

**UNIVERSIDADE BRASIL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA
CAMPUS ITAQUERA**

JOÃO ROBERTO BROGGIO

**DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA ANÁLISE E SIMULAÇÃO DE
ENSAIO DE TRAÇÃO APLICADO NA ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**DEVELOPMENT OF SOFTWARE FOR ANALYSIS AND SIMULATION OF TENSILE
TESTING APPLIED TO BIOMEDICAL ENGINEERING**

São Paulo – SP

2022

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

JOÃO ROBERTO BROGGIO

DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA ANÁLISE E SIMULAÇÃO DE ENSAIO DE TRAÇÃO APLICADO NA ENGENHARIA BIOMÉDICA

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Brasil, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Prof. Dr. Mardoqueu Martins Costa
Orientador

SÃO PAULO – SP
2022

Inserir aqui a ficha catalográfica gerada pela Biblioteca da Universidade Brasil
(Solicitar a Ficha Catalográfica junto à Biblioteca da Universidade após a
correção da versão final realizada posteriormente a defesa).

B884d BROGGIO, João Roberto.
Desenvolvimento de software para análise e simulação de ensaio de tração aplicado na Engenharia Biomédica / João Roberto Broggio -- São Paulo: Universidade Brasil, 2022.
146 f.: il. color.

Tese de Doutorado defendida no Programa de Pós-graduação do Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Brasil.
Orientação: Prof. Dr. Mardoqueu Martins Costa.

1. Ensaio. 2. Tração. 3. Materiais. 4. Biomédico. 5. Simulação. I. Costa, Mardoqueu Martins. II. Título.

CDD 610.28



ATA DA APRESENTAÇÃO PÚBLICA DA TESE DE DOUTORADO

ATA PG Nº 803/2022

Aos 28 dias do mês novembro do ano de 2022, às 9:00 horas, reuniram-se os membros da Banca Examinadora composta pelos professores: Dr.(a) Mardoqueu Martins da Costa (presidente-orientador), Dr.(a) Alessandro Marcio Hakme da Silva, Dr.(a) Luis Gustavo Sabino, Dr. Danilo Basseto do Valle e Dr. José Renato Campos, banca aprovada pelo Coordenador(a) do Doutorado em Engenharia Biomédica, da Universidade Brasil, a fim de argüirem o(a) doutorando(a) JOÃO ROBERTO BROGGIO (RA 1621090-8) sobre sua tese, com o título “ENSAIOS VIRTUAL DE TRAÇÃO COMO AUXÍLIO NO DESENVOLVIMENTO DE MATERIAIS BIOMÉDICOS”. Aberta a sessão pelo presidente da mesma, coube ao (à) candidato (a), na forma regimental, expor o tema de sua tese, dentro do tempo regulamentar, sendo em seguida questionado(a) pelos membros da Banca Examinadora, tendo dado as explicações que foram necessárias. Os conceitos atribuídos pelos membros da Banca Examinadora são os que se seguem: Dr.(a). Mardoqueu Martins da Costa (presidente/orientador) “Aprovado _____”, Dr.(a) Alessandro Marcio Hakme da Silva “Aprovado _____”, Dr.(a). Luis Gustavo Sabino “Aprovado _____”, Dr.(a) Danilo Basseto do Valle “Aprovado _____” e Dr. (a) José Renato Campos “Aprovado _____”, **Conceito final** “Aprovado mediante mudanças apontadas nas observações”.

Com base no resultado do exame o(a) aluno(a) fará jus ao título de Doutor em Engenharia Biomédica, após efetuar as correções na tese, sugeridas pela Banca Examinadora e a correspondente homologação.

Nada mais havendo a tratar, o presidente encerrou a sessão às: 13:00 horas e foi lavrada a presente ata, sendo assinada pelos membros da Banca Examinadora e, por mim secretária, Sandra Claudina da Silva.

Banca Examinadora:

Prof(a). Dr(a). Mardoqueu Martins da Costa (presidente-orientador)



**UNIVERSIDADE
BRASIL**

Continuação da ATA PG N° 803/2022 do aluno (a) João Roberto Broggio (RA 1621090-8)

Prof(a). Dr(a). Alessandro Marcio Hakme da Silva (UNIVERSIDADE BRASIL)

Prof(a). Dr(a). Luis Gustavo Sabino (UNIVERSIDADE BRASIL)

Prof(a). Dr(a). Danilo Basseto do Valle (INSTITUTO FEDERAL DE SÃO PAULO)

Prof(a). Dr(a). José Renato Campos (INSTITUTO FEDERAL DE SÃO PAULO)

Secretária do Doutorado em Engenharia Biomédica

Candidato (a)

Aluno (a) João Roberto Broggio

Campus Itaquera

Rua Carolina Fonseca, 584, Itaquera - São Paulo/SP | 08230-030

Central de Relacionamento com o Aluno - 08007807070

www.ub.edu.br



**UNIVERSIDADE
BRASIL**

Termo de Autorização

Para Publicação de Dissertações e Teses no Formato Eletrônico na Página WWW do Respectivo Programa da Universidade Brasil e no Banco de Teses da CAPES

Na qualidade de titular(es) dos direitos de autor da publicação, e de acordo com a Portaria CAPES no. 13, de 15 de fevereiro de 2005, autorizo(amos) a Universidade Brasil a disponibilizar através do site <http://www.universidadebrasil.edu.br>, na página do respectivo Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu, bem como no Banco de Dissertações e Teses da CAPES, através do site <http://bancodeteses.capes.gov.br>, a versão digital do texto Integral da Dissertação/Tese abaixo citada, para fins de leitura, impressão e/ou download, à título de divulgação da produção científica brasileira.

A utilização do conteúdo deste texto, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, fica condicionada à citação da fonte.

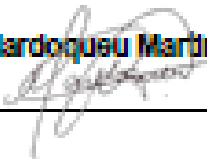
Título do Trabalho: **““ENSAIOS VIRTUAL DE TRAÇÃO COMO AUXÍLIO NO DESENVOLVIMENTO DE MATERIAIS BIOMÉDICOS”.**

Autor(es):

Discente: **João Roberto Broglio**

Assinatura: _____


Orientador(a): Prof.(a) Dr.(a) **Mardoqueu Martins da Costa**

Assinatura: _____


Coorientador(a): Prof.(a) Dr.(a)

Assinatura: _____

Houve alteração do Título: sim () não ():

DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA ANÁLISE DE SIMULAÇÃO DE
ENSAIO DE TRAÇÃO APLICADO NA ENGENHARIA BIOMÉDICA

Data: 28/11/2022

AGRADECIMENTO

Agradeço a Deus pela linda família que formamos.

Agradeço a minha família por todo o apoio que me deram.

Agradeço a Deus pelas oportunidades que colocou no meu caminho.

Agradeço aos Professores por todos os ensinamentos que me proporcionaram.

Muito obrigado.

RESUMO

As propriedades físicas e químicas dos materiais além de requisitos biológicos que são de fundamental importância no desenvolvimento dos materiais com aplicação biomédica, as características físicas são obtidas principalmente por ensaios de tração, já o formato de um implante pode ser simulado em um software comercial, que utilizam essas características físicas dos materiais como parâmetros para executar o algoritmo de simulação. Como normalmente o formato e dimensões são fixas e com características peculiares, a seleção da família do material é limitada, e mesmo dentro da família os materiais podem ser sub ou sobre dimensionados, para solucionar este problema o software possibilitará ao projetista simular o projeto calculando um material virtual característico nos limites da variável de controle, utilizando como base os testes físicos dos materiais sub e sobre dimensionados. O objetivo desta tese é desenvolver virtualmente ensaios mecânicos como auxílio no desenvolvimento de materiais biomédicos, com base em resultados de ensaios de tração físicos, o software poderá simular um ensaio mecânico. Foram realizados nove testes físicos de tração em máquina Emic para cada uma das variáveis de controle (Velocidade e Diâmetro), a quais foram subdivididos em três grupos, nas velocidades de 7, 15 e 22mm/min em aço inox 304, e nos diâmetros de 10, 11 e 12mm em aço SAE 1020. No comparativo realizado entre os materiais virtuais em 15mm/min e no diâmetro de 11mm, o software mostrou-se eficiente com erro menor que 3% quando os resultados foram comparados ao ensaio físico em máquina universal a ao ensaio virtual em software comercial. O Software desenvolvido além de localizar graficamente os pontos de interesse em curvas de tensão/deformação também produz matematicamente um biomaterial virtual, passivo de simulação em software comercial com formas e dimensões de um implante ou biocomponente.

Palavras-chave: Ensaio tração, Materiais biomédicos, Simulação.

ABSTRACT

The physical and chemical properties of materials in addition to biological requirements are of fundamental importance in the development of materials with biomedical application, the physical characteristics are obtained mainly by tensile tests, whereas the shape of an implant can be simulated in commercial software, which use these physical characteristics of the materials as parameters to run the simulation algorithm. As normally the shape and dimensions are fixed and with peculiar characteristics, the selection of the material family is limited, and even within the family the materials can be under or over dimensioned. To solve this problem, the application will enable the designer to simulate the project by calculating a characteristic virtual material within the limits of the control variable, using as basis the physical tests of the under and over dimensioned materials. The objective of this thesis is to develop virtual mechanical tests as an aid in the development of biomedical materials, based on results of physical tensile tests, the application can simulate a mechanical test. Nine physical tensile tests were performed in an Emic machine for each of the control variables (Speed and Diameter), which were subdivided into three groups, at speeds of 7, 15 and 22 mm/min on 304 stainless steel, and diameters of 10, 11 and 12 mm on SAE 1020 steel. In the comparison performed between the virtual materials at 15 mm/min and 11 mm diameter, the application proved to be efficient with error lower than 3% when the results were compared to the physical test on a universal machine and the virtual test on commercial software. The developed application besides graphically locating the points of interest on stress/strain curves also produces mathematically a virtual biomaterial, passive of simulation in commercial software with shapes and dimensions of an implant or biocomponent.

Keywords: Tensile testing, biomedical materials, Simulation.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 – Curva característica de tensão pela deformação. | 29 |
| Figura 2 – Curva típica da tensão x deformação. | 32 |
| Figura 3 – Método de Johnson. | 36 |
| Figura 4 – Curvas características. | 38 |
| Figura 5 – Limite de escoamento localizada pelo desvio <i>n</i> | 39 |
| Figura 6 – Sinais (a) tempo contínuo e (b) tempo discreto. | 43 |
| Figura 7 – Dimensões para corpos de prova metálicos 6mm. | 49 |
| Figura 8 – Dimensões para corpos de prova metálicos 10mm. | 50 |
| Figura 9 – Visão geral da interface do software. | 52 |
| Figura 10 – Opção para geração de arquivo de parâmetros. | 53 |
| Figura 11 – Comando geração e limpeza da área gráfica. | 54 |
| Figura 12 – Comando de navegação na área gráfica. | 55 |
| Figura 13 – Caixa de seleção do arquivo de ensaio. | 56 |
| Figura 14 – Caixa de seleção do fator de escoamento. | 57 |
| Figura 15 – Curva do ensaio realizado. | 57 |
| Figura 16 – Seleção de ensaio físico. | 58 |
| Figura 17 – Seleção do fator do limite de escoamento. | 59 |
| Figura 18 – Edição da característica desejada. | 60 |
| Figura 19 – Curva com a característica desejada. | 61 |
| Figura 20 – Planilha auxiliar. | 62 |
| Figura 21 – Planilha preenchida com o estudo de velocidade. | 63 |
| Figura 22 – Seleção do projeto da planilha auxiliar. | 64 |
| Figura 23 – Execução do ensaio virtual em velocidade de 12mm/min. | 65 |
| Figura 24 – Dados de um ensaio físico. | 66 |
| Figura 25 – Velocidade constante. | 67 |
| Figura 26 – Períodos de amostragem. | 67 |
| Figura 27 – Período único de amostragem. | 68 |
| Figura 28 – Apresentação do gráfico para análise. | 69 |
| Figura 29 – Código do software para cálculo do módulo de Young. | 70 |
| Figura 30 – Detalhe do módulo de Young. | 71 |
| Figura 31 – Código do software para cálculo do limite elástico. | 71 |
| Figura 32 – Detalhe do limite elástico. | 72 |

| | |
|---|-----|
| Figura 33 – Seleção da dureza característica do material. | 73 |
| Figura 34 – Código do software para cálculo do limite de escoamento. | 73 |
| Figura 35 – Determinação do limite de escoamento. | 74 |
| Figura 36 – Código do software para localização do limite do limite de resistência. . | 75 |
| Figura 37 – Limite de resistência..... | 75 |
| Figura 38 – Correlação ordem do polinômio x tempo de processamento. | 81 |
| Figura 39 – Correlação ordem do polinômio x qualidade da curva gerada. | 82 |
| Figura 40 – Análise da curva do ensaio físico aprend7_03. | 83 |
| Figura 41 – Curva de aprendizado após o primeiro ensaio físico..... | 84 |
| Figura 42 – Análise da curva do ensaio físico aprend7_02. | 84 |
| Figura 43 – Curva de aprendizado após o segundo ensaio físico..... | 85 |
| Figura 44 – Análise da curva do ensaio físico aprend7_01. | 85 |
| Figura 45 – Curva de aprendizado após o último ensaio físico. | 86 |
| Figura 46 – Comparativo ensaio físico e ensaio virtual. | 87 |
| Figura 47 – Usinagem dos corpos de prova metálicos cilíndricos. | 89 |
| Figura 48 – Ensaio de tração grupo A Inox 304, velocidade de ensaio 7mm/min. | 90 |
| Figura 49 – Aço Inox 304, velocidade de ensaio 7mm/min ensaio de tração..... | 90 |
| Figura 50 – Ensaio de tração grupo B Inox 304, velocidade de ensaio 15mm/min. ... | 91 |
| Figura 51 – Aço Inox 304, velocidade de ensaio 15 mm/min: ensaio de tração..... | 91 |
| Figura 52 – Ensaio de tração grupo B Inox 304, velocidade de ensaio 22mm/min. ... | 92 |
| Figura 53 – Aço Inox 304, velocidade de ensaio 22mm/min: ensaio de tração..... | 92 |
| Figura 54 – Ensaio em 22mm/min. | 93 |
| Figura 55 – Projetos e/ou estudos disponíveis para simulação..... | 94 |
| Figura 56 – Simulação com velocidade de 15mm/min. | 94 |
| Figura 57 – Comparativo material físico e material virtual: velocidade de 15mm/min. | 96 |
| Figura 58 – Modelo tridimensional. | 97 |
| Figura 59 – Tela de seleção de material do Solidworks. | 98 |
| Figura 60 – SolidWorks: malha elementos finitos e pontos de carga para simulação no modelo tridimensional..... | 99 |
| Figura 61 – Tensão deformação simuladas no SolidWorks e no software. | 100 |
| Figura 62 – Usinagem dos corpos de prova metálicos cilíndricos modificados..... | 102 |
| Figura 63 – Ensaio de tração grupo A, diâmetro 10mm. | 103 |
| Figura 64 – Aço 1020, diâmetro 10mm: ensaio de tração..... | 103 |

| | |
|---|-----|
| Figura 65 – Ensaio de tração grupo B, diâmetro 11mm. | 104 |
| Figura 66 – Aço 1020, diâmetro 11mm: ensaio de tração. | 104 |
| Figura 67 – Ensaio de tração grupo C, diâmetro 12mm. | 105 |
| Figura 68 – Aço 1020, diâmetro 12mm: ensaio de tração. | 105 |
| Figura 69 – Planilha características.xlsx com a aba nomeada “1020”. | 106 |
| Figura 70 – Projetos e/ou estudos disponíveis para simulação. | 107 |
| Figura 71 – Simulação com diâmetro de 11mm. | 108 |
| Figura 72 – Comparativo material físico e material virtual diâmetro 11mm. | 109 |
| Figura 73 – Modelo tridimensional. | 110 |
| Figura 74 – Tela de seleção de material do Solidworks. | 111 |
| Figura 75 – SolidWorks: malha elementos finitos e pontos de carga para simulação no modelo tridimensional. | 112 |
| Figura 76 – Tensão deformação simuladas no SolidWorks e no software. | 113 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|-----|
| Tabela 1 – Limite n de escoamento para metais..... | 38 |
| Tabela 3 – Resultados dos ensaios. | 86 |
| Tabela 4 – Resultados dos ensaios físicos e virtuais: referência velocidade. | 95 |
| Tabela 5 – Propriedades mecânicas isotrópicas do material INOX15..... | 97 |
| Tabela 6 – Valores característicos simulações ensaios de tração 15mm/min..... | 100 |
| Tabela 7 – Resultados dos ensaios físicos e virtuais: referência diâmetro. | 108 |
| Tabela 8 – Propriedades mecânicas isotrópicas do material 1020. | 110 |
| Tabela 9 – Valores característicos simulações ensaios de tração diâmetro 11mm. | 113 |

LISTA DE QUADROS

| | |
|---|-----|
| Quadro 1 – Principais características técnicas das máquinas de ensaio DL..... | 48 |
| Quadro 2 – Grupos amostras ensaios físicos com velocidade variável. | 88 |
| Quadro 3 – Grupos de teste conforme diâmetros. | 101 |

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

| | |
|------|---|
| ABNT | Associação Brasileira de Normas Técnicas |
| ASTM | Sociedade Americana para Testes e Materiais |
| CAD | Desenho assistido por computador |
| ISO | Organização Internacional para Padronização |
| SLIT | Sistema Linear Invariante no Tempo |

LISTA DE SÍMBOLOS

| | |
|------------------|---|
| σ | Tensão |
| $\sigma(t)$ | Tensão em função do tempo |
| F | Força (carga) aplicada |
| S_0 | Área da seção inicial do corpo |
| ε | Deformação |
| $\varepsilon(t)$ | Deformação em função do tempo |
| L_i | Comprimento inicial/original |
| L | Comprimento instantâneo |
| ΔL | Varição de comprimento |
| E | Módulo de Young ou módulo de elasticidade |
| α | Inclinação da curva em regime elástico |

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 20 |
| 1.1 PROBLEMA | 20 |
| 1.2 MOTIVAÇÃO | 22 |
| 2 OBJETIVOS | 24 |
| 2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 24 |
| 3 REVISÃO DA LITERATURA | 25 |
| 3.1 BIOMECÂNICA DO TECIDO ÓSSEO | 25 |
| 3.2 ENSAIO DE TRAÇÃO | 28 |
| 3.2.1 Módulo de Young | 34 |
| 3.2.2 Limite Elástico | 35 |
| 3.2.3 Limite Escoamento | 38 |
| 3.2.4 Limite de resistência | 40 |
| 3.3 MODELOS MATEMÁTICOS DE SIMULAÇÃO | 41 |
| 3.4 DIGITALIZAÇÃO DE SINAL | 43 |
| 4 MATERIAL E MÉTODO | 45 |
| 4.1 ENSAIO VIRTUAL | 45 |
| 4.1.1 Desenvolvimento do software (Matlab) | 45 |
| 4.1.2 Software comercial (Solidworks) | 47 |
| 4.2 ENSAIOS FÍSICOS | 48 |
| 4.2.1 Equipamento para ensaios físicos | 48 |
| 4.2.2 Ensaios físicos com a variável velocidade | 49 |
| 4.2.3 Ensaios físicos com a variável diâmetro | 50 |
| 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO | 51 |
| 5.1 DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE (MATLAB) | 51 |
| 5.1.1 Interface do software | 51 |
| 5.1.2 Funcionalidade da área de comandos | 53 |
| 5.1.3 Funcionalidade da área gráfica | 54 |
| 5.1.4 Funcionalidade da aba “Análise” | 56 |

| | | |
|--------|---|-----|
| 5.1.5 | Funcionalidade da aba “Material Existente” | 58 |
| 5.1.6 | Funcionalidade da aba “Simulação” | 62 |
| 5.1.7 | Sinal no tempo discreto | 66 |
| 5.1.8 | Funcionalidade gráfica: tensão pela deformação | 69 |
| 5.1.9 | Função de cálculo do módulo de Young | 70 |
| 5.1.10 | Função localização do limite elástico | 71 |
| 5.1.11 | Função localização do limite de escoamento | 73 |
| 5.1.12 | Função localização do limite de resistência | 75 |
| 5.1.13 | Aprendizado | 76 |
| 5.2 | VERIFICAÇÃO DO APRENDIZADO | 83 |
| 5.3 | ESTUDO COM VARIAÇÃO DE VELOCIDADE | 88 |
| 5.3.1 | Ensaio físico na máquina universal de ensaios | 88 |
| 5.3.2 | Ensaio simulado no software desenvolvido | 93 |
| 5.3.3 | Ensaio simulado em software comercial | 97 |
| 5.4 | ESTUDO COM VARIAÇÕES DE DIÂMETRO | 101 |
| 5.4.1 | Ensaio físico na máquina universal de ensaios | 101 |
| 5.4.2 | Ensaio simulado no software desenvolvido | 106 |
| 5.4.3 | Ensaio simulado em software comercial | 110 |
| 6 | CONCLUSÃO | 114 |
| 7 | REFERÊNCIAS | 115 |
| 8 | ANEXO A – CÓDIGO DO SOFTWARE | 122 |
| 9 | ANEXO B – RESULTADO DA SIMULAÇÃO SOLIDWORKS REFERENTE AO ENSAIO FÍSICO COM VELOCIDADE DE 15MM/MIN | 152 |
| 10 | ANEXO C – RESULTADO SIMULAÇÃO NO SOFTWARE REFERENTE AO ENSAIO SIMULADO NO SOFTWARE COM VELOCIDADE DE 15MM/MIN | 152 |
| 11 | ANEXO D – RESULTADO DA SIMULAÇÃO SOLIDWORKS REFERENTE AO ENSAIO FÍSICO COM DIÂMETRO DE 11MM | 152 |

| | |
|---|------------|
| 12 ANEXO E – RESULTADO SIMULAÇÃO NO SOFTWARE REFERENTE AO ENSAIO SIMULADO NO SOFTWARE COM DIÂMETRO DE 11MM | 152 |
| 13 ANEXO F – RELATÓRIO TEMPO DE EXECUÇÃO | 152 |

1 INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA

A determinação das propriedades físicas e químicas dos materiais é fundamental para o desenvolvimento dos materiais com aplicação biomédica. Cada aplicação requer que a escolha do material atenda propriedades mecânicas específicas (resistência, dureza, fragilidade, elasticidade), térmicas (condutividade térmica) e elétricas (resistência, condutividade) e essas estão diretamente ligadas com a natureza das ligações químicas entre os átomos formadores desse material. Dentre as propriedades físicas de um material, destacam-se suas mecânicas, que é a resposta do material quando sujeito a esforços, ou seja, pela capacidade que o material tem de resistir ou transmitir aos esforços a que se submete (CALLISTER JR.; RETHWISCH, 1976).

Ensaio de tensão simulam de forma eficaz os esforços aos quais os materiais biomédicos são submetidos, a ciência dos materiais moderna utiliza ferramentas computacionais avançadas para simulações e análises de falhas, poupando tempo e recursos no desenvolvimento e fabricação de um novo implante (VARDANEGA, 2010).

Os ensaios de materiais são realizados principalmente para a garantia de qualidade e procedência da próteses que estão em processo de produção (ensaio de certificação), controlando os materiais utilizados e o controle final do implante produzido. Também os ensaios são utilizados na caracterização de novos materiais, e/ou auxiliando no desenvolvimento de novos processos de produção e novas próteses.

As máquinas de ensaio axial desempenham um papel importante ao testar a qualidade de uma variedade de produtos médicos, além de simular de maneira mais adequada os esforços sofridos por estes materiais (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012).

A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), a Sociedade Americana para Testes e Materiais (ASTM), e a Organização Internacional para Padronização (ISO) desenvolveram especificações que definem a maneira apropriada de testar determinados dispositivos médicos que são principalmente:

- ABNT NBR8548: Determinação da resistência à tração.

- NBR ISO 6892: Materiais metálicos, ensaio de tração à temperatura ambiente.
- ISO 6892-1: Ensaio de tração em metal a temperatura ambiente.
- ASTM F2077: Test Methods for Intervertebral Body Fusion Devices.
- ASTM F1717: Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model.
- ASTM E8/E8M: Ensaio de tração de materiais metálicos.
- ASTM F1541: Standard Specification and Test Methods for External Skeletal Fixation Devices.
- ASTM F1798: Evaluating Subassemblies Used in Spinal Arthrodesis Implants.

