peças, objetivando a identificação de pontos críticos na estrutura das mesmas. Para isso, foram desenvolvidas suas malhas.

Como o modelo 1 não é uma peça que apresenta uma superfície totalmente plana, mas com algumas partes sobressaltadas, o que gera vários pontos concentradores de tensão, foram adotados elementos na forma de tetraedros já que estes elementos se adequam melhor a forma da órtese. A densidade de elementos foi maior nas regiões que geram maiores concentradores de tensão. A representação da malha utilizada neste modelo, com 87819 nós e 46022 elementos, pode ser observada na Figura 31.

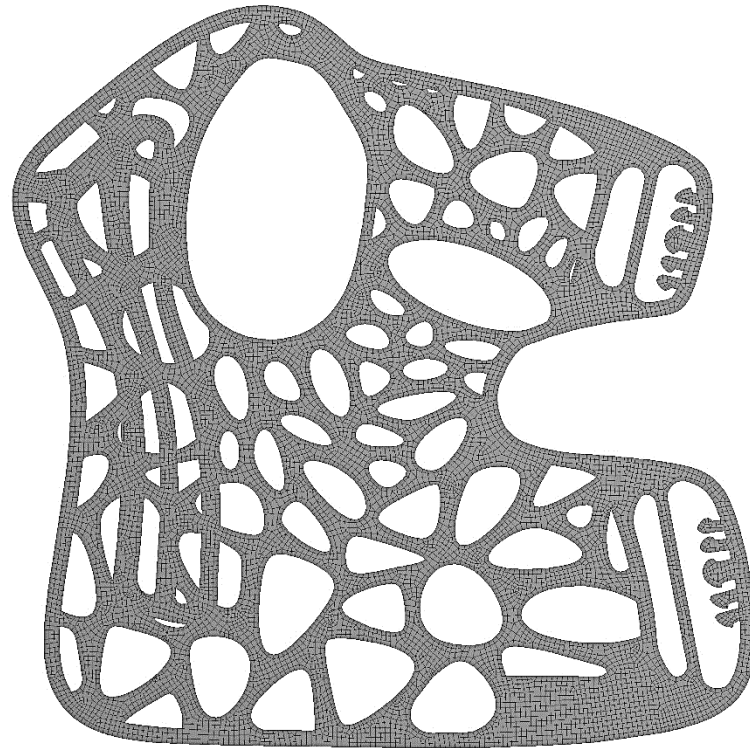
Figura 31 - Representação da malha do modelo 1 planificado da órtese



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

No modelo 2 optou-se pela utilização de elementos na forma de hexaedros, uma vez que a superfície da peça, diferentemente do outro modelo, é totalmente plana e, portanto, não apresenta tantos concentradores de tensão como foi observado no primeiro modelo. A representação da malha utilizada, com 39045 nós e 22338 elementos, pode ser observada na Figura 32.

Figura 32 - Representação da malha do modelo 2 planificado

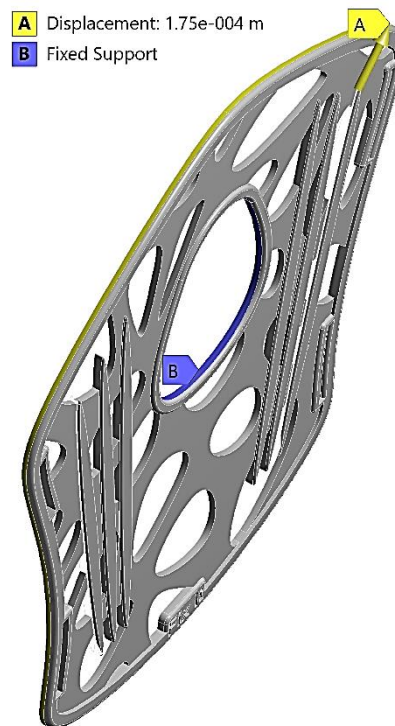


**Fonte:** Autoria própria, 2018.

Com a malha desenvolvida, inseriram-se informações acerca das condições de contorno da simulação. Foi então considerado que a área destinada ao posicionamento do polegar estaria fixa enquanto toda a área externa da peça sofreria um deslocamento de 0,175mm. O valor desse deslocamento foi o que forneceu, em uma análise de tensões máximas, o valor de tensão máxima obtido nos procedimentos experimentais. A representação do deslocamento aplicado e da superfície fixa dessa análise no modelo 1 podem ser observadas na Figura 33.

No segundo modelo, priorizou-se utilizar as mesmas condições utilizadas na análise do modelo 1. A representação do deslocamento aplicado e da superfície fixa da análise desse modelo podem ser observadas na Figura 34.

Figura 33 - Representação do deslocamento aplicado e superfície fixa da análise no modelo 1 planificado

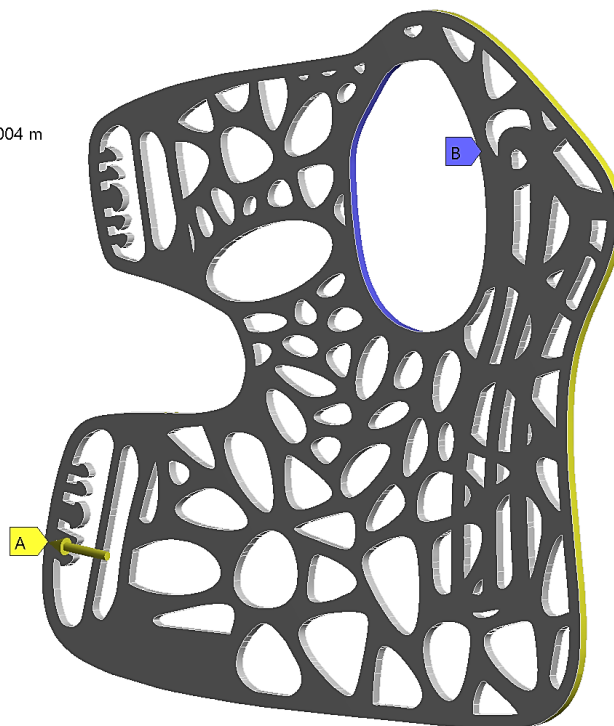


**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Figura 34 - Representação do deslocamento aplicado e superfície fixa da análise no modelo 2 planificado

**G: Modelo 2 Aberto**  
Fixed Support  
Time: 1. s

**A** Displacement:  $1.75e-004$  m  
**B** Fixed Support



**Fonte:** Autoria própria, 2018.

Com tais variáveis de entrada foram analisados onde seriam encontradas as tensões máximas desses corpos de prova, os deslocamentos nas coordenadas x e y de cada ponto, a tensão equivalente de Von Mises e forças normais atuantes nas peças.

#### 4.2.3.3 – Simulação de tentativa de abertura da órtese

Como pode-se perceber, o arquivo foi fornecido da maneira como os modelos 1 e 2 da órtese são impressos, de uma maneira planificada. Tendo como objetivo principal a análise dinâmica das mesmas, foi necessário que estes modelos fossem moldados à mão humana, assim como é proposto pela empresa *Fix It*. Para tal, foram medidas as dimensões de mão (distâncias exteriores entre as bases dos metacarpos II e V) e pulso (a uma distância de 200mm da medição anterior) do autor deste trabalho, para que se simulasse o comportamento dela sendo usado por esse. Utilizou-se um objeto cônico com os valores mencionados para que o objeto pudesse ser moldado em sua superfície através da função *wrap* presente no SOLIDWORKS®. Após isso, buscou-se no site <http://www.free3d.com> o modelo de uma mão humana em 3D e aplicou-se à mesma as medidas da mão do autor do trabalho e, finalmente, anexou-se a este modelo a órtese curvada, como pode ser observado na Figura 35.

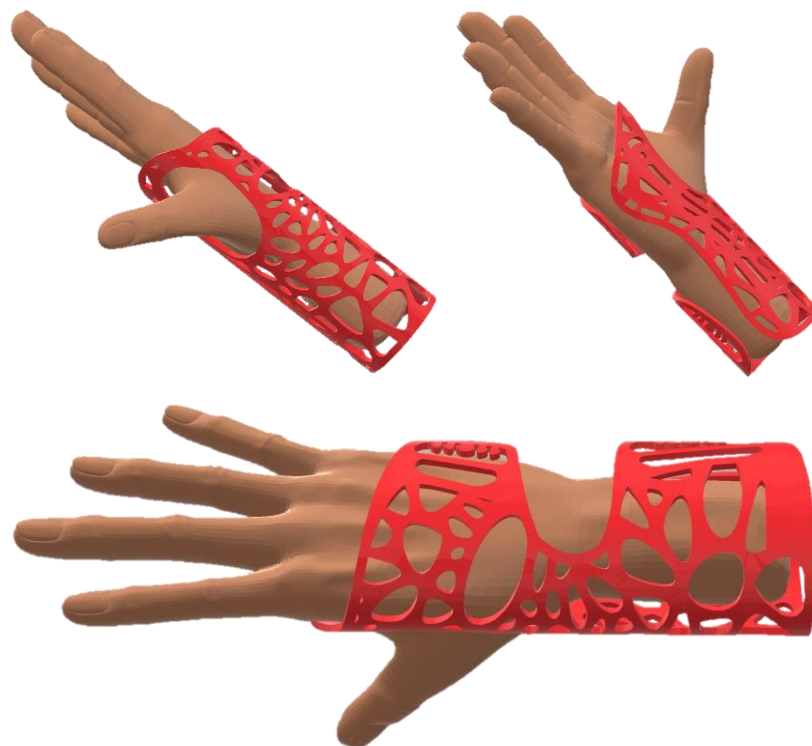
Assim como o arquivo do modelo 1, o arquivo do modelo 2 foi fornecido da maneira como este é impresso, de uma maneira planificada. Para as análises, o modelo foi moldado à mão humana utilizando as mesmas medidas do primeiro modelo para que se mantivesse uma coerência quanto à curvatura dos modelos 1 e 2. Com esta adaptação e utilizando o SOLIDWORKS®, moldou-se a órtese a uma mão com as dimensões da do autor desse trabalho, como pode ser observado na Figura 36.

Figura 35 – Modelo 1 da órtese moldada em mão com dimensões aproximadas da mão do autor do trabalho



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Figura 36 – Modelo 2 da órtese moldada em mão com dimensões aproximadas da mão do autor do trabalho



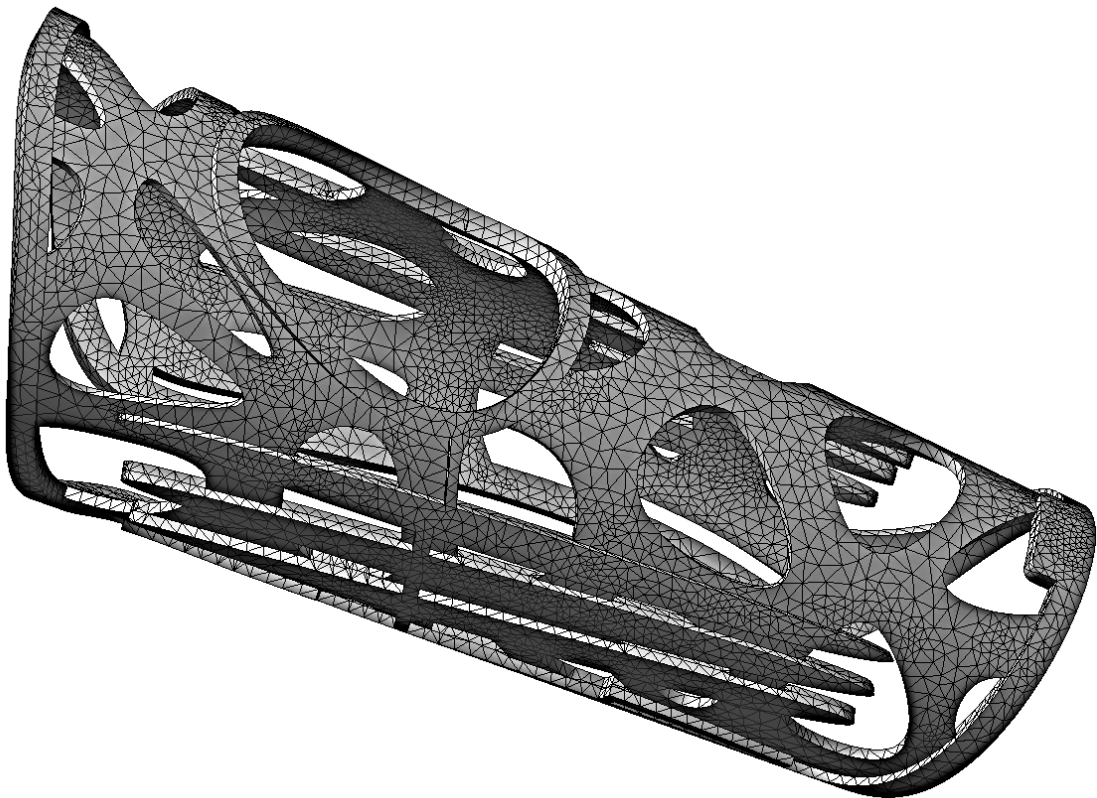
**Fonte:** Autoria própria, 2018.

Com estes formatos, simulou-se um esforço no sentido de abrir as órteses, tentando voltar as mesmas para o estado em que se encontravam nas análises anteriores. Para isso, desenvolveu-se a malha do primeiro modelo, que contou com 88760 nós e 46726 elementos na forma de tetraedros, como pode ser observado na Figura 37. Escolheu-se essa geometria para que pudesse se ter resultados mais consistentes da superfície curva da peça.

O refinamento da malha foi novamente realizado de maneira empírica, possuindo densidades maiores de elementos nos pontos relativamente mais críticos, que são em pontos concentradores de tensões, partes acentuadamente curvas e nas longarinas da peça.

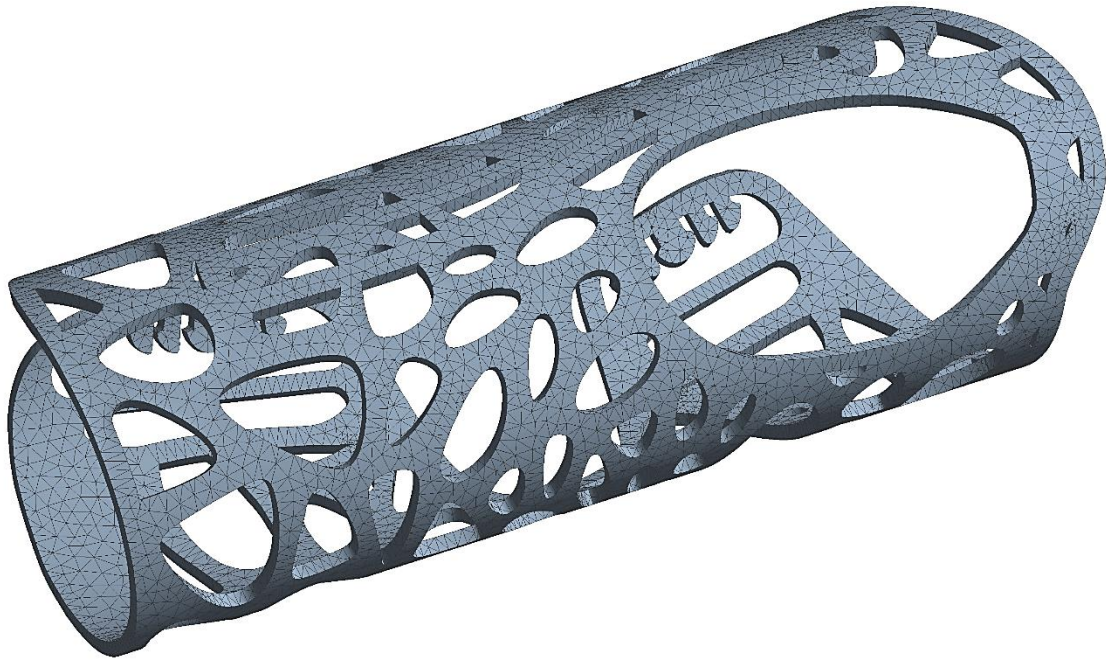
O segundo modelo, por sua vez, contou com 74910 nós e 36520 elementos também na forma de tetraedros, como pode ser observado na Figura 38. Da mesma maneira que no primeiro modelo, o segundo passou por um refinamento da malha nos pontos concentradores de tensão.

Figura 37 - Representação da malha do modelo 1 da órtese na simulação da tentativa de abertura da mesma



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Figura 38 - Representação da malha do modelo 2 da órtese na simulação da tentativa de abertura da mesma



**Fonte:** Autoria própria, 2018.

Essa análise objetivou analisar a capacidade que a órtese moldada tem de permanecer com o mesmo formato quando está posicionada no pulso do paciente à medida em que uma força está sendo aplicada no sentido de planificá-la novamente.

A modelagem da órtese é feita através de banho maria na peça à 60°C. Depois de atingido o equilíbrio térmico entre a peça e a água, a mesma é posicionada no pulso do paciente, que está protegido com uma atadura. Depois de moldado, o primeiro modelo é posicionado no pulso do paciente e fixam-se suas extremidades livres com o auxílio de velcros. Por esse motivo, nesta análise o ponto de fixação do modelo foi na superfície onde os velcros são posicionados, como pode ser observado na Figura 39. Uma força com uma magnitude de 300N foi adicionada em uma das extremidades da órtese entre os dois pontos de fixação da mesma, como é mostrado na mesma figura. Esta magnitude foi considerada com o objetivo de se atingir um valor próximo à tensão máxima da peça na simulação.

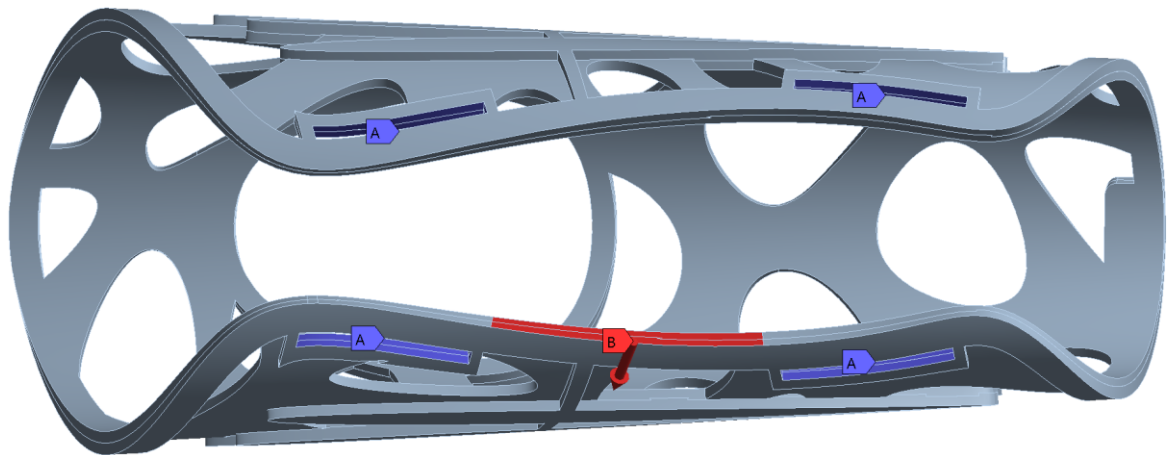
No segundo modelo, depois de moldado, o dispositivo é posicionado no pulso do paciente e fixam-se suas extremidades livres com o auxílio de elásticos. Por esse motivo, nesta análise o ponto de fixação do modelo foi na superfície onde esses elementos são posicionados, como pode ser observado na Figura 40. Uma força com uma magnitude de 300N foi adicionada em uma das extremidades da órtese entre os dois pontos de fixação da mesma. Essas condições

de contorno são semelhantes às adotadas no modelo 1, o que de certa forma auxilia na comparação dos resultados dessas duas.

Figura 39 - Representação da força aplicada e da superfície fixa na análise de tentativa de abertura da órtese 1

**H: Abertura do Modelo 1**  
Fixed Support  
Time: 1. s

**A** Fixed Support  
**B** Force: 300. N

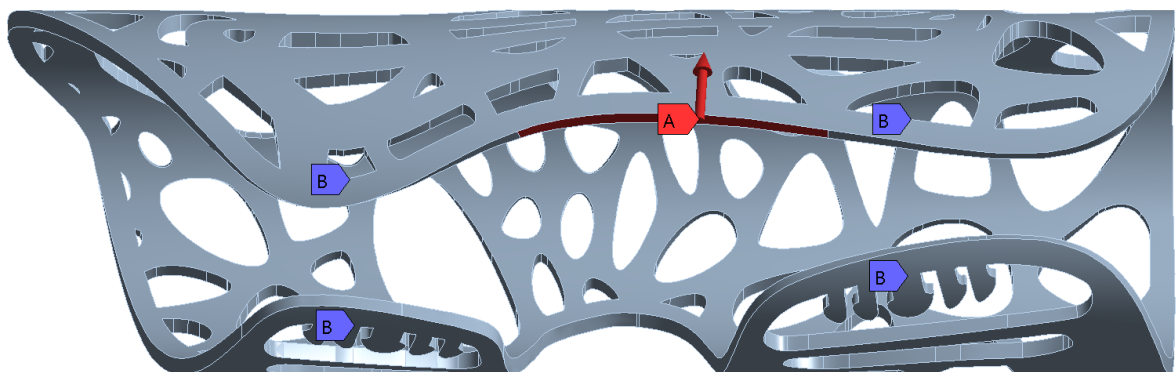


**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Figura 40 - Representação da força aplicada e da superfície fixa na análise de tentativa de abertura da órtese 2

**I: Abertura do Modelo 2**  
Fixed Support  
Time: 1. s

**A** Force: 300. N  
**B** Fixed Support 2



**Fonte:** Autoria própria, 2018.

A partir desses valores de entrada foram analisados onde seriam encontradas as tensões máximas do modelo, os deslocamentos nas coordenadas x e y de cada ponto, a tensão equivalente de von mises e forças normais atuantes na peça.

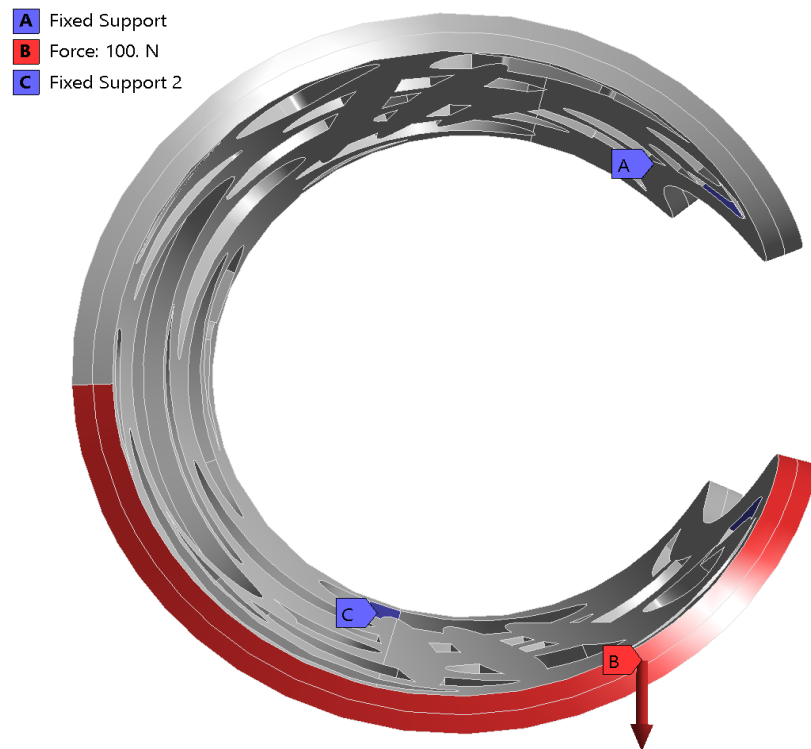
#### 4.2.3.4 – Simulação de flexão longitudinal da órtese

Utilizando o mesmo formato moldado, simulou-se uma flexão longitudinal do modelo, que seria resultado do movimento da mão do paciente, para cima ou para baixo. Esta análise foi realizada, para o primeiro modelo, com a mesma malha apresentada na Figura 37, contando com 88760 nós e 46726 elementos na forma de tetraedros, e para o segundo modelo, com a mesma malha apresentada na Figura 38, com 74910 nós e 36520 elementos também na forma de tetraedros.