1.2 MOTIVAÇÃO

As aplicações das propriedades dos materiais dependem da finalidade. Um processo de estamparia exige que o material tenha um bom comportamento no regime plástico. Enquanto componentes estruturais necessitam que o material permaneça no regime elástico, para que suportem as cargas aplicadas sem grandes deformações na própria estrutura, porém nos projetos de próteses os biomateriais possuem requisitos que vão além dessas necessidades mecânicas e construtivas uma vez que passam por requisitos biológicos diversos (IBRAHIM *et al.*, 2017).

Dentre as diversas aplicações possíveis, uma área vem ganhando destaque, os chamados biomateriais, impulsionada principalmente pela nanotecnologia, a engenharia de tecidos e a engenharia de materiais. De origem natural ou artificial, os biomateriais atuam no sistema biológico com o objetivo de reparar ou substituir um osso ou órgão humano ou animal (MAZZA; EHRET, 2015).

Alguns exemplos de biomateriais são: próteses, lentes de contato e marcapasso. No entanto, um biomaterial é diferente de um material biológico (produzido pelo próprio organismo), o que torna imprescindível o conhecimento acerca de suas características para se determinar sua biocompatibilidade. As aplicações são tão variadas que um biomaterial específico para uma aplicação pode não ser adequado ou biocompatível para outra situação, tal como o material biológico que pode ser utilizado em implante de prótese de valva cardíaca não é utilizado em um implante de prótese dentária (FERNANDES; SAMPAIO, 2021).

Um biomaterial pode ser formado por diversos materiais distintos, como metais ou ligas metálicas, materiais cerâmicos, compósitos, tecidos, materiais poliméricos, etc. Ao se escolher um material para a aplicação, diversos fatores devem ser levados em consideração, tais como: propriedades mecânicas, condutividade térmica e elétrica, difusão e absorção, bioestabilidade e biocompatibilidade. A escolha das características dos materiais constituintes é extremamente importante, pois o biomaterial deve simular com exatidão o funcionamento do sistema biológico ou parte dele (RATNER *et al.*, 2019).

A caracterização das propriedades mecânicas de materiais é necessária para diversas aplicações, incluindo diagnóstico de doenças, modelamento de tecidos, engenharia de tecidos, avaliação de processos de adaptação celular e biomimética. Por exemplo, o conhecimento preciso das propriedades da placa aterosclerótica é

importante em modelos matemáticos para prever uma ruptura da placa (BUFFINTON; EBENSTEIN, 2014).

O macro teste tem sido o padrão na Engenharia de Materiais, com ensaios uniaxiais de tensão, de flexão, de compressão e de flambagem. Esses testes são apropriados para materiais isotrópicos e homogêneos. Os trabalhos preliminares (YOSHIKAWA *et al.*, 1994) com os tecidos biológicos se baseiam nestes métodos verificados, e posteriormente incluídos teste biaxiais para enquadrar na natureza anisotropia, hiper elástico e não planar de vários tecidos (ORTENZI; CARVALHO; CORVI, 2017). No entanto, tecidos biológicos ainda apresentam desafios para a caracterização física, como o pequeno volume, sensibilidade ao ambiente, fragilidade, incapacidade de acoplamento, falta de homogeneidade e propriedades dependentes (BUFFINTON *et al.*, 2015).

O processo do desenvolvimento de uma prótese para implante é um processo peculiar visto que a forma e dimensões são limitadas pelas características biológicas, morfológicas, restando apenas a seleção do biomaterial adequado para a definição da prótese ideal. A seleção do biomaterial adequado em um procedimento de testes e ensaios físicos pode se tornar demorada e onerosa, neste caso um software de simulação pode abreviar a escolha gerando economia e melhorando a qualidade. Para estes casos existem vários softwares comerciais (Solidworks, Inventor, Abacus e outros) que simulam esforços na geometria e dimensional de uma prótese, porém a simulação nesses softwares são baseadas na seleção do material, o software deste trabalho deve gerar um material virtual que pode ser utilizado pelo software comercial nas suas simulações.

2 OBJETIVOS

O objetivo desta tese foi desenvolver um software para análise e simulação de ensaios de tração aplicado na engenharia biomédica, para complementar o desenvolvimento e aprimoramento de materiais metálicos utilizados na bioengenharia, pelo reescalonamento da matriz de Vandermonde obtida pela decomposição da curva tensão pela deformação obtida em ensaios físicos biomateriais primários, (EL-MIKKAWY, 2003).

Pretende-se desenvolver um sistema que simule um ensaio mecânico antes mesmo do material ser produzido, para que se possa determinar todas as características esperadas do biomaterial, a fim de aumentar a precisão dos resultados, fator extremamente relevante na área de estudo e desenvolvimento de biomateriais.

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Plotar a curva deformação pela tensão de ensaios físicos de tração uniaxial;
- Localiza os pontos de interesse a saber: Módulo de Young, limite elástico, tensão de escoamento e limite de tração dos ensaios de tração uniaxial;
- Determinar matematicamente a curva traçada, pela matriz de Vandermonde;
- Traçar a curva de deformação pela tensão simulando os ensaios físicos.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 BIOMECÂNICA DO TECIDO ÓSSEO

Os ossos, sob o aspecto anatômico, são tecidos que podem ser submetidos a esforços, porém podem apresentar características frágeis, quebradiças e heterogêneas. Os ossos corticais humanos estão sujeitos a alterações de cargas multiaxiais cíclica durante as atividades diárias normais (CARTER, 1978; HOLDEN; CAVANAGH, 1991). Investigações anteriores sobre o comportamento de fadiga do osso cortical restrito ao carregamento axial (SEIREG; KEMPKE, 1969; SCHAFFLER; RADIN; BURR, 1990).

Sobreposição de torção em carregamento axial leva a uma redução dramática de 10 vezes na vida de fadiga do osso que não pode ser explicado com base no aumento de tensões resultantes da adição de torção na carga axial (VASHISHTH; TANNER; BONFIELD, 2001). Apesar desses resultados, pouco é conhecido sobre como a relação entre cargas axiais e torcionais afetam o comportamento de fadiga do osso. A força e dureza são propriedades importantes do osso, pois o tecido ósseo é precisa ser elástico, para quando submetido a ação de uma força sofre deformar elasticamente com proporcionalidade à força aplicada, mas volta ao seu estado inicial ao se retirar a força, ou seja, obedece a Lei de Hook, sofrendo ruptura em cargas excessivas, (NILSSON; WESTLIN, 1971).

A estrutura esquelética é organizada internamente à medida que se desenvolve em uma substância intercelular mesenquimal, celular e calcificada (isto é, matriz óssea) com uma porção inorgânica representando a metade do seu peso. Consiste principalmente de íons fosfato e cálcio, com pequenas quantidades outros materiais como: bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato. O material biológico formado a partir dos cristais de cálcio e fósforo que forma a hidroxiapatita, nome que vem da palavra grega "apato", que significa enganar, porque foi confundida com outros minerais.

O alinhamento cristalino ao longo das fibras colágenas está associado a outras substâncias, e a associação dessa hidroxiapatita com as fibras colágenas determina a rigidez e resistência do tecido ósseo (AMADIO; SERRÃO, 2011). O tecido ósseo é um dos tecidos mais resistentes e rígidos do corpo, sustentando as partes moles e protegendo os órgãos vitais, como o crânio e a cavidade torácica e do canal vertebral, que abriga e protege a medula óssea. Ele fornece suporte aos músculos esqueléticos

e constitui um sistema de alavanca que amplifica a força produzida quando os músculos se contraem.

Há evidências consideráveis na literatura biomecânica de que cargas multiaxiais são alteradas durante os eventos da marcha humana. As alterações ocorrem com a velocidade da marcha (CALLISTER JR.; RETHWISCH, 1976), atividades extenuantes (HANSON *et al.*, 2002) e fadiga muscular (YOSHIKAWA *et al.*, 1994; FYHRIE *et al.*, 1998).

A patogênese de uma série de fraturas clínicas, incluindo fraturas por estresse e fraturas por fragilidade relacionadas à idade, pode, portanto, ser explicada pela alteração nas relações entre as cargas axiais e torcionais. Essas propriedades mecânicas quando associada à informação microestrutural definem parâmetros de qualidade óssea que podem diagnosticar doenças do metabolismo ósseo (SILVA *et al.*, 2019).

Outro exemplo de caracterização em material utilizado na medicina é a da malha sintética, que foi introduzida a mais de quarenta anos para serem usadas em reparos de hérnias. Os principais critérios para selecionar a topologia têxtil são: (I) a obtenção de certo nível de conformidade e força (CHOE *et al.*, 2001), (II) rigidez adequada (“rigidez à flexão”) para a manipulação durante a cirurgia (SLACK *et al.*, 2012; SERGENT *et al.*, 2009) e (III) requisitos relacionados com o tamanho dos poros relevantes ao crescimento do tecido.

O último ponto influenciou fortemente o desenvolvimento recente de próteses, caracterizados como malha de peso leve apresentando maiores poros em comparação com tipos de malha mais antigas (CHU; WELCH, 1985). A resposta do hospedeiro induzida por materiais sintéticos leva à formação de uma camada fibrótica em torno dos filamentos.

Uma pequena distância entre os filamentos favorece a criação da chamada fibrose em ponte, na qual uma camada fibrosa contínua encapsula o implante (COBB; KERCHER; HENIFORD, 2005), aumentando significativamente sua rigidez. Malhas menos densas com menor diâmetro e maior distância entre os filamentos foram introduzidas para reparo pélvico como consequência: da avaliação quantitativa em próteses, que demonstraram superdimensionamento em termos de tensão de ruptura e da hipótese de que uma maior adesão pode melhorar a eficácia da terapia (ABRAMOWITCH *et al.*, 2009; MAJOR *et al.*, 2012).

Embora inicialmente a caracterização mecânica fosse principalmente centrada na determinação da carga de falha das malhas têxteis (SLACK *et al.*, 2012),

recentemente a atenção foi deslocada para o comportamento de deformação das próteses. As propriedades mecânicas das malhas secas deve ser assumida como um composto de estruturas para caracterização mecânica e não como materiais simples homogêneos (ROCHA *et al.*, 2015).

Cabendo o estudo antes da implantação e pós implantes, isto é, malhas imersas em um tecido matriz foram investigadas em relação a resposta mecânica em estados de tensão uniaxial e multiaxial, anisotropia, dependência de tempo e história, e possíveis implicações clínicas (MAZZA; EHRET, 2015).

Os biomateriais para o desenvolvimento de próteses para aplicações médicas devem ter boa estabilidade à corrosão humana, alta resistência à fadiga, alta relação resistência-peso, boa ductilidade, baixo módulo de elasticidade, excelente resistência ao desgaste, baixa citotoxicidade e baixa propensão à reação alérgica. No caso de implantes ósseos, encontrar materiais que atendam a todos os critérios de aplicação em saúde acima e tenham um módulo próximo ao do osso tem se mostrado um desafio bastante complexo (SILVA *et al.*, 2022).

3.2 ENSAIO DE TRAÇÃO

O ensaio de tração de um material consiste em aplicar uma força longitudinal que tende a estirar o material até sua ruptura, sendo que para o ensaio o material tem dimensões e formas normalmente padronizadas denominadas corpo de prova, para que os resultados obtidos possam ser comparados ou, se necessários, reproduzidos. A norma que regulamenta todos os tipos de corpos de prova para esse tipo de ensaio é a NBR 6152 (2002).

Em uma máquina de ensaios tradicional se pinta o corpo de prova com tinta à base de azul de metileno, e com o auxílio de um traçador de altura, são marcadas duas posições com uma distância conhecida, normalmente de 50 mm, para que se possa medir o alongamento final do corpo de prova. O corpo de prova é fixado em uma máquina de ensaios com força de tração uniaxial que aplica esforços crescentes na sua direção axial, sendo medidas as deformações correspondentes.

Os esforços ou cargas são medidas na própria máquina, e enviadas a um computador; normalmente a amostra é levada à ruptura (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012). O ensaio de tração é um dos mais importantes meios de se determinar as propriedades mecânicas dos materiais, pela facilidade na execução e boa reprodutibilidade dos resultados (BLUHM, 1966).

A uniformidade da deformação também permite medições precisas de como a deformação varia com a força aplicada. Essa mudança é extremamente importante para a bioengenharia, que pode usar os pontos ou linhas dadas pela máquina de ensaio para determinar a curva tensão-deformação do material.

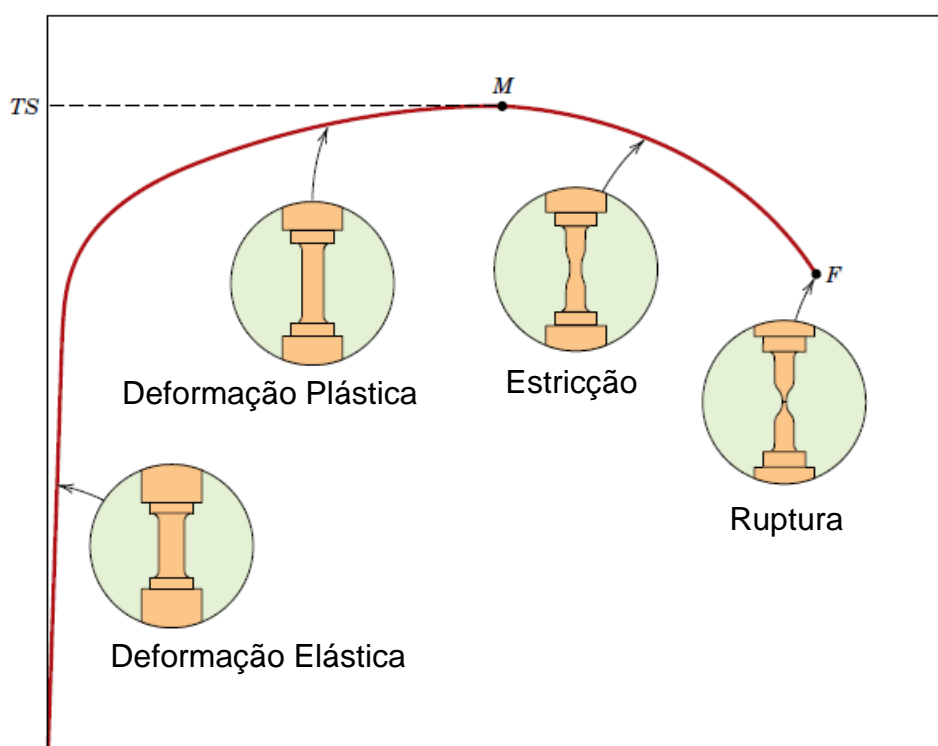
No entanto, para metais com alguma ductilidade, a uniformidade da deformação termina quando o ponto de tensão máxima suportada pelo material é atingido, devido a fenômenos de atrito ou redução da seção transversal do corpo de prova. A trinca ocorre em uma região estreita do material, sendo raro um defeito interno promover trinca em algum lugar fora dessa região. (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012).

As dimensões do corpo de prova são normalizadas pela ASTM, dependendo do material e das condições de realização do ensaio ("Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials" AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS - ASTM, 2013a). O procedimento do ensaio consiste na aplicação de uma força de tração, aumentando gradativamente e no sentido uniaxial ao longo do maior eixo do corpo de prova, até a sua ruptura.

A máquina que realiza o ensaio de tração (CALLISTER JR.; RETHWISCH, 1976), deve ser projetada para alongar o corpo de prova a uma taxa constante, sendo as extremidades do corpo de prova seguras pelas garras disponíveis na máquina de ensaio.

A força ou carga é medida na própria máquina, geralmente quebrando o corpo de prova. Durante o teste, a deformação do corpo de prova é confinada a uma região central que é estreita e tem uma seção transversal uniforme ao longo de seu comprimento (CALLISTER JR.; RETHWISCH, 1976), conforme observado na Figura 1, o limite de resistência à tração está no ponto de tensão máxima, e os detalhes representam deformação elástica, deformação plástica uniforme, estrição e a ruptura que acontece na quebra do material.

Figura 1 – Curva característica de tensão pela deformação.



Fonte: (CALLISTER JR.; RETHWISCH, 1976).

Os resultados do teste de tração são registrados por um computador e exibidos em um gráfico na forma de carga ou força em função do alongamento. Para minimizar esses fatores geométricos, a carga e o alongamento no Brasil foram normalizados pela ABNT (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – ABNT, 2002), de acordo com os respectivos parâmetros de tensão e deformação. De acordo com Garcia (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012) a tensão de engenharia (σ) e a deformação de engenharia (ε) são definidas pelas equações (1) e (2).

$$\sigma(t) = \frac{F}{S_0} \quad (1)$$

sendo:

σ = Tensão;

F = Força (carga) aplicada;

S_0 = Área da seção inicial do corpo onde é diretamente aplicada a carga.

$$\varepsilon = \frac{L - L_i}{L_i} \quad (2)$$

sendo:

ε = Deformação;

L_i = Comprimento inicial/original (antes da aplicação da carga);

L = Comprimento instantâneo.

A elasticidade de um material é a sua capacidade de voltar à forma original em ciclo de carregamento e descarregamento. A deformação elástica é reversível e o material retorna às suas dimensões originais quando a tensão é removida. A deformação elástica é o resultado do movimento dos átomos constituintes da rede material, desde que as posições relativas desses átomos permaneçam constantes, quando o limite proporcional é ultrapassado, inicia-se a fase plástica.

Quando um corpo de prova é submetido a tensões externas, o material sofre deformação elástica e plástica. Muitas vezes, a apresentação dos resultados dos

testes é padronizada e, ao invés de usar a força $F(t)$ e o alongamento ΔL , as variáveis $\sigma(t)$ e $\varepsilon(t)$, são definidas nas equações (3) e (4) abaixo, e a partir de agora chamaremos de tensão e deformação.

$$\sigma(t) = \frac{f(t)}{A} \quad (3)$$

$$\varepsilon(t) = \frac{\Delta L(t)}{L} \quad (4)$$

No sistema internacional de medidas a unidade adotada de tensão é o Pascal (1 Pa = 1 N/m²). Por convenção, a tensão é geralmente expressa em MPa (1 MPa = 10⁶ Pa = 1 N/mm²).

Essa relação entre tensão e deformação permite analisar o comportamento dos materiais independentemente da geometria do implante ou do tamanho da força aplicada, desde que a deformação na parte útil seja uniforme. Portanto, conhecer os resultados do corpo de prova é suficiente para obter curvas válidas para qualquer outra geometria (seção transversal e comprimento) (RILEY; STURGES; MORRIS, 2003). A forma como a amostra é concebida é o tensor de tensões de Cauchy (BOWEN, 2008), aqui denotado como σ , dado em uma base cartesiana com uma direção coincidente com o eixo principal do corpo de prova, por:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

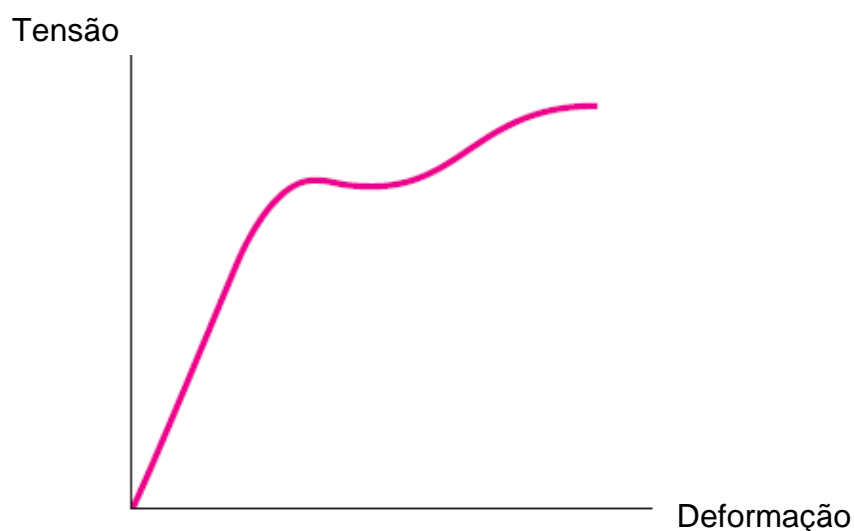
Onde σ_1 é a tensão “real”, enquanto a deformação for homogênea.

A determinação das características físicas dos biomateriais não é um procedimento com resultado exato, pois existem inúmeras variáveis, inerentes aos processos de fabricação da prótese como da matéria prima e em certos casos existem variáveis nos resultados dos ensaios físicos impostas por limitações na construção de um do corpo de provas representativo. Também alteram o resultados dos ensaios

físicos variáveis não controladas como: composição química, estrutura molecular, e condições de temperatura e velocidade que podem contribuir com alterações das curvas características dos materiais (ROCHA *et al.*, 2019).

Nos ensaios de tração são medidos os alongamentos ϵ correspondentes aos acréscimos de carga axial σ , que se aplicarem ao material, até a ruptura do corpo de prova, conforme gráfico típico mostrado na Figura 2, a tensão é obtida dividindo a força pela área da seção transversal do material, e a deformação específica é obtida dividindo o alongamento pelo comprimento sobre o qual a deformação é medida. Isso resulta em um diagrama tensão pela deformação para o biomaterial em estudo (BEER; JOHNSTON; DEWOLF, 2006).

Figura 2 – Curva típica da tensão x deformação.



Fonte: Adaptado de (BEER, 1995).

Os diagramas tensão pela deformação variam amplamente para diferentes materiais, e vários testes podem produzir resultados diferentes para o mesmo material, dependendo da temperatura do corpo de prova ou da taxa na qual a carga é aumentada. No entanto, nos diagramas tensão-deformação dos vários grupos de materiais, podem distinguir-se algumas características comuns que nos levam a dividir os materiais em duas classes importantes, nomeadamente: materiais dúcteis e materiais frágeis. Materiais dúcteis, incluindo aços estruturais e outros metais, são caracterizados por ceder visivelmente antes da fratura. Ao contrário dos materiais dúcteis, os materiais frágeis fraturam sem fluxo visível. O vidro é um exemplo típico de material frágil e o cobre é um exemplo de material dúctil.

O corpo de prova submetido a uma carga crescente o seu comprimento aumenta lentamente e proporcionalmente à carga.

Desse modo, a parte inicial do gráfico tensão-deformação é uma linha reta com grande coeficiente angular (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012). Entretanto, quando é atingido um valor crítico de tensão σ , o corpo de prova sofre uma longa deformação, com pouco aumento da carga aplicada. Por outro lado, materiais frágeis, como o ferro fundido, vidro e pedra, são caracterizados por uma ruptura que ocorre sem nenhuma mudança sensível no modo de deformação do material. Para os materiais frágeis não existe diferença entre tensão última e tensão de ruptura. Além disso, a deformação até a ruptura é muito menor nos materiais frágeis do que nos materiais dúcteis (BEER; JOHNSTON; DEWOLF, 2006).

3.2.1 Módulo de Young

O módulo de elasticidade é um dos parâmetros fundamentais para aplicações em bioengenharia e biomateriais, pois estão relacionados com a descrição de diversas outras propriedades mecânicas, como tensão de escoamento, tensão de fratura. A maioria dos materiais usados na confecção de próteses tem uma relação proporcional entre tensão e deformação no estado elástico. Esta característica em materiais foi descoberta por Robert Hooke em 1676 e, portanto, é conhecido como Lei de Hooke. (SOUZA, 1982).

O limite elástico e o módulo de elasticidade são características dos materiais teoricamente resultantes da apenas composição química e microestrutura, mas na prática podem apresentar defeitos como, por exemplo, poros trincas e micro trincas. Módulo de elasticidade ou módulo de Young (uniaxial), E ou Y ; é uma grandeza que reflete a rigidez de um material quando submetido a um esforço, é a razão entre a tensão aplicada e a deformação sofrida pelo material (PAVLINA; VAN TYNE, 2008). O valor do módulo de Young é obtido aplicando diretamente a equação (6).

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (6)$$

sendo:

E = Módulo de Young;

σ = Tensão;

ε = Deformação.

3.2.2 Limite Elástico

Para um material ideal puramente elástico, segundo a lei de Hooke, a tensão e a deformação podem ir a infinito, mas nos materiais reais existe um limite físico para essa elasticidade, que é chamado de limite elástico, que é o maior valor da tensão para o qual o material comporta-se elasticamente. Se as deformações específicas causadas na amostra pela aplicação de uma determinada força desaparecem após a remoção da força, o material é definido como estando em seu regime elástico (BEER; JOHNSTON; DEWOLF, 2006).

A curva é analisada como elástica até que o limite de elasticidade, equação (7), se caracterize pela lei de Hooke. O material está em regime de tensão elástica se a proporção entre a tensão e a deformação for constante. Se existe essa proporcionalidade o gráfico descreve uma reta com inclinação α dada pela equação (8):

$$E = \lim_{\sigma \rightarrow \sigma E} \left(\frac{\sigma}{\varepsilon} \right) \quad (7)$$

$$\tan \alpha = \frac{\Delta \sigma}{\Delta \varepsilon} \quad (8)$$

sendo:

E = Módulo de Young;

σ = Tensão;

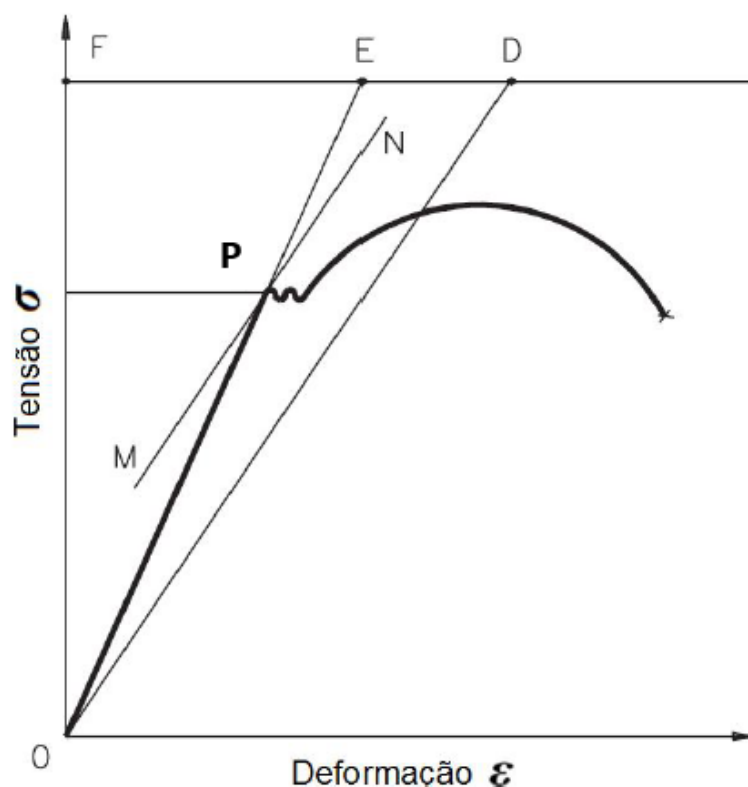
σE = Tensão de limite elástico;

α = Inclinação da curva em regime elástico.

O final da zona elástica de um material corresponde ao ponto da curva tensão deformação no qual a velocidade da deformação aumenta em 50% em relação à velocidade de deformação inicial. Que também é chamado de limite Johnson, que foi o nome do cientista que propôs o método, que consiste na determinação de um ponto “**P**” na curva tensão-deformação chamado limite elástico aparente, esse ponto que pode substituir o limite de elasticidade ou o limite de proporcionalidade, conforme mostra a Figura 3. Como a tensão no limite de elasticidade, que na prática é igual a

tensão Limite de proporcionalidade. Que é a máxima tensão acima da qual o material não mais obedece à lei de Hooke a determinação do limite de proporcionalidade e do limite de elasticidade, determinam o final de zona elástica do biomaterial (SOUZA, 1982),

Figura 3 – Método de Johnson.



Fonte: (SOUZA, 1982b) pag. 21.

O ponto “**P**” é determinado comparando o ângulo atual α_n , equação (9), com o ângulo do próximo seguimento de curva α_{n+1} , equação (10), e o ponto em que o ângulo se altera é definido como limite de elasticidade.

$$\tan \alpha_n = \frac{\sigma_{(n-1)} - \sigma_{(0)}}{\varepsilon_{(n-1)} - \varepsilon_{(0)}} \quad (9)$$

$$\tan \alpha_{n+1} = \frac{\sigma_{(n)} - \sigma_{(n-1)}}{\varepsilon_{(n)} - \varepsilon_{(n-1)}} \quad (10)$$

sendo:

σ = Tensão;

ε = Deformação;

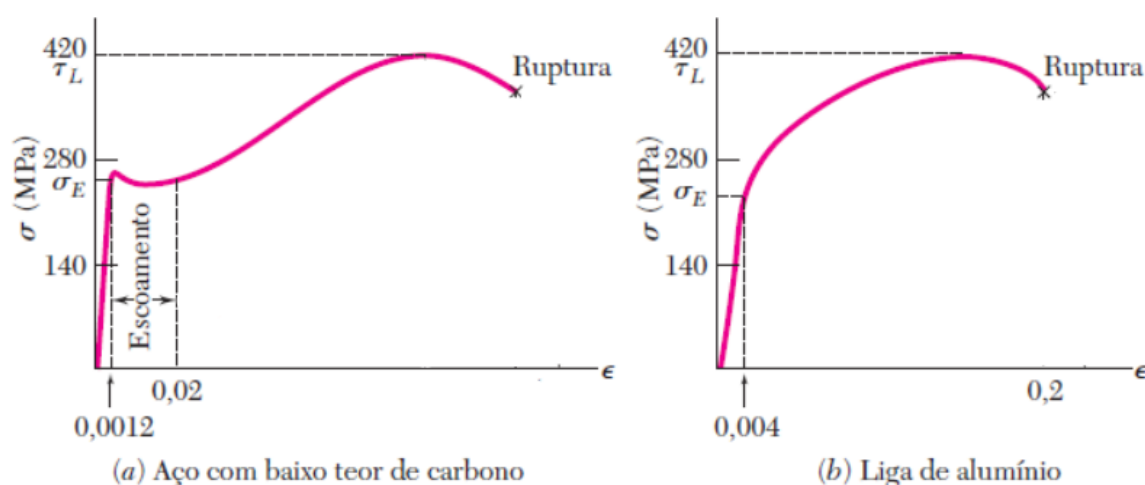
α = Inclinação da curva em regime elástico;

n = Ponto da curva.

3.2.3 Limite Escoamento

É definida como a tensão máxima alcançada na região de escoamento, que é um fenômeno localizado caracterizado por um aumento relativamente grande na deformação causado por uma pequena mudança de tensão. Pode ser nítido como mostrado na Figura 4(a), ou sutil, como na Figura 4(b) (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012).

Figura 4 – Curvas características.



Fonte: Adaptado de (BEER; JOHNSTON; DEWOLF, 2006).

Para o caso de escoamento imperceptível, convencionou-se adotar como limite de escoamento uma deformação padrão, concebida como desvio n de escoamento que assume valores em função do campo plástico do material, de acordo com a Tabela 1.

Tabela 1 – Limite n de escoamento para metais.

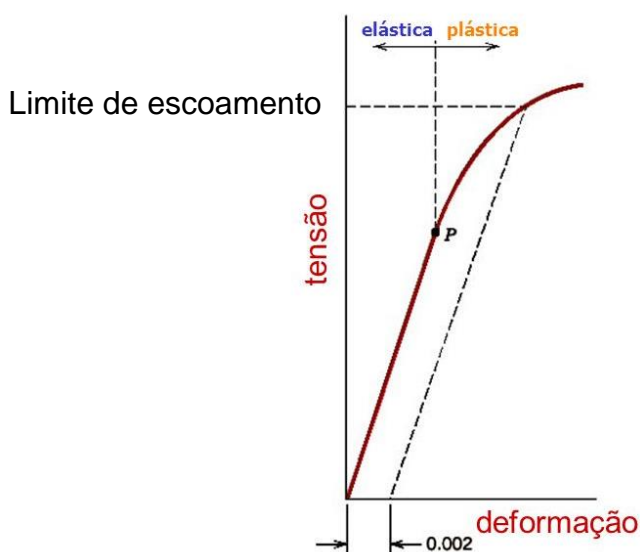
| Tipo de material | Desvio n |
|-----------------------------|------------------------------------|
| Ligas metálicas muito duras | $n = 0,1\%$ ($\epsilon = 0,001$) |
| Metais e ligas em geral | $n = 0,2\%$ ($\epsilon = 0,002$) |
| Cobre e suas ligas | $n = 0,5\%$ ($\epsilon = 0,005$) |

Fonte: Adaptado de (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012).

No caso de materiais dúcteis, o início do escoamento não é caracterizado pela parte horizontal da curva tensão-deformação. Em vez disso, a tensão continua a aumentar, embora não linearmente, até que o limite de resistência seja atingido.

Começa então a estrição, que leva eventualmente à ruptura. Para esses materiais o limite de escoamento pode ser definido usando uma constante chamada de desvio n que tem seu valor definido conforme o material analisado. A resistência ao escoamento para um desvio n de 0,2%, por exemplo, é obtida traçando uma reta paralela à parte reta inicial da curva tensão-deformação conforme mostra a Figura 5. A tensão do limite de escoamento corresponde ao ponto obtido na intersecção da curva com a reta paralela. Nesse ponto se encontra a resistência ao escoamento a 0,2% da origem.

Figura 5 – Limite de escoamento localizada pelo desvio n .



Fonte: Adaptado de (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012).

3.2.4 Limite de resistência

Esta tensão corresponde ao ponto de carga máxima atingido durante o teste. Geralmente é usado para especificar os materiais em padrões normalizados porque é o único resultado preciso que pode ser obtido de um teste de tração. Ela serve de base para o cálculo de todas as demais tensões determinadas no ensaio de tração (GARCIA; SPIN; SANTOS, 2012).

O endurecimento ocorre imediatamente após a fluência, que é o endurecimento causado pela quebra dos grãos que compõem o material durante a deformação a frio. O material resiste cada vez mais à tração externa, que requer uma carga crescente para se deformar. Nesta fase, a tensão começa a subir até atingir o seu valor máximo. Embora o limite de resistência seja uma propriedade facilmente obtida, seu valor é de pouca importância em relação à resistência dos metais dúcteis.

O limite de escoamento é a característica mais utilizado em projeto, comparado ao limite de resistência, para materiais dúcteis. Porém, para metais frágeis, o limite de resistência é um critério de projeto válido, pois neste caso o escoamento é muito difícil de ser determinada e a redução de área é desprezível devido à pequena zona plástica que estes materiais apresentam. O limite de resistência para metais frágeis, portanto, caracteriza bem a resistência do material (BEER; JOHNSTON; DEWOLF, 2006).

3.3 MODELOS MATEMÁTICOS DE SIMULAÇÃO

Conceitualmente, um modelo matemático, ou modelo para abreviar, pode ser representado como uma representação de um sistema real, o que significa que o modelo deve representar o sistema e a maneira como as mudanças ocorrem. A modelagem pode ser aplicada a um grande número de problemas. O objetivo mais importante de um modelo é permitir que as pessoas entendam o próprio modelo de maneira fácil ou descrevam o modelo de forma mais completa, para que o modelo possa ser tão preciso quanto o real. Um modelo deve manter as características essenciais do processo real para que ele se comporte da mesma forma ou de maneira semelhante ao sistema modelado (ROTH *et al.*, 2021).

Dentre os tipos de modelos existentes na área de biotecnologia, a modelagem matemática têm diferentes aplicações como: a quantificação de processos; ciclos de desenvolvimento; auxílio no projeto e na análise de produtos e processos. Os modelos de simulação matemática permitem grande flexibilidade ao permitir a representação matemática de qualquer sistema em modelos computacionais, além de possibilitar análises no nível de detalhe desejado. Modelar o estado de tensão e deformação que ocorre nos materiais é uma tarefa extremamente complexa e requer a determinação de expressões que reflitam seu comportamento em condições tão realistas quanto possível (ZEIGLER; MUZY; KOFMAN, 2019).

Muitos dos modelos comuns são obtidos a partir de idealizações do estudo de biomateriais, cuja composição é uniforme e reproduzível, a tal ponto que as suas propriedades mecânicas são praticamente as mesmas que as obtidas nos laboratórios. Os parâmetros que caracterizam estas equações são obtidos ajustando os dados experimentais aos modelos matemáticos, que são selecionados teoricamente (VARDANEGA, 2010).

Estudos recentes na procura de leis constituintes que descrevem o comportamento de diferentes biomateriais, incluindo os aços, levaram a um consenso de que estes devem satisfazer uma série de requisitos (GARCÍA *et al.*, 2017). O modelo elástico é a base para a maioria dos modelos atuais.

Um dos aspectos que tem mais se desenvolvido nesta teoria é o caso da elasticidade linear devido à sua simplicidade e operabilidade na solução de diferentes problemas de engenharia. Um modelo parametrizado de uma estrutura óssea é capaz de representar a amplitude de um movimento descrito na literatura e pode prever diferentes efeitos biomecânicos (ROTH *et al.*, 2021).

Do ponto de vista metalúrgico, as alterações de sequência na ordem atômica mais importante são as de um nível linear, conhecidas como defeitos lineares ou deslocamentos atômicos. Os deslocamentos são os defeitos responsáveis pela deformação plástica irreversível das estruturas metálicas e são considerados como os portadores da deformação (PADILHA, 2015).

Por diferentes formas, algumas investigações (SMITH; GRIFFITHS; MARGETTS, 2015) mostram que os seguintes fatores influenciam o limite de deformação na conformação:

1. O valor do stress superficial;
2. As propriedades do biomaterial sensível à sua estrutura interna (capacidade de endurecimento, sensibilidade à temperatura, etc.);
3. As condições do processo de formação (regime de lubrificação, condições de fricção, pressão superficial, velocidade da ferramenta, etc.).

A ideia de caracterizar a plasticidade das operações de formação com base em dados de ensaios de tração clássicos tem sido predominante nos últimos 30 anos; mas um estudo aprofundado da literatura especializada (NAVARRO; AZNAR; PÉREZ, 2013) mostra que tal abordagem está a ser revista e, nessa mesma base, começam a ser encontradas diferentes abordagens não destrutivas para caracterização de materiais (PENG *et al.*, 2018).

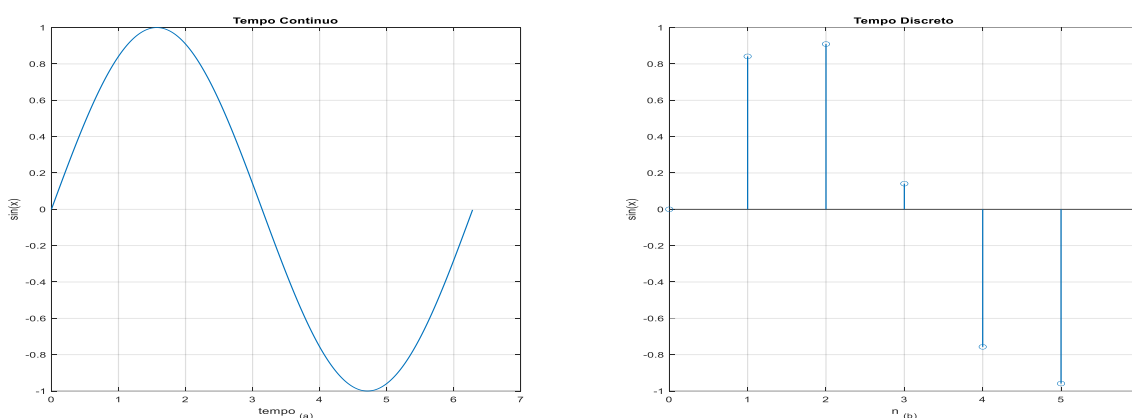
A análise exata do desenvolvimento do processo de conformação é dirigida pelo acompanhamento da mudança contínua da forma e da posição da superfície de rendimento em qualquer momento. Em operações de formação de metal, onde algumas áreas são forçadas a não deformar enquanto outras são obrigadas a adaptar-se a uma determinada forma, é necessário que o metal possa ser deformado sem deformação localizada extrema.

Para simulação foi escolhido o software MATLAB (MATHWORKS, 2020), que possui ferramentas matemáticas capazes de resolver equações e analisar dados matriciais, além de possuir uma área para elaboração do próprio código fonte, com linguagem de programação em C. Essas ferramentas foram usadas para o desenvolvimento de um software simulador que pudesse prever os resultados esperados de um ensaio e criar um material virtual.

3.4 DIGITALIZAÇÃO DE SINAL

Os sinais biológicos e sinais físicos são contínuos, chamados de sinais analógicos conforme apresentado na Figura 6(a), e precisam ser convertidos para uma forma digital como visto na Figura 6(b), para serem analisados em equipamentos digitais que apresentam uma forma de processamento flexível e com muitos recursos.

Figura 6 – Sinais (a) tempo contínuo e (b) tempo discreto.



Fonte: O Autor, 2022.

O processo de conversão do sinal do tempo contínuo para o tempo discreto é realizado por conversores analógico/digital e o inverso por conversores digital/analógico. Mas essas conversões devem ser cuidadosamente realizadas para que não se perca qualidade. Elas tornaram o mundo digital aberto para os diversos tipos de aplicações onde é vantajoso representar um sinal analógico (tempo contínuo) em um formato digital (tempo discreto) (OPENHEIM; SHAFER; BUCK, 1999).

Um sinal de tempo discreto é um sinal que pode ser representado por uma sequência de números, a sequência $\{x(n), n \in \mathbb{Z}\}$, onde \mathbb{Z} é o conjunto de inteiros, se $x(n)$ corresponde ao valor da amplitude do sinal em um dado instante nT , então a sequência pode representar um sinal de tempo discreto.

Então, se $x_a(t)$ é um sinal analógico, em que $x(n) = x_a(nT)$, $n \in \mathbb{Z}$. Como n é um inteiro, T representa o intervalo entre dois pontos sucessivos nos quais o sinal é definido. É importante notar que T não precisa necessariamente ser uma unidade de tempo. Por exemplo, se $x_a(t)$ é a temperatura ao longo de um corpo de metal, então T pode ser uma unidade de comprimento e, nesse caso, $x(n) = x_a(nT)$ representando

a temperatura em sensores uniformemente posicionados ao longo do corpo (DINIZ; SILVA; NETTO, 2014).

Notando que T é um intervalo constante em que o sinal analógico $x_a(t)$ é amostrado, o inverso de T é a frequência de amostragem e para cada sinal existe uma frequência de amostragem mínima que é conveniente para a representação digital do sinal. Caso essa taxa mínima não seja obedecida, ocorre um fenômeno denominado superposição de espectros, ou sobreposição espectral, que acarreta perdas de informação na representação digital. O rigor matemático que define a taxa de amostragem mínima para se amostrar adequadamente um sinal foi desenvolvido em 1927 pelo engenheiro sueco Harry Nyquist, que na época trabalhava nos laboratórios da companhia telefônica americana Bell. O teorema da amostragem, ou teorema de Nyquist, diz que a taxa de amostragem mínima para se amostrar um sinal, ou a frequência de Nyquist, é o dobro da frequência da componente do sinal com frequência mais alta (NYQUIST, 1928). Por exemplo, se um sinal tem componentes de frequência com amplitude significativa em uma faixa de frequência de 0 a 100Hz, o sinal deve ser amostrado a uma taxa mínima de 200 amostras por segundo para que possa ser reconstruído sem perda de informação. Este processamento digital permitiu um grande avanço tecnológico dos equipamentos biomédicos. Exemplos disso são os modernos eletrocardiógrafos digitais, os equipamentos de tomografia computadorizada e os scanners de ressonância magnética nuclear.

Um conhecimento mais detalhado Para o entendimento mais aprofundado da área de processamento digital de sinais, estão disponíveis diversas referências (ROTH *et al.*, 2021).

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 ENSAIO VIRTUAL

Ensaio virtuais envolvem o modelamento matemático do comportamento de uma estrutura qualquer, a fim de estudar variações de uma ou mais características. Uma das vantagens da simulação é que ela pode ser realizada mesmo antes do biomaterial ser produzido prevendo efeitos das mudanças propostas. A modelagem pode empregar soluções matemáticas analíticas (que podem envolver equações diferenciais parciais, métodos algébricos, teoria de probabilidades, etc), as quais podem se tornar muito complexas ou até impossíveis de solucionar, devido à geometria, carregamento ou propriedades dos materiais envolvidos ou pode utilizar elementos interconectados (elementos finitos) que é indicada para casos de tensão e deformação aplicados em elementos de geometria complexa. A modelagem por elementos finitos consiste em reconstruir o modelo usando pequenas estruturas, de geometria simples, chamadas de elementos que se unem pelos vértices que são chamados de nós, essa reconstrução é a malha ou grade. A solução individual dos elementos resulta na análise estrutural pelo deslocamento do nós. Da formulação da simulação por elementos finitos resulta um sistema de equações algébricas simultâneas em vez de equações diferenciais (ZIENKIEWICZ; TAYLOR; ZHU, 2013).

4.1.1 Desenvolvimento do software (Matlab)

O Software MATLAB®, que segundo o desenvolvedor (MATHWORKS, 2022) *“combina um ambiente de trabalho ajustado para processos de análise e projeto iterativos com uma linguagem de programação que expressa diretamente a matemática matricial. Inclui o Editor Live para criar scripts que combinam código, saída e texto formatado em um notebook executável”*, esse software será usado para programar um simulador que pretende prever o comportamento do material antes mesmo da realização dos ensaios físicos.

Os resultados dos ensaios físicos serão utilizados como fonte de aprendizado para o simulador, de modo que os resultados dos ensaios físicos com as características extremas serão responsáveis por fornecer os limites inferior e superior

para as simulações uma vez que os algoritmos de aprendizado serão baseados em parâmetros reais fornecidos pelos ensaios físicos, devendo produzir uma faixa de trabalho para a simulação.

A comprovação do funcionamento do simulador será por meio da comparação das curvas do terceiro grupo característico com o resultado obtido no processo da simulação.

4.1.2 Software comercial (Solidworks)

Para a simulação das tensões e deformações foi utilizado um software comercial o SolidWorks (Dessault Systèmes S.A., França) que é um software de desenho assistido por computador (CAD) para auxiliar o desenvolvimento de projetos e possui extensões para simulação dentro do próprio programa (Simulation Xpress). O (Solidworks) é amplamente utilizado em projetos nas mais diversas áreas das engenharias para estudos de simulação sendo uma ferramenta bastante utilizada em grandes projetos (SOLIDWORKS, 2022). O seu recurso de simulação é baseado em elementos finitos e uma das configurações necessárias ao seu processo de simulação é a escolha do material a ser aplicado no projeto. Para a escolha é disponibilizado ao usuário uma biblioteca vasta de materiais comerciais.

As simulações foram realizadas em modelos tridimensionais com a mesma geometria dos corpos de prova conforme norma (“Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials” AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS - ASTM, 2013a), perfil cilíndrico, modelo 3, com as geometrias fixas e o ponto de ancoragem e da força a ser aplicada nas extremidades dos corpos de prova equivalentes aos que são fixadas às garras do equipamento universal de teste que serão consideradas rígidas para que o alongamento ocorra somente na região de área reduzida.

4.2 ENSAIOS FÍSICOS

Quando possível são realizados ensaios mecânicos nos materiais destinados a fabricação de produtos médicos. Estes ensaios são realizados em máquinas específicas que desempenham um papel importante para determinar características e assegurar a qualidade necessária de uma variedade de produtos médicos, além de representar de maneira mais realista os esforços sofridos por estes materiais.

4.2.1 Equipamento para ensaios físicos

Os ensaios físicos de tração serão realizados em uma máquina de ensaio Emic modelo DL30000 (EMIC, 2022), com conceito eletromecânico com acionamento através de fusos de esferas recirculantes, colunas guias e servo controle; atua em conjunto com o software de ensaios TESC-EMIC, responsável pelo controle do equipamento e pela aquisição dos dados do ensaio físico de acordo com as características originais de fábrica conforme mostra o Quadro 1.