Após a formação da malha, foram especificadas as condições de contorno. Para isso, considerou-se que a órtese estaria fixa em dois pontos: nos locais onde a mesma está fixa por velcros (modelo 1) ou por elásticos (modelo 2) e na região inferior em contato com o antebraço do usuário que é a região mais distante da de aplicação da força. Esta, por sua vez, foi aplicada na extremidade da região em contato com a mão do paciente, tendo a sua direção para baixo e uma magnitude de 100N, como pode ser observado na Figura 41 para o primeiro modelo, e na Figura 42 para o segundo modelo. Esta magnitude foi considerada com o objetivo de se atingir um valor próximo à tensão máxima da peça na simulação.

Com tais variáveis de entrada foram analisados onde seriam encontradas as tensões máximas desse corpo de prova, os deslocamentos em diferentes direções, a tensão equivalente de von mises e forças normais atuantes na peça.

Figura 41 - Representação das condições de contorno na simulação de flexão longitudinal da órtese

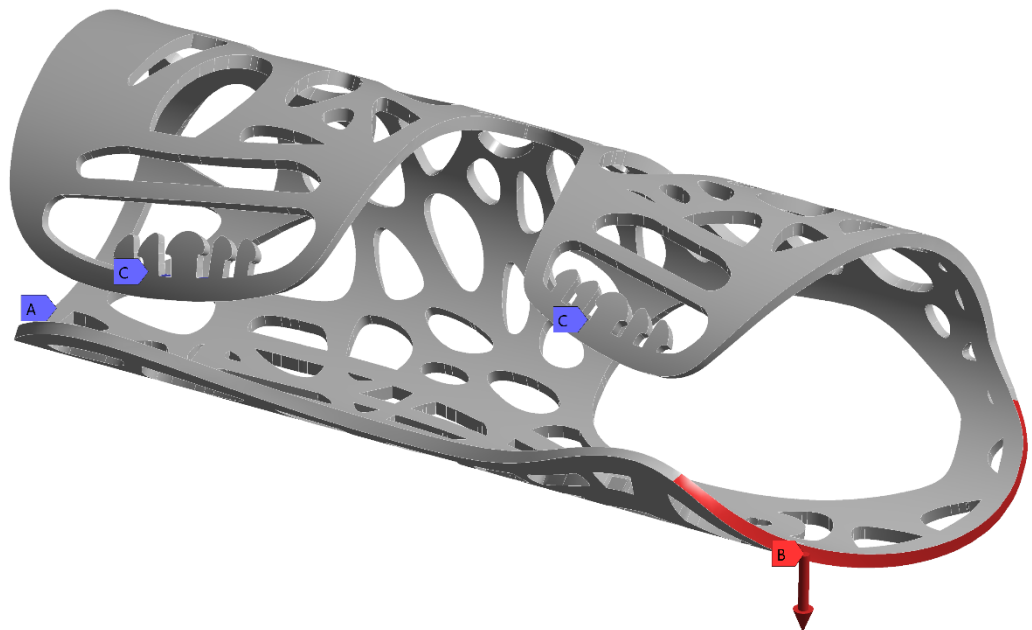


**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Figura 42 - Representação das condições de contorno na simulação de flexão longitudinal da órtese

**L: Flexão 1 - Modelo 2**  
Fixed Support  
Time: 1. s

**A** Fixed Support  
**B** Force: 100. N  
**C** Fixed Support 2



**Fonte:** Autoria própria, 2018.

A Tabela 6 apresenta um resumo do programa computacional utilizado no trabalho, expondo cada simulação realizada em cada um dos dois modelos, bem como seus principais objetivos.

Tabela 6 - Resumo do programa computacional utilizado no trabalho

| <b>Modelo</b>   | <b>Tipo de simulação</b> | <b>Principais objetivos</b>                                                                                        |
|-----------------|--------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Tração</b>   | Ensaio de tração         | Avaliar a precisão das análises computacionais pela comparação com o resultado experimental                        |
| <b>Modelo 1</b> | Modelo planificado       | Identificação de pontos críticos                                                                                   |
|                 | Abertura da órtese       | Averiguar as tensões resultantes de uma força no sentido de planificar a órtese                                    |
|                 | Flexão longitudinal      | Averiguar as tensões resultantes de uma força normal à palma da mão do paciente                                    |
| <b>Modelo 2</b> | Modelo planificado       | Identificação de pontos críticos e comparação do resultado com o do primeiro modelo                                |
|                 | Abertura da órtese       | Averiguar as tensões resultantes de uma força no sentido de planificar a órtese, comparando com o primeiro modelo. |
|                 | Flexão longitudinal      | Averiguar as tensões resultantes de uma força normal à palma da mão do paciente, comparando com o primeiro modelo. |

**Fonte:** Autoria própria, 2017.

## 5 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados das aplicações de cada um dos métodos descritos anteriormente, bem como a discussão destes será realizado nas seções seguintes.

### 5.1 - AVALIAÇÃO DA DENSIDADE

Os resultados das aferições das densidades dos 5 corpos de prova são apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 - Resultado da avaliação da densidade do PLA

| Ensaio                                                                                                        | 1               | 2         | 3         | 4            | 5         |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|-----------|-----------|--------------|-----------|
| <b>Densidade da água (kg/m³)</b>                                                                              | 997,6815        | 997,6815  | 997,4936  | 997,4936     | 997,4936  |
| <b>a = massa aparente do corpo de prova, sem o fio, no ar. (g)</b>                                            | 1,6856          | 1,4063    | 1,5176    | 1,4136       | 1,3074    |
| <b>b = massa aparente do corpo de prova completamente imerso e do fio parcialmente imerso no líquido. (g)</b> | 7,3190          | 7,3281    | 7,3212    | 7,2823       | 7,3247    |
| <b>w = massa aparente do fio parcialmente imerso. (g)</b>                                                     | 7,1491          | 7,1484    | 7,1518    | 7,1515       | 7,1508    |
| <b>Densidade do PLA (kg/m³)</b>                                                                               | 1109,5150       | 1143,8444 | 1122,8277 | 1099,2025    | 1150,5277 |
| <b>Densidade Média</b>                                                                                        | 1125,1835 kg/m³ |           |           | 1,1252 g/cm³ |           |
| <b>Desvio padrão</b>                                                                                          | 21,8896 kg/m³   |           |           | 0,0219 g/cm³ |           |
| <b>Coefficiente de variação</b>                                                                               | 1,95%           |           |           | 1,95%        |           |

**Fonte:** Autoria própria, 2017.

As duas primeiras aferições foram realizadas com o líquido (água destilada) à 22,4°C, enquanto que as demais foram realizadas com o líquido à 23,2°C.

Segundo a norma ASTM D792 – 13, a densidade relativa de cada uma das peças deve ser calculada através da equação 1.

$$\text{Densidade relativa} = \frac{a}{a+w-b} \cdot \text{Densidade da água} \quad (1)$$

Através dos dados de densidade média e de desvio padrão desta que foram apresentados na Tabela 7 é possível notar que os dados são bem consistentes no que diz respeito à variação do resultado, já que o coeficiente de variação deste não ultrapassou o valor de 2%. Quando o valor da densidade média é comparado ao fornecido na ficha técnica do produto, presente na Tabela 4, observa-se que o valor obtido está de acordo com o valor de referência do fabricante.

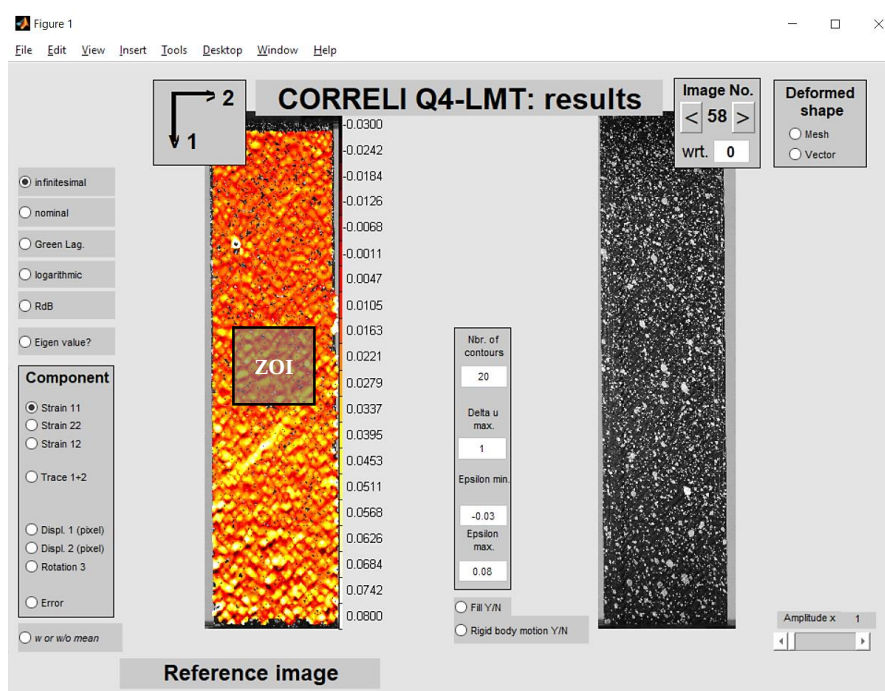
O valor de referência da densidade relativa do PLA utilizado neste trabalho passa a assumir então o valor encontrado neste ensaio ( $1,125 \text{ g/cm}^3$ ), uma vez que este valor é mais representativo para o material em questão.

## 5.2 - ENSAIOS DE TRAÇÃO

### 5.2.1 - Norma ASTM D3039 – 14

De posse dos resultados dos campos de deformações das imagens analisadas pelo software de correlação Correli Q4, delimitou-se uma zona de interesse (ZOI) aproximada que fosse comum para todas as imagens. Um exemplo dessa zona de interesse pode ser observada na Figura 43, onde a própria plataforma do software pode ser observada.

Figura 43 - Zona de interesse (ZOI) selecionada para as imagens do ensaio sob a norma ASTM D3039 – 14



Fonte: Autoria própria, 2017.

A zona de interesse delimita a região de onde os dados serão retirados, sendo importante que se analisem as mesmas zonas em todos os casos. O programa calcula uma média dos deslocamentos de cada um dos pontos identificados na texturização da peça e fornece esse valor em unidade de deformação (pixel/pixel).

Analizando ainda a Figura 43 pode-se perceber que, em uma região logo abaixo a da ZOI, encontra-se uma diagonal de valores elevados de epsilon máximo. Quando compara-se essa zona com a região de ruptura desse mesmo corpo de prova na Figura 47b, nota-se que as mesmas são correspondentes.

A partir da obtenção desses valores de deslocamento, tanto na direção 1 quanto na direção 2 (Figura 43), e da obtenção dos valores de força ao longo do ensaio de tração, computados pela célula de carga, calcularam-se os valores de tensão de escoamento, tensão máxima, tensão de ruptura e módulo de elasticidade. Os cálculos desses parâmetros foram realizados pelo MATLAB e pelo Microsoft Excel, apresentando resultados muito semelhantes, sendo os resultados do primeiro programa os que foram considerados neste trabalho.

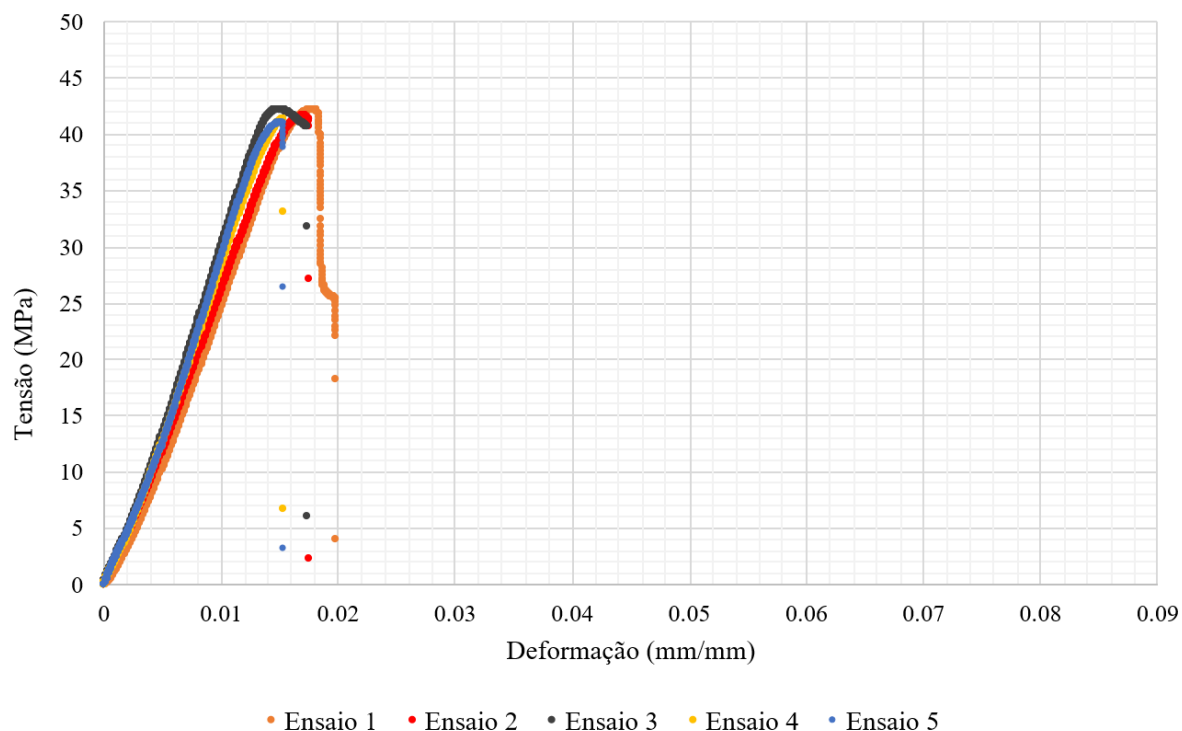
Os valores dos parâmetros citados anteriormente que foram obtidos nesse ensaio são mostrados nas Tabelas 8 a 10 para os corpos de prova com orientações dos fios de 0°, 45° e 90°, respectivamente. Após cada uma dessas é mostrado um gráfico de tensão vs deformação (gerados no Microsoft Excel) das curvas sobrepostas para cada caso nas Figuras 44 a 46.

Tabela 8 - Resultado dos corpos de prova de orientação 0° no ensaio de tração da norma ASTM D3039 - 14

| <b>Parâmetros</b><br><b>Ensaio</b> | <b>Tensão</b><br><b>escoamento</b><br><b>(MPa)</b> | <b>Tensão máx.</b><br><b>(MPa)</b> | <b>Tensão rupt.</b><br><b>(MPa)</b> | <b>Mód. de Elast.</b><br><b>(GPa)</b> |
|------------------------------------|----------------------------------------------------|------------------------------------|-------------------------------------|---------------------------------------|
| <b>Ensaio 01</b>                   | 41,60                                              | 42,25                              | 22,50                               | 2,40                                  |
| <b>Ensaio 02</b>                   | 41,20                                              | 41,60                              | 41,25                               | 2,40                                  |
| <b>Ensaio 03</b>                   | 41,50                                              | 42,20                              | 40,66                               | 2,60                                  |
| <b>Ensaio 04</b>                   | 40,60                                              | 41,31                              | 41,29                               | 2,60                                  |
| <b>Ensaio 05</b>                   | 40,30                                              | 41,06                              | 39,21                               | 2,40                                  |
| <b>Média</b>                       | 41,04                                              | 41,68                              | 36,98                               | 2,48                                  |
| <b>Desvio padrão</b>               | 0,57                                               | 0,53                               | 8,14                                | 0,11                                  |
| <b>Coef. variação</b>              | 1,80%                                              | 1,27%                              | 22,01%                              | 4,42%                                 |

**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Figura 44 - Gráficos de tensão vs deformação sobrepostos dos corpos de prova com orientação de fio 0°



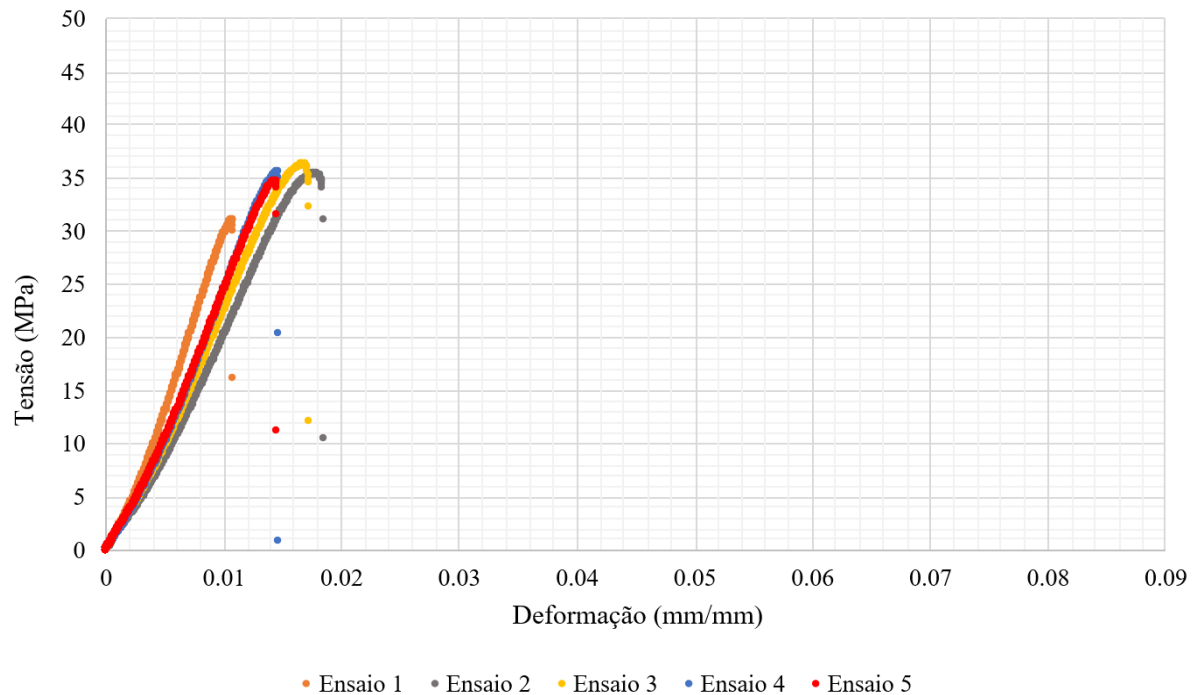
**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Tabela 9 - Resultado dos corpos de prova de orientação 45° no ensaio de tração da norma ASTM D3039 - 14

| Parâmetros<br>Ensaio  | Tensão de escoamento (MPa) | Tensão máx. (MPa) | Tensão rupt. (MPa) | Mód. de Elast. (GPa) |
|-----------------------|----------------------------|-------------------|--------------------|----------------------|
| <b>Ensaio 01</b>      | 30,00                      | 31,14             | 30,55              | 2,70                 |
| <b>Ensaio 02</b>      | 33,50                      | 35,42             | 34,39              | 2,30                 |
| <b>Ensaio 03</b>      | 33,90                      | 36,31             | 34,96              | 2,30                 |
| <b>Ensaio 04</b>      | 33,40                      | 35,60             | 35,59              | 2,40                 |
| <b>Ensaio 05</b>      | 32,70                      | 34,80             | 34,40              | 2,40                 |
| <b>Média</b>          | 32,70                      | 34,65             | 33,98              | 2,42                 |
| <b>Desvio padrão</b>  | 1,57                       | 2,04              | 1,98               | 0,16                 |
| <b>Coef. variação</b> | 4,80%                      | 5,88%             | 5,82%              | 6,79%                |

**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Figura 45 - Gráficos de tensão vs deformação sobrepostos dos corpos de prova com orientação de fio 45°



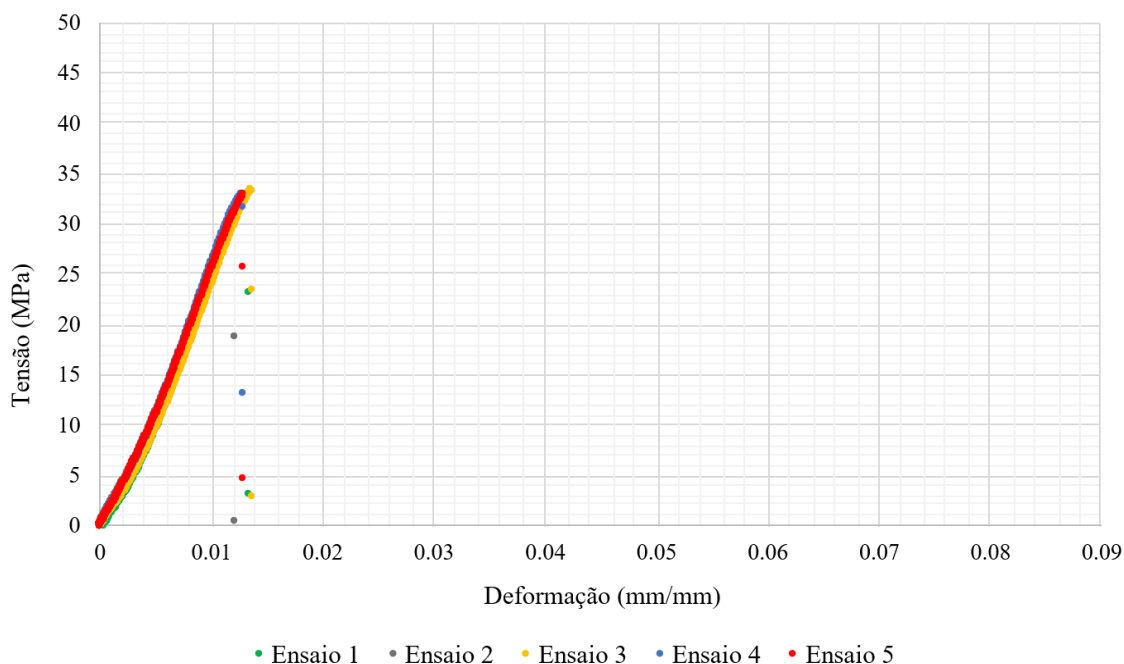
**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Tabela 10 - Resultado dos corpos de prova de orientação 90° no ensaio de tração da norma ASTM D3039 - 14

| <b>Parâmetros</b><br><b>Ensaio</b> | <b>Tensão de escoamento (MPa)</b> | <b>Tensão máx. (MPa)</b> | <b>Tensão rupt. (MPa)</b> | <b>Mód. de Elast. (GPa)</b> |
|------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------|---------------------------|-----------------------------|
| <b>Ensaio 01</b>                   | 30,70                             | 33,10                    | 33,08                     | 2,40                        |
| <b>Ensaio 02</b>                   | 29,60                             | 31,43                    | 31,42                     | 2,60                        |
| <b>Ensaio 03</b>                   | 31,60                             | 33,37                    | 33,37                     | 2,40                        |
| <b>Ensaio 04</b>                   | 30,30                             | 32,95                    | 32,95                     | 2,60                        |
| <b>Ensaio 05</b>                   | 29,90                             | 32,88                    | 32,87                     | 2,50                        |
| <b>Média</b>                       | 30,42                             | 32,75                    | 32,74                     | 2,50                        |
| <b>Desvio padrão</b>               | 0,78                              | 0,76                     | 0,76                      | 0,10                        |
| <b>Coef. Variação</b>              | 2,56%                             | 2,32%                    | 2,32%                     | 4,00%                       |

**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Figura 46 - Gráficos de tensão vs deformação sobrepostos dos corpos de prova com orientação de fio 90°



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Através desses dados pode-se perceber que os corpos de prova com orientações de impressão longitudinais obtiveram os maiores valores médios de tensão de escoamento, tensão máxima e tensão de ruptura com relação aos demais, com valores de 41,04MPa, 41,68MPa e 36,98MPa, respectivamente. Esses têm “tendência” a possuírem maiores valores desses parâmetros, uma vez que a orientação do seu fio é a mesma direção da aplicação da força no ensaio de tração. No entanto, não pode-se dizer que possuem valores diferentes dos com orientação de 45°, pois estatisticamente isso não acontece de fato.