Quadro 1 – Principais características técnicas das máquinas de ensaio DL.

| Modelo | | DL-30000 |
|---|-----|---------------------|
| Capacidade máxima | Kgf | 30000 |
| | kN | 300 |
| Tipo | | Bifuso autoportante |
| Faixa de Velocidade (mm/min) | | 0,01 - 500 |
| Curso máximo s/garras (mm) | | 1200 |
| Largura útil entre colunas (mm) | | 650 |
| Dimensões (mm) (Altura/Largura/Profundidade) | | 2310/1580/1000 |

Fonte: Manual fabricante (EMIC, 1969).

A máquina EMIC foi escolhida para os ensaios físicos por possuir a certificação ISO9001:2008 e a acreditação como membro da Rede Brasileira de Calibração (RBC) junto ao INMETRO (para serviço de calibração de máquinas de ensaios na área de força) e a marcação para fornecer máquinas de ensaio para a Comunidade Européia (EMIC, 1969).

4.2.2 Ensaios físicos com a variável velocidade

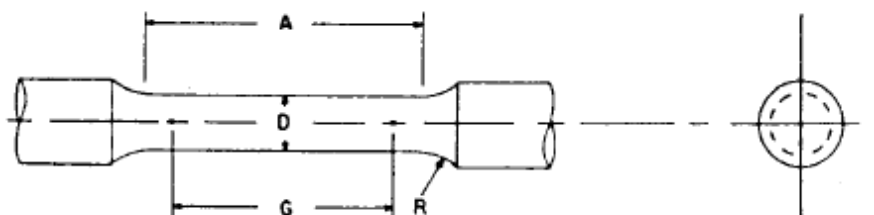
Para este ensaio o biomaterial escolhido foi o aço inoxidável AISI304 pois foi o primeiro metal a ser utilizado na ortopedia em 1926. Contudo, só em 1943, quando a ASTM 304 foi recomendada como um material liga padrão na fabricação de próteses, por serem tornaram confiáveis. Todos os aços são compostos de ferro e carbono e podem normalmente conter crômio, níquel e molibdênio. Elementos vestigiais tais como manganês, fosforo, enxofre e silício também estão presentes. O carbono e os outros elementos de liga afetam as propriedades mecânicas do aço através da alteração da sua microestrutura (RATNER *et al.*, 2019).

Os ensaios serão realizados em nove amostras do mesmo biomaterial, divididas aleatoriamente em três grupos sendo que para cada grupo será definida uma velocidade de ensaio As velocidades de ensaio devem estar de acordo com as velocidades recomendadas pela norma de ensaios de tração NBR ISO 6892 (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – ABNT, 2002).

As amostras devem ser produzidas conforme desenho e dimensões da Figura 7.

Figura 7 – Dimensões para corpos de prova metálicos 6mm.

A = 30mm,
D = 6mm,
G = 24mm,
 $R_{\text{mínimo}} = 6\text{mm}$.



Fonte: ("Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials" AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS - ASTM, 2013b) perfil cilíndrico.

4.2.3 Ensaio físicos com a variável diâmetro

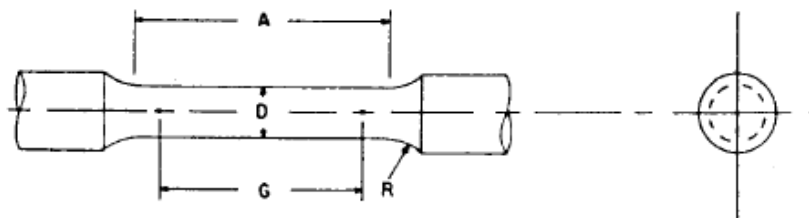
Os ensaios serão realizados conforme item 4.2.2 em nove amostras do mesmo biomaterial deverá ser utilizado o aço carbono SAE 1020, divididas em três grupos, sendo que cada grupo será produzido com um diâmetro D, grupo 1, diâmetro D = 10 mm, grupo 2, diâmetro D = 11mm e o grupo 3 com diâmetro D = 12mm.

As demais variáveis do ensaio devem estar de acordo com as características recomendadas pela norma de ensaios de tração NBR ISO 6892 (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – ABNT, 2002).

As amostras devem ser produzidas conforme norma (“Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials”AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS - ASTM, 2013a), perfil cilíndrico, modelo 3, conforme desenho e dimensões da Figura 8.

Figura 8 – Dimensões para corpos de prova metálicos 10mm.

A = 55mm,
D = 10, 11 e 12mm,
G = 50mm,
 $R_{\text{mínimo}} = 10 \text{ mm}$.



Fonte: (“Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials”AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS - ASTM, 2013b) perfil cilíndrico.

O mesmo material foi garantido utilizando uma única barra como matéria prima para a produção de todos os corpos de prova em aço carbono SAE 1020 comercial, garantindo assim que as curvas geradas correspondem aos ensaios do mesmo material.

Mantendo essa amostragem e esse processo de fabricação garantimos que a variável de maior impacto seja o diâmetro dos corpos de prova nos ensaios de tração.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

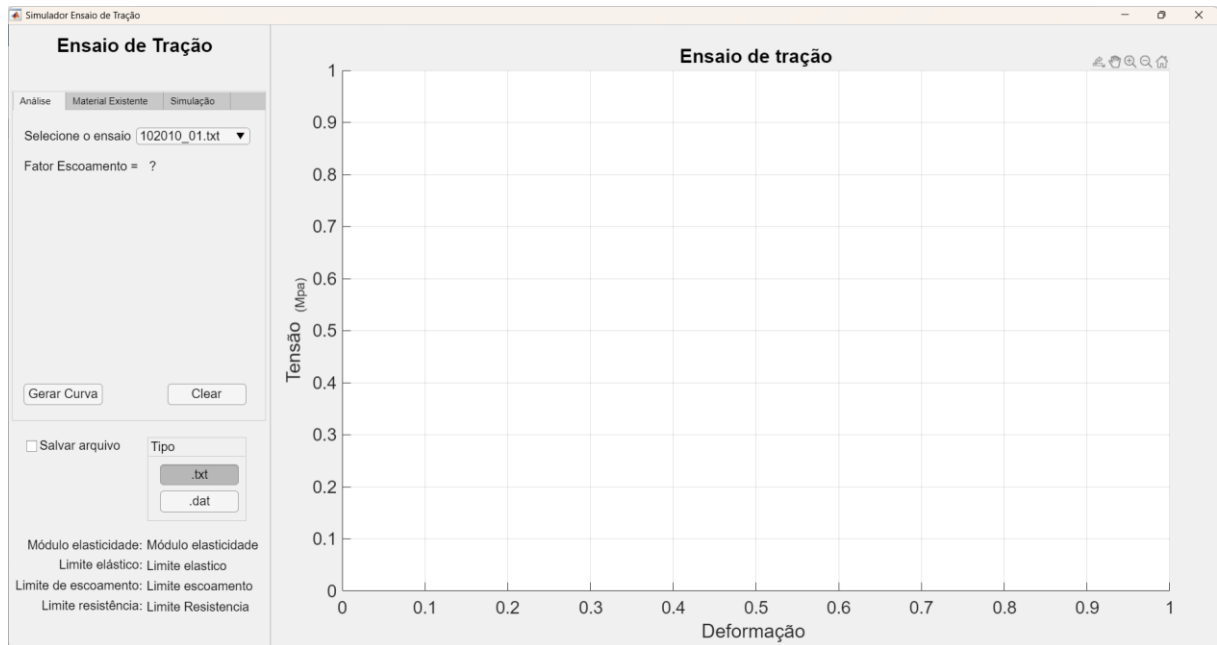
5.1 DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE (MATLAB)

O desenvolvimento do software foi realizado no o ambiente Matlab, utilizando sempre que possível os recursos disponibilizados pela plataforma, concentrando os esforços no desenvolvimento das funções específicas do projeto, como a análise das curvas, localização dos pontos de caracterização dos materiais e geração de material virtual.

5.1.1 Interface do software

O software desenvolvido apresenta uma série de funcionalidades de forma a possibilitar ao usuário realizar as simulações, bem como realizar uma análise em ensaios físicos. A interface do software desenvolvido pode ser visualizada na Figura 9, possui uma tela única, com abas de seleção, e área gráfica dinâmica para apresentação dos resultados. Além disso, possui três painéis auxiliares, à esquerda. O painel lateral esquerdo possibilita ao usuário a configuração e seleção de características: Análise de curvas, materiais existentes e simulação. Na parte inferior da área de menus contém os controles para a geração de arquivo auxiliar e visualização dos pontos de interesse das curvas.

Figura 9 – Visão geral da interface do software.

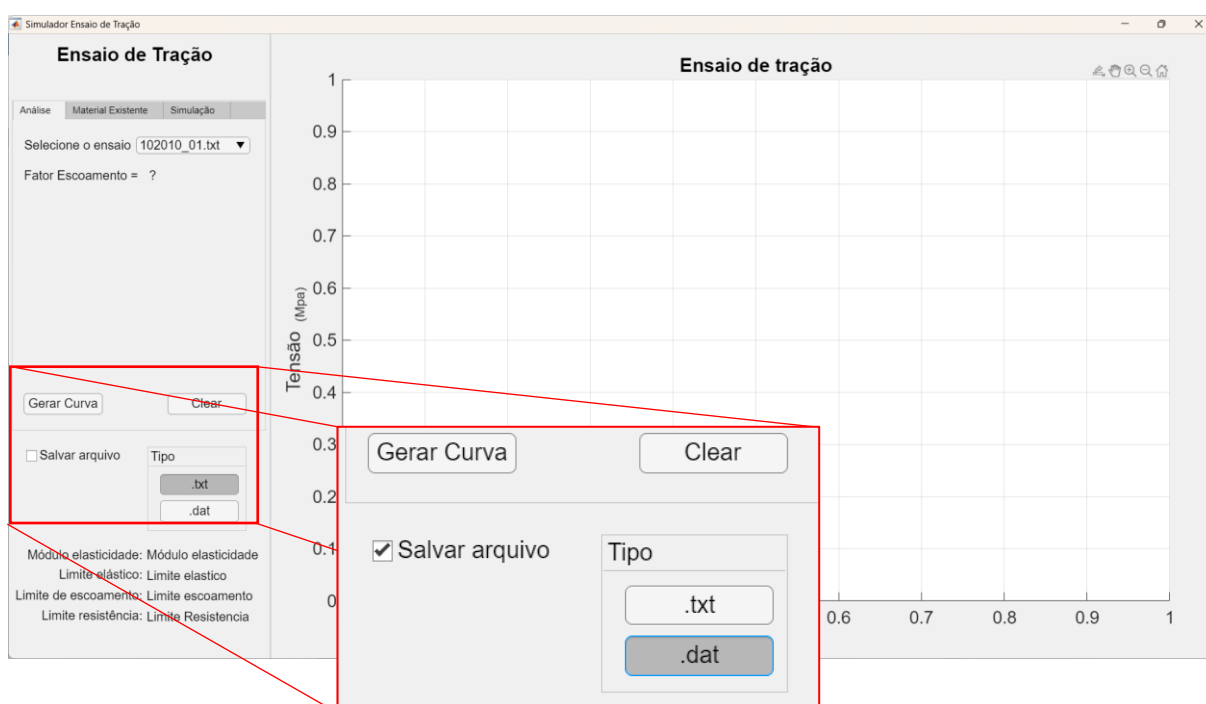


Fonte: O Autor, 2022.

5.1.2 Funcionalidade da área de comandos

A área esquerda da tela do software é destinada ao interfaceamento com o usuário. Nela, o usuário encontra os comandos e as parametrizações necessárias às simulações e análises para todas as funcionalidades do software. Seja para ensaio físico ou virtual, fica disponível para o usuário a produção de arquivos .txt ou .dat com os parâmetros necessários para utilização em softwares comerciais de simulação. Para criar o arquivo antes de gerar a curva do ensaio, o usuário deve habilitar a função na caixa de opção “Salvar arquivo” como destacado na Figura 10, juntamente com a escolha do formato do arquivo de saída.

Figura 10 – Opção para geração de arquivo de parâmetros.



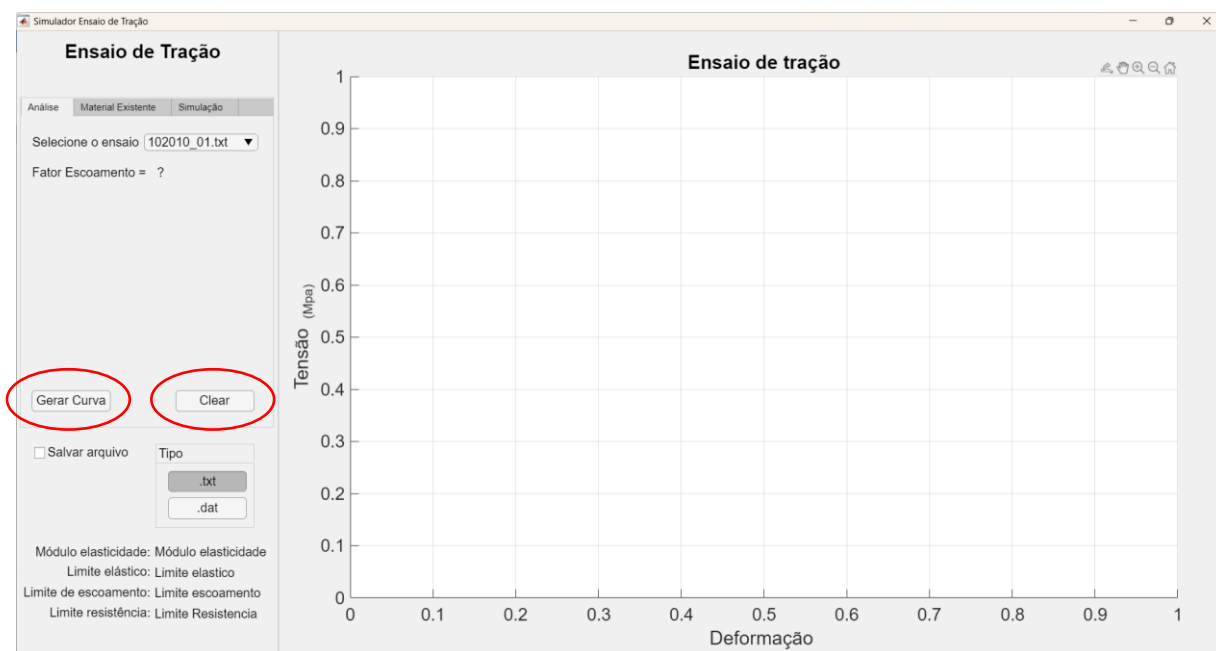
Fonte: O Autor, 2022.

Nesse exemplo foi analisado o ensaio “aco10_01”. O nome do arquivo gerado é a concatenação do nome do ensaio acrescido do sufixo “_sim” no formato escolhido, no caso o nome do arquivo de parâmetros será “aco10_sim.dat” localizado no diretório padrão do software.

5.1.3 Funcionalidade da área gráfica

A área da interface gráfica é sempre atualizada pelos comandos “Gerar Curva” e “Clear”. Estão localizados na área de comando conforme sinalizado na Figura 11 e disponíveis após o usuário realizar as suas predefinições.

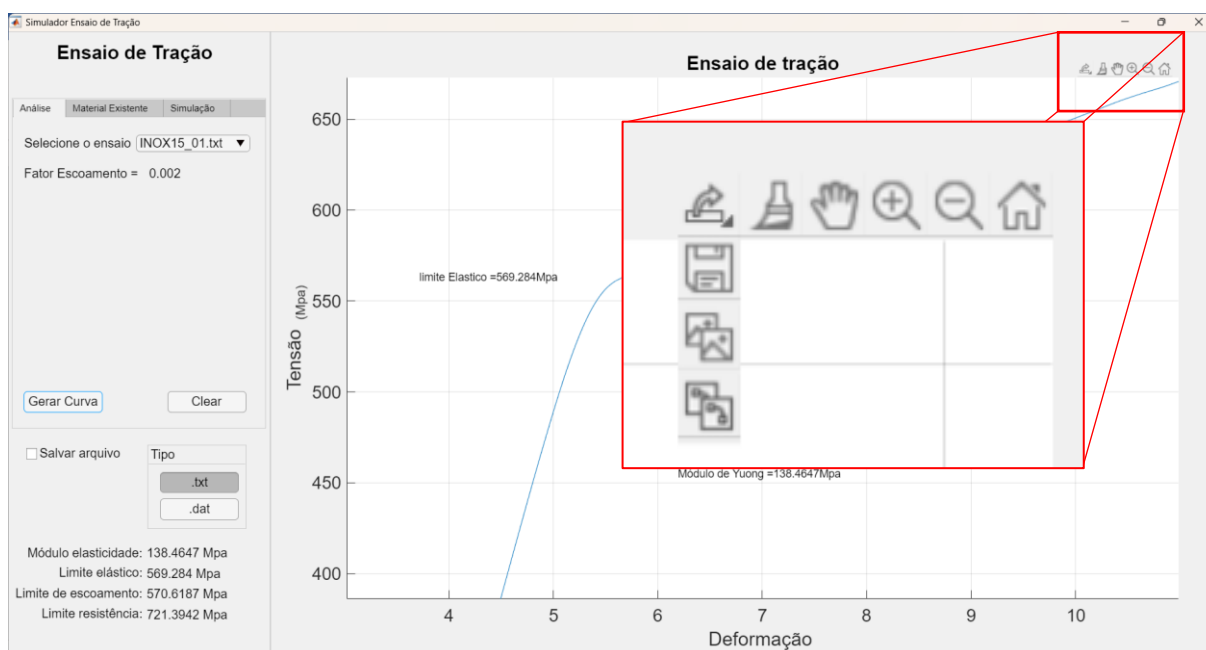
Figura 11 – Comando geração e limpeza da área gráfica.



Fonte: O Autor, 2022.

Foram implementadas no software as funcionalidades gráficas básicas e os ícones de comandos para navegação. Estão disponibilizados no canto superior direito da área gráfica permitindo ao usuário navegar nos modos “Pan”, “zoom in”, “zoom out”, e “Restore”, além da opção de salvar imagem que também está disponível para os seguintes formatos: .png, .jpg, .tif e .pdf, conforme pode ser observado na Figura 12.

Figura 12 – Comando de navegação na área gráfica.



Fonte: O Autor, 2022.

5.1.4 Funcionalidade da aba “Análise”

A funcionalidade desta aba é permitir uma visualização e análise de um ensaio físico realizado em um equipamento de ensaio de tração. Normalmente o equipamento de ensaio físico disponibiliza os resultados do ensaio em um arquivo no formato Unicode. O software utiliza esse arquivo para importar os resultados e realizar o processo de aprendizado, além de fornecer ao usuário uma visão gráfica do ensaio. Com a finalidade de padronizar todas as informações de um estudo ou projeto foi definido que os nomes dos arquivos já fornecem essas informações, facilitando ao usuário a escolha do projeto. Para isso os nomes desses arquivos .txt recebem uma padronização na composição de seus nomes:

Nome do arquivo: AAAAAAAAAAAAAA_99.TXT.

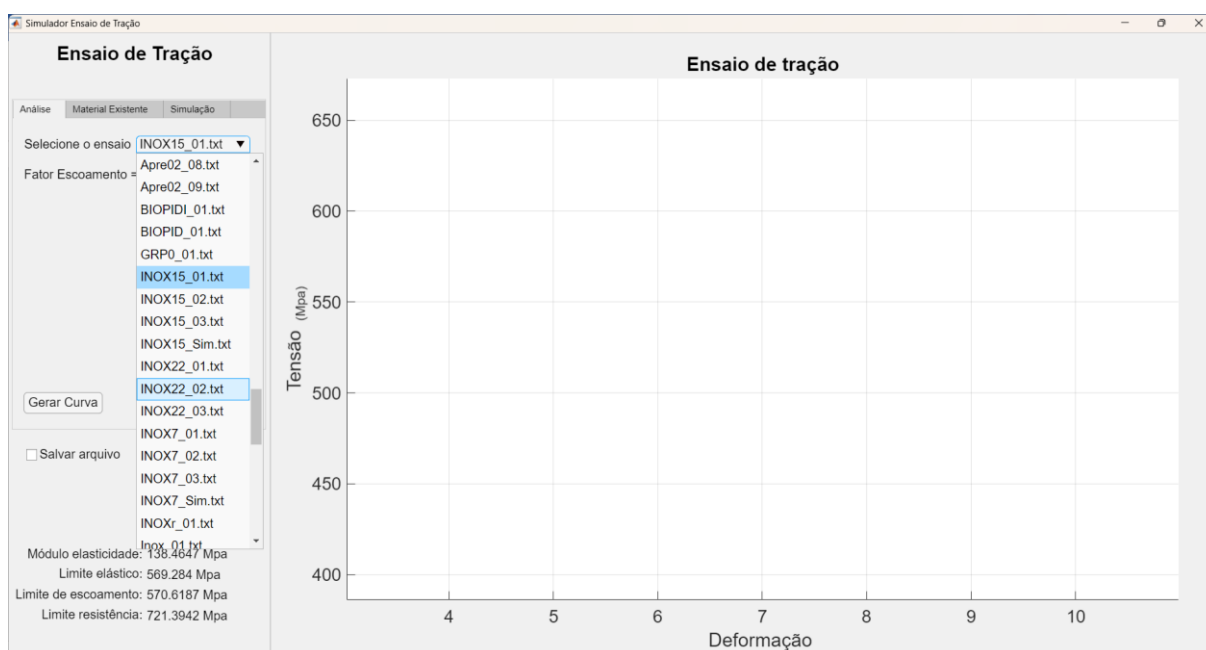
AAAAAAAAAAAA = Nome do projeto ou estudo.

“_” = Separador obrigatório.

99 = Número do ensaio.

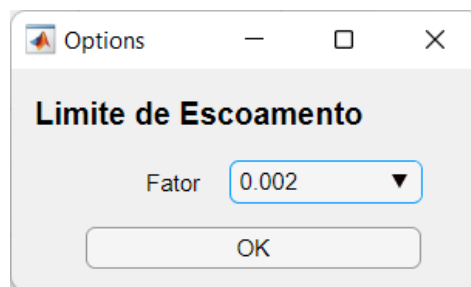
Para utilizar a funcionalidade de análise o usuário seleciona na caixa o arquivo com os dados do ensaio físico conforme mostrado na Figura 13, e o fator de escoamento será solicitado pelo software na sequência em janela específica que é visualizada na Figura 14 através da caixa de seleção “Fator”.

Figura 13 – Caixa de seleção do arquivo de ensaio.



Fonte: O Autor, 2022.

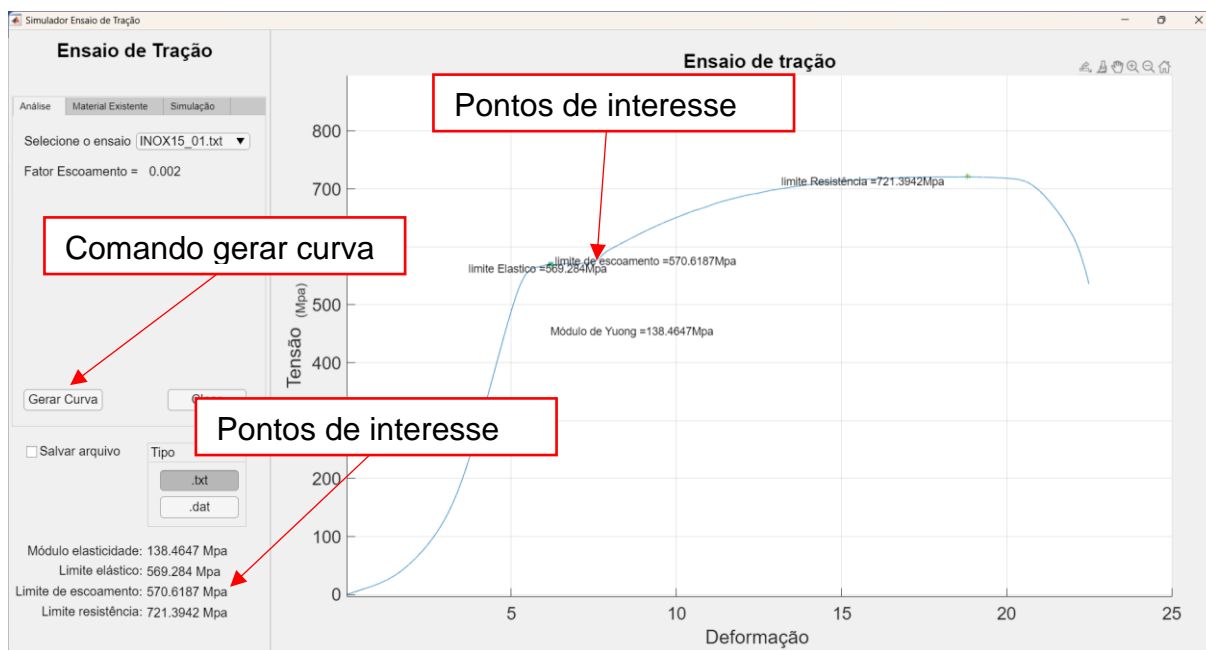
Figura 14 – Caixa de seleção do fator de escoamento.



Fonte: O Autor, 2022.

Após o comando “Gerar Curva”, ressaltado na Figura 15, o software plota o gráfico tensão deformação, juntamente com os pontos de interesse do ensaio, tanto na área gráfica como na área dos menus.

Figura 15 – Curva do ensaio realizado.

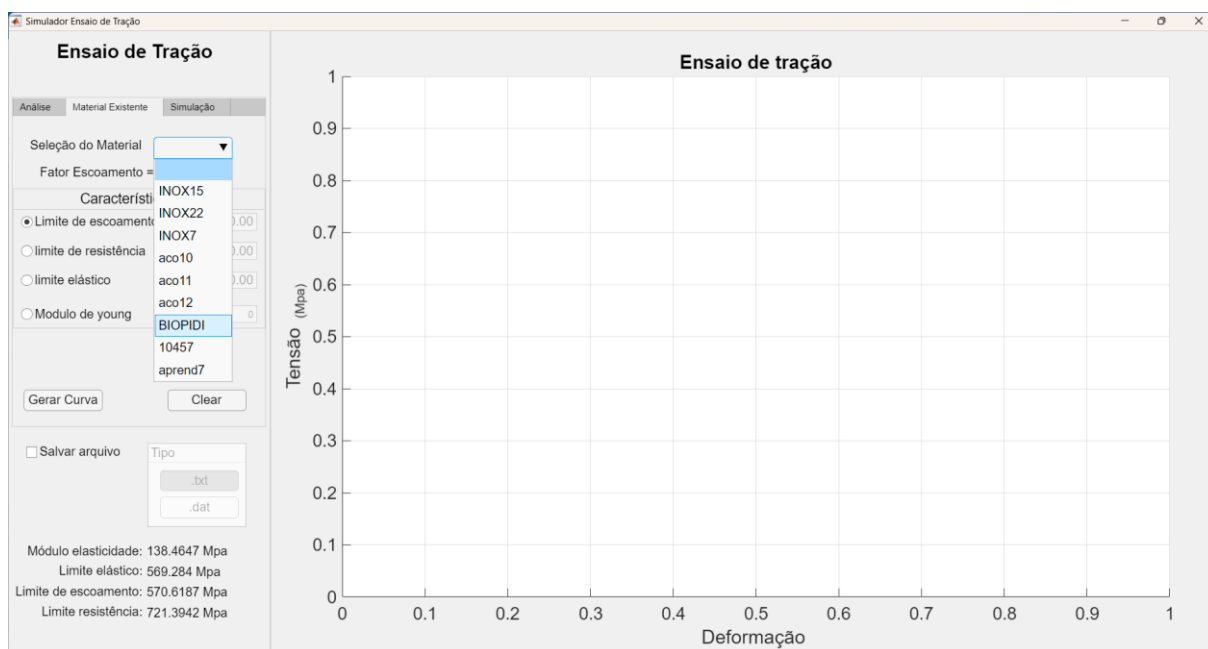


Fonte: O Autor, 2022.

5.1.5 Funcionalidade da aba “Material Existente”

Para flexibilizar o desenvolvimento de biomateriais, o software tem a funcionalidade de permitir ao usuário produzir um material virtual, a partir de um ensaio físico. Para isso o usuário altera qualquer uma das características do material ensaiado. O software gera a curva virtual calculando as demais características do novo material virtual. No exemplo a seguir foi selecionada a curva do ensaio físico, na aba “Material Existente”. Em seleção do material selecionamos “BIOPIDI” conforme mostrado na Figura 16.

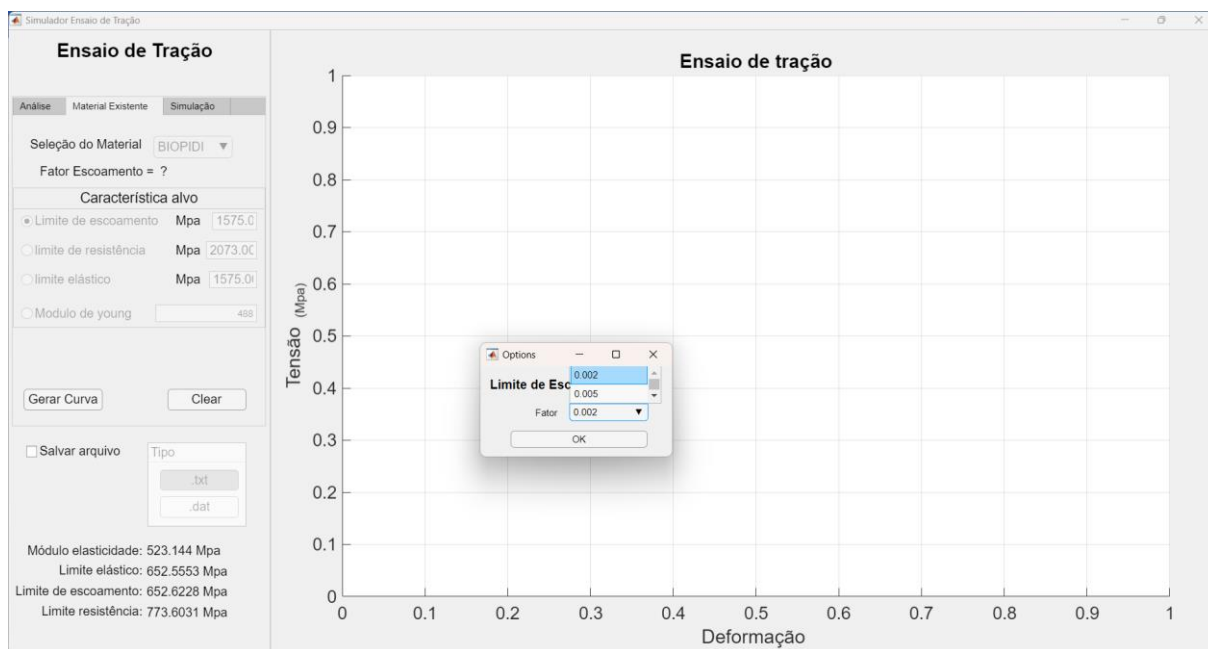
Figura 16 – Seleção de ensaio físico.



Fonte: O Autor, 2022.

Logo, ao selecionar o ensaio físico o software solicita o fator de escoamento conforme Figura 17.

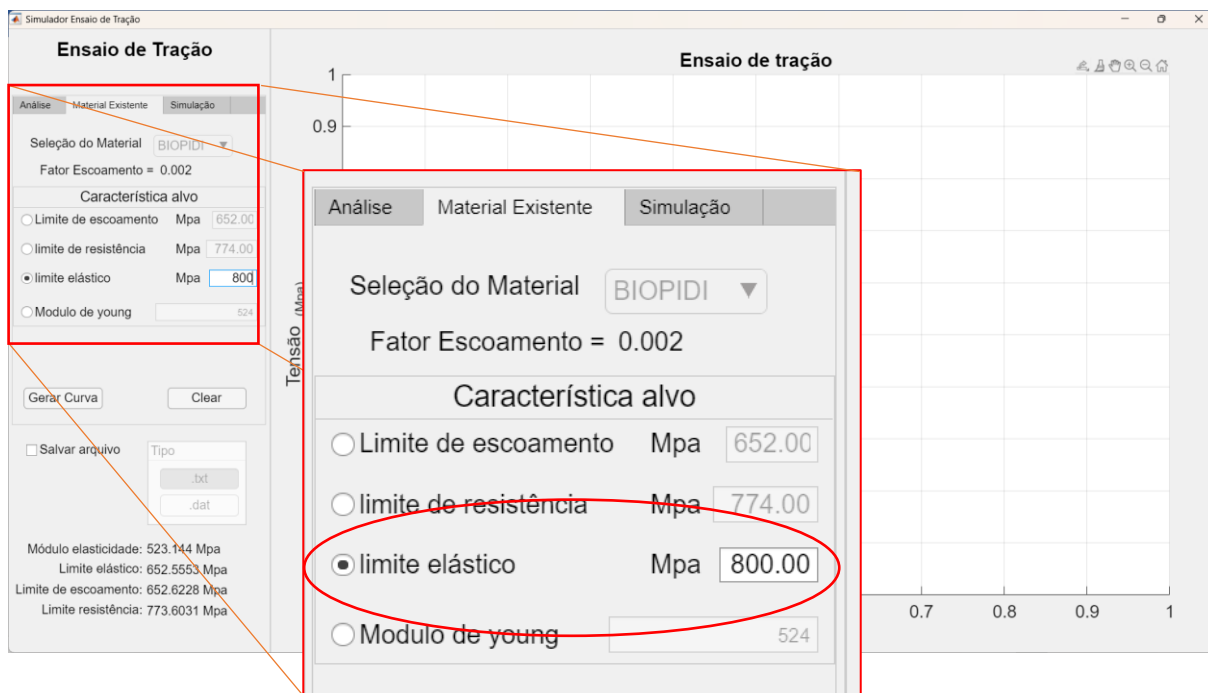
Figura 17 – Seleção do fator do limite de escoamento.



Fonte: O Autor, 2022.

Com o fator do limite de escoamento selecionado, o software libera para o usuário selecionar e editar a característica desejada. No caso o limite elástico foi alterado de 652 para 800; nota-se também na Figura 18 que o software apresenta os valores originais das demais características que serão recalculadas.

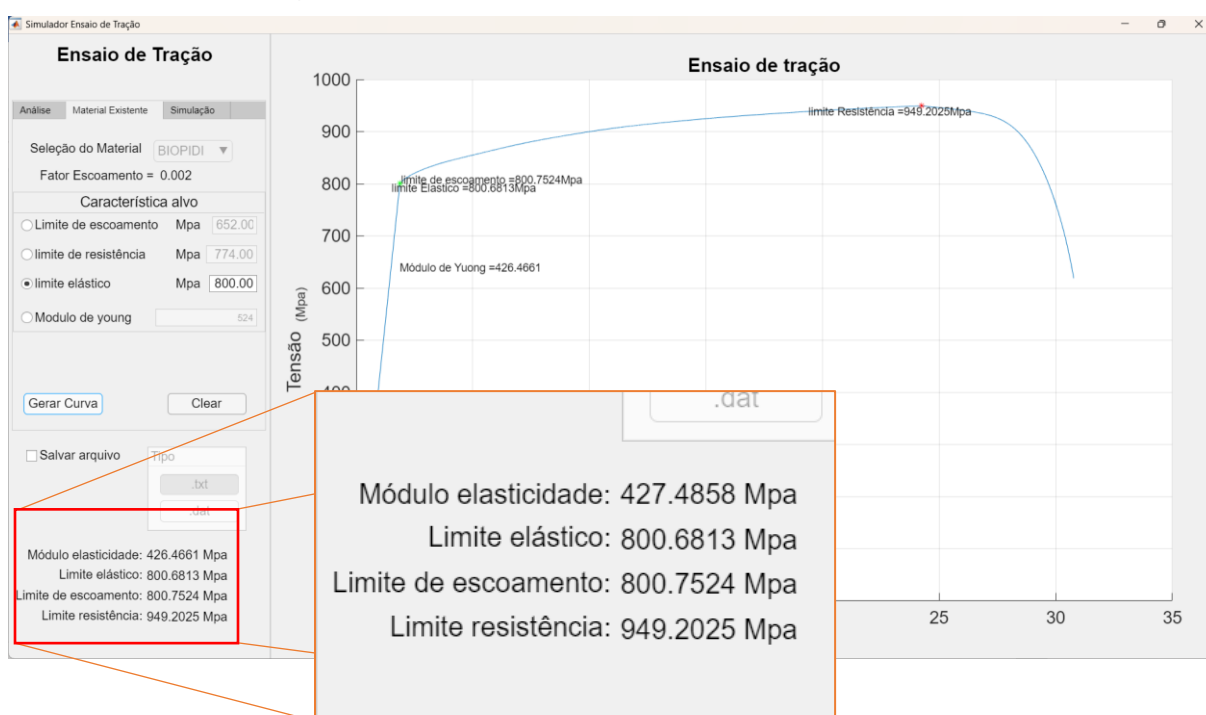
Figura 18 – Edição da característica desejada.



Fonte: O Autor, 2022.

O usuário pode selecionar e alterar a característica desejada conforme sua necessidade, neste exemplo utilizando um teste físico chamado "BIOPDI", onde o limite de escoamento foi alterado de 652,5553 Mpa para 800,000 Mpa para calcular as novas características e posteriormente a curva calculada foi exibida. O botão "Gerar curva" é um comando para o software calcular e traçar uma nova curva com novos valores tanto na área de gráficos quanto no resumo, conforme detalhado na Figura 19. O novo material virtual é gerado e pode ser usado em suas aplicações, conforme descrito no item 5.3.3.

Figura 19 – Curva com a característica desejada.

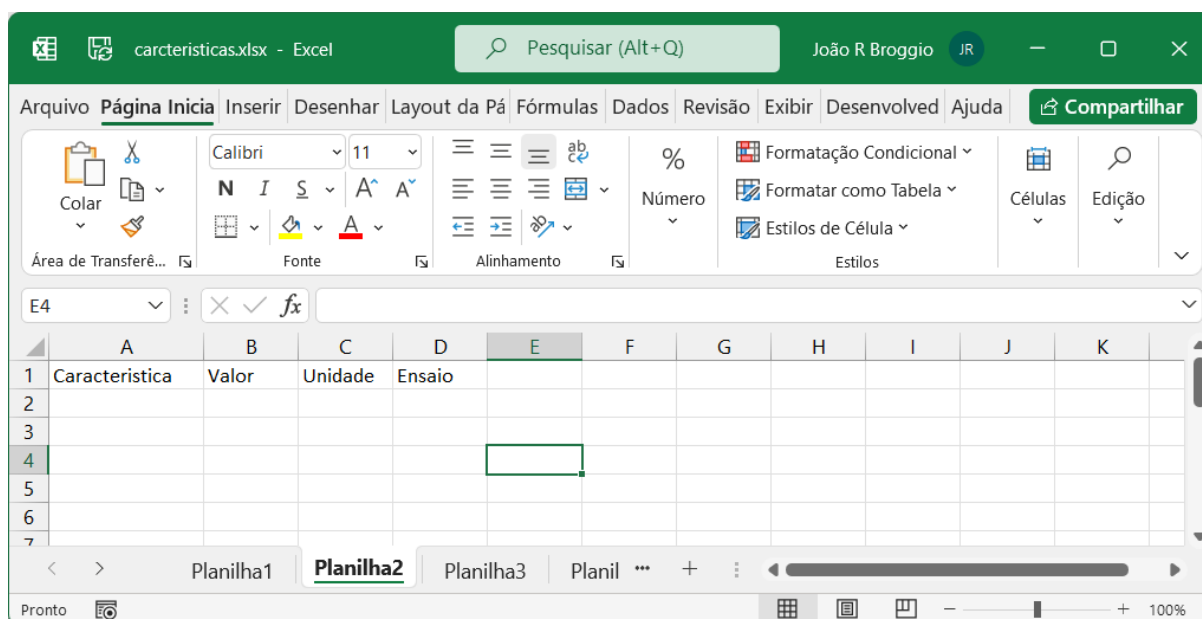


Fonte: O Autor, 2022.

5.1.6 Funcionalidade da aba “Simulação”

A aba “Simulação” é caracterizada por possuir a função principal do software possibilitando ao usuário utilizar o software como uma ferramenta para ensaio de tração virtual. Para produzir uma rastreabilidade dos ensaios realizados nesta funcionalidade foi recorrido à um pequeno banco de dados desenvolvido em uma planilha eletrônica denominada “carcteristicas.xlsx”. Na Figura 20 observamos na linha 1 os nomes dos campos da estrutura do banco de dados. O campo “Característica” deve ser preenchido com a variável de controle, o campo “Valor” deve ser preenchido com os limites da variável de controle, o campo “Unidade” opcional pode ser preenchido com a unidade de medida da variável de controle e o campo “Ensaio” deve ser preenchido pelos nomes dos respectivos ensaios limítrofes. Para inserir um novo projeto basta criar uma nova aba na planilha e replicar a primeira linha. O usuário pode renomear as abas da planilha a seu critério, uma vez que cada aba representa um estudo de uma variável de controle.

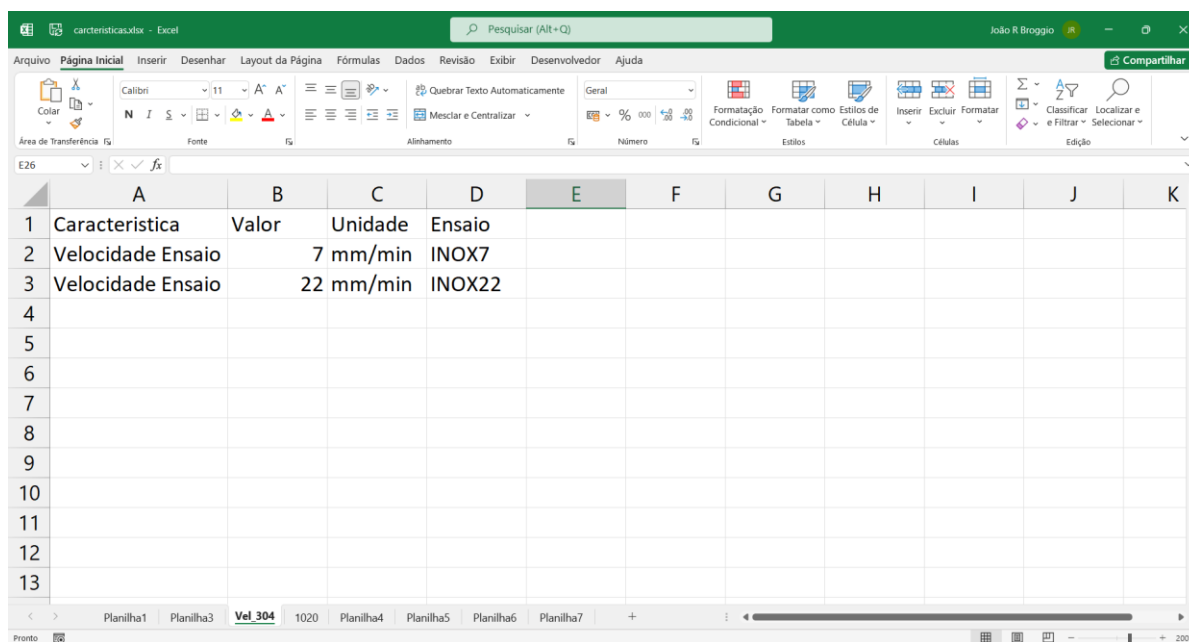
Figura 20 – Planilha auxiliar.



Fonte: O Autor, 2022.

Para exemplificar foi utilizada a aba “Vel_304” com referência ao estudo do aço inox 304 com a velocidade utilizada como variável de controle. Como pode-se observar na Figura 21 a característica escolhida foi “Velocidade Ensaio”. No campo “Valor” foram definidos os limites utilizados nos ensaios físicos 7 e 22, com a unidade de medida definida em mm/min no campo “Unidade” e os nomes dos estudos correspondentes aos ensaios físicos inseridos no campo “Ensaio”.

Figura 21 – Planilha preenchida com o estudo de velocidade.

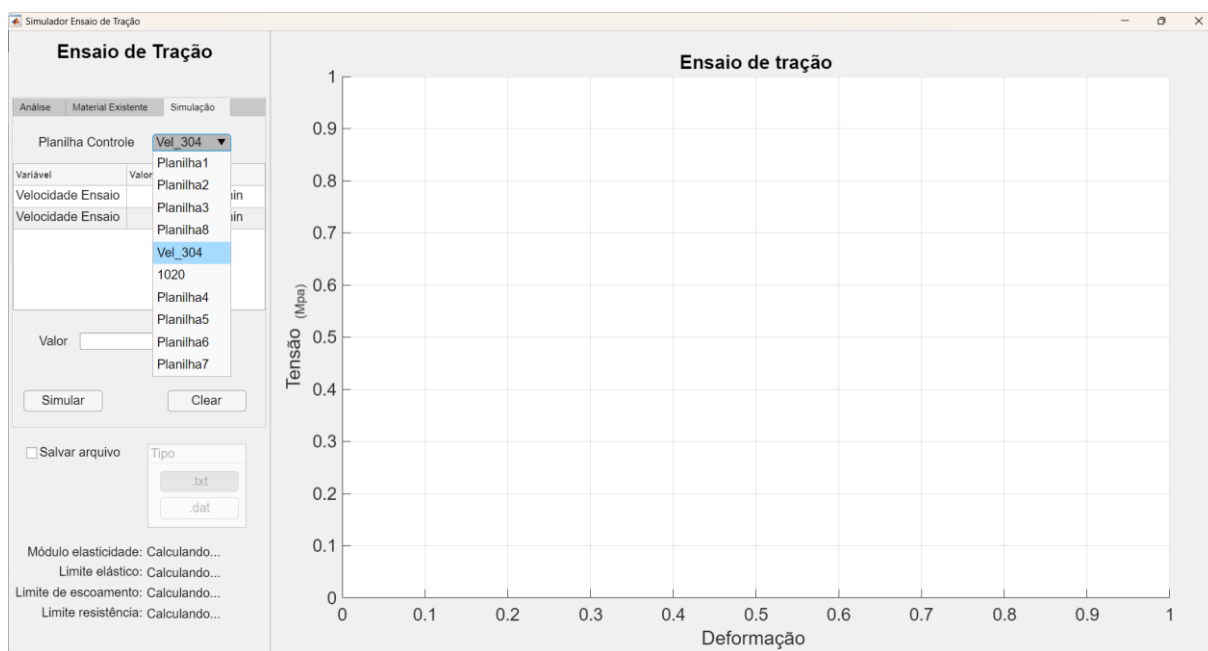


| | A | B | C | D | E | F | G | H | I | J | K |
|----|-------------------|-----------|---------|--------|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | Característica | Valor | Unidade | Ensaio | | | | | | | |
| 2 | Velocidade Ensaio | 7 mm/min | | INOX7 | | | | | | | |
| 3 | Velocidade Ensaio | 22 mm/min | | INOX22 | | | | | | | |
| 4 | | | | | | | | | | | |
| 5 | | | | | | | | | | | |
| 6 | | | | | | | | | | | |
| 7 | | | | | | | | | | | |
| 8 | | | | | | | | | | | |
| 9 | | | | | | | | | | | |
| 10 | | | | | | | | | | | |
| 11 | | | | | | | | | | | |
| 12 | | | | | | | | | | | |
| 13 | | | | | | | | | | | |

Fonte: O Autor, 2022.

Ao iniciar o software os dados da planilha eletrônica são lidos e disponibilizados na aba de simulação, o usuário escolhe o projeto que desejar na caixa de seleção da planilha de controle como pode ser observado na Figura 22. Nesse caso foi selecionado o projeto Vel_304 que é o projeto com velocidade como variável de controle.