Dessa forma, de acordo com outros trabalhos, como por exemplo o de Letcher e Waytashek (2014), era esperado que o corpo de prova que apresentasse os menores valores desses parâmetros fosse aquele que tivesse a orientação da impressão de seus filamentos perpendicular à direção da força aplicada pelas garras de fixação, ou seja, a peça com 90° de angulação. Essas apresentaram valores médios de tensão de escoamento, tensão máxima e tensão de ruptura de 30,42MPa, 32,75MPa e 32,74MPa, respectivamente.

Já o módulo de elasticidade médio nos três tipos de corpos de prova variou apenas 3,2% entre o maior e o menor valor, o que mostra que o mesmo praticamente não sofreu alteração. Esse comportamento também já era esperado já que, mesmo sendo com orientações diferentes, o material dos corpos de prova não sofre alteração.

Nos fios orientados a  $0^\circ$ , notou-se coeficientes de variação bem pequenos em todos os parâmetros observados, com exceção da tensão de ruptura, com um valor de 22,01%. Ao observarmos esses dados, percebe-se que apenas o resultado do corpo de prova do primeiro ensaio foi discrepante em relação aos demais. Considerando este como um caso isolado, já que a ruptura do mesmo não aconteceu na região do comprimento útil do espécimen, e eliminando este ensaio da média da tensão de ruptura do fio orientado a  $0^\circ$ , este parâmetro teria um valor médio de  $40,6 \pm 0,97\text{MPa}$ , com um coeficiente de variação de aproximadamente 2,39%.

Nos ensaios dos corpos de prova com fios orientados a  $45^\circ$  e  $90^\circ$  notou-se também pequenos valores de coeficiente de variação, o que mostra uma boa homogeneidade nos valores médios encontrados para cada um desses parâmetros.

A Figura 47 mostra a região de ruptura dos três tipos de corpos de prova. Pode-se perceber que, nos casos “b” e “c” a orientação dos fios pode ter influenciado na direção da ruptura, devido à tensão normal entre as camadas sobrepostas na impressão. Isso também explica, de certa forma, a causa desses dois tipos de corpos de prova terem menores valores nos parâmetros analisados que os corpos de prova com orientação de filamento de  $0^\circ$  (Figura 47a).

Figura 47 - Região de ruptura dos corpos de prova com fios orientados a  $0^\circ$  (a),  $45^\circ$  (b) e  $90^\circ$  (c)

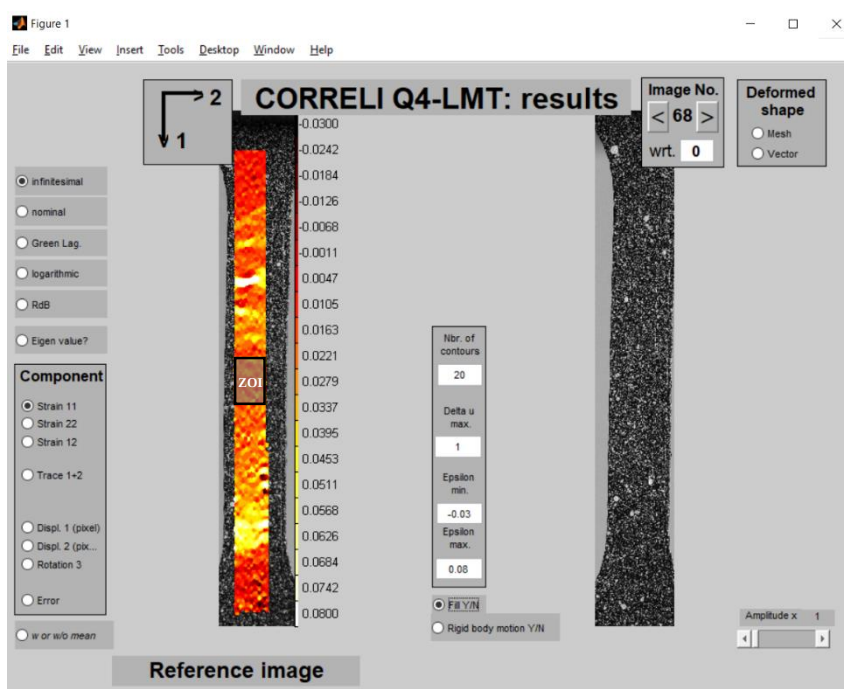


**Fonte:** Autoria própria, 2017.

### 5.2.2 - Norma ASTM D638 – 14

Com os resultados dos campos de deformações das imagens analisadas pelo software de correlação Correli Q4, delimitou-se uma zona de interesse (ZOI) aproximadamente localizada no centro dos corpos de prova. Um exemplo dessa ZOI pode ser observada na Figura 48, retirada diretamente da seção de resultados do software.

Figura 48 - Zona de interesse (ZOI) selecionada para os corpos de prova no ensaio sob a norma ASTM D638 – 14



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

A zona de interesse que foi delimitada representa a região que os dados de deslocamentos médios serão obtidos. Dessa maneira, procurou-se delimitar a mesma região para todos os corpos de prova analisados, com o objetivo de avaliar e comparar regiões semelhantes das peças. O programa calcula uma média dos deslocamentos de cada um dos pontos identificados na texturização da peça e fornece esse valor em unidade de deformação (pixel/pixel).

De posse desses valores de deslocamento, tanto na direção 1 quanto na direção 2 (Figura 48), e da obtenção dos valores de força ao longo do ensaio de tração, computados pela célula de carga, calcularam-se os valores de tensão de escoamento, tensão máxima, tensão de ruptura e módulo de elasticidade. Os cálculos desses parâmetros foram realizados no programa MATLAB da seguinte maneira.

Uma linha reta foi traçada paralela à parte elástica da curva tensão vs deformação, distante 0,2% da mesma. A abscissa do ponto de encontro da curva e da reta foi considerado como o valor da tensão de escoamento. A tensão máxima foi obtida através da leitura do valor máximo de tensão registrado em cada ensaio. A tensão de ruptura foi o último valor de tensão que foi registrado no ensaio, ou seja, quando o corpo de prova se rompeu. Por último, o módulo de elasticidade foi calculado através da razão entre tensão e deformação na parte elástica do gráfico de tensão vs deformação.

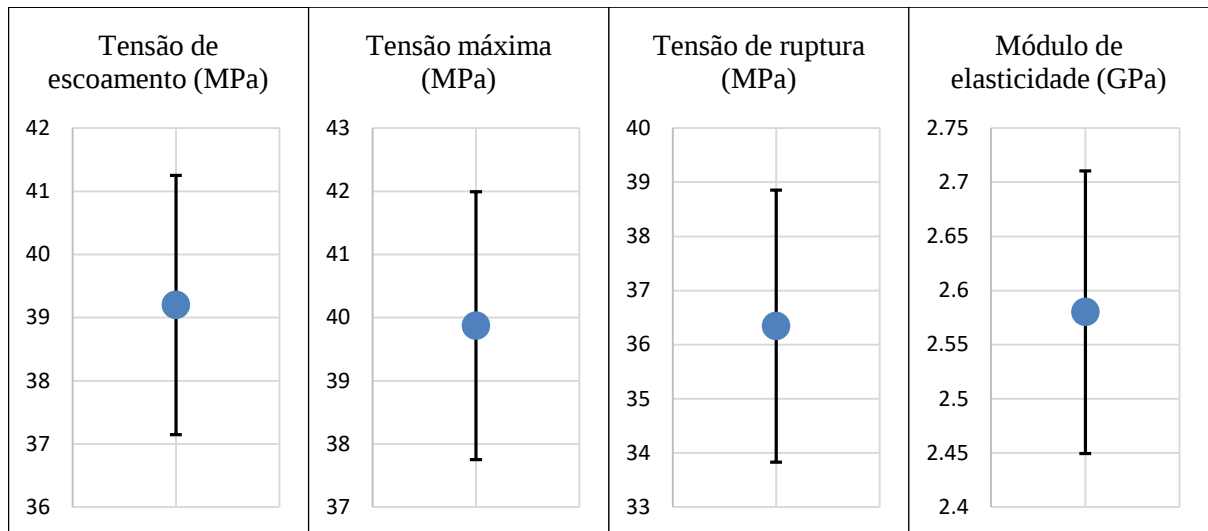
Os resultados obtidos no ensaio de tração dos 5 corpos de prova descritos na norma ASTM D638 – 14, modelo 4, estão descritos na Tabela 11. Estes mesmos valores são apresentados na forma de gráfico de erro na Figura 49.

Tabela 11 - Resultado do ensaio de tração pela norma ASTM D638 – 14

| <b>Parâmetros</b><br><b>Ensaio</b> | <b>Comprimento útil (mm)</b> | <b>Tensão de escoamento (MPa)</b> | <b>Tensão máxima (MPa)</b> | <b>Tensão de ruptura (MPa)</b> | <b>Módulo de elasticidade (GPa)</b> |
|------------------------------------|------------------------------|-----------------------------------|----------------------------|--------------------------------|-------------------------------------|
| <b>Ensaio 1</b>                    | 65,00                        | 39,70                             | 40,25                      | 38,18                          | 2,50                                |
| <b>Ensaio 2</b>                    | 65,40                        | 41,10                             | 41,42                      | 38,31                          | 2,40                                |
| <b>Ensaio 3</b>                    | 65,30                        | 38,30                             | 38,96                      | 35,03                          | 2,70                                |
| <b>Ensaio 4</b>                    | 65,60                        | 36,10                             | 36,71                      | 32,53                          | 2,60                                |
| <b>Ensaio 5</b>                    | 65,10                        | 40,80                             | 42,02                      | 37,66                          | 2,70                                |
| <b>Média</b>                       | 65,28                        | 39,20                             | 39,87                      | 36,34                          | 2,58                                |
| <b>Desvio padrão</b>               | 0,24                         | 2,05                              | 2,12                       | 2,51                           | 0,13                                |
| <b>Coef. variação</b>              | 0,37%                        | 5,23%                             | 5,32%                      | 6,91%                          | 5,05%                               |

**Fonte:** Autoria própria, 2017.

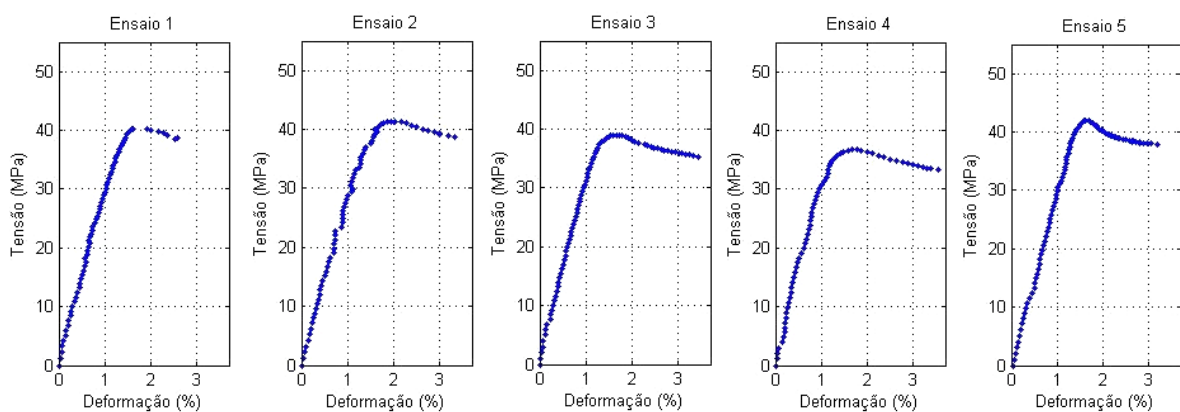
Figura 49 - Representação dos resultados obtidos no ensaio de tração descrito pela norma ASTM D638 - 14



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

A Figura 50 mostra o comportamento do gráfico tensão vs deformação em cada um dos 5 ensaios realizados nesta análise. Nota-se que, diferentemente do que aconteceu no ensaio de tração com o corpo de prova sob a norma ASTM D3039 – 14, depois de atingir a tensão máxima, as peças mostraram-se mais dúcteis que as anteriormente analisadas.

Figura 50 - Gráficos de tensão vs deformação gerados nos 5 ensaios de tração sob a norma ASTM D638 - 14



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Através dos resultados obtidos na Tabela 11 pode-se perceber que os dados podem ser considerados razoavelmente homogêneos, uma vez que o seu coeficiente de variação não ultrapassou, em nenhum momento, o valor de 7%.

Quando estes parâmetros médios são comparados aos valores fornecidos pelo fabricante do material, vemos uma certa discrepância entre eles, sendo o resultado adquirido nesta análise aproximadamente 15MPa menor que o outro, apresentado na Tabela 4. Isso pode ter acontecido por uma série de motivos, dos quais serão elencados 3 dos principais.

- Preenchimento: Mesmo que a configuração da máquina esteja com 100% de preenchimento, pôde-se notar, através dos corpos de prova rompidos, que ainda existem micro vazios na seção transversal dos mesmos. Isso pode acontecer devido a forma com que esses corpos de prova são impressos. Sua confecção se dá através da sobreposição de filamentos cilíndricos e, mesmo que esses filamentos estejam quentes o suficiente para se fundirem, esse processo ainda deixa alguns micro vazios, fazendo com que a área da seção transversal teórica, não seja a mesma da efetiva.

- Orientação dos fios de impressão: Como descrito na metodologia desta análise, a orientação de impressão dos fios teve uma angulação de 45°. Este valor de inclinação foi considerado pois a fabricação da órtese em questão é feita com exatamente estes mesmos parâmetros. Por outro lado, os resultados do ensaio de tração sob a norma ASTM D3039 – 14 (seção 4.2.1) com diferentes orientações dos filamentos de impressão mostraram que os maiores valores dos parâmetros selecionados são obtidos com a impressão na direção longitudinal dos modelos, e não inclinados em 45°.

- Região de ruptura dos corpos de prova: Todos os corpos de prova tenderam a romper-se na mesma região, que pode ser observada na Figura 51. Por ser muito próximo ao fim da curvatura desse modelo, essa quebra reincidente nesta mesma região levanta a hipótese de que exista alguma falha na forma como essa curva foi impressa.

Comparando os valores médios de tensão de escoamento, tensão máxima e tensão de ruptura dos corpos de prova desse ensaio com o ensaio de tração com o corpo de prova retangular e com orientação do fio de impressão de 45°, percebe-se que os valores médios encontrados neste ensaio foram maiores que o outro. Analisando e comparando a Figura 47b e a Figura 51, percebe-se que na primeira a direção da ruptura acompanhou a inclinação do preenchimento, enquanto que na outra a ruptura aconteceu com direção perpendicular à aplicação da força de tração. Isso pode ter acontecido devido a espessura do corpo de prova do ensaio ASTM D3039 – 14, já que, por ser mais fino (1mm de espessura), possui menos camadas de fios sobrepostas umas as outras, fazendo com que esse direcionamento da ruptura acontecesse com maior facilidade que no outro caso (3,4mm de espessura).

Figura 51 - Região de quebra dos corpos de prova confeccionados segundo a norma ASTM D638 - 14



**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Os valores encontrados nesta análise foram importados para o programa ANSYS® para que fossem conduzidas as análises computacionais. Mesmo com a diferença destes com os valores fornecidos pela fabricante do material, os resultados encontrados nesta análise descrevem homogeneamente melhor o material da órtese, uma vez que envolve todos os parâmetros de impressão que esta passa para ser fabricada.

### 5.3 - MÉTODOS COMPUTACIONAIS

Os parâmetros obtidos nas análises experimentais, que estão descritos na Tabela 12, foram importados para a plataforma do programa ANSYS® como um novo material denominado “PLA”, assim mostrado na Figura 52, e, logo em seguida, foram conduzidas as análises computacionais. O coeficiente de Poisson que foi importado foi uma média dos valores encontrados nos 5 corpos de prova do ensaio de tração sob a norma ASTM D638 – 14.

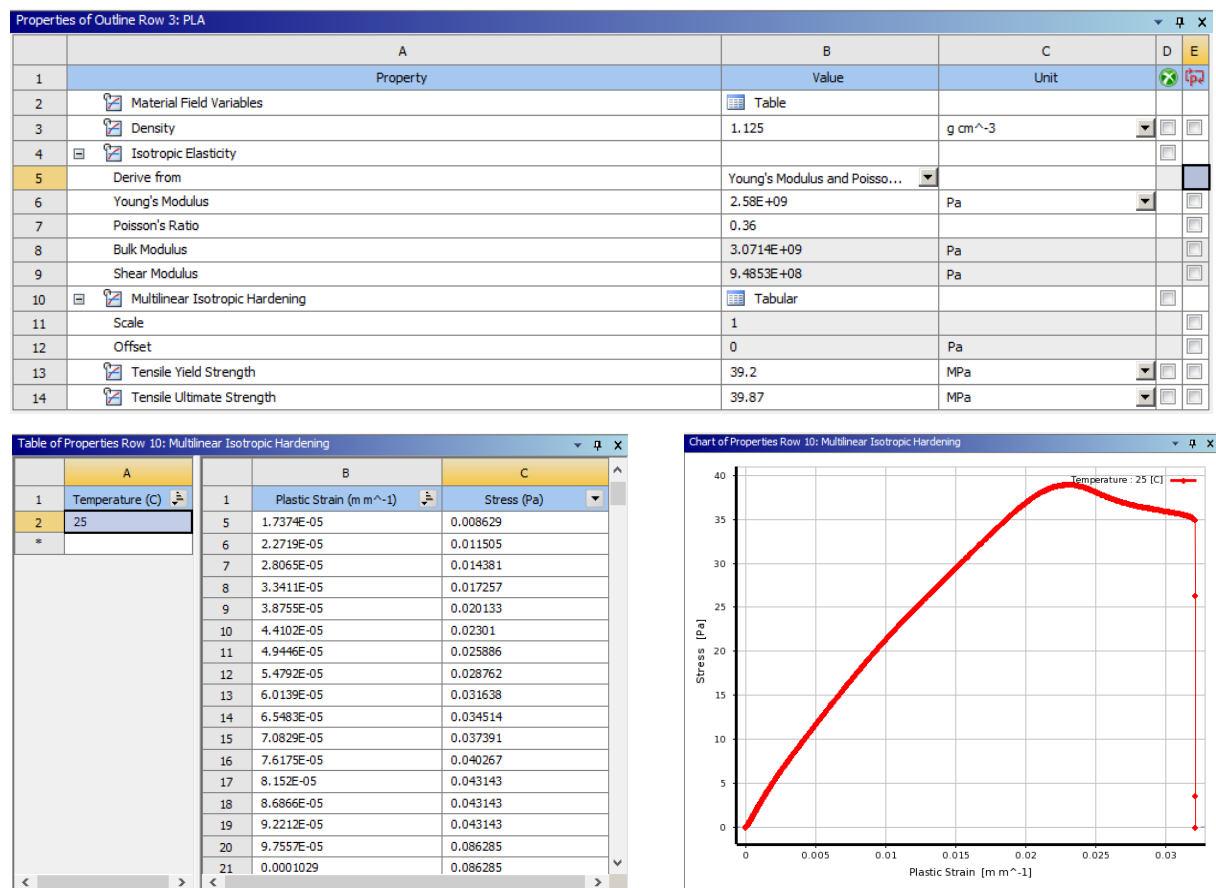
Utilizou-se ainda a aba de “endurecimento isotrópico multilinear” para importar os valores obtidos de tensão e deformação no ensaio de tração em forma de tabela. O resultado dessa inserção de dados também pode ser visto na Figura 52. Isso garante uma melhor representatividade da peça analisada no que diz respeito às análises experimentais.

Tabela 12 - Valores dos parâmetros importados para o programa ANSYS®

| Parâmetros             | Valores                |
|------------------------|------------------------|
| Densidade              | 1,125g/cm <sup>3</sup> |
| Coeficiente de Poisson | 0,36                   |
| Módulo de elasticidade | 2,58GPa                |
| Tensão de escoamento   | 39,2MPa                |
| Tensão máxima          | 39,87MPa               |

**Fonte:** Autoria própria, 2017.

Figura 52 – Caracterização do material na plataforma do ANSYS



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

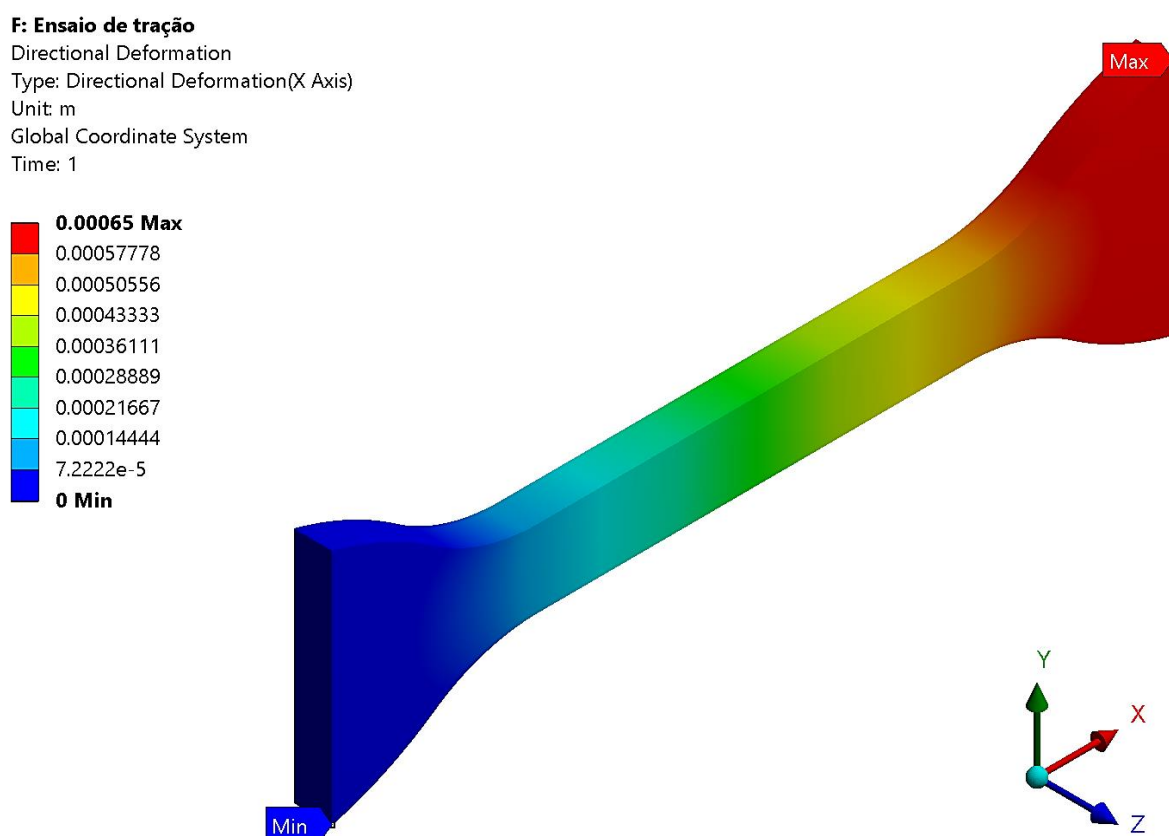
Os resultados das aplicações de cada um dos métodos computacionais descritos anteriormente, bem como a discussão destes, serão apresentados nas seções seguintes.

### 5.3.1 - Simulação de ensaio de tração no corpo de prova sob a norma ASTM D638 – 14

Este método foi o primeiro a ser realizado pois era necessário que se comparasse um mesmo ensaio realizado de maneira experimental e computacional, visando avaliar a fidedignidade dos parâmetros que foram importados para a plataforma do ANSYS®.

Primeiramente, observou-se a análise de deformação unidirecional no eixo X para que fosse verificado que o deslocamento sofrido pelo corpo de prova em seu comprimento útil fosse de 1%. Como o valor de comprimento útil foi retirado da norma ASTM D638 – 14, pode-se dizer, a partir da Figura 53, que essa deformação de 1% foi devidamente respeitada.