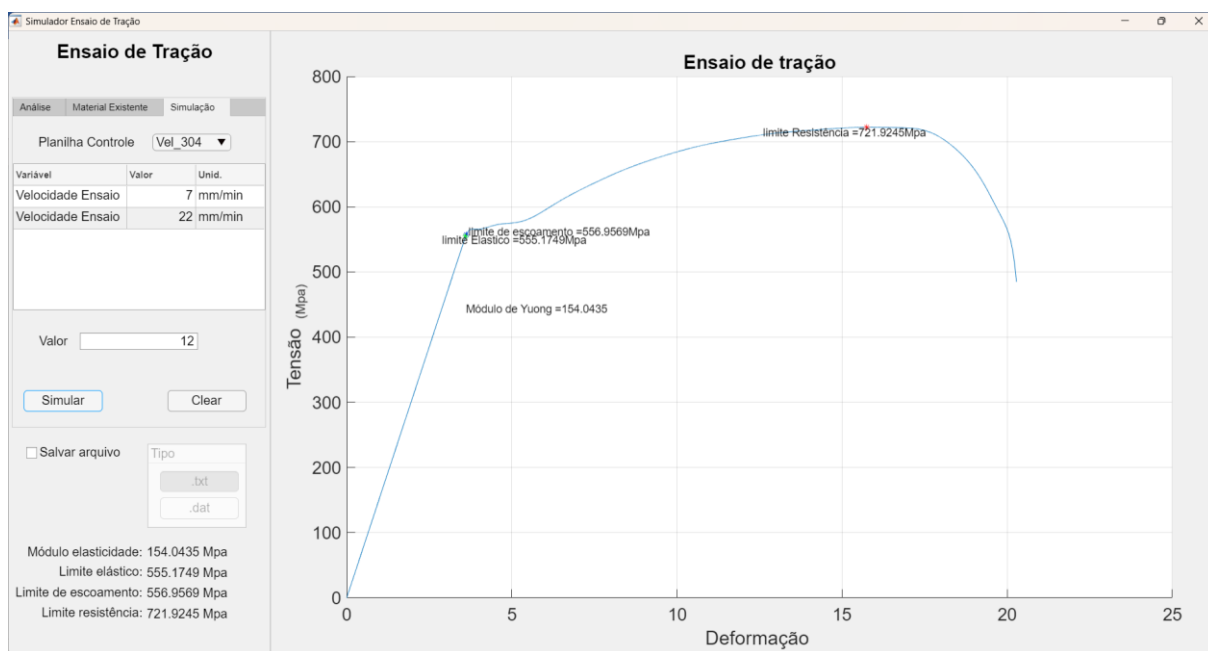
Figura 22 – Seleção do projeto da planilha auxiliar.



Fonte: O Autor, 2022.

Neste caso o usuário pode trabalhar com o valor entre 7 e 22mm/min com segurança, o software não limita os valores de velocidade fora dos limites físicos, porém o software poderá gerar curva deformada ficando à critério do usuário analisar o resultado antes de sua utilização. Para exemplificar a simulação foi utilizado o valor de 12, e o resultado pode ser visto na Figura 23.

Figura 23 – Execução do ensaio virtual em velocidade de 12mm/min.

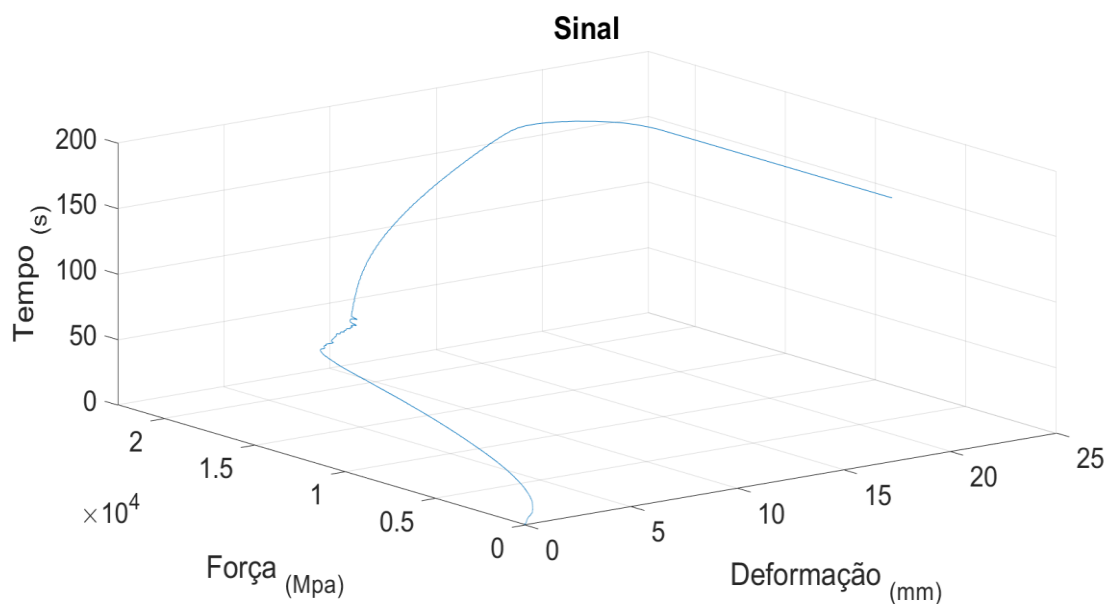


Fonte: O Autor, 2022.

5.1.7 Sinal no tempo discreto

Os testes físicos, por padrão, nos fornecem três sinais: o tempo, a deformação e a tensão conforme pode-se observar no gráfico da Figura 24. Normalmente o tempo não é importante na determinação das propriedades mecânicas dos materiais, o que importa é a tensão pela deformação (BEER; JOHNSTON; DEWOLF, 2006). Porém, o software desenvolvido não faz a análise dos resultados da curva tensão pela deformação de forma visual, mas sim realiza a análise da curva como sendo um do sinal no tempo discreto onde o período de amostragem é importante conforme descrito no item 3.4.

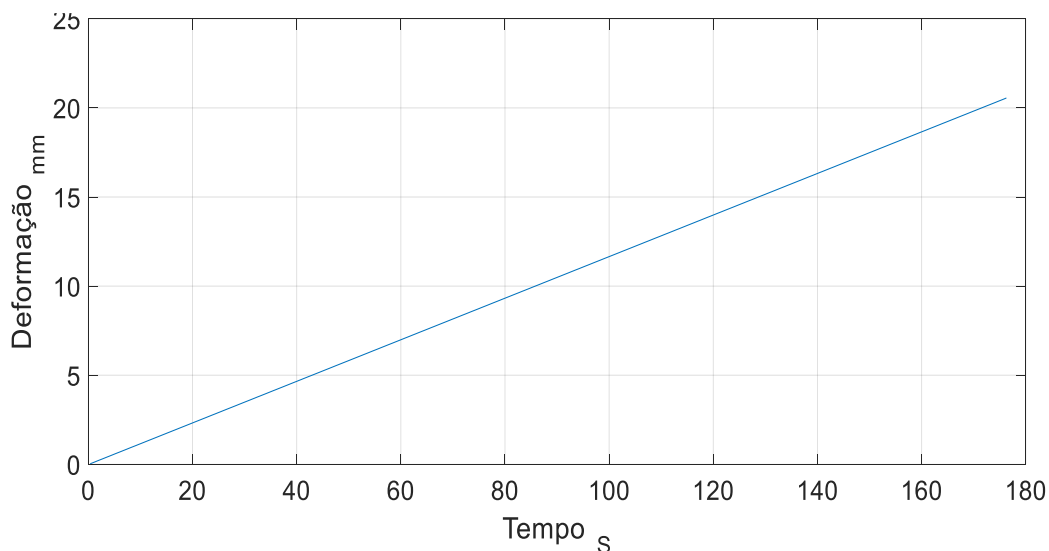
Figura 24 – Dados de um ensaio físico.



Fonte: O Autor, 2022.

Uma verificação importante é a comprovação que o equipamento tem capacidade e qualidade para realizar o ensaio em velocidade constante. Analisando os dados fornecidos pelo ensaio físico através do gráfico do tempo pela deformação, impresso na Figura 25, é comprovada essa característica do equipamento de ensaio.

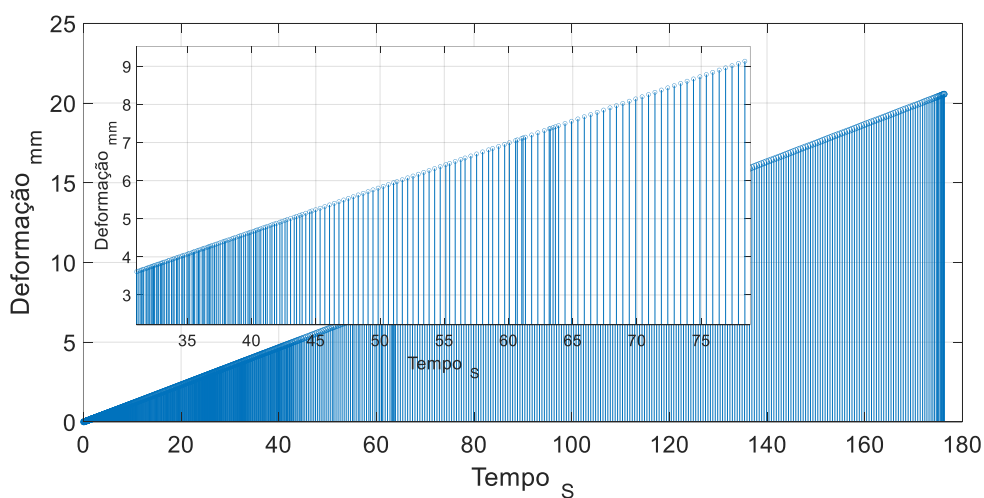
Figura 25 – Velocidade constante.



Fonte: O Autor, 2022.

Porém, ao avaliar a aquisição destes dados na Figura 26 fica evidente que não existe um período constante na aquisição dos dados, portanto os cálculos da transformada de Fourier podem não representar corretamente as curvas dos ensaios. Para solucionar deve ser realizado um processo de reamostragem do sinal.

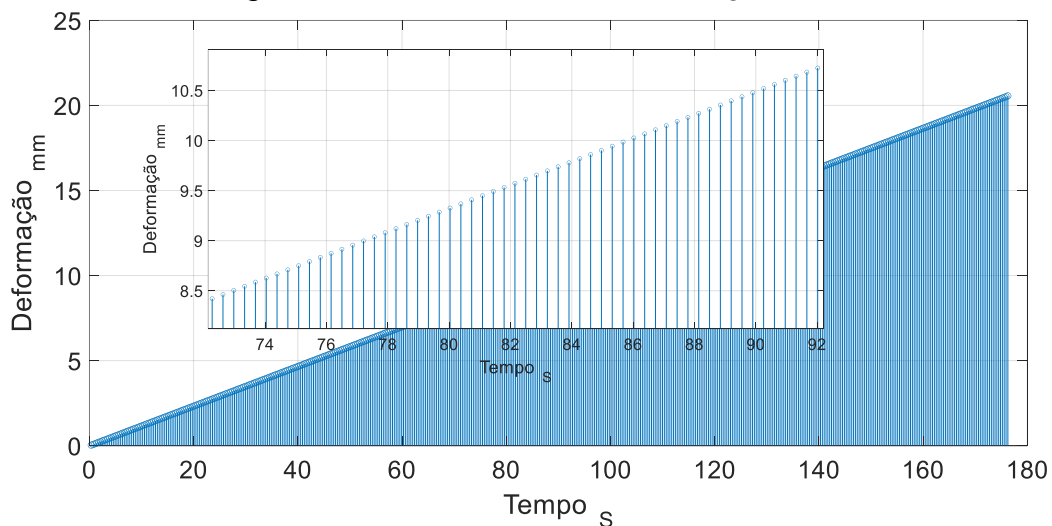
Figura 26 – Períodos de amostragem.



Fonte: O Autor, 2022.

Com o sinal reamostrado corretamente, pode-se observar na Figura 27 o período constante entre as amostras, salientando que o sinal se mantém em sua forma e valores originais (em nada foram alterados, apenas foi realizado o ajuste na amostragem). Agora podem ser corretamente utilizadas as ferramentas e conceitos de sinais digitais no domínio do tempo discreto para o devido processamento dos sinais em tempo discreto.

Figura 27 – Período único de amostragem.

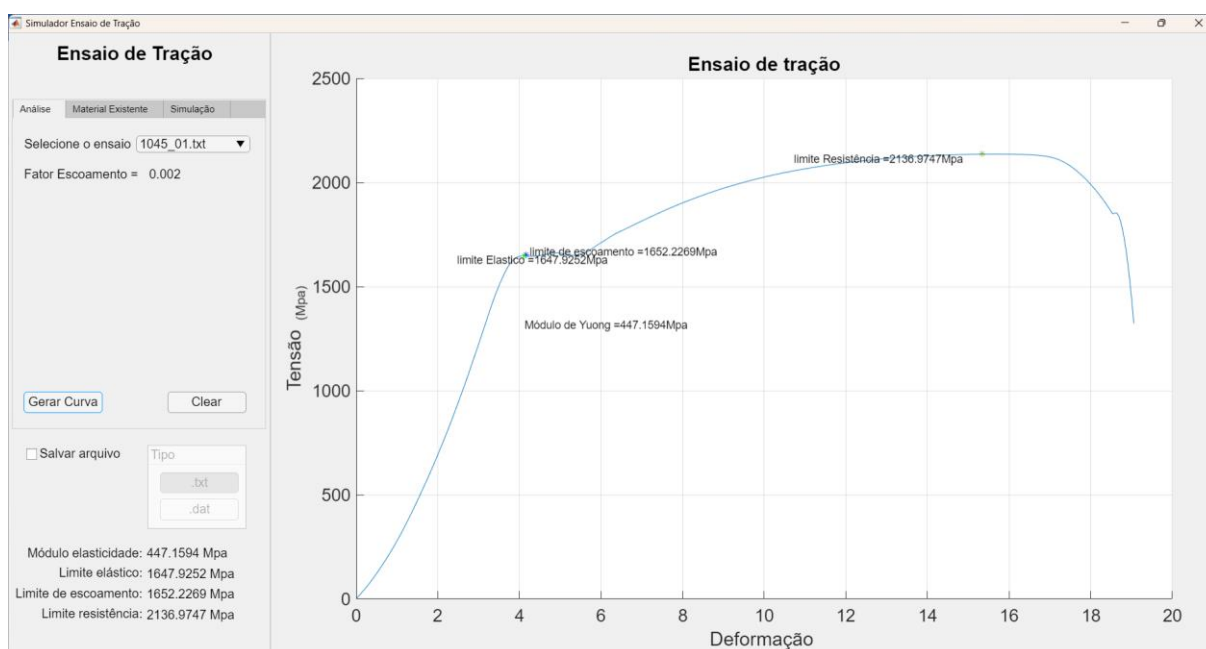


Fonte: O Autor, 2022.

5.1.8 Funcionalidade gráfica: tensão pela deformação

O software possui uma área gráfica conforme descrito no item 5.1.1, especificamente desenvolvida para apresentação da curva tensão pela deformação, para análise e/ou apenas visualização de ensaios físicos ou virtuais. O usuário seguindo o procedimento descrito no item 5.1.4, pode analisar o ensaio desejado. Exemplificando esta função foi gerada a visualização do projeto “1045”, ensaio “01”, com os dados registrados no arquivo de nome “1045_01.txt” com os resultados mostrados na Figura 28.

Figura 28 – Apresentação do gráfico para análise.



Fonte: O Autor, 2022.

5.1.9 Função de cálculo do módulo de Young

O Módulo de Young é obtido utilizando diretamente mesma fórmula da equação (6) que faz o cálculo utilizando diretamente a proporção da tensão aplicada sobre a deformação como pode-se observar no código da Figura 29 na linha 171.

Figura 29 – Código do software para cálculo do módulo de Young.

```

160
161 - □
162 -
163
164 -
165
166 -
167 -
168 -
169 -
170 -
171 -
172
173 -
174 -

```

```

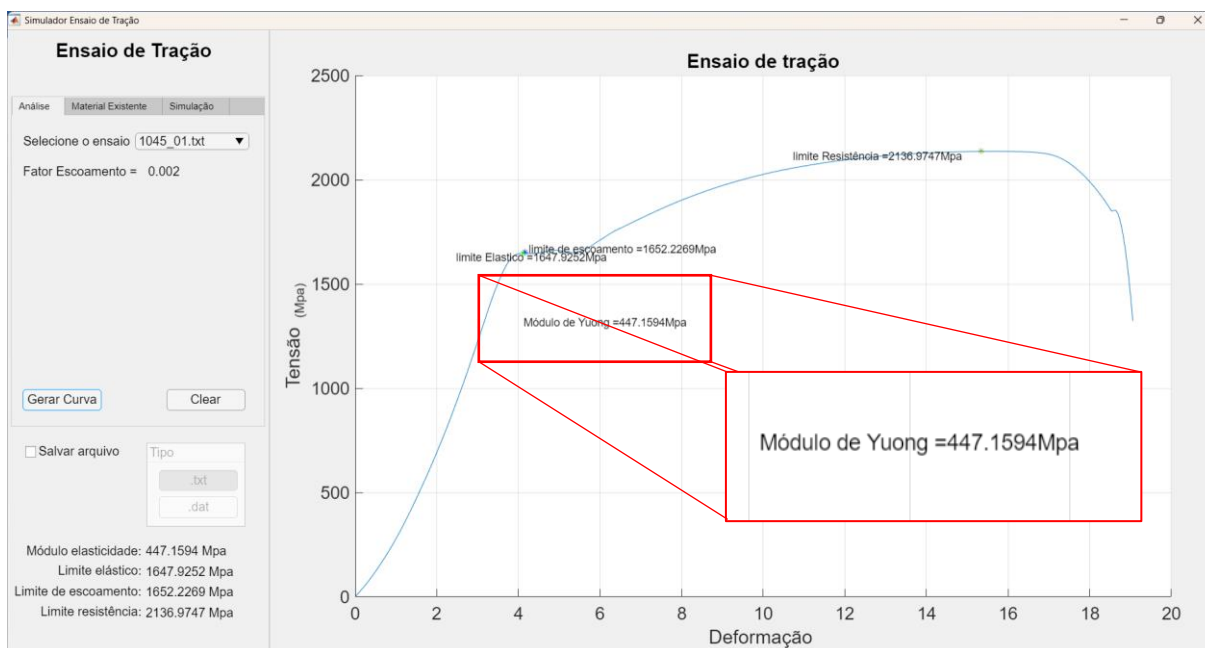
for n = I:fix(length(MatrizAlongamento)*.89)
    AnguloBy2 = atan((matrizCarga(n-1) - matrizCarga(I))/ ...
        (MatrizAlongamento(n-1) - MatrizAlongamento(I)))*(180/pi)/2;
    NextAngulo = atan((matrizCarga(n) - matrizCarga(n-1))/ ...
        (MatrizAlongamento(n) - MatrizAlongamento(n-1)))*180/pi;
    if NextAngulo < AnguloBy2
        ElasX = n;
        ElasY = n;
        Alongamento = MatrizAlongamento(n);
        Carga = matrizCarga(n);
        ModuloYuong = (matrizCarga(n)-matrizCarga(I))/ ...
            (MatrizAlongamento(n)-MatrizAlongamento(I));
        break
    end

```

Fonte: O Autor, 2022.

Com o resultado mostrado em uma posição próxima à região elástica da curva (conforme mostrado na Figura 30) para este exemplo está sendo usada a curva plotada no item 5.1.8.

Figura 30 – Detalhe do módulo de Young.



Fonte: O Autor, 2022.

5.1.10 Função localização do limite elástico

Baseado no método de *Johnson* uma função com as equações (9) e (10) foi implementada no software para calcular o ponto “**P**”, definindo o final do regime elástico do material ensaiado conforme código das linhas 161 à linha 170 apresentadas na Figura 31.

Figura 31 – Código do software para cálculo do limite elástico.

```

160
161 -
162 -
163
164 -
165
166 -
167 -
168 -
169 -
170 -
171 -
172
173 -
174 -

```

```

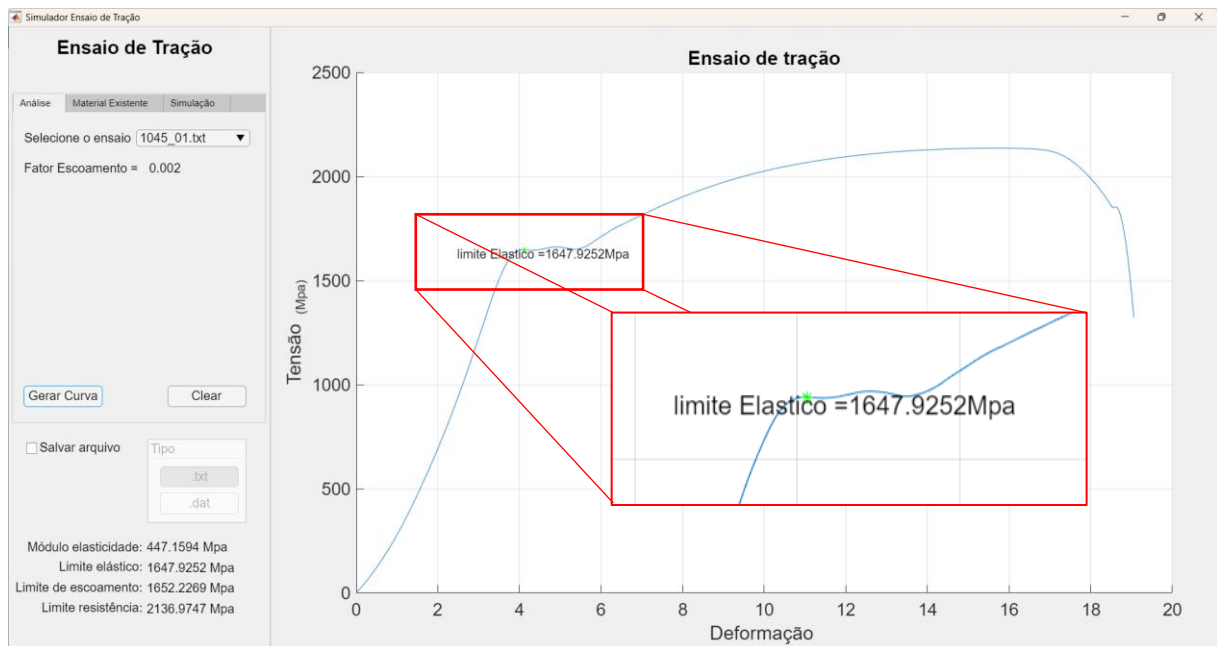
for n = I:fix(length(MatrizAlongamento)*.89)
    AnguloBy2 = atan((matrizCarga(n-1) - matrizCarga(I))/ ...
        (MatrizAlongamento(n-1) - MatrizAlongamento(I)))*(180/pi)/2;
    NextAngulo = atan((matrizCarga(n) - matrizCarga(n-1))/ ...
        (MatrizAlongamento(n) - MatrizAlongamento(n-1)))*180/pi;
    if NextAngulo < AnguloBy2
        ElasX = n;
        ElasY = n;
        Alongamento = MatrizAlongamento(n);
        Carga = matrizCarga(n);
        ModuloYuong = (matrizCarga(n)-matrizCarga(I))/ ...
            (MatrizAlongamento(n)-MatrizAlongamento(I));
        break
    end

```

Fonte: O Autor, 2022.

O resultado é mostrado com posição e valor na área gráfica do software conforme mostrado em zoom na Figura 32 utilizando o mesmo exemplo do item 5.1.8.

Figura 32 – Detalhe do limite elástico.

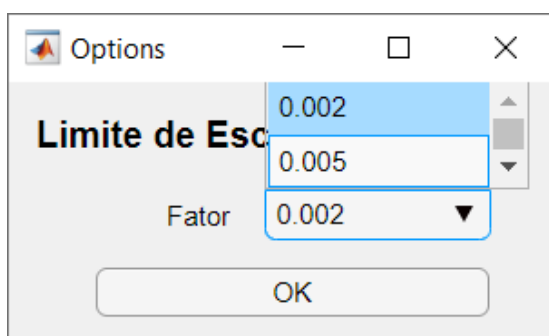


Fonte: O Autor, 2022.

5.1.11 Função localização do limite de escoamento

O software gera matematicamente a reta paralela auxiliar para determinar o limite de escoamento conforme descrito no item 3.2.3, com o desvio n selecionado pelo usuário em janela própria conforme mostra a Figura 33, apresentada pelo software automaticamente sempre que for necessário. Como os valores dos desvios constantes da Tabela 1 que já estão parametrizados em arquivo de dados usado pelo software.

Figura 33 – Seleção da dureza característica do material.



Fonte: O Autor, 2022.

A localização da reta auxiliar foi implementada conforme código das linhas 230 à linha 239 apresentadas na Figura 34, utilizando o desvio n informado pelo usuário.

Figura 34 – Código do software para cálculo do limite de escoamento.

```

229
230 -
231 -
232 -
233 -
234 -
235 -
236 -
237 -
238 -
239 -

```

```

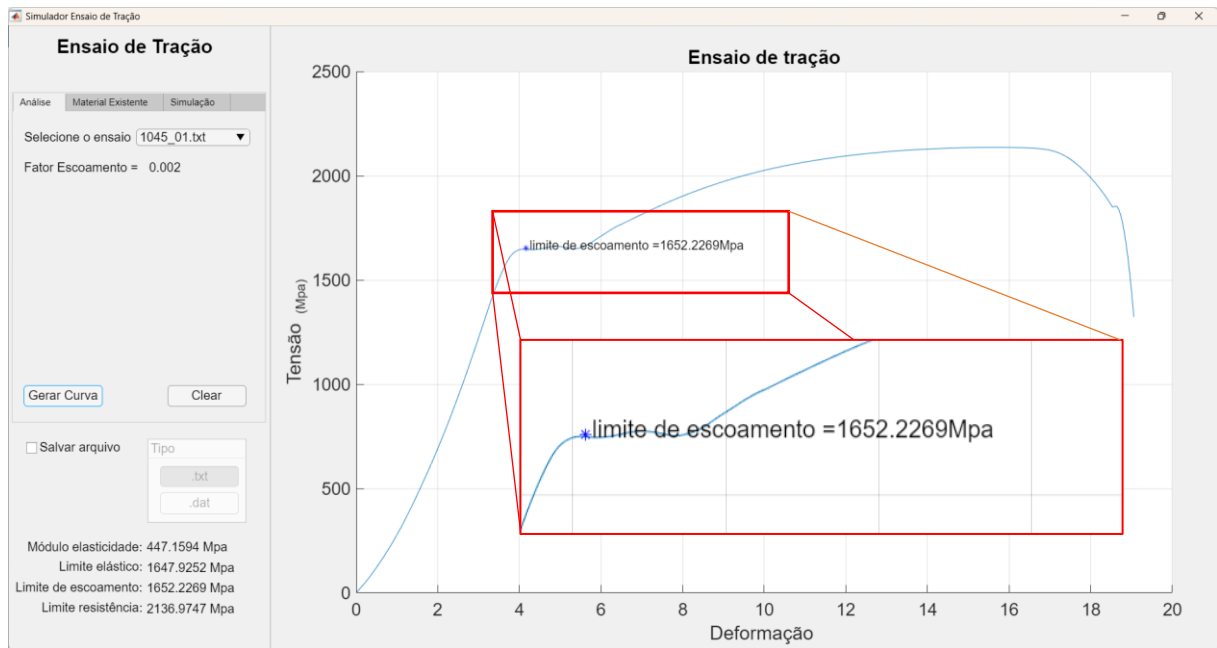
for i = inicio: Comprimento
    Desv = MatrizAlongamento(i) * Myoung;
if matrizCarga(i+AuxFator) <= Desv
    EscoaX = i+AuxFator;
    EscoaY = i+AuxFator;
    Deltamm = MatrizAlongamento(i);
    Carga = matrizCarga(i);
    break
end
end

```

Fonte: O Autor, 2022.

Usando os dados da curva tensão deformação do mesmo exemplo do item 5.1.10 pode-se observar o cálculo do limite de escoamento, em modo zoom na Figura 35, na posição e valor da tensão calculados pelo software.

Figura 35 – Determinação do limite de escoamento.



Fonte: O Autor, 2022.

5.1.12 Função localização do limite de resistência

O software desenvolvido calcula o limite de resistência pela sua própria definição, ou seja, buscando a tensão máxima da curva do ensaio usando a função já existente do próprio ambiente Matlab, como pode-se observar na Figura 36, função “max()”, na linha 256.

Figura 36 – Código do software para localização do limite do limite de resistência.

```

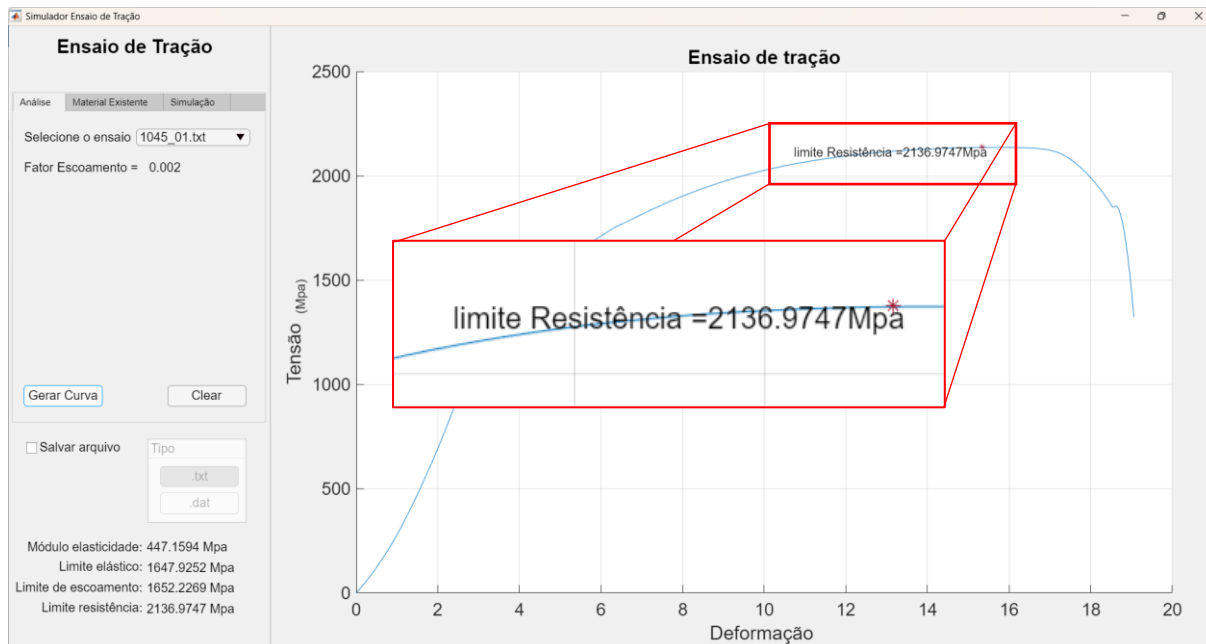
251
252 %-----
253 % Função limite de resistencia
254
255 function [LimiteResX,LimiteResY, PosX] = Resistencia(~, matrizCarga, MatrizAlongamento)
256     [LimiteResY,PosX] = max(matrizCarga,[],'linear');
257     LimiteResX = MatrizAlongamento(PosX);
258 end
259

```

Fonte: O Autor, 2022.

Utilizando o exemplo do item 5.1.8 observa-se em zoom na Figura 37 a posição e valor do limite de resistência deste ensaio.

Figura 37 – Limite de resistência.



Fonte: O Autor, 2022.

5.1.13 Aprendizado

Para que uma futura simulação possa ser realizada e que o resultado esteja em constante aprimoramento, o software aproveita todos as análises realizadas com dados de ensaios físicos para ajustar seus parâmetros de cálculo e construir um banco de dados. Pode-se definir o resultado dos ensaios de tração como uma função de variáveis independentes, sendo que o ensaio representa a relação entre tensão aplicada σ e a deformação ε decorrente, obtém-se a equação (11).

$$\varepsilon = G(\sigma), \quad (11)$$

onde G é uma função que relaciona a entrada σ com a saída ε , sendo um sistema de controle definido como um modelo matemático que relaciona o sinal de entrada com o sinal de saída, o G é definido matematicamente como sendo um sistema que correlaciona a tensão aplicada σ e a deformação ε . Como a tensão aplicada gera uma curva de deformação com duas regiões distintas, região elástica e região plástica, podendo-se dividir o sinal de entrada do sistema nestas duas áreas, observando separadamente as regiões elástica e plástica, dando ênfase em estimar um ou mais parâmetros da característica plástica (NISE, 2012).

Se a função G satisfazer o princípio da superposição, ou seja,

$$G\{\alpha_1\sigma_1 + \alpha_2\sigma_2\} = \alpha_1\varepsilon_1 + \alpha_2\varepsilon_2, \quad (12)$$

então G é uma função linear, o sistema representado por G também é linear, e para esta análise definimos que α_1 e α_2 são escalares arbitrários.

O comportamento do sistema também deve ser analisado em relação ao tempo aplicando um avanço ou atraso no tempo do sinal de entrada. Verifica se esse sinal deslocado da entrada provoca o mesmo deslocamento no sinal de saída, definindo-o como um sistema invariante no tempo,

$$G\{\sigma_{(t-t_0)}\} = \varepsilon_{(t-t_0)}, \quad \forall t_0 \in \mathbb{Z}. \quad (13)$$

O sistema representado pela função G tem as propriedades, da linearidade e da invariância no tempo, sendo assim é um Sistema Linear Invariante no Tempo (SLIT) (MITRA, 1999). As funções de transferência são comumente utilizadas em controle para relacionar as funções de entrada com as funções de saída em componentes ou de sistemas que podem ser descritos por equações diferenciais lineares invariantes no tempo conforme equação (14) (OGATA, 2010), como é o caso do ensaio de tração. Na maioria das aplicações, os sistemas no tempo discreto podem ser descritos por equações de diferenças conforme a equação

(15), que são para o domínio do tempo discreto o que as equações diferenciais são para o domínio do tempo contínuo. A entrada e a saída de um sistema descrito por uma equação de diferenças linear se relacionam genericamente, por ter uma repetibilidade constante se tornando um sistema periódico no tempo, no qual a curva pode ser representada pela série de Fourier (TORRES, 1973) ou pela equação equivalente do polinômio trigonométrico, definido por $p_n = p_n(x)$, de ordem n , sendo que a função é periódica e com período de 2π (SPIEGEL, 1974).

$$f\{x\} = a_0 + a_1 \text{sen}(x) + a_2 \text{sen}(2x) + a_3 \text{sen}(3x) + \dots + b_1 \text{cos}(x) + b_2 \text{cos}(2x) + b_3 \text{cos}(3x) + \dots \quad (14)$$

$$p_n(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} [a_k \text{cos}(kx) + b_k \text{sen}(kx)]. \quad (15)$$

Para que a função f seja representável por uma série de Fourier, ela deve ser periódica e seccionalmente diferenciável. A condição de diferenciabilidade seccional é uma condição suficiente, mas não necessária, para a expansão de f na série de Fourier. Em outras palavras, toda função periódica e seccionalmente contínua é representada pela série de Fourier, mas existem funções representáveis por séries de Fourier que não são seccionalmente contínuas. Em resumo, toda função periódica e seccionalmente contínua é representada pela série de Fourier, contudo existem funções que podem ser representáveis por séries de Fourier e que não são seccionalmente contínuas (SANTOS, 2004), então a função G pode ser escrita na forma polinomial conforme a equação (16):

$$G(\sigma_i) = \varepsilon_i \quad (16)$$

A função G deve fornecer a curva tensão aplicada σ e a deformação ε suponha que o arquivo do ensaio físico nos forneça N valores, então para qualquer $\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_N$ pontos, igualmente espaçados, $\sigma_1, \dots, \sigma_N$, onde $\sigma_{n+1} - \sigma_n = h$, deseja-se encontrar os coeficientes α do polinômio para reconstruir a curva conforme a equação (17).

$$p(x) = \alpha_0 + \alpha_1\sigma + \alpha_2\sigma^2 + \dots + \alpha_{N-1}\sigma^{N-1}. \quad (17)$$

Transcrevendo o polinômio para uma forma matricial conforme a equação (18).

$$V_N A = \epsilon, \quad (18)$$

sendo:

$$A = \{\alpha_0, \alpha_1, \dots, \alpha_{N-1}\};$$

$$\epsilon = \{\varepsilon_0, \varepsilon_1, \dots, \varepsilon_{N-1}\};$$

$$V_N = \text{Matriz.}$$

Geramos assim a matriz de Vandermonde (HAMILTON, 1920) em função da tensão conforme equação (19).

$$(V_N)_{ij} = \sigma_i^{j-1}, \quad (19)$$

observando que $i, j = 1, 2, \dots, N$.

Mudando a origem e a escala pode-se definir s conforme a equação (20):

$$s = \frac{\sigma - \sigma_1}{\sigma_N - \sigma_1}. \quad (20)$$

A fórmula da matriz pode ser reduzida conforme equação (21).

$$(V_N)_{ij} = s_i^{j-1} = \left[\frac{i-1}{N-1} \right]^{j-1}, \quad (21)$$

observando que $i, j = 1, 2, \dots, N$.

A matriz dos coeficientes desconhecidos **A** pode ser escrita conforme a equação (22):

$$\mathbf{A} = V_N^{-1}\epsilon \quad (22)$$

sendo:

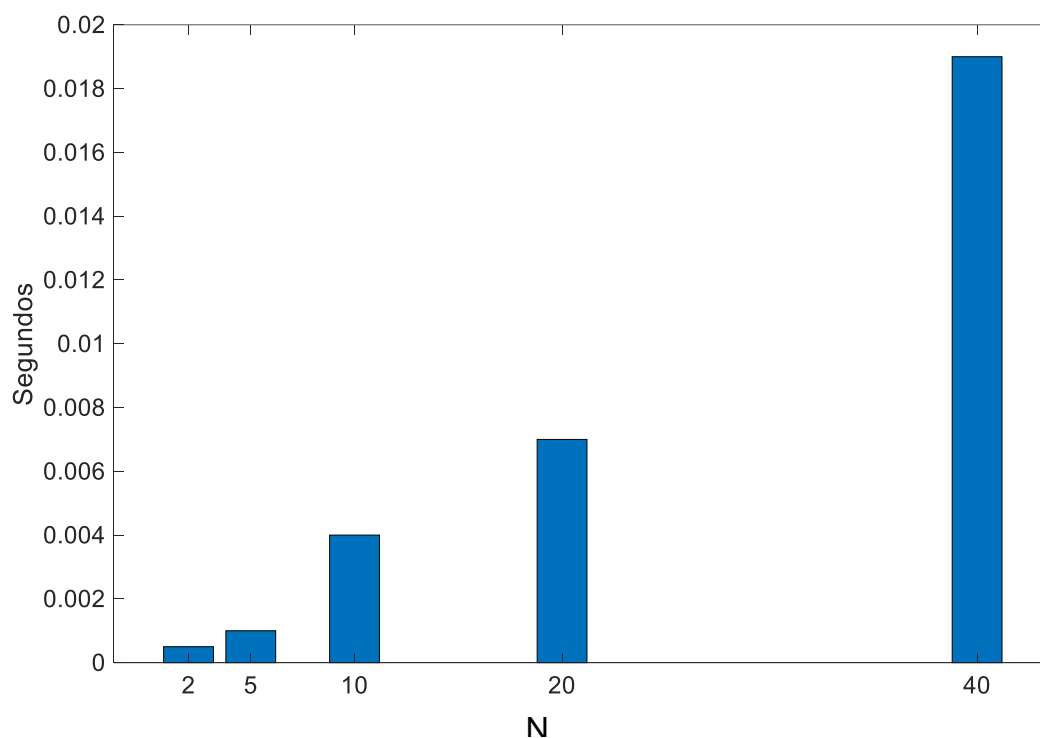
$$\mathbf{A} = \{\alpha_0, \alpha_1, \dots, \alpha_{N-1}\};$$

$$\epsilon = \{\epsilon_0, \epsilon_1, \dots, \epsilon_{N-1}\};$$

$$V_N^{-1} = \text{Matriz inversa de Vandermonde.}$$

Na análise de um novo ensaio físico a função de aprendizado do software calcula uma nova matriz de Vandermonde e recalcula os coeficientes **A**. Sendo assim, o número de coeficientes **A** é igual a ordem do polinômio N. Quanto maior a ordem do polinômio melhor é a reconstrução da curva (PROAKIS; MANOLAKIS, 2007), porém quando aumenta a ordem do polinômio aumenta também a complexibilidade dos cálculos e o tempo de processamento do software. Para selecionar a ordem a ser utilizada pelo software foi relacionado o tempo de processamento a qualidade da curva gerada e a ordem do polinômio. Foi gerada uma função somente para cálculo da relação entre a ordem do polinômio com o tempo de processamento, disponível no ANEXO F – Relatório tempo de execução com seus valores plotados na Figura 38 onde pode-se verificar que o tempo de processamento sobe rapidamente.

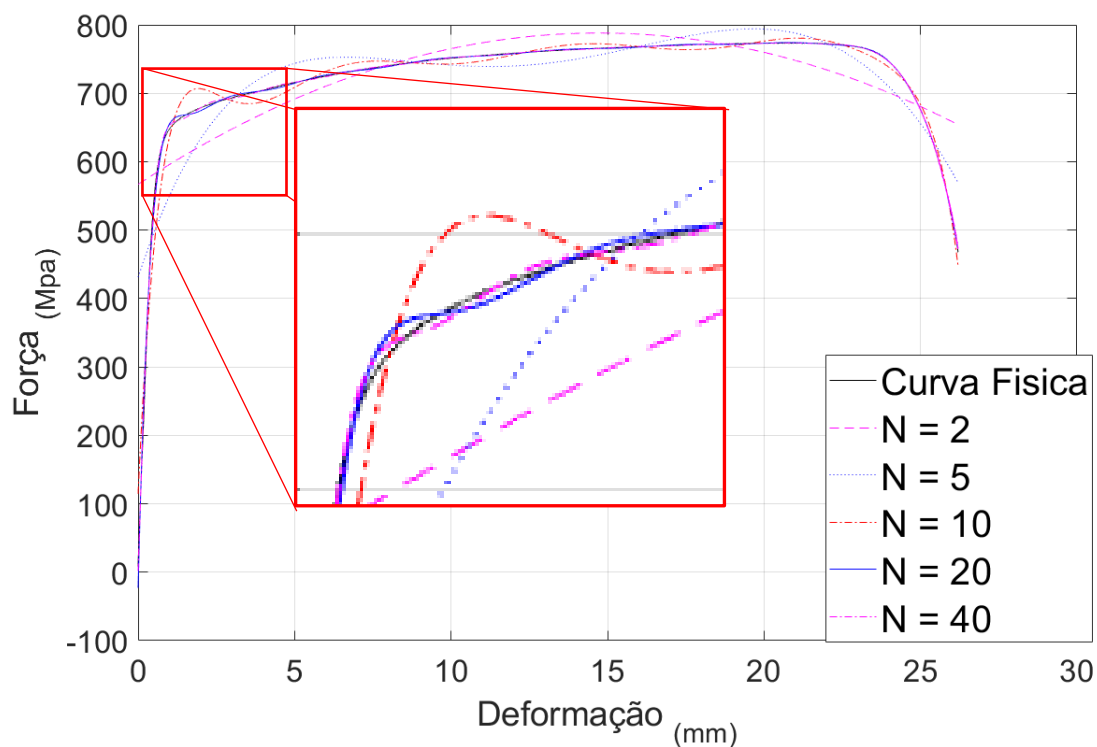
Figura 38 – Correlação ordem do polinômio x tempo de processamento.



Fonte: O Autor, 2022.

No detalhe do gráfico da Figura 39 pode-se observar a variação da qualidade das curvas geradas que comparadas à curva do ensaio físico, os resultados obtidos com o polinômio de ordem $N = 20$ é suficiente para a reprodução da curva com uma performance de velocidade satisfatória, salientado que é uma característica inicial do software, podendo ser posteriormente alterada conforme necessidade e evolução na capacidade de processamento dos equipamentos.

Figura 39 – Correlação ordem do polinômio x qualidade da curva gerada.



Fonte: O Autor, 2022.

Para cada projeto o software salva os coeficientes em um arquivo específico no formato .txt, cujo nome é definido pelo projeto. Usando o mesmo projeto do item 5.1.8, o arquivo gerado é nomeado como 1045.txt, e será atualizada a cada novo ensaio físico realizado.

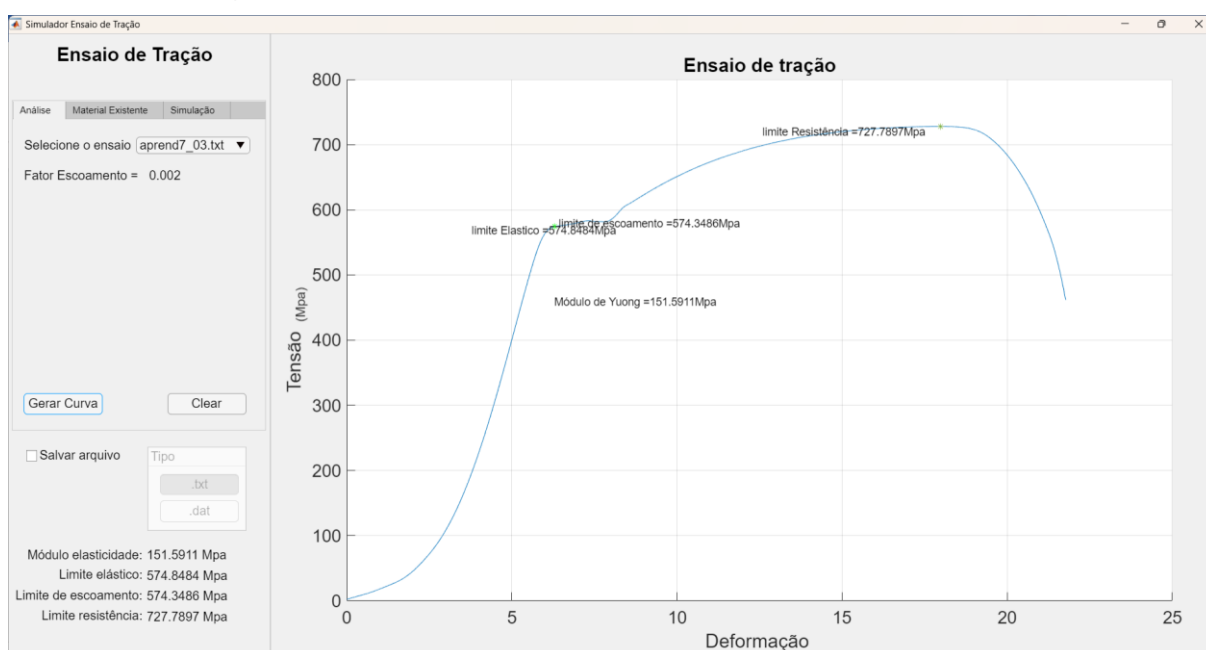
5.2 VERIFICAÇÃO DO APRENDIZADO

Para a verificação da função de aprendizado foram utilizados os resultados do grupo “A” do Quadro 2, do estudo com variação de velocidade, item 5.3, sendo que neste grupo todos os ensaios físicos foram realizados na velocidade de 7mm/min com os corpos de prova conforme a norma (“Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials” AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS - ASTM, 2013a), perfil cilíndrico, modelo 3.

Ressaltando que validar a função do software para uso em ambiente de produção os ensaios foram realizados sem a utilização de acessórios para uma maior precisão na aquisição de dados, como por exemplo *strain gages* que colados na superfície das amostras garantem uma maior precisão na aquisição das deformações, principalmente na determinação do módulo de elasticidade.