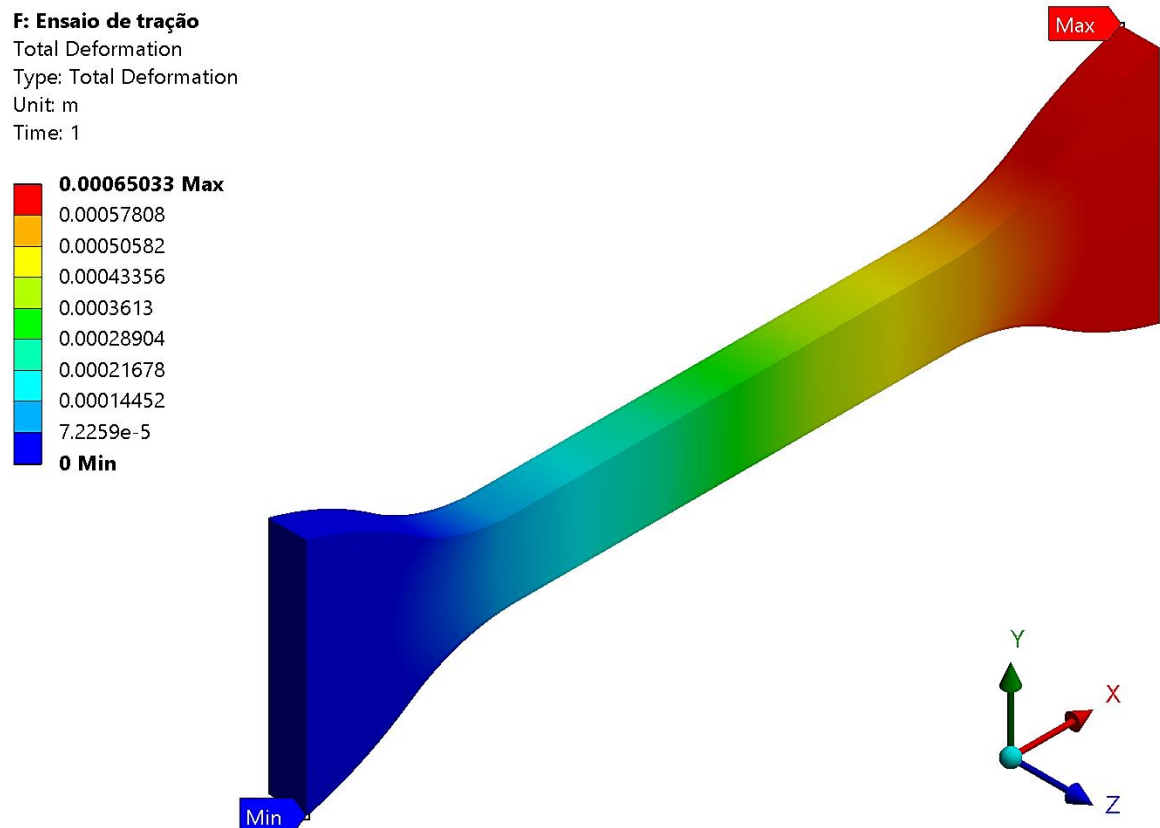
Figura 53 - Deformação unidirecional da peça simulada no ensaio de tração sob a norma ASTM D638 - 14



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Depois de se analisar a deformação unilateral da peça, verificou-se a sua deformação total, que nada mais é que a magnitude do vetor resultante da soma de todos os deslocamentos direcionais do sistema analisado. O resultado obtido por esta análise pode ser observado na Figura 54.

Figura 54 - Deformação total da peça simulada no ensaio de tração sob a norma ASTM D638 - 14

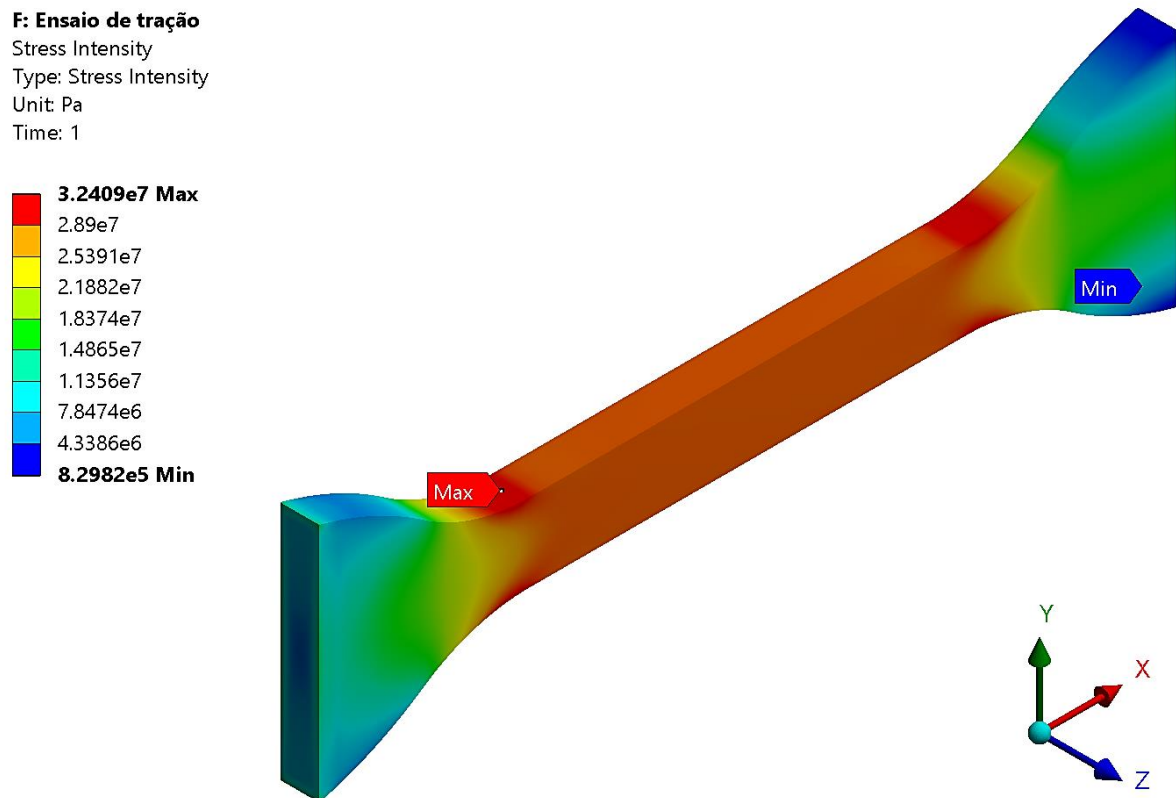


**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Analisando tal resultado e comparando-o com a análise de deformação feita anteriormente, percebe-se que os resultados diferem apenas 0,3mm da outra, o que nos mostra que não houveram deslocamentos direcionais significantes atuando em direções diferentes da direção x.

Após as análises de deslocamento, vieram as análises de tensões. A primeira delas foi a análise das tensões máximas, que tem o seu resultado apresentado na Figura 55. Esta imagem mostra que o ponto onde a tensão é máxima no corpo de prova está localizado na mesma região que todos os corpos de prova dos ensaios experimentais romperam-se, como pode ser observado comparando esta imagem com a Figura 51.

Figura 55 - Análise de tensões máximas da peça simulada no ensaio de tração sob a norma ASTM D638 - 14



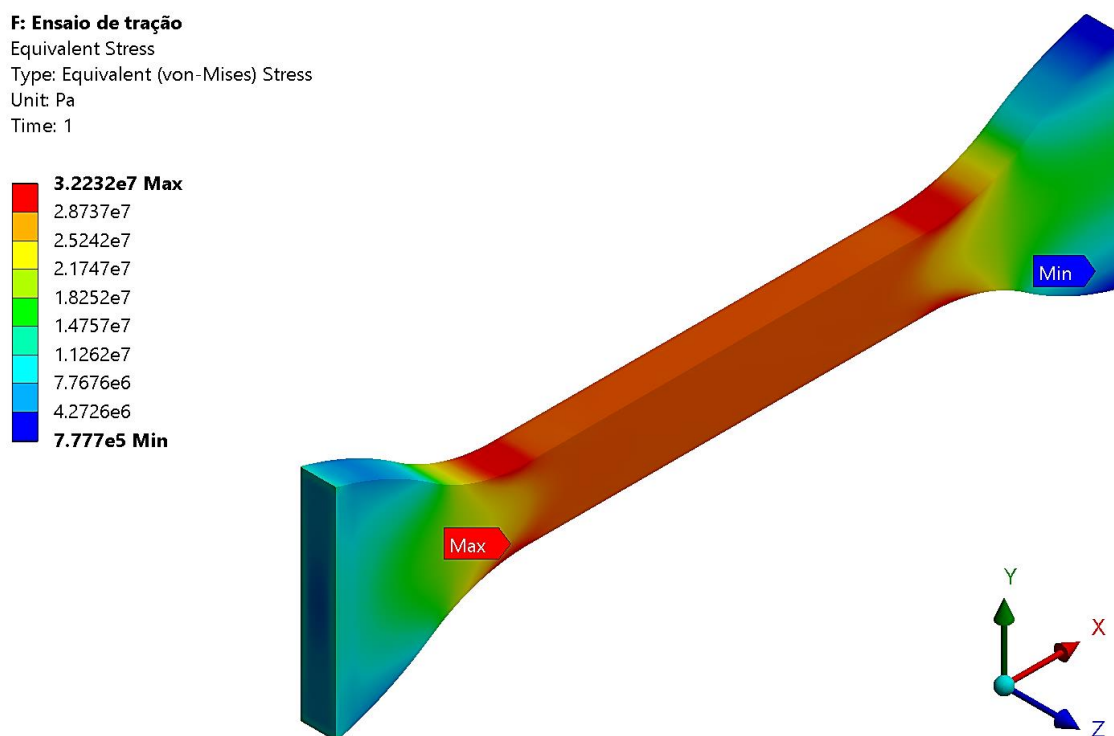
**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Por ser muito próximo ao fim da curvatura desse modelo, essa quebra reincidente nesta mesma região levantou a hipótese de que existisse alguma falha na forma como essa curva foi impressa. Esta análise mostra que é totalmente aceitável que as peças tendam a se romper na região em que, reincidentemente, se romperam, uma vez que este é o local onde existem maiores concentradores de tensões dentro deste modelo.

A outra análise de tensão foi a equivalente de Von Mises. Este critério leva em consideração os conceitos de energia de distorção de um elemento, diferentemente do anterior que nada mais é que a máxima diferença entre as tensões principais dos elementos. A análise de Von Mises também pode ser interpretada como a energia necessária para que ocorra uma mudança de forma naquele elemento.

O resultado desta análise pode ser observado na Figura 56.

Figura 56 - Análise de Von Mises da peça simulada no ensaio de tração sob a norma ASTM D638 - 14



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Além de ter apresentado a mesma região crítica que a análise de tensões anterior, esta registrou também valores máximos bastante semelhantes. Este valor máximo foi então comparado com o valor de tensão no qual os corpos de prova estavam submetidos quando deformados 1% na análise experimental. Os valores apresentados na Tabela 13 foram obtidos através de interpolação linear entre valores próximos de 1% de deformação com o auxílio do programa MATLAB, e podem ser visualmente inspecionados pela Figura 50.

Tabela 13 - Valores de tensão dos corpos de prova ensaiados experimentalmente em uma deformação de 1%

| Parâmetro    | Ensaio 1 | Ensaio 2 | Ensaio 3 | Ensaio 4 | Ensaio 5 | Média  |
|--------------|----------|----------|----------|----------|----------|--------|
| Tensão (MPa) | 29,96    | 29,7     | 31,75    | 30,78    | 30,17    | 30,472 |

**Fonte:** Autoria própria, 2017.

A média dos valores experimentais é próxima do valor encontrado na simulação computacional pelo programa ANSYS®, diferindo apenas em aproximadamente 5%, o que representa uma divergência muito baixa ao serem comparados.

Dessa forma, conclui-se que a análise computacional da peça exposta e o procedimento experimental do ensaio de tração sob a norma ASTM D638 – 14 do mesmo corpo de prova são equivalentes, considerando uma margem de 5% de erro. A Tabela 14 apresenta os resultados de todos os parâmetros analisados na simulação desta peça.

Tabela 14 - Resumo dos resultados encontrados na simulação do ensaio de tração

| <b>Análises</b>         | <b>Valores máximos encontrados</b> |
|-------------------------|------------------------------------|
| Deformação longitudinal | 0,65 mm                            |
| Deformação total        | 0,6503 mm                          |
| Tensões máximas         | 32,409 MPa                         |
| Tensão de Von Mises     | 32,232 MPa                         |

**Fonte:** Autoria própria, 2019.

### 5.3.2 - Simulação da órtese planificada

Esta simulação foi realizada com o objetivo de avaliar os dois modelos de órtese propostos pela empresa *Fix It*, visando aprimorá-los através da detecção e eliminação de pontos críticos, bem como de comparar seus resultados, ao final.

Foram realizadas 5 análises para ambos modelos sendo a primeira delas a análise das tensões máximas na peça. O resultado da mesma pode ser observado nas Figuras 57a e 57b para o modelo 1, e nas Figuras 58a e 58b para o segundo modelo, sendo as Figuras 57a e 58a o resultado mostrado em uma escala de cores automática do programa ANSYS® enquanto que as Figuras 57b e 58b mostram uma escala de cores adaptada.

Pelas Figuras 57a e 57b pode-se perceber que o deslocamento de 0,175mm na direção normal da face lateral do primeiro modelo fez com que a órtese atingisse uma tensão máxima de 39,87MPa, valor exatamente igual ao da tensão máxima considerada para o material, que foi de 39,87MPa.

Para o mesmo deslocamento de 0,175mm na direção normal da face lateral do segundo modelo, a análise das Figuras 58a e 58b mostra que esta órtese atingisse uma tensão máxima de aproximadamente 31,03MPa, o que representa um decréscimo de 8,84MPa em relação ao modelo anterior.

Depois disso, o resultado dessa análise de tensões foi comparado com o resultado pela análise de tensões equivalentes de Von Mises. As Figuras 59a e 59b mostram o resultado desta última para o primeiro modelo, onde a maior tensão registrada foi de 39,37MPa, 0,5MPa abaixo da anterior. Já as Figuras 60a e 60b mostram o resultado da mesma análise para o modelo 2 da órtese, registrando um valor máximo de tensão de aproximadamente 30,62MPa, 0,41MPa abaixo do resultado encontrado na análise de tensões máximas do mesmo modelo e 8,75MPa mais baixo que o valor encontrado nessa mesma análise no primeiro modelo.

Como a tensão máxima experimental é igual ou superior às duas tensões máximas encontradas nas simulações dos dois modelos, então pode-se dizer que esse é aproximadamente o maior valor de deslocamento normal à sua superfície lateral que esta peça poderia sofrer nesta situação.

As imagens com o sufixo “b” foram geradas objetivando avaliar a distribuição dos furos da peça, relacionando suas tensões máximas e mínimas, e comparando os resultados obtidos nos dois modelos, uma vez que as imagens com o sufixo “a” não possuem um bom contraste de cores para regiões com baixos e altos valores de tensão. A partir dessas primeiras, podemos observar que existem poucas regiões com tonalidades de azul claro ou escuro, estando concentrados principalmente nas longarinas do primeiro modelo e nos pinos que recebem o elástico de fixação no segundo modelo. Esses tons indicam que esses locais sofrem poucas tensões e, por isso, possivelmente poderiam ser removidos da peça.

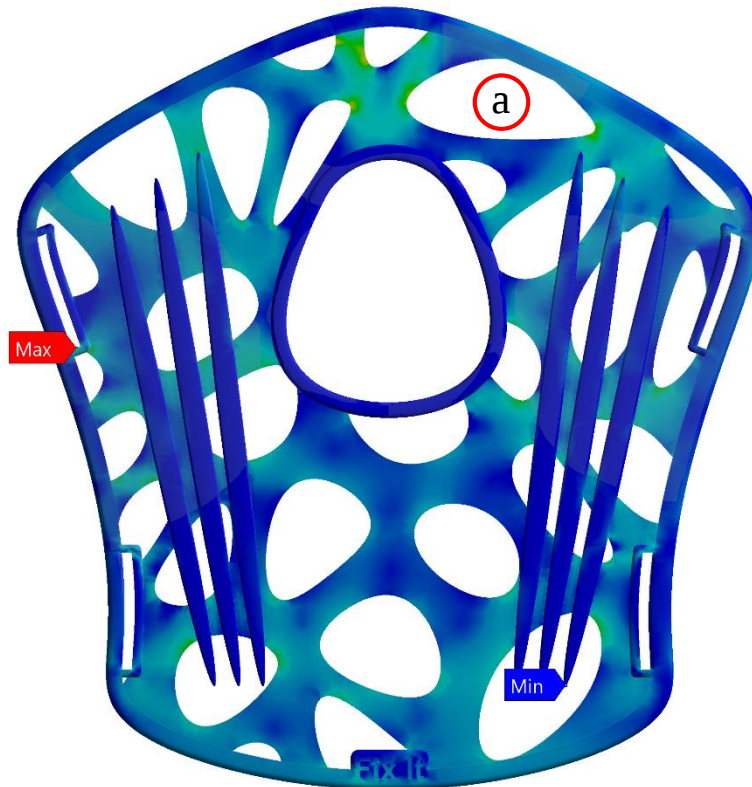
No entanto, o objetivo principal das longarinas seria suportar maiores esforços longitudinais. Da mesma forma, a existência ou forma dos pinos não pode ser avaliada por essa análise, já que o maior esforço que sofre não é na direção que a mesma propõe. Portanto, somente o resultado descrito na análise do subitem 5.3.4 poderá inferir se esses elementos realmente são essenciais na estrutura da peça.

Depois das análises de tensão, foi conduzida uma análise de deslocamento total, que tem o seu resultado apresentado na Figura 61, para o modelo 1, e na Figura 62, para o modelo 2.

Figura 57 - Resultado da análise de tensões máximas no modelo 1 da órtese planificada com escalas de cores automática (a) e modificada (b)

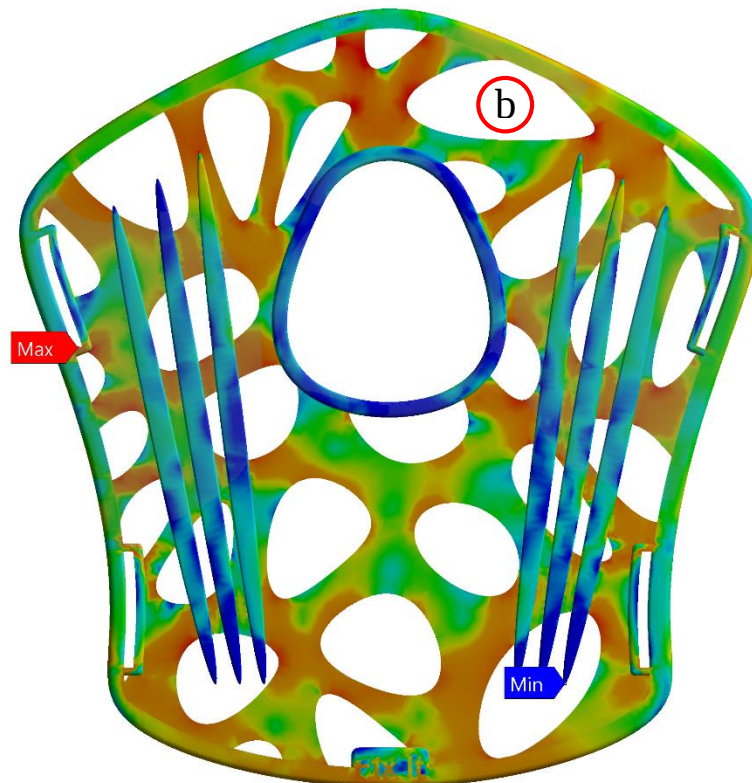
**E: Modelo 1 Aberto**  
 Stress Intensity  
 Type: Stress Intensity  
 Unit: Pa  
 Time: 1

**3.987e7 Max**  
 3.544e7  
 3.101e7  
 2.658e7  
 2.215e7  
 1.772e7  
 1.329e7  
 8.86e6  
 4.43e6  
**0.058486 Min**



**E: Modelo 1 Aberto**  
 Stress Intensity  
 Type: Stress Intensity  
 Unit: Pa  
 Time: 1

**3.987e7 Max**  
 7.7249e6  
 6.7592e6  
 5.7936e6  
 4.828e6  
 3.8624e6  
 2.8968e6  
 1.9312e6  
 9.6561e5  
**0.058486 Min**

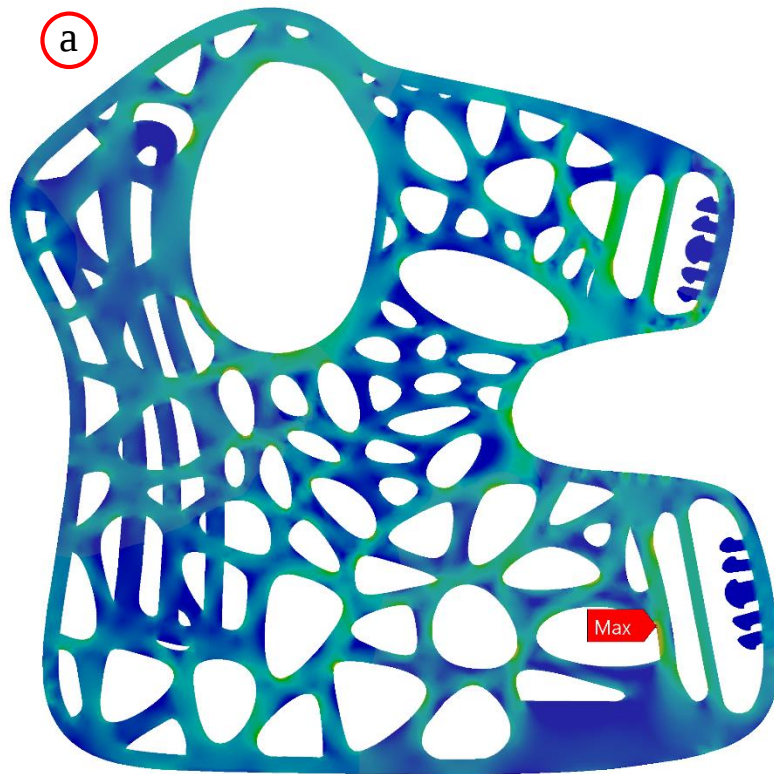


Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 58 - Resultado da análise de tensões máximas no modelo 2 da órtese planificada com escalas de cores automática (a) e modificada (b)

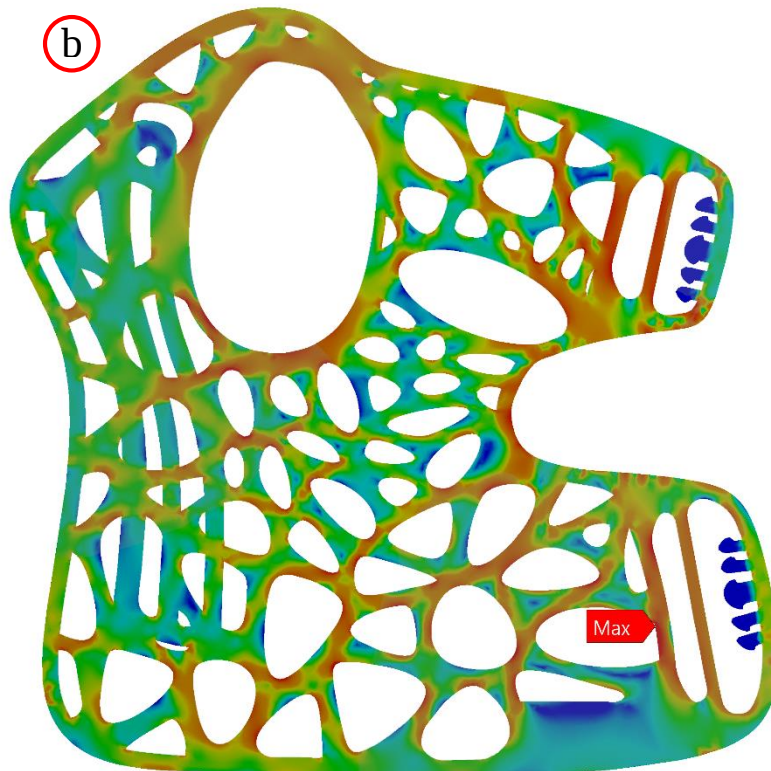
**G: Modelo 2 Aberto**  
 Stress Intensity  
 Type: Stress Intensity  
 Unit: Pa  
 Time: 1

**3.1028e7 Max**  
 2.7581e7  
 2.4134e7  
 2.0686e7  
 1.7239e7  
 1.3791e7  
 1.0344e7  
 6.8961e6  
 3.4486e6  
**1137.5 Min**



**G: Modelo 2 Aberto**  
 Stress Intensity  
 Type: Stress Intensity  
 Unit: Pa  
 Time: 1

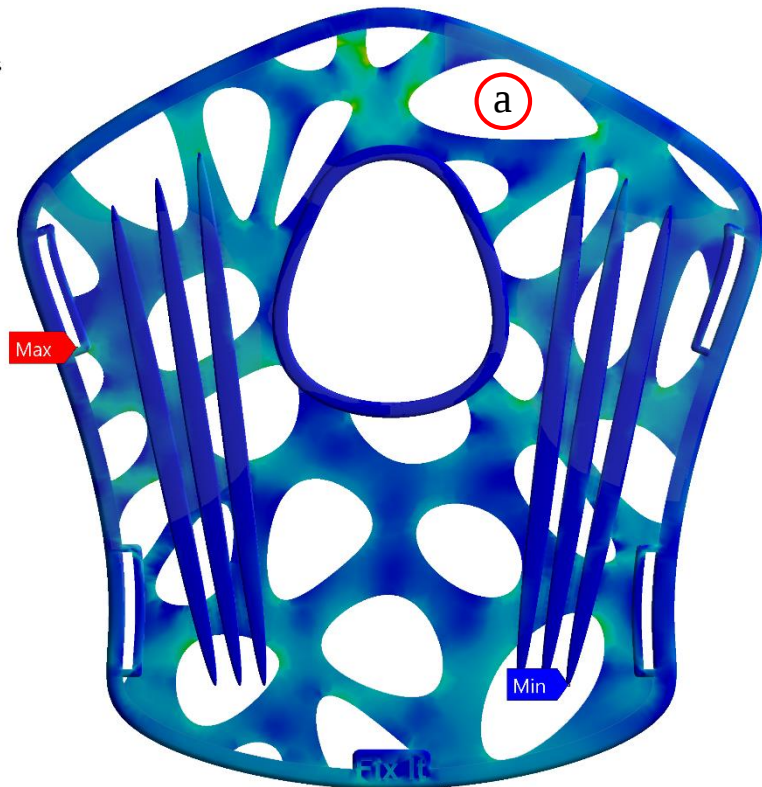
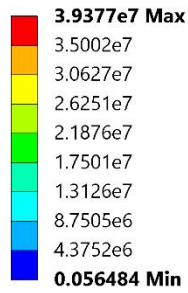
**3.1028e7 Max**  
 8.5337e6  
 7.4671e6  
 6.4005e6  
 5.334e6  
 4.2674e6  
 3.2008e6  
 2.1343e6  
 1.0677e6  
**1137.5 Min**



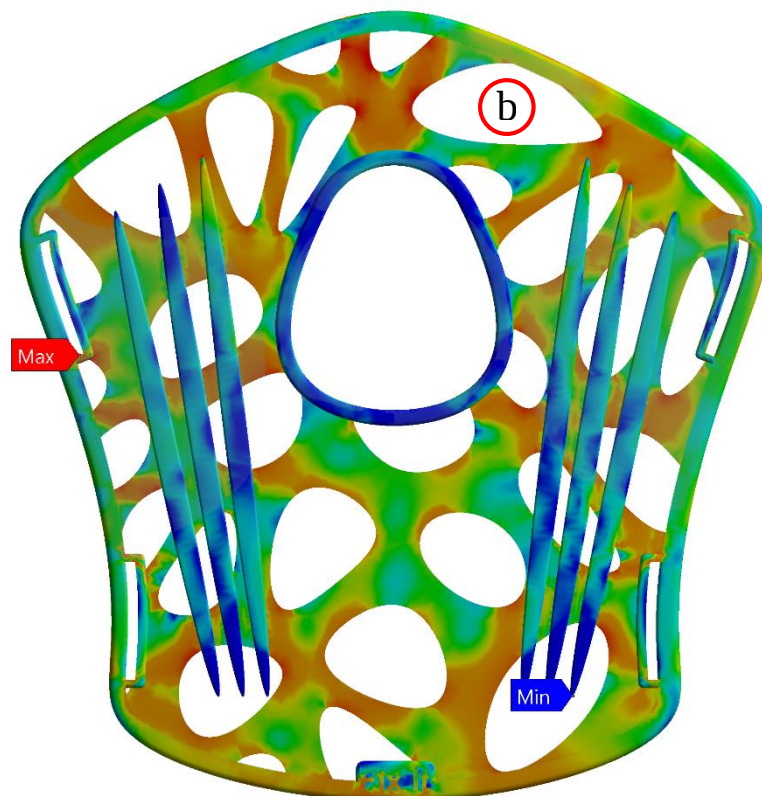
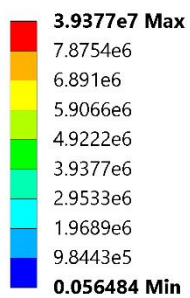
Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 59 - Resultado da análise de tensões equivalentes de Von Mises no modelo 1 da órtese planificada com escalas de cores automática (a) e modificada (b)

**E: Modelo 1 Aberto**  
 Equivalent Stress  
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
 Unit: Pa  
 Time: 1



**E: Modelo 1 Aberto**  
 Equivalent Stress  
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
 Unit: Pa  
 Time: 1



Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 60 - Resultado da análise de tensões equivalentes de Von Mises no modelo 2 da órtese planificada com escalas de cores automática (a) e modificada (b)

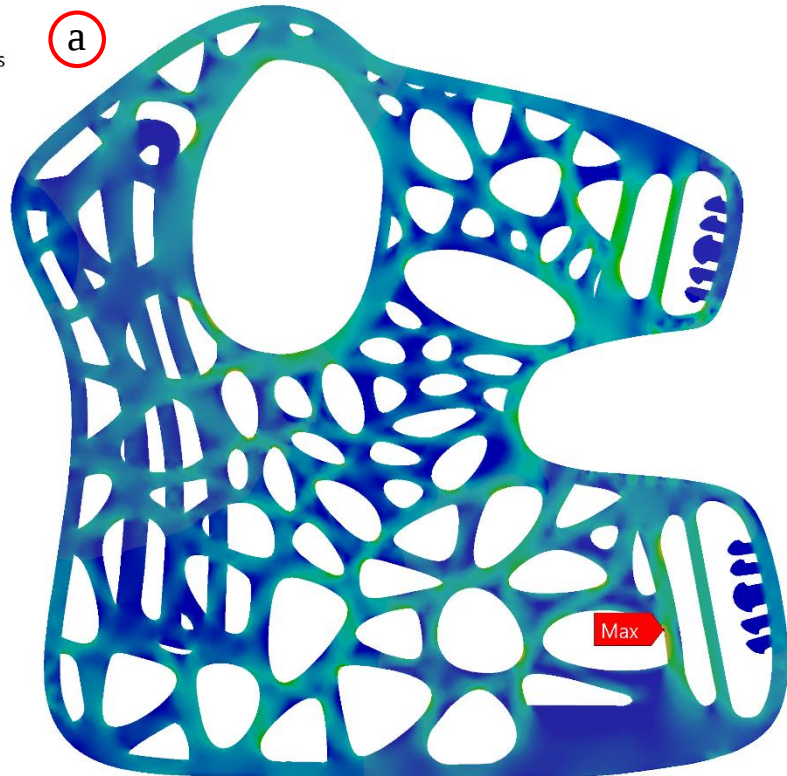
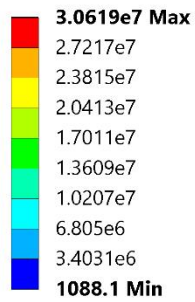
**G: Modelo 2 Aberto**

Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: Pa

Time: 1



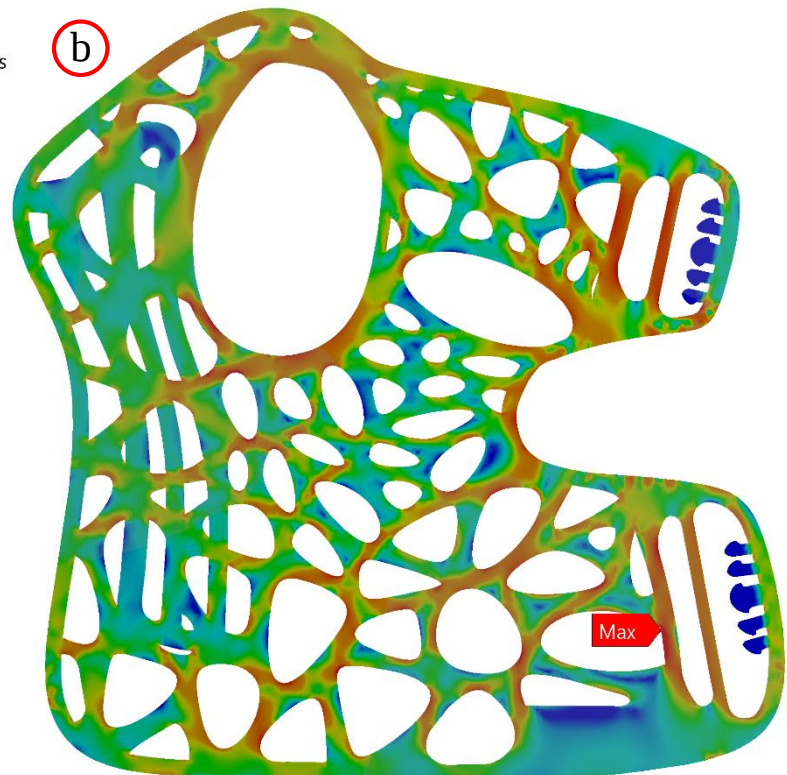
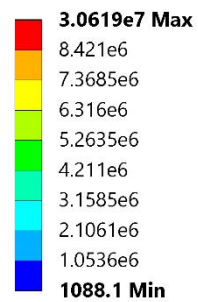
**G: Modelo 2 Aberto**

Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

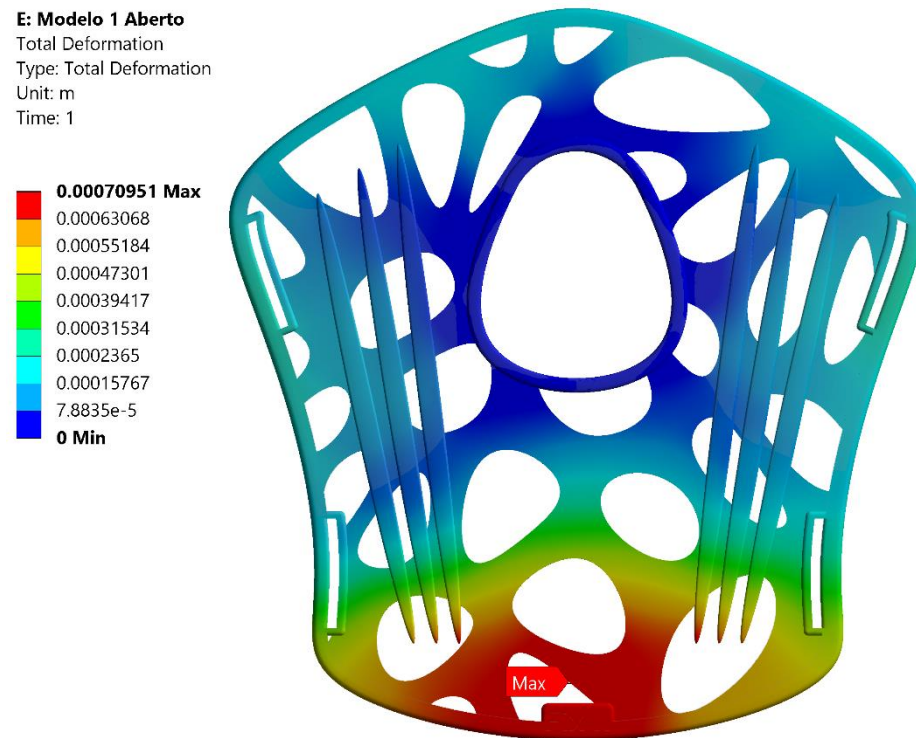
Unit: Pa

Time: 1



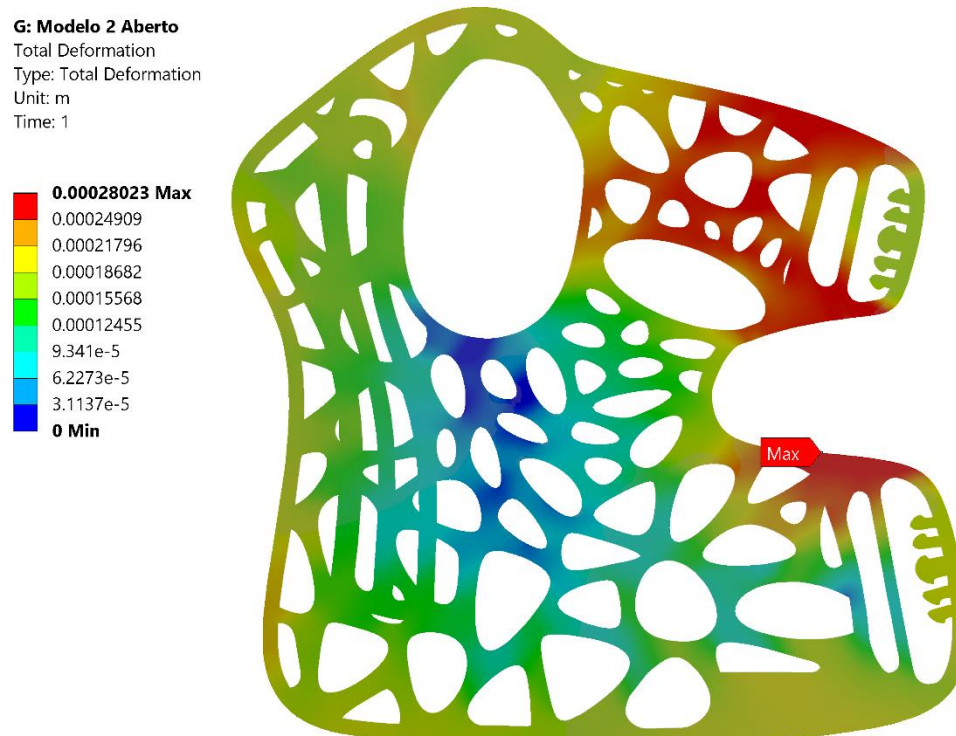
Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 61 - Resultado da análise de deformação total no modelo 1 da órtese planificada



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Figura 62 - Resultado da análise de deformação total no modelo 2 da órtese planificada



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

O deslocamento total, como já citado anteriormente, é a magnitude do vetor resultante da soma de todos os deslocamentos direcionais do sistema analisado. Pode-se perceber que a região com maior deslocamento é a parte inferior da peça, no primeiro modelo. Isso é explicado pelo fato de que as faces que foram configuradas como fixas não estão posicionadas exatamente no centro da órtese, fazendo com que a sua região mais afastada do seu ponto de fixação (região inferior da peça) tenha um maior valor de deslocamento total.

Já no segundo modelo, o local onde foi registrado o maior deslocamento total foi na região onde existe um espaço vazio na peça que tem como objetivo proporcionar um maior conforto ao usuário, com um valor de aproximadamente 0,28mm. Esse ponto de deslocamento máximo pode ser explicado pela direção do deslocamento aplicado. Como esta foi normal à superfície lateral da órtese, este ponto específico sofrerá deslocamento vertical (resultante da face que se encontra) e horizontal (resultante da curvatura nessa região do modelo).

Por fim, foi realizado um estudo sobre as forças normais atuantes nas superfícies das peças. O resultado desse estudo pode ser observado na Figura 63 com uma escala de cores adaptada para o primeiro modelo. O maior valor encontrado para esse tipo de esforço foi 36,835MPa, magnitude esta que não compromete o modelo.

O resultado desse mesmo estudo no segundo modelo pode ser observado na Figura 64, também com uma escala de cores adaptada. O maior valor encontrado para esse tipo de esforço foi 29,187MPa, magnitude esta que não compromete a peça. Assim, observa-se um decréscimo de aproximadamente 7,65Mpa com relação ao primeiro no valor máximo das forças normais atuantes em cada uma das peças.

A Tabela 15 apresenta um resumo dos valores encontrados para cada um dos parâmetros avaliados nessa análise, nos dois modelos.

Tabela 15 - Resumo dos resultados encontrados na simulação dos dois modelos planificados.

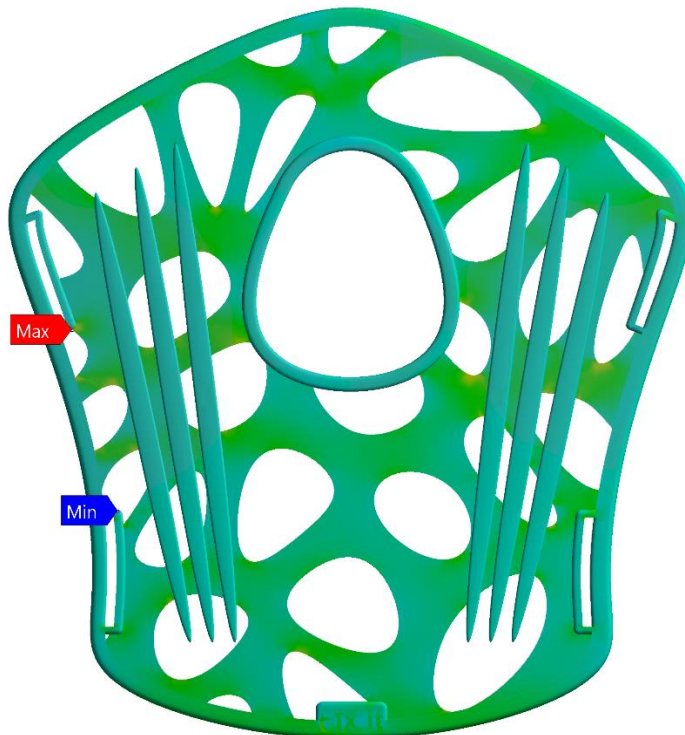
| <b>Análises</b>     | <b>Valores máximos encontrados no modelo 1</b> | <b>Valores máximos encontrados no modelo 2</b> |
|---------------------|------------------------------------------------|------------------------------------------------|
| Tensões máximas     | 39,87 MPa                                      | 31,028 MPa                                     |
| Tensão de Von Mises | 39,377 MPa                                     | 30,619 MPa                                     |
| Deformação total    | 0,71 mm                                        | 0,28 mm                                        |
| Forças normais      | 36,835 MPa                                     | 29,187 MPa                                     |

**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Figura 63 - Resultado da análise de forças normais na estrutura do modelo 1 da órtese planificada

**E: Modelo 1 Aberto**  
 Normal Stress  
 Type: Normal Stress(X Axis)  
 Unit: Pa  
 Global Coordinate System  
 Time: 1

**3.6835e7 Max**  
 3.0695e7  
 2.4556e7  
 1.8417e7  
 1.2278e7  
 6.1391e6  
 0  
 -3.7151e6  
 -7.4301e6  
**-1.1145e7 Min**

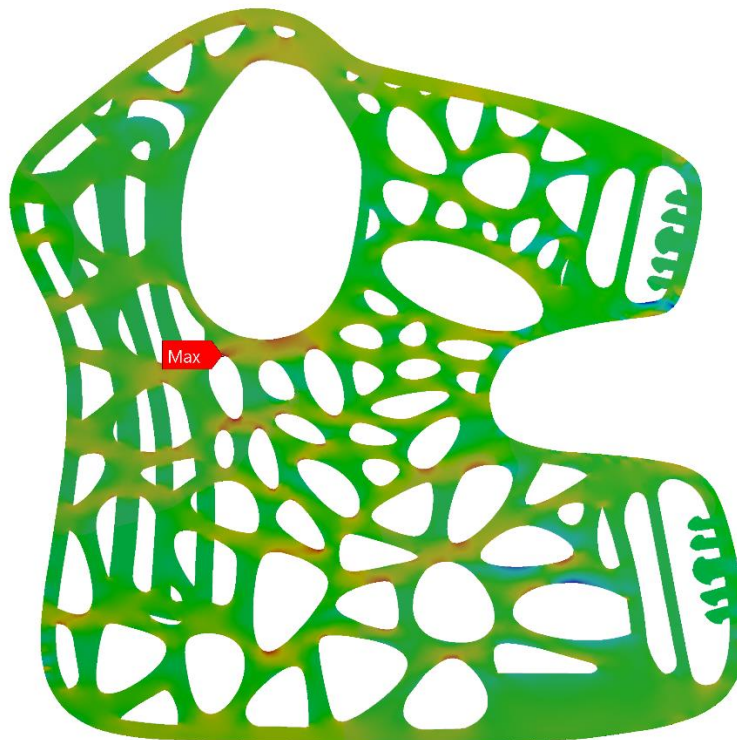


**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Figura 64 - Resultado da análise de forças normais na estrutura do modelo 2 da órtese planificada

**G: Modelo 2 Aberto**  
 Normal Stress  
 Type: Normal Stress(X Axis)  
 Unit: Pa  
 Global Coordinate System  
 Time: 1

**2.9187e7 Max**  
 1.3678e7  
 1.0258e7  
 6.839e6  
 3.4195e6  
 0  
 -3.0426e6  
 -6.0851e6  
 -9.1277e6  
**-1.217e7 Min**



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

### 5.3.3 - Simulação de tentativa de abertura da órtese

Esta simulação foi realizada com o objetivo de avaliar a capacidade que os dois modelos propostos pela empresa Fix It têm de suportar um esforço no sentido de planificá-la quando a mesma está fixa no pulso do paciente.

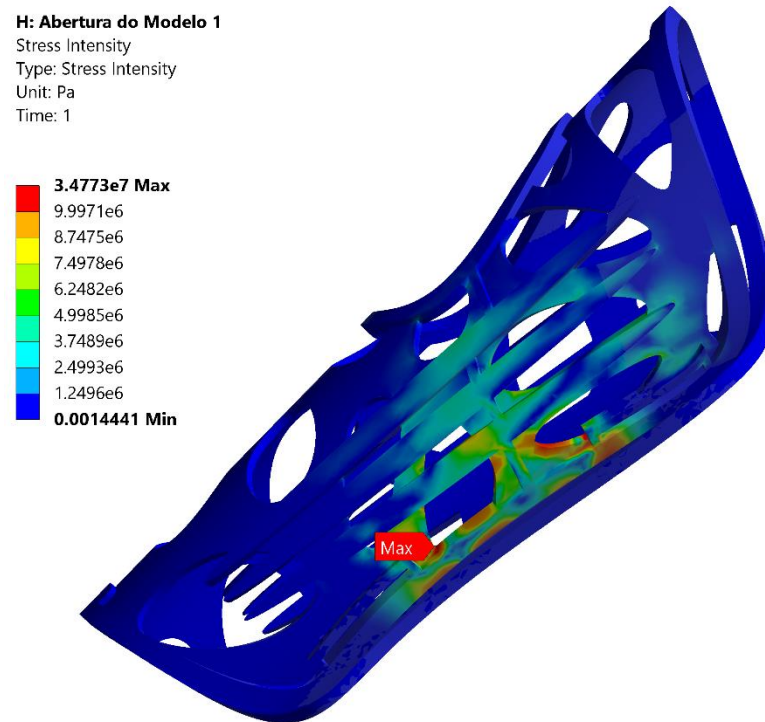
Foram realizadas 5 análises, sendo a primeira delas a análise das tensões máximas nas peças. O resultado da mesma no primeiro modelo da órtese pode ser observado na Figura 65, sendo apresentado em uma escala de cores adaptada. Observando esta imagem pode-se perceber que a força de 300N aplicada entre os suportes da peça no sentido de tentar planificar a mesma fez com que essa região atingisse uma tensão máxima de aproximadamente 34,77MPa, valor abaixo da tensão máxima considerada para o material, que foi de 39,87MPa e da tensão de escoamento do mesmo, que é de 39,2MPa.

Também em uma escala de cores adaptada, a Figura 66 mostra o resultado da análise de tensões máximas no segundo modelo. Observando esta imagem pode-se perceber que a aplicação de uma força de mesma magnitude do primeiro modelo, fez com que a sua região de aplicação atingisse uma tensão máxima de aproximadamente 32,27MPa, valor também abaixo da tensão máxima considerada para o material e da tensão de escoamento do mesmo. Quando comparado ao primeiro modelo, que na mesma simulação atingiu um valor máximo de 34,77MPa, percebe-se uma diferença de 2,5MPa.

Depois disso, os resultados dessa análise de tensões foram comparados com os resultados da análise de tensões equivalentes de Von Mises. A Figura 67 mostra o resultado desta última para o primeiro modelo, onde a maior tensão registrada foi de 32,038MPa, aproximadamente 3,6MPa abaixo da anterior. Já a Figura 68 apresenta o resultado da análise de tensões equivalentes de Von Mises para o segundo modelo, onde a maior tensão registrada foi de 31,316MPa, aproximadamente 0,95MPa abaixo da anterior do valor encontrado na análise de tensões máximas e 0,722MPa abaixo do valor encontrado no modelo 1.

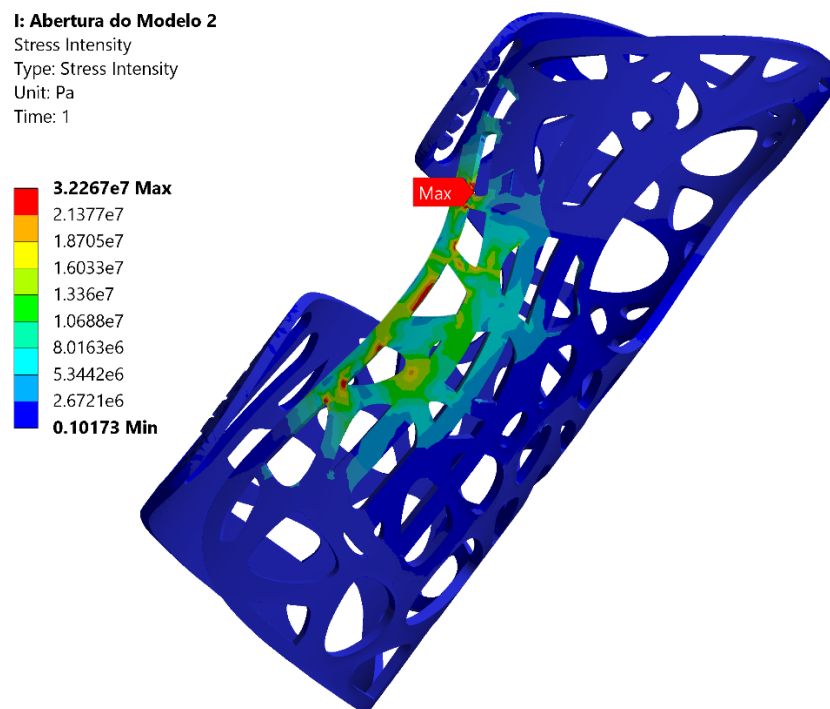
Como as tensão máxima e a tensão de escoamento experimental são valores superiores aos encontrados nos procedimentos computacionais, tanto na análise de tensões máximas como pela equivalente de Von Mises, pode-se dizer que, a aplicação de uma força com magnitude de 300N em qualquer uma das órteses que estiver posicionada no pulso do paciente, no sentido de tentar planificá-la, não fará com que o produto deforme permanentemente ou sofra alguma trinca, uma vez que a tensão gerada não é suficiente para que o material saia do seu regime elástico e entre em seu regime plástico.

Figura 65 - Resultado da análise de tensões máximas no modelo 1 da órtese na simulação de tentativa de abertura da mesma com uma escala de cores modificada



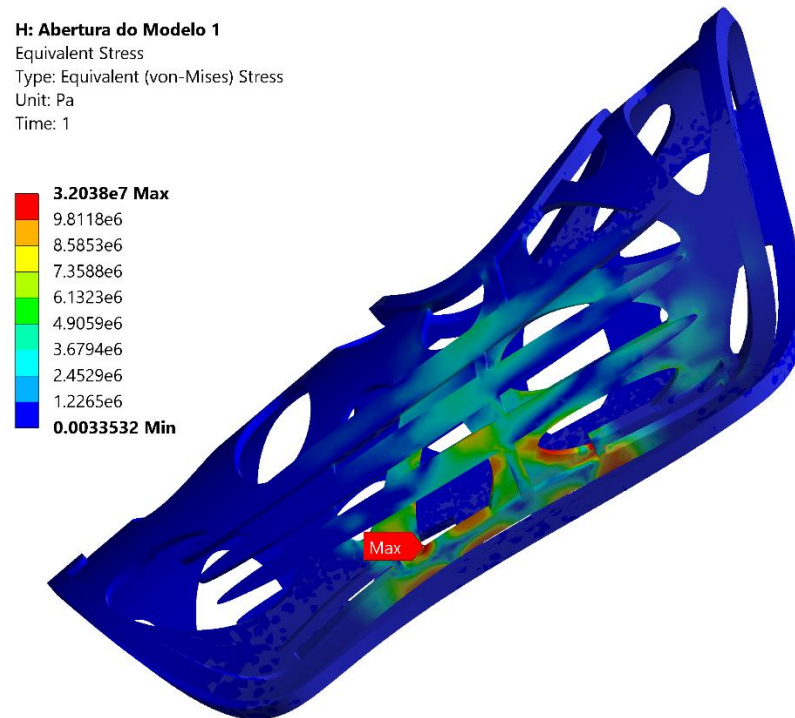
Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 66 - Resultado da análise de tensões máximas no modelo 2 da órtese na simulação de tentativa de abertura da mesma com uma escala de cores modificada



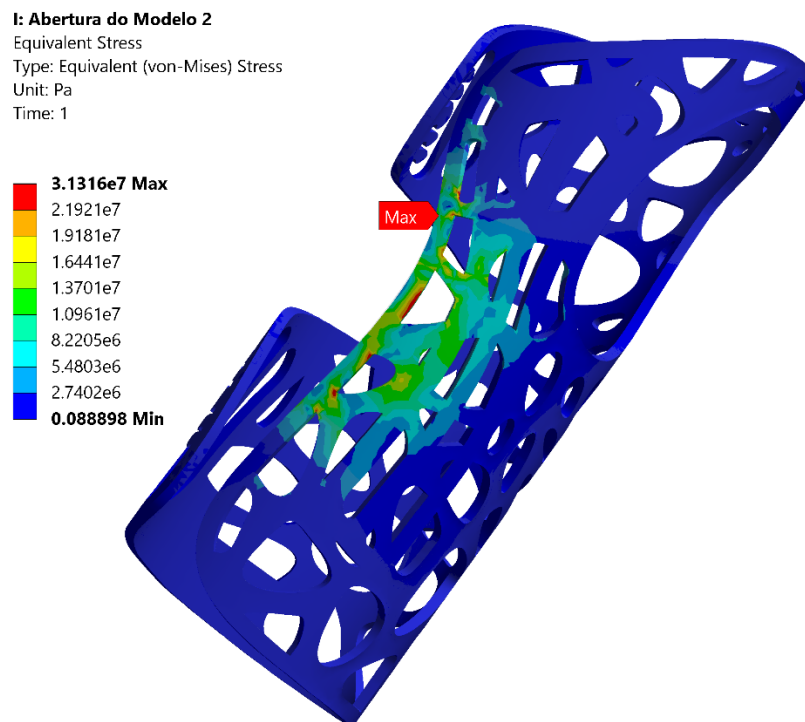
Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 67 - Resultado da análise de tensões equivalentes de Von Mises no modelo 1 da órtese na simulação de tentativa de abertura da mesma com escalas de cores modificada



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Figura 68 - Resultado da análise de tensões equivalentes de Von Mises no modelo 2 da órtese na simulação de tentativa de abertura da mesma com escalas de cores modificada



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

A partir das Figuras 65 e 67 podemos observar que apenas as regiões próximas à aplicação da força destacam tensões significativas uma vez que as demais regiões apresentam uma tonalidade de azul escuro, o que indica que existem poucas tensões resultantes da aplicação da força externa nas mesmas.

Depois das análises de tensão, foi conduzida uma análise de deslocamento total. Os resultados dessa análise para os modelos 1 e 2 podem ser observados nas Figuras 69 e 70, respectivamente, com uma escala de cores gerada automaticamente pelo programa ANSYS®.

Pode-se perceber pelas duas figuras que a região com maior deslocamento total é a parte da peça que recebe a força externa, o que de certa forma já era esperado, uma vez que a força foi aplicada entre duas regiões fixas das peças.

Por último, foi realizado um estudo sobre as forças normais atuantes na superfície da peça. O resultado desse estudo no primeiro modelo pode ser observado na Figura 71 com uma escala de cores adaptada. O maior valor positivo encontrado foi de 14,335MPa enquanto que o maior valor encontrado, em módulo, foi negativo e com um valor de -24,204MPa, magnitudes essas que não comprometem o modelo.

O resultado dessa análise para o modelo 2 pode ser observado na Figura 72, também com uma escala de cores adaptada. A peça apresentou um valor máximo de 16,757MPa, valor 2,42MPa acima do encontrado no primeiro modelo e magnitude esta que não compromete o modelo. Já o valor mínimo ficou em -13,969Mpa.

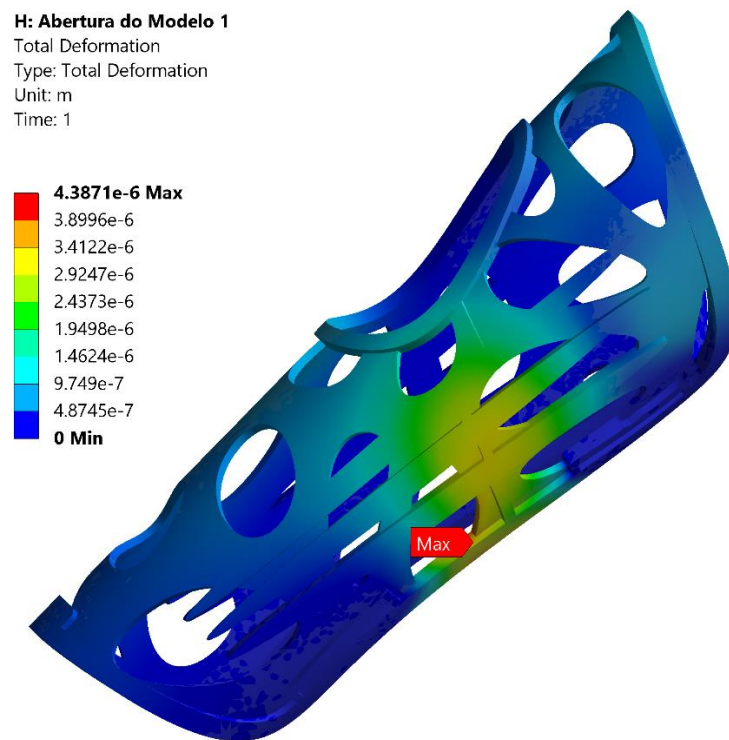
A Tabela 16 apresenta um resumo dos resultados obtidos para cada um dos parâmetros analisados nessa simulação nas duas peças.

Tabela 16 - Resumo dos resultados encontrados na simulação dos dois modelos de tentativa de planificação destas.

| <b>Análises</b>     | <b>Valores máximos encontrados no modelo 1</b> | <b>Valores máximos encontrados no modelo 2</b> |
|---------------------|------------------------------------------------|------------------------------------------------|
| Tensões máximas     | 34,773 MPa                                     | 32,267 MPa                                     |
| Tensão de Von Mises | 32,038 MPa                                     | 31,316 MPa                                     |
| Deformação total    | 0,0043871 mm                                   | 1,0572 mm                                      |
| Forças normais      | -24,204   MPa                                  | 16,757 MPa                                     |

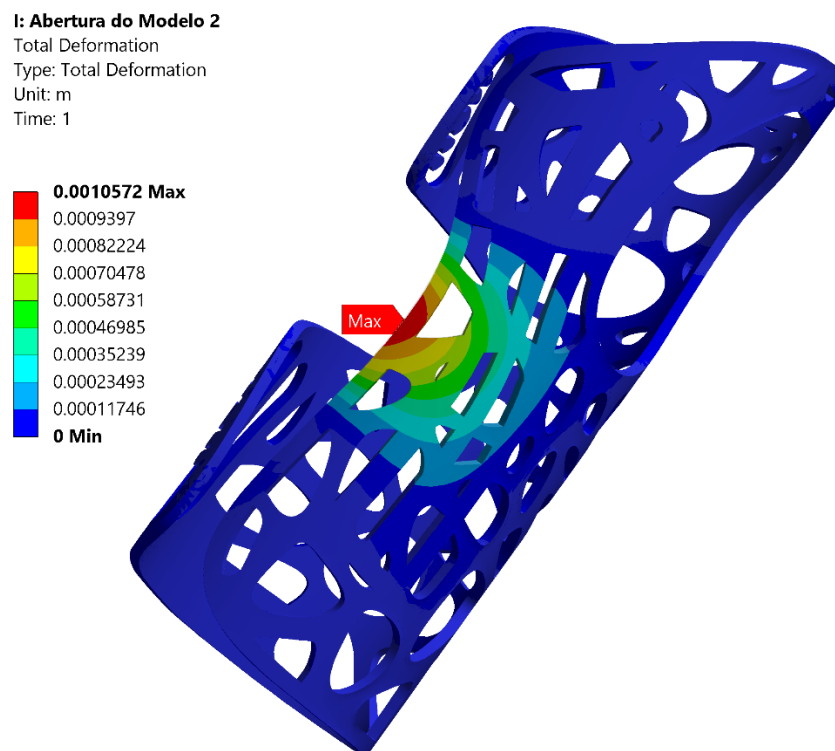
**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Figura 69 - Resultado da análise de deformação total no modelo 1 da órtese na simulação de abertura da mesma



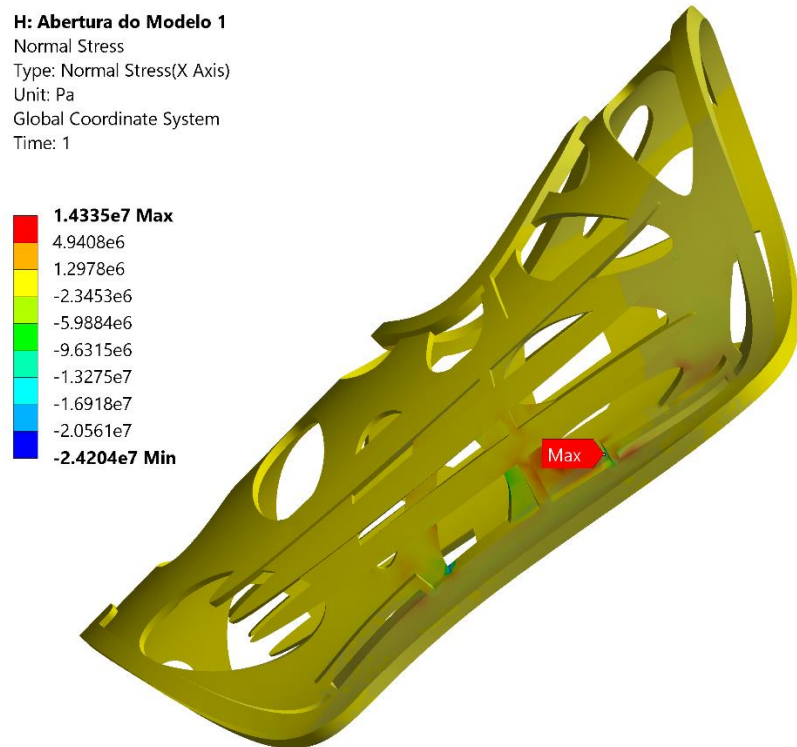
Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 70 - Resultado da análise de deformação total no modelo 2 da órtese na simulação de abertura da mesma



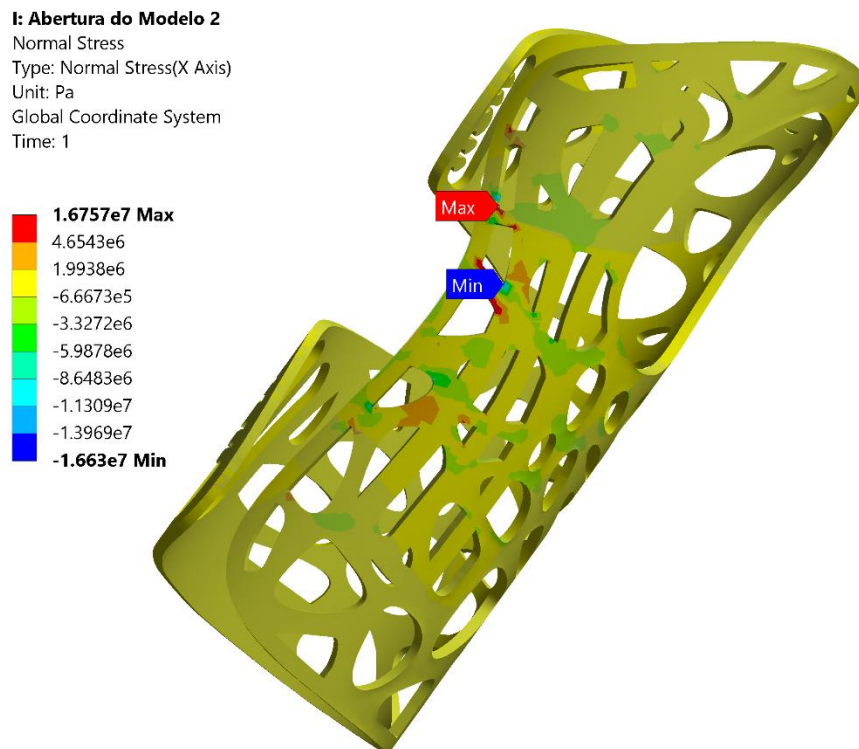
Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 71 - Resultado da análise de forças normais na estrutura do modelo 1 da órtese na simulação de sua abertura



Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 72 - Resultado da análise de forças normais na estrutura do modelo 2 da órtese na simulação de sua abertura



Fonte: Autoria própria, 2019.

### 5.3.4 - Simulação de flexão longitudinal

Esta simulação foi realizada com o objetivo de avaliar a capacidade que os modelos de órtese propostos pela empresa Fix It têm de suportar um esforço para baixo decorrente do movimento pulso do paciente quando estivesse utilizando a órtese.

Foram realizadas 5 análises para esse modelo sendo a primeira delas a análise das tensões máximas na peça. O resultado da mesma no modelo 1 pode ser observado nas figuras 73a e 73b, sendo a primeira delas (a) com o resultado mostrado em uma escala de cores automática do programa ANSYS® enquanto que a outra (b) mostra uma escala de cores adaptada. Pelas duas imagens pode-se perceber que a força de 100N na direção normal da palma da mão do paciente fez com que a mesma atingisse uma tensão máxima de 36,37MPa, valor um pouco abaixo do da tensão máxima considerada para o material, que foi de 39,87MPa e da tensão de escoamento do mesmo, que é de 39,2MPa.

As Figuras 74a e 74b mostram o resultado da análise de tensões máximas no segundo modelo, sendo a primeira (a) com o resultado mostrado em uma escala de cores automática do programa ANSYS® enquanto que a outra (b) mostra uma escala de cores adaptada. Percebe-se, pelas imagens, que a força de 100N na direção normal da palma da mão do paciente fez com que a órtese atingisse uma tensão máxima de 28,94MPa, valor abaixo do da tensão máxima considerada para o material, que foi de 39,87MPa e da tensão de escoamento do mesmo, que é de 39,2MPa. Comparando esse resultado ao encontrado no primeiro modelo, percebe-se que o segundo teve um valor máximo 7,43MPa menor que o primeiro.

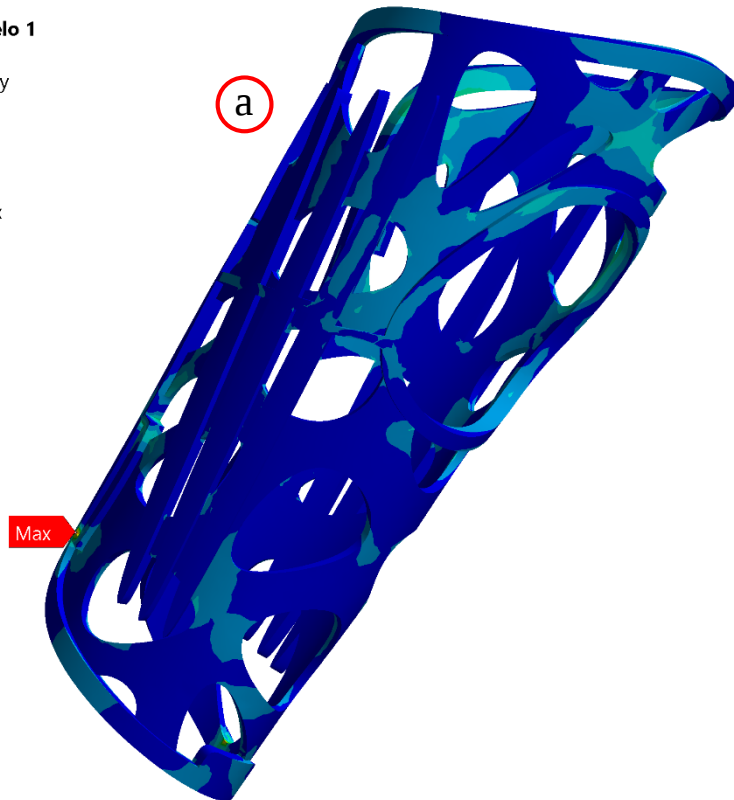
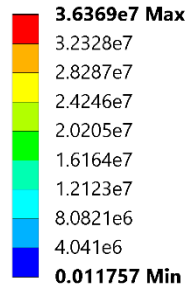
Depois disso, o resultado dessa análise de tensões foi comparado com o resultado pela análise de tensões equivalente de Von Mises. No modelo 1, que tem o resultado apresentado nas Figuras 75a e 75b, onde a maior tensão registrada foi de 34,89MPa, aproximadamente 1,5MPa abaixo do valor máximo encontrado na análise anterior. Já no modelo 2, que tem seu resultado apresentado nas Figuras 76a e 76b, onde a maior tensão registrada foi de 25,32MPa, aproximadamente 3,6MPa abaixo do resultado obtido na análise de tensões máximas.

Comparando os valores encontrados nos dois modelos, percebe-se que o segundo teve um valor máximo inferior que o primeiro com uma diferença de aproximadamente 9,6MPa.

Figura 73 - Resultado da análise de tensões máximas no modelo 1 da órtese na simulação de flexão longitudinal da mesma com uma escala de cores automática (a) e modificada (b)

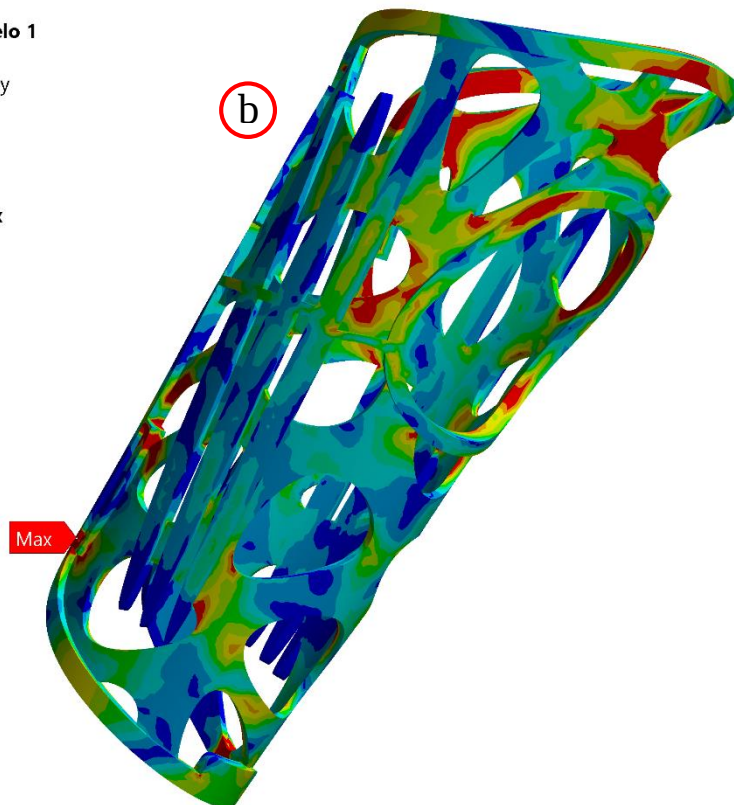
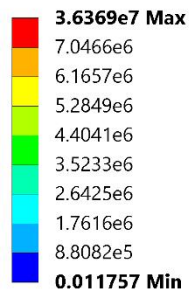
**K: Flexão 2 - Modelo 1**

Stress Intensity  
Type: Stress Intensity  
Unit: Pa  
Time: 1



**K: Flexão 2 - Modelo 1**

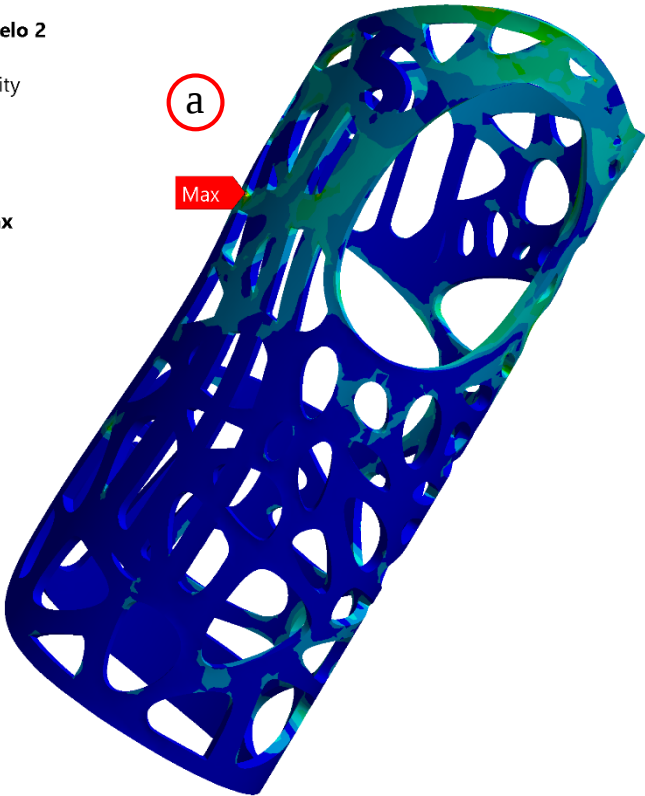
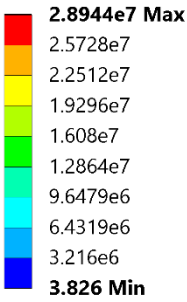
Stress Intensity  
Type: Stress Intensity  
Unit: Pa  
Time: 1



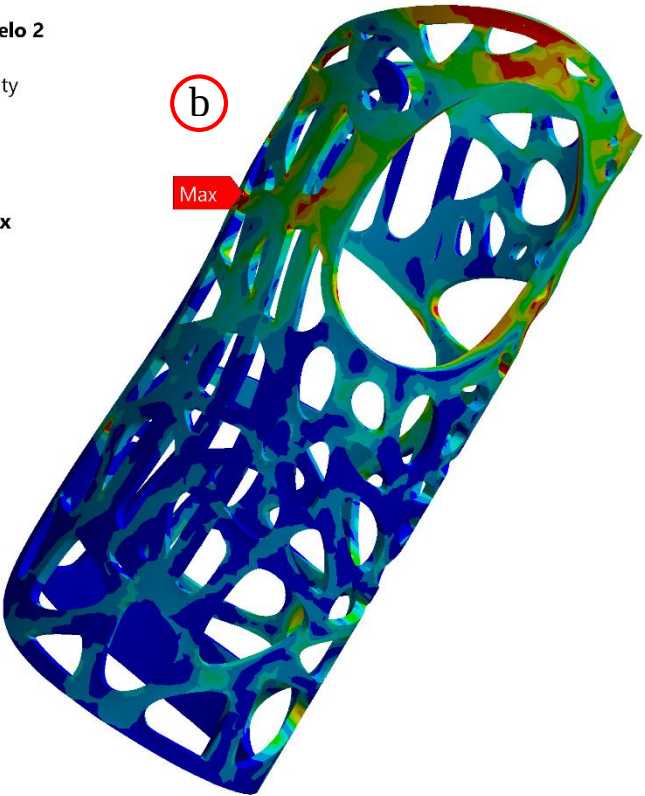
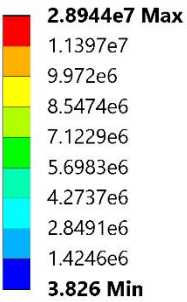
Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 74 - Resultado da análise de tensões máximas no modelo 2 da órtese na simulação de flexão longitudinal da mesma com uma escala de cores automática (a) e modificada (b)

**L: Flexão 1 - Modelo 2**  
 Stress Intensity  
 Type: Stress Intensity  
 Unit: Pa  
 Time: 1



**L: Flexão 1 - Modelo 2**  
 Stress Intensity  
 Type: Stress Intensity  
 Unit: Pa  
 Time: 1

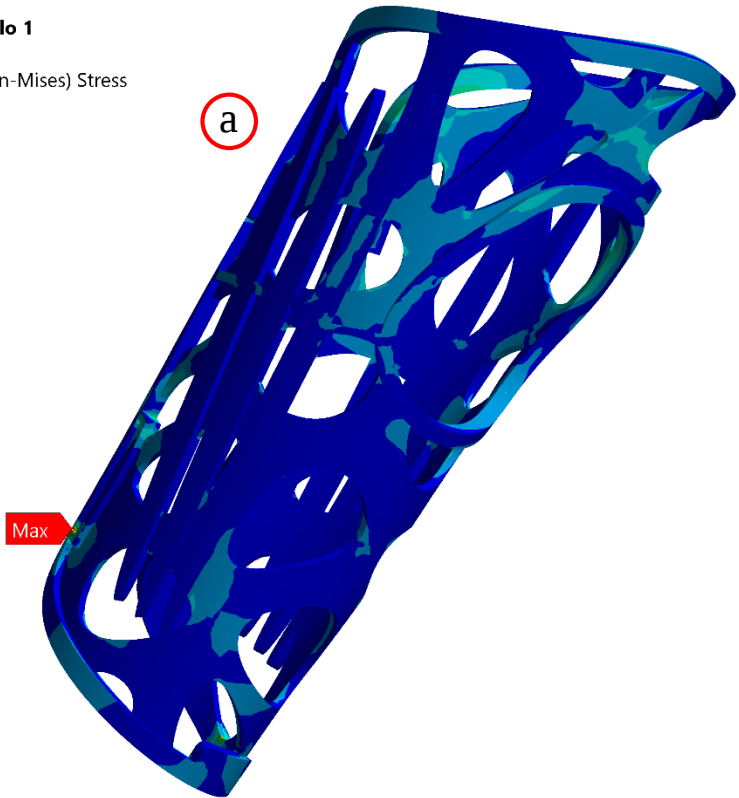
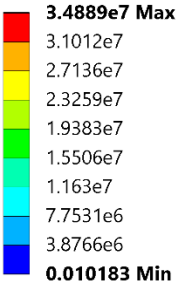


Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 75 - Resultado da análise de tensões equivalentes de Von Mises no modelo 1 da órtese na simulação de flexão longitudinal da mesma com uma escala de cores automática (a) e modificada (b)

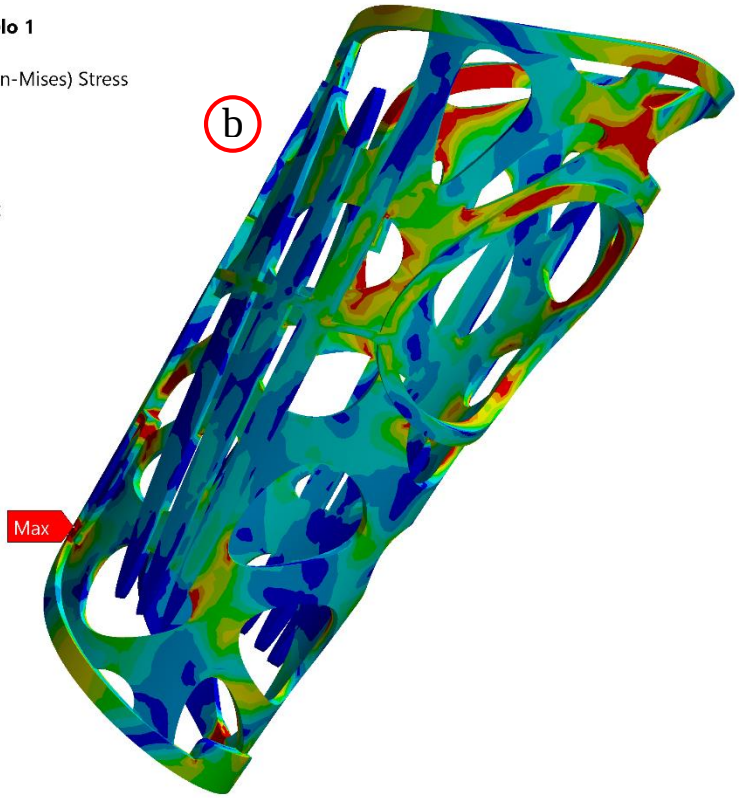
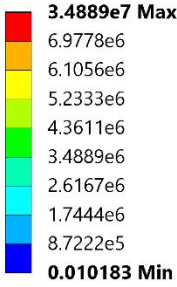
**K: Flexão 2 - Modelo 1**

Equivalent Stress  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
Unit: Pa  
Time: 1



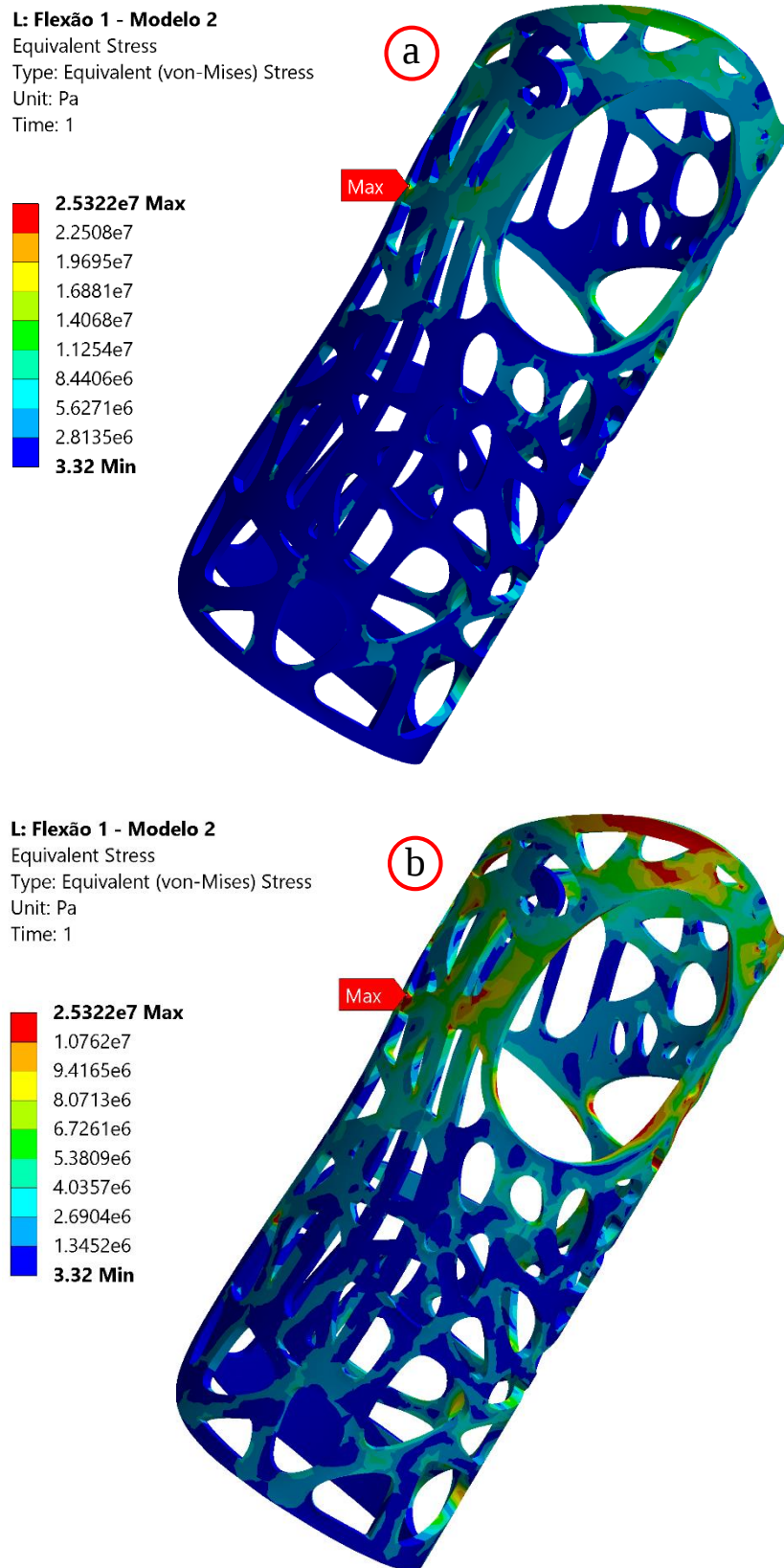
**K: Flexão 2 - Modelo 1**

Equivalent Stress  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
Unit: Pa  
Time: 1



Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 76 - Resultado da análise de tensões equivalentes de Von Mises no modelo 1 da órtese na simulação de flexão longitudinal da mesma com uma escala de cores automática (a) e modificada (b)



Fonte: Autoria própria, 2019.

As Figuras 73a, 74a, 75a e 76a não mostram com clareza os resultados da presente análise, uma vez que quase toda a superfície das mesmas encontram-se com tonalidades de azul claro ou escuro, indicando baixos valores de tensões máximas.

Dessa forma, as Figuras 73b, 74b, 75b e 76b foram geradas objetivando avaliar melhor a distribuição das tensões máximas e mínimas ao longo de toda a estrutura da peça. A partir destas últimas, podemos observar uma maior quantidade de regiões com cores de tonalidades mais quentes.

Como a tensão máxima e a tensão de escoamento experimental são valores superiores aos encontrados nos procedimentos computacionais, pode-se dizer que, a aplicação de uma força longitudinal com magnitude de 100N na extremidade de qualquer uma das órteses em contato com a mão do paciente quando posicionada no pulso não fará com que o produto deforme permanentemente ou sofra alguma trinca, uma vez que a tensão gerada não é suficiente para que o material entre em seu regime plástico.

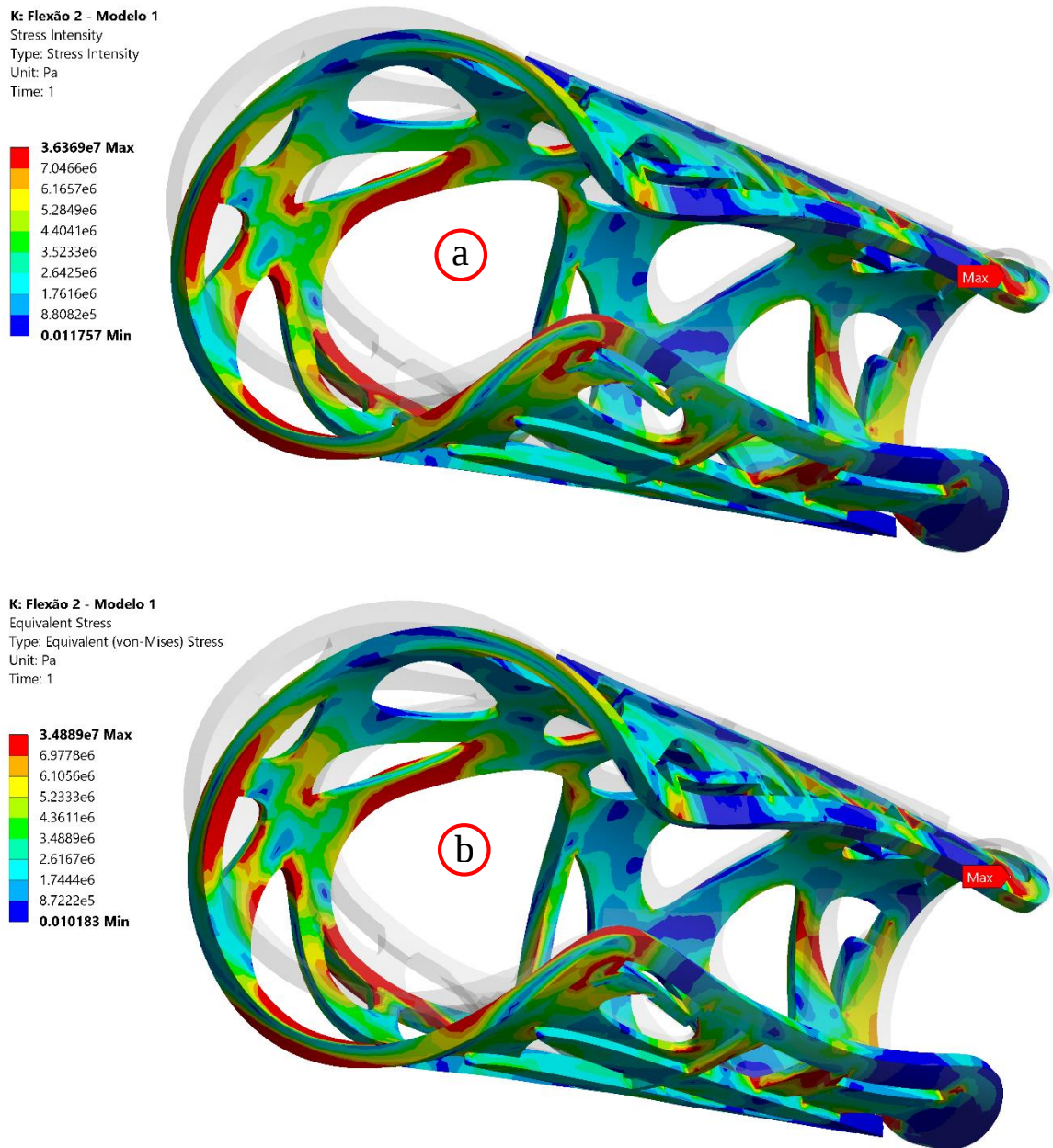
Pode-se perceber, pelas últimas quatro imagens que os pontos de tensão máxima se localizaram em uma das bases de apoio do velcro (modelo 1) e do elástico (modelo 2) que sustenta a órtese no pulso. Uma representação da mesma análise com uma escala de cores modificada no modelo 1 pode ser observada na Figura 77 sob as análises de tensões máximas (a) e equivalente de Von Mises (b). As mesmas apresentam o modelo deformado comparado ao modelo original (escala cinza) com uma escala de deformação de 5,5x.

Ainda foram geradas também as Figuras 78a e 78b, com o segundo modelo deformado comparado ao mesmo modelo original (escala cinza), onde temos a representação do resultado da análise de tensões máximas (a) e equivalente de Von Mises (b). As mesmas apresentam o modelo deformado com uma escala de deformação de 5x.

Depois das análises de tensão, foi conduzida uma análise de deslocamento total. Esta tem o resultado do primeiro modelo apresentado na Figura 79 e do segundo modelo mostrado na Figura 80, ambas com uma escala de cores gerada automaticamente pelo programa ANSYS®. Nessas, pôde-se perceber que a região com maior deslocamento total é a parte da peça que recebe a força externa proveniente da mão do usuário, o que de certa forma já era esperado.

Por último, foi realizado um estudo sobre as forças normais atuantes na superfície da peça. O resultado desse estudo no modelo 1 pode ser observado na Figura 81 e no modelo 2 na Figura 82, ambas com uma escala de cores adaptada.

Figura 77 - Representação da análise de tensões máximas (a) e equivalente de Von Mises (b) do modelo 1 da órtese deformado em uma escala de 5,5x com relação a peça original na simulação de flexão longitudinal

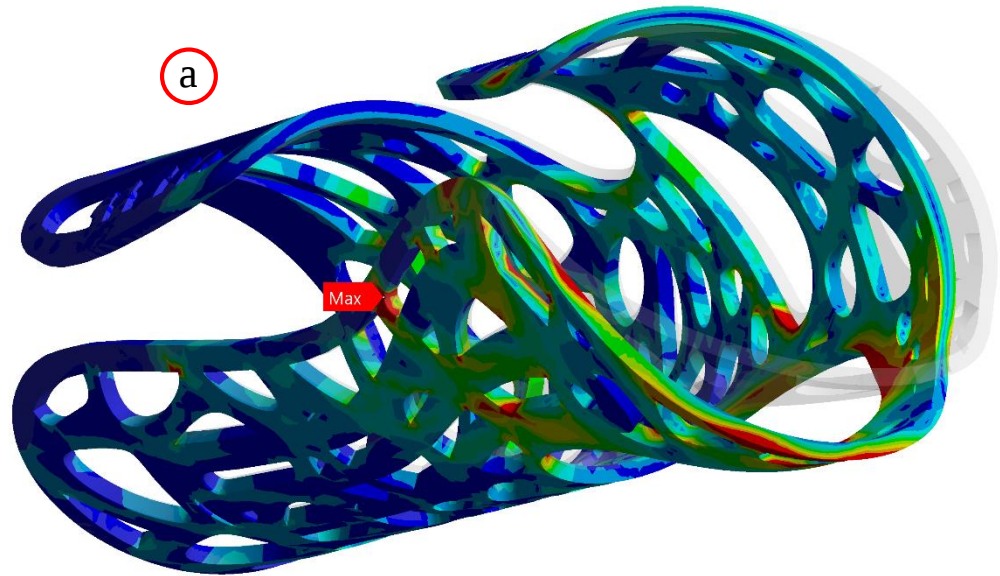
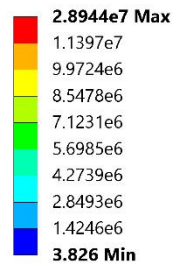


**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Figura 78 - Representação da análise de tensões máximas (a) e equivalente de Von Mises (b) do modelo 2 da órtese deformado em uma escala de 5x com relação a peça original na simulação de flexão longitudinal

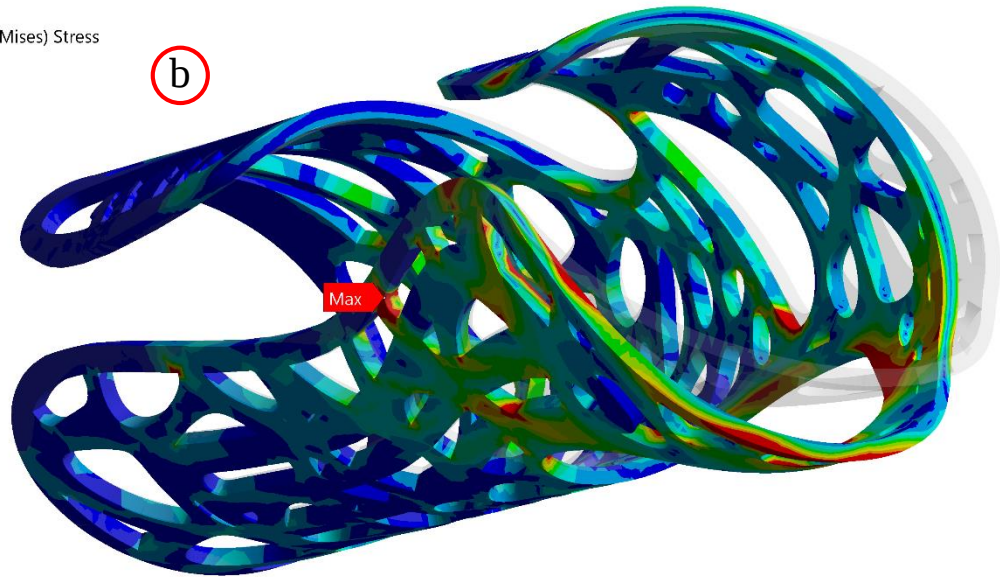
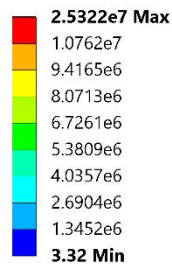
**L: Flexão 1 - Modelo 2**

Stress Intensity  
Type: Stress Intensity  
Unit: Pa  
Time: 1



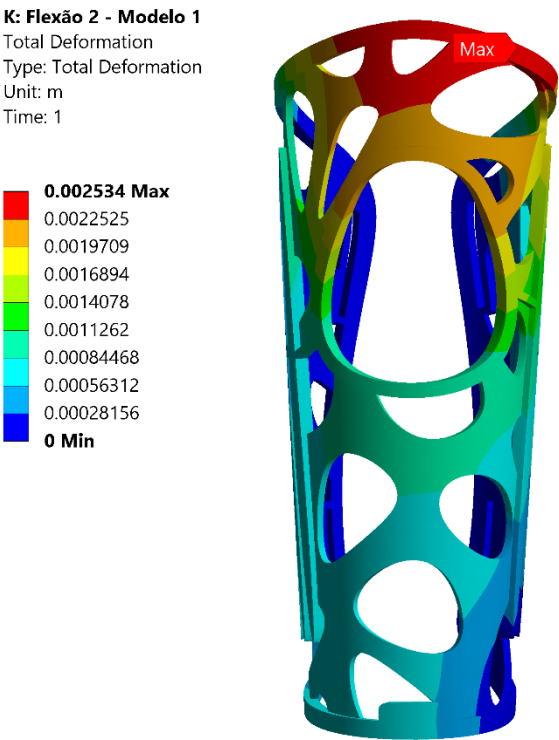
**L: Flexão 1 - Modelo 2**

Equivalent Stress  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
Unit: Pa  
Time: 1



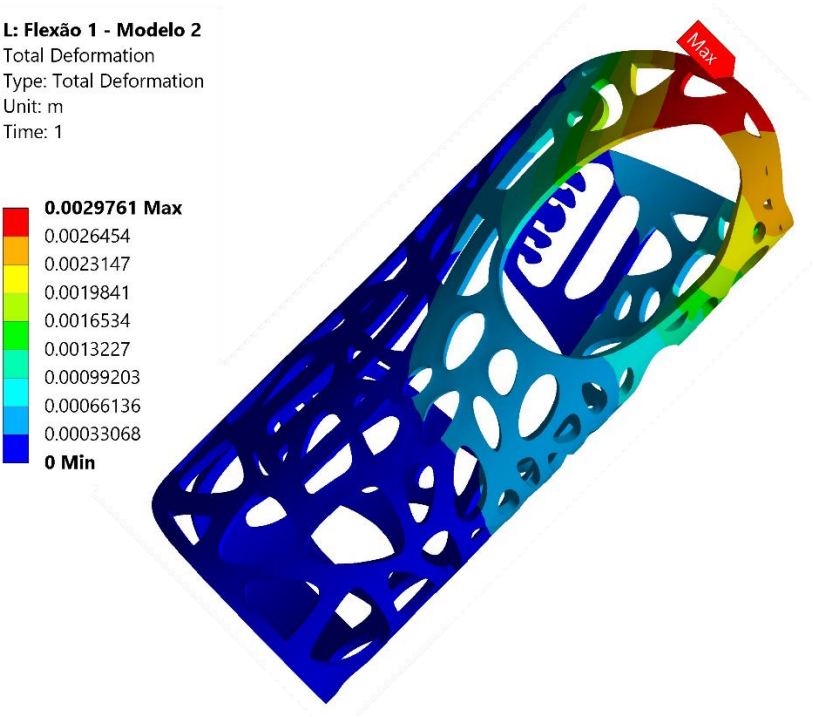
**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Figura 79 - Resultado da análise de deformação total no modelo 1 da órtese na simulação de flexão longitudinal



Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 80 - Resultado da análise de deformação total no modelo 2 da órtese na simulação de flexão longitudinal



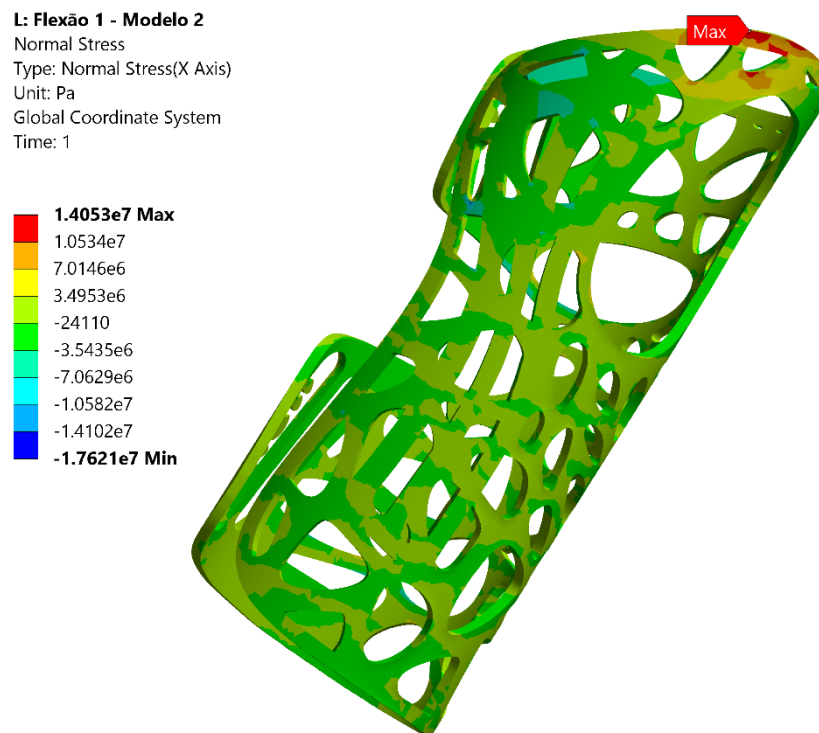
Fonte: Autoria própria, 2019.

Figura 81 - Resultado da análise de forças normais na estrutura do modelo 1 na simulação de flexão longitudinal



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Figura 82 - Resultado da análise de forças normais na estrutura do modelo 2 na simulação de flexão longitudinal



**Fonte:** Autoria própria, 2019.

No modelo 1 pode-se perceber que o local indicado com maior incidência de tensão normal foi na região onde os velcros são posicionados, tendo um valor máximo positivo de 22,394MPa e um valor mínimo de -22,689MPa, magnitudes estas que não comprometem o modelo. Já o segundo modelo apresentou um valor máximo positivo de 14,053MPa e mínimo de -17,621MPa.

A Tabela 17 apresenta um resumo dos resultados encontrados dos parâmetros avaliados nessa simulação.

Tabela 17 - Resumo dos resultados encontrados na simulação de flexão longitudinal dos dois modelos.

| <b>Análises</b>     | <b>Valores máximos encontrados no modelo 1</b> | <b>Valores máximos encontrados no modelo 2</b> |
|---------------------|------------------------------------------------|------------------------------------------------|
| Tensões máximas     | 36,369 MPa                                     | 28,944 MPa                                     |
| Tensão de Von Mises | 34,889 MPa                                     | 25,322 MPa                                     |
| Deformação total    | 2,534 mm                                       | 2,9761 mm                                      |
| Forças normais      | -22,689   MPa                                  | -17,621   MPa                                  |

**Fonte:** Autoria própria, 2019.

Ao final de todas as simulações, observou-se que as longarinas foram importantes no processo de absorção das mais diversas tensões e deformações decorrentes da força aplicada, sendo de extrema necessidade na estrutura do modelo 1 da órtese. No entanto, as extremidades das mesmas ficavam sempre sem suportar tensões, o que significa que essas partes poderiam ser retiradas sem comprometer a integridade estrutural do modelo.

Os dois modelos apresentaram resultados que não comprometeram suas estruturas em nenhum momento com as condições de contorno a que foram expostas, mostrando que ambas seriam ótimas opções para a fabricação dessa peça. No entanto, com o objetivo de encontrar um modelo que apresentasse melhor custo-benefício, necessitou-se comparar os dois modelos propostos, resultado por resultado, bem como alguns dados relativos as suas geometrias.

Assim, verificou-se o volume ocupado pelas peças, visando um favorecimento de um dos modelos no que diz respeito ao custo de impressão dos mesmos. No entanto, verificou-se que os modelos não possuem uma diferença significativa desse parâmetro.

Quando comparados os resultados obtidos pelas análises das peças, é possível perceber que (considerando que os dois modelos estão expostos a condições exatamente iguais em cada

uma das simulações) o modelo 2 suporta as mesmas condições que o modelo 1 com valores de tensões máximas inferiores. Uma representação resumida desses resultados pode ser observada na Tabela 18.

Dessa forma, como não existe uma diferença significativa no que diz respeito ao custo de fabricação das peças, o segundo modelo leva uma ligeira vantagem em relação ao primeiro nas simulações propostas neste trabalho.

Tabela 18 - Apresentação resumida dos resultados obtidos nas simulações computacionais

| <b>Modelos</b> | <b>Ensaio simulado</b> | <b>Deformação longitudinal (mm)</b> | <b>Deformação total (mm)</b> | <b>Tensões máximas (MPa)</b> | <b>Tensão máxima de Von Mises (MPa)</b> | <b>Forças normais máximas (MPa)</b> |
|----------------|------------------------|-------------------------------------|------------------------------|------------------------------|-----------------------------------------|-------------------------------------|
| –              | Ensaio de tração       | 0,77                                | 0,7701                       | 32,365                       | 32,175                                  | –                                   |
| 1              | Órtese planificada     | –                                   | 0,71                         | 39,87                        | 39,377                                  | 36,835                              |
|                | Tentativa de abertura  | –                                   | 0,004387                     | 34,773                       | 32,038                                  | -24,204                             |
|                | Flexão longitudinal    | –                                   | 2,534                        | 36,369                       | 34,889                                  | -22,689                             |
| 2              | Órtese planificada     | –                                   | 0,28                         | 31,028                       | 30,619                                  | 29,187                              |
|                | Tentativa de abertura  | –                                   | 1,0572                       | 32,267                       | 31,316                                  | 16,757                              |
|                | Flexão longitudinal    | –                                   | 2,9761                       | 28,944                       | 25,322                                  | -17,621                             |

**Fonte:** Autoria própria, 2019.

## 6 - CONCLUSÕES

O processo de avaliação do comportamento mecânico do ácido polilático (PLA) em dois diferentes modelos de órteses ortopédicas se deu em duas etapas: a primeira delas através de caracterização experimental desse material, e a segunda através da análise por elementos finitos de ambos os modelos com o auxílio de simulações computacionais.

Na etapa de caracterização do ácido polilático (PLA) foi possível fazer o levantamento de alguns parâmetros essenciais para a concepção deste material no programa ANSYS®. Esta etapa contou com ensaios de tração sob as normas ASTM D3039/14 e ASTM D638/14 e de avaliação da densidade sob a norma ASTM D792/13.

No ensaio de tração descrito pela norma ASTM D3039/14 realizado com corpos de prova impressos com diferentes orientações (0°, 45° e 90°) notou-se uma maior resiliência das peças que contaram com o fio impresso no sentido longitudinal do corpo de prova. Este resultado já era esperado, não só pelo que fora observado em outros trabalhos, mas também por estarem os fios orientados na mesma direção da força aplicada pela máquina.

O ensaio de tração descrito pela norma ASTM D638/14 foi essencial para a caracterização da peça, uma vez que este foi o que apresentou resultados dentro das tolerâncias especificadas pela fabricante do material. A curva de tensão deformação do ensaio e os parâmetros de módulo de elasticidade (2,58GPa), tensão de escoamento (39,2MPa), tensão máxima (39,87MPa) e coeficiente de Poisson (0,36) obtidos por esse ensaio foram importados para o programa ANSYS® como um novo material, uma vez que descrevem o material com maior fidedignidade que os valores fornecidos pelo próprio fabricante.

Na avaliação da densidade, descrita pela norma ASTM D792/13 obtiveram-se resultados com pouca variância e uma média de densidade de 1,125g/cm<sup>3</sup>, valor que se encontra dentro da tolerância estabelecida pela empresa fabricante e que também foi importado no programa ANSYS®.

Finalizada a caracterização mecânica do material, foi a vez de avaliar a capacidade que os modelos propostos como órteses seriam capazes de suportar alguns esforços específicos. Essa etapa se deu através da análise das estruturas dos modelos de maneira planejada e moldada no pulso do paciente. Nessa primeira, buscou-se avaliar os pontos críticos da estrutura, bem como encontrar regiões que fossem passíveis de aprimoramento, seja para retirada de material ou para reforço. Notou-se que ambos os modelos dissiparam as tensões geradas pelo

deslocamento 0,175mm das paredes laterais de cada uma delas, não sendo necessário, para nenhuma destas, passar por um procedimento de otimização de suas estruturas.

Na segunda parte da simulação computacional, a órtese moldada passou por uma avaliação de duas prováveis situações que podem vir a acontecer com o uso diário das mesmas.

Primeiramente, considerou-se uma situação na qual a órtese está presa ao pulso do paciente e este forçaria a mesma no sentido de planificá-la novamente. Consideraram-se as mesmas situações de contorno para os dois modelos e verificou-se que ambos suportaram os esforços aos quais foram submetidos dentro dos seus regimes elásticos, o que não compromete a integridade das peças.

Por último, examinou-se a situação onde o paciente moveria o seu pulso para baixo, forçando a órtese em seu eixo longitudinal. Novamente, consideraram-se as mesmas condições de contorno para os dois modelos, para que servisse como método comparativo entre eles. Essa análise evidenciou que ambos os modelos toleraram os esforços fora de seus regimes plásticos, sem comprometer a integridade de nenhuma das peças.

Assim, ao final desse trabalho, pode-se concluir que é possível confeccionar, com o auxílio de impressoras 3D e utilizando os dois modelos aqui analisados, órteses de imobilização temporária para o pulso de pessoas adultas tendo o ácido polilático (PLA) como material estrutural, uma vez que o mesmo se mostrou estruturalmente estável nas condições de trabalho às quais foi submetido nas análises de elementos finitos.

## 7 - REFERÊNCIAS

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM D3039. Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials**, 2014.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM D638. Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics**, 2014.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM D792. Standard Test Methods for Density and Specific Gravity (Relative Density) of Plastics by Displacement**, 2013.

ASSAN, A. E. Método dos elementos finitos: primeiros passos. 2 ed. Campinas, SP: Editora da Unicamp, 2003.

AURAS, R. An overview of polylactides as packaging materials. **Macromolecular Bioscience**, v.4, p. 835-864, 2004.

AURAS, R. Poly(lactic Acid): Synthesis, Structures, Properties, Processing, and Applications. Edited by Rafael Auras, et al. Hoboken, N.J: Wiley, 2010.

AVERY, C. U.S. Patent 243827, 1881. Acesso em: 10/07/2017. Disponível em: <<https://docs.google.com/viewer?url=patentimages.storage.googleapis.com/pdfs/US243827.pdf>>.

BANKS, J. Adding value in additive manufacturing: Researchers in the United Kingdom and Europe look to 3D printing for customization. *IEEE Pulse*. 4(6) : 22–26, 2013.

BARBOSA, E. DE B.; BORGES, F. D.; DIAS, L. DE P. Lesões por esforços repetitivos em digitadores do centro de processamento de dados no Banestado Londrina, Paraná, Brasil. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, v. 4, n. 2, p. 83–91, 1997.

BATHE, K. J. **Finite Element Procedures**. 3rd ed. Prentice Hall, 1996.

BENNINGA, H. A History of Lactic Acid Making. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 1990.

BHANDARI, S.; REGINA, B. 3D Printing and Its Applications. **International Journal of Computer Science and Information Technology Research**, v. 2, n. 2, pp. 34–35, 2014.

BISCHOFF, C.; WALDEN, P. Synthesis of polyglycolic acid. *Liebigs Ann Chem*, 1894.

BONTRAGER, Kenneth L.; LAMPIGNANO, John P. **Manual Prático de Técnicas e Posicionamento Radiográfico**. 8ª edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015.

CALLISTER, William D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 8ª edição. Rio de Janeiro: LTC, 2013.

CARVALHO, J. A. **Órteses: Um recurso terapêutico complementar**. Barueri, SP: Manole, Cap 1, 2005.

CHOUSAL, J. A. G.; DE MOURA, M. F. S. F. Validação da medição de deformações por correlação digital de imagem em compósitos laminados de matriz polimérica. **Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica**, v. 11, n. 2, pp. 23-34, 2007.

CODES, Rodrigo Nogueira de. **Vieillissements statique et dynamique et instabilités associées: expérimentation, modélisation et simulations numériques**. Autre. École normale supérieure de Cachan - ENS Cachan, 2011. Français.

EMBRAPA – Empresa Brasileira de Pesquisa Agropecuária. Disponível em: <http://www.uep.cnps.embrapa.br/solos/rn/tibau.pdf>. Acesso em: 10/07/2017.

FERNANDES, J. F. M. **Estudo da Influência de Parâmetros de Impressão 3D nas Propriedades Mecânicas do PLA**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Instituto Técnico Lisboa. Lisboa, 2016.

GROSS et al. Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. **Analytical chemistry**, Washington, v. 86, n. 7, p. 3240-3253, jan. 2014.

GUIMARÃES, N. D. O uso da impressora 3D nas práticas médicas. UNICEUB: Brasília, 2016.

HILD, F. CORRELI-LMT: A Software for Displacement Field Measurements by Digital Image Correlation. Rapport interne N° 254, LMT-Cachan, France, 2002.

HILD, F.; PÉRIÉ, J. N.; CORET, M. Mesure de champs de déplacements 2d par intercorrélacion d'images: Correli2D. Rapport 230, LMT-Cachan, 1999.

HOLTEN, C. H.; MÜLLER, A.; REHBINDER, D. Lactic Acid: Properties and Chemistry of Lactic Acid and Derivatives. Weinheim-Bergstr.: Verlag Chemie, 1971.

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Pesquisa Nacional de Saúde 2013**: Acesso e utilização dos serviços de saúde, acidentes e violências – Brasil, Grandes Regiões e Unidades da Federação. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística: Rio de Janeiro, 2015.

JUNIOR, E. B. *Extensometria: Um estudo sobre as principais técnicas*. 2008. 121f. Dissertação de Mestrado – Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2008.

JUNIOR, Pedro de Oliveira Conceição. **Impressão 3D**: redução de custo e tempo no desenvolvimento de produtos. Trabalho Científico, FATEC, Tecnologia em Mecatrônica Industrial, Faculdade de Tecnologia de Garça, 2013.

KAI-LAI, G.H., POMETTO, A.L., III, HINZ, P.N. Effects of temperature and relative humidity on polylactide acid plastic degradation. **J. Environ. Polym. Degrad.** 7(2) : 83-92, 1999.

KALE, G. *et al.* Biodegradability of polylactide bottles in real and simulated composting conditions. **Polymer Testing**, v. 26, n. 8, p. 1049–1061, 2007.

KALE, G.; KIJCHAVENGKUL, T.; AURAS, R.; et al. Compostability of bioplastic packaging materials: An overview. **Macromolecular Bioscience**, v. 7, n. 3, p. 255–277, 2007.

KULAZI, A. J. **Comportamento à fadiga do aço DP600 processado por jacto de água**. Dissertação (Mestrado). Universidade Técnica de Lisboa, Portugal, 2007.

LETCHER, T. WAYTASHEK, M. Material property testing of 3D-printed specimen in pla on an entry-level 3D printer. 2A:ASME, 2014.

LINDEMAYER, C. **Estudo e avaliação de termoplásticos utilizados na confecção de órteses**. Dissertação (Mestrado). Universidade do Vale da Paraíba, São José dos Campos, SP, 2004.

LOGAN, D. L. *The First Course in the Finite Element Method*. 5ª edição. Stamford: Cengage Learning, 2012.

MATOS, M. A. **Saiba para quais tipos de lesões o gesso é indicado**. Disponível em: <<http://www.isaudebahia.com.br/noticias/detalhe/noticia/saiba-para-quais-tipos-de-lesoes-o-gesso-e-indicado/>>. Acesso em: 08/06/2018.

MICLAUS, R; REPANOVIC, A; ROMAN, N. Biomaterials: Polylactic Acid and 3D Printing Processes for Orthosis and Prosthesis. **Revista de Materiale Plastice**. v. 54, n. 1, 2017.

MUROFUSE, N. T.; MARZIALE, M. H. P. Doenças do sistema osteomuscular em trabalhadores de enfermagem. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, v. 13, n. 3, p. 364–373, 2005.

NETTER, Frank H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ª edição. Porto Alegre: Artmed, 2000.  
PELOUZE, J. Synthesis of low-molecular weight polylactic acid. *Ann Chimie*, 1845.

PORTELA, A.; SILVA, A. **Mecânica dos Materiais**. 1ª ed. Lisboa: Plátano Edições Técnicas, 350p, 1996.

PORTO, Thomás Monteiro Sobrino. **Estudo dos avanços da tecnologia de impressão 3D e da sua aplicação na construção civil**. Projeto de Graduação – UFRJ/POLI/Curso de Engenharia Civil, Rio de Janeiro, 2016

RAY, S. S.; RAMONTJA, J. Polylactide-Based Nanocomposites. In: YU, L. (Org.). **Biodegradable Polymer Blends and Composites from Renewable Resources**. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., p. 389–413, 2009.

REMO, M. S. **O Método dos Elementos Finitos Aplicado ao Problema de Condução de Calor**. Departamento de Engenharia Civil. Universidade Federal do Pará. Belém, 2003.

RIBEIRO, F. L. B. **Introdução ao método dos elementos finitos**. Programa de engenharia civil. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, 2004.

RICHETON, J. *et al.* Influence of temperature and strain rate on the mechanical behavior of three amorphous polymers: Characterization and modeling of the compressive yield stress. **International Journal of Solids and Structures**, v. 43, n. 7–8, p. 2318–2335, 2006.

RODRIGUES, G. D. E. A. **Produção De Ácido Lático a Partir Do Bagaço Da Cana De Açúcar**. Unicamp: São Paulo, 2012.

RUDEEKIT, Y. *et al.* Determining Biodegradability of Polylactic Acid under Different Environments. **Journal of Metals, Materials and Minerals**. v. 18, n. 2, p. 83–87, 2008.

SANTANA, L. **Avaliação De Uma Impressora 3D Baseada Em Projeto De Código Aberto Na Fabricação De Peças Em Pla**. UFSC: Florianópolis, 2015.

SILVA, F. M.; Chaves, M. S.; Lima, Z. M. C. Geografia Física II: Classificação e tipos de solos do Brasil e do estado do Rio Grande do Norte. Natal, RN: EDUFRN, 2009.

STEPHENS, B.; AZIMI, P.; ORCH, Z. EL; RAMOS, T. Ultrafine particle emissions from desktop 3D printers. **Atmospheric Environment**, v. 79, p. 334–339: Elsevier Ltd. 2013. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.atmosenv.2013.06.050>>.

TAKAGAKI, L. K. Tecnologia de impressão 3D. **Revista Inovação Tecnológica**, v. 2, n. 2, p. 28–40, 2012.

TRUJILLO, L. G.; AMINI, D. Creating a custom fabricated neoprene orthosis for optimal thumb positioning. **Journal of Hand Therapy**, 2013. v. 26, n. 4, p. 365–368. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0894113013000719>>.

VACA-GARCIA, C. Bio-materials. In: Clark and Deswarte (eds), **Introduction to chemicals from biomass**, p. 103-142, Wiley series in renewable resources. Padstow, UK: Wiley, 2008.

VENTOLA, C.L. Medical applications for 3D printing: Current and projected uses. **PT**. 39(10): 704–711, 2014.

WITTBRODT, B; Pearce, J. M. “The effects of PLA color on material properties of 3-D printed components,” *Additive Manufacturing*, pp. 110-116, 2015.

WYTCH, R; ASHCROFT, G. P.; LEDINGHAM, W. M.; WARDLAW, D.; RITCHIE, I. K. Modern splinting bandages. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 73, n. 1, p. 88-9, 1991.