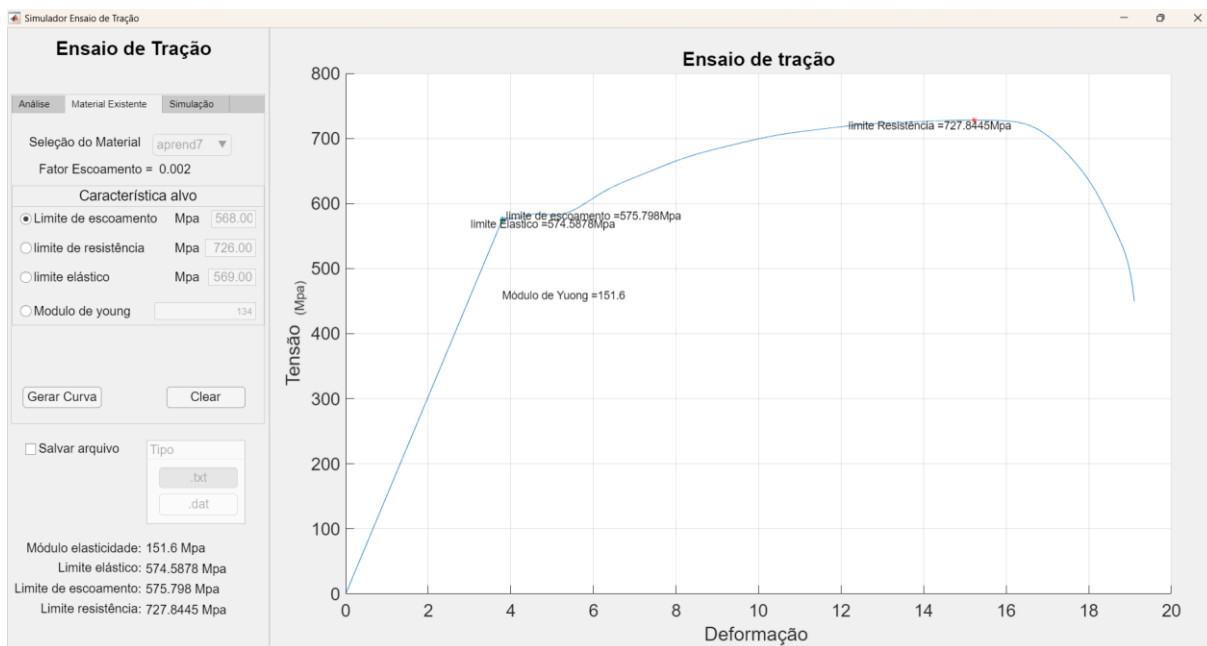
Sendo que para cada uma das análises dos ensaios físicos que foram realizadas conforme descrito no item 5.1.4, foram realizadas as simulações conforme item 5.1.6. A Figura 40 mostra a análise do primeiro ensaio e na sequência, a Figura 41, observa-se a curva e valores calculados pelo software.

Figura 40 – Análise da curva do ensaio físico aprend7_03.



Fonte: O Autor, 2022.

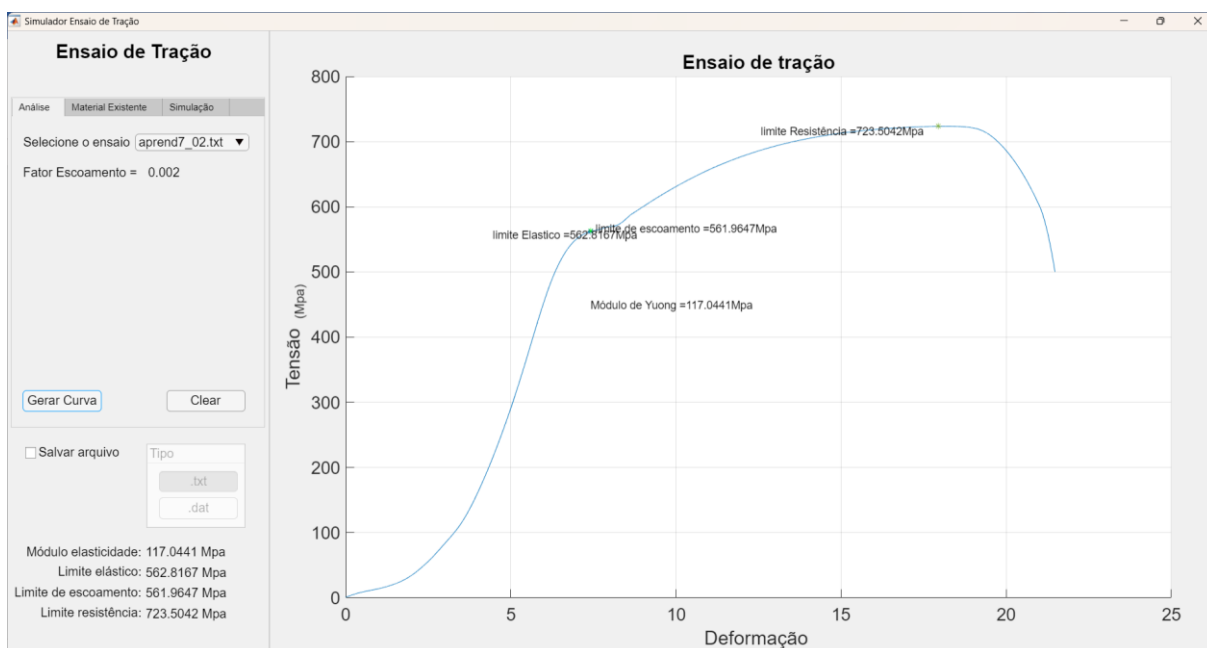
Figura 41 – Curva de aprendizado após o primeiro ensaio físico.



Fonte: O Autor, 2022.

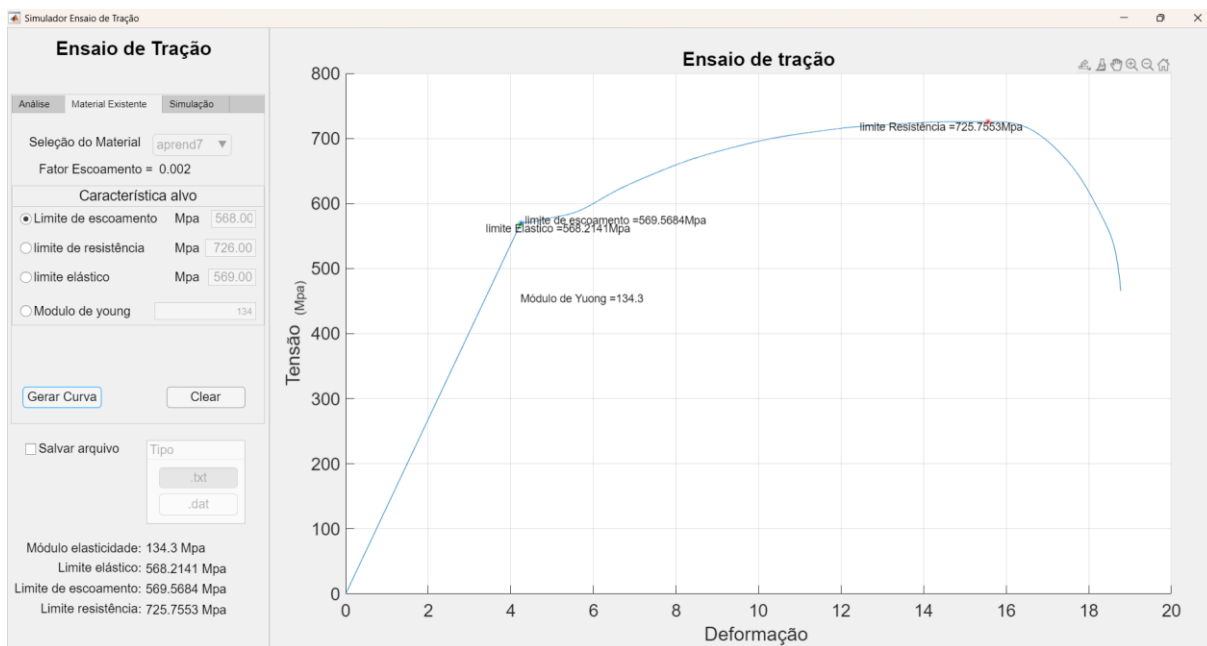
Na sequência foi realizada a análise do segundo ensaio físico com os resultados mostrados na Figura 42 e, em sequência, gerada a verificação da atualização do aprendizado conforme observa-se na Figura 43.

Figura 42 – Análise da curva do ensaio físico aprend7_02.



Fonte: O Autor, 2022.

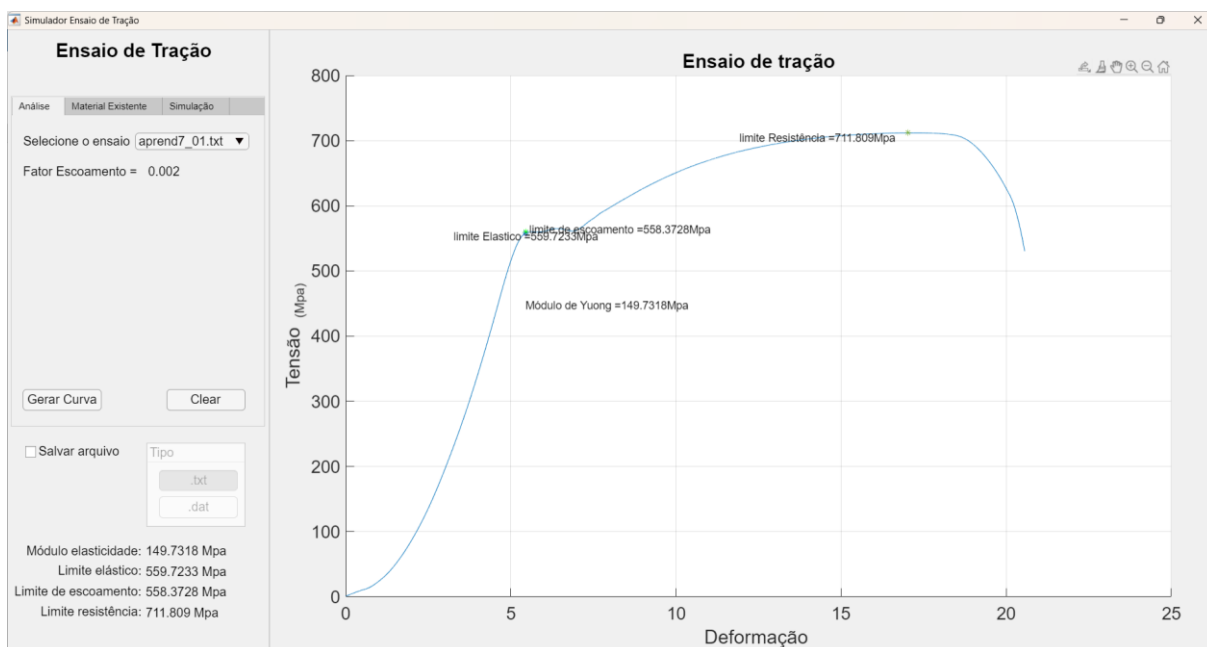
Figura 43 – Curva de aprendizado após o segundo ensaio físico.



Fonte: O Autor, 2022.

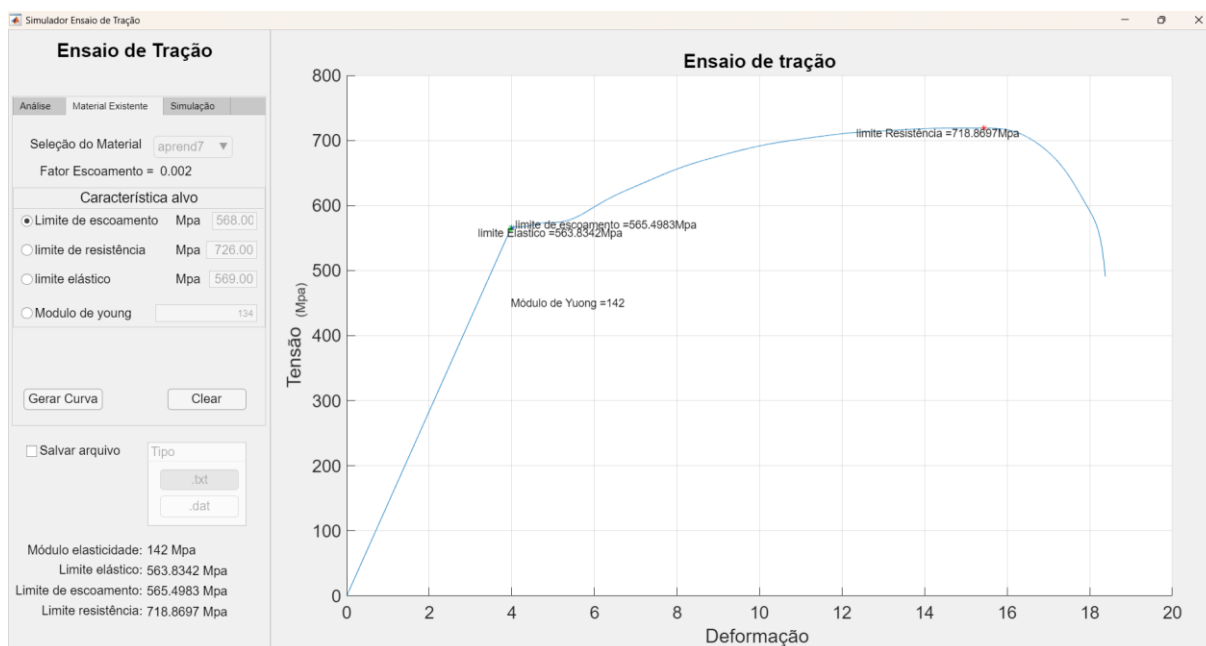
Os resultados do último ensaio físico analisado são mostrados na Figura 44 e os resultados da curva gerada pelo aprendizado são mostrados na Figura 45.

Figura 44 – Análise da curva do ensaio físico aprend7_01.



Fonte: O Autor, 2022.

Figura 45 – Curva de aprendizado após o último ensaio físico.



Fonte: O Autor, 2022.

Observando os resultados plotados nota-se que os pontos característicos do material de análise são próximos dos valores calculados e a curva virtual é similar a curva do ensaio físico, exceto a área do regime elástico do material que foi recalculada seguindo a lei de Hooke (OSGOOD, 1946). O resumo dos pontos de interesse das curvas se apresenta na Tabela 2 com a média e desvio padrão.

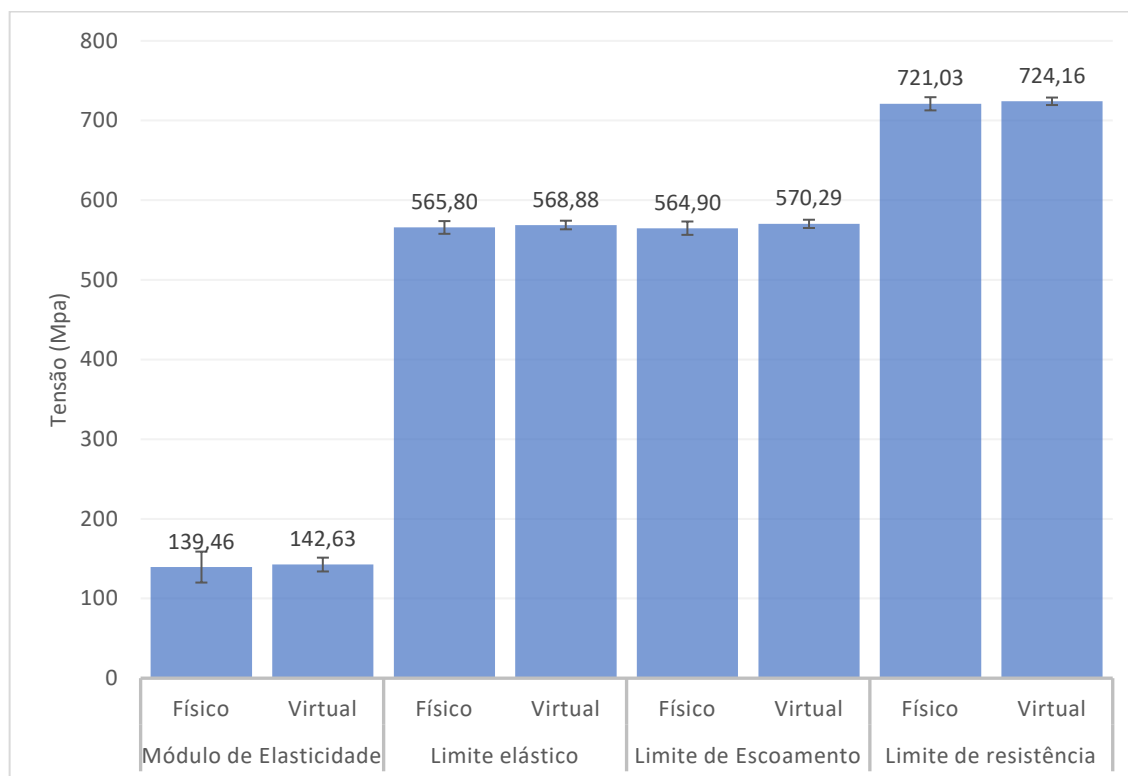
Tabela 2 – Resultados dos ensaios.

| Ponto | | Ensaio 1 | Ensaio 2 | Ensaio 3 | Média | Desvio Padrão |
|-----------------------------|---------|----------|----------|----------|----------|---------------|
| Módulo de Elasticidade | Físico | 151.5911 | 117.0441 | 149.7318 | 139.4557 | 19.43124 |
| | Virtual | 151.6 | 134.3 | 142 | 142.6333 | 8.667372 |
| Limite elástico (Mpa) | Físico | 574.8484 | 562.8167 | 559.7233 | 565.7961 | 7.990615 |
| | Virtual | 574.5878 | 568.2141 | 563.8342 | 568.8787 | 5.407518 |
| Limite de Escoamento (Mpa) | Físico | 574.3486 | 561.9647 | 558.3728 | 564.8954 | 8.381417 |
| | Virtual | 575.798 | 569.5684 | 565.4983 | 570.2882 | 5.187444 |
| Limite de resistência (Mpa) | Físico | 727.7897 | 723.5042 | 711.809 | 721.0343 | 8.271699 |
| | Virtual | 727.8445 | 725.7553 | 718.8697 | 724.1565 | 4.696156 |

Fonte: O Autor, 2022.

Mesmo quando os ensaios são realizados no mesmo equipamento e com o mesmo procedimento é esperado uma variação nos resultados (KLIAUGA *et al.*, 2010). O importante é que função de aprendizado manteve a média do ensaio físico e o desvio padrão virtual se mantem menor que o desvio padrão dos ensaios físicos conforme se observa na Figura 46, garantindo a atenuação de variações pelo software.

Figura 46 – Comparativo ensaio físico e ensaio virtual.



Fonte: O Autor, 2022.

O software absorve as variações dos ensaios físicos de forma inversamente proporcional à quantidade de ensaios realizados, assim cada novo ensaio contribui para a formação do aprendizado em $1/n$ onde n o total de ensaios físicos analisados.

5.3 ESTUDO COM VARIAÇÃO DE VELOCIDADE

5.3.1 Ensaio físico na máquina universal de ensaios

Os corpos de prova foram numerados de 1 a 9 conforme sequência de corte. Para os ensaios de velocidade estes foram divididos aleatoriamente em três grupos, A, B e C, conforme o Quadro 2. Determinou-se para cada grupo uma velocidade de ensaio, dentro das recomendações (ABNT-ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2002), ou seja, os corpos de prova do grupo 'A' foram ensaiados com a velocidade de 7 mm/min; os corpos de prova do grupo 'B' com velocidade de 15 mm/min; e 22 mm/min para os corpos de prova do grupo 'C'.

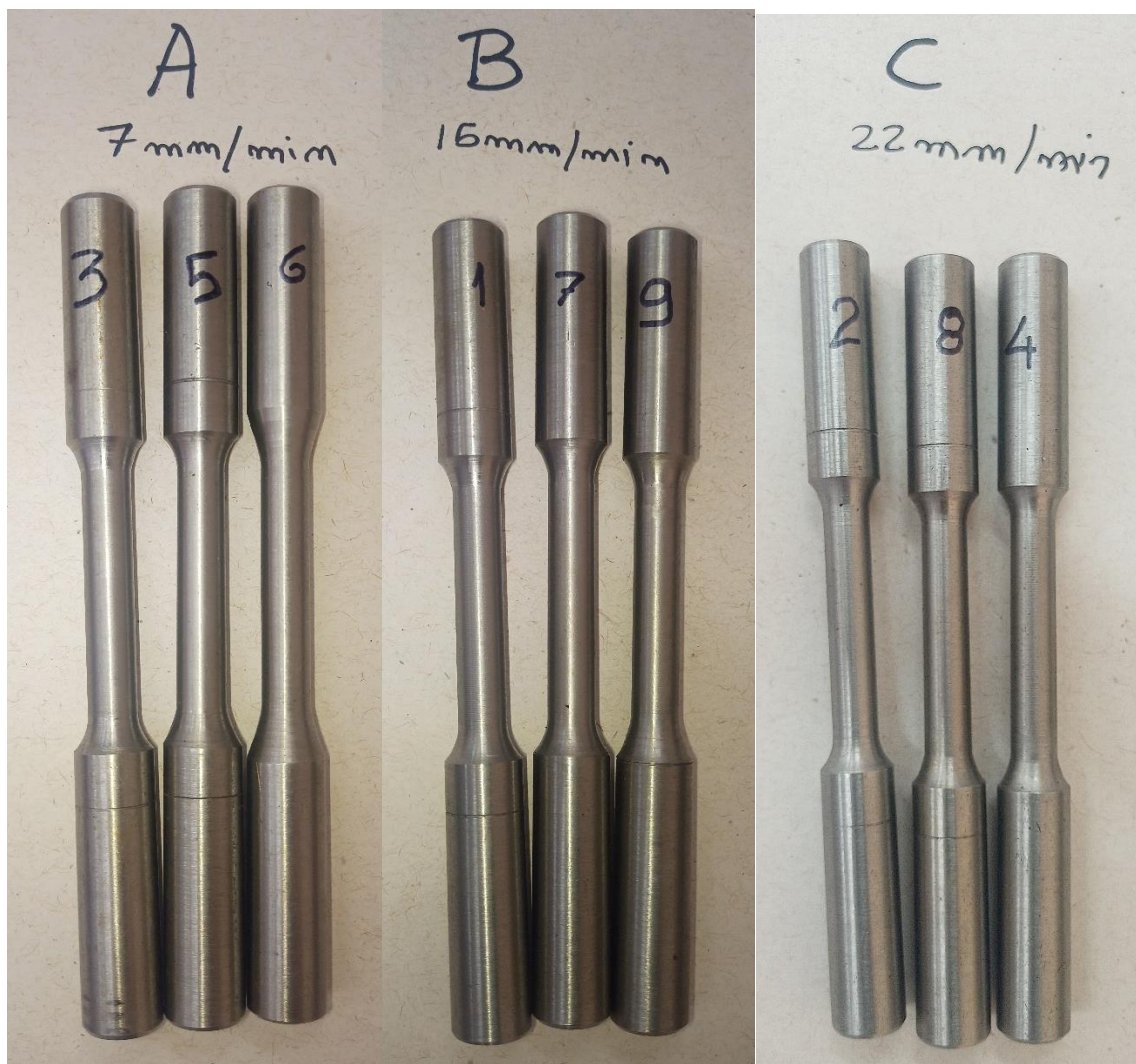
Quadro 2 – Grupos amostras ensaios físicos com velocidade variável.

| Grupo A (7mm/min) | Grupo B (15mm/min) | Grupo C (22mm/min) |
|--------------------------|---------------------------|---------------------------|
| Amostra 3 | Amostra 1 | Amostra 2 |
| Amostra 5 | Amostra 7 | Amostra 4 |
| Amostra 6 | Amostra 9 | Amostra 8 |

Fonte: O autor 2022.

Todos os corpos de prova metálicos foram fabricados pelo processo de usinagem conforme pode-se observar na Figura 47, sendo que após sua fabricação estes corpos de prova foram ensaiados sem qualquer tratamento adicional.

Figura 47 – Usinagem dos corpos de prova metálicos cilíndricos.



Fonte: O autor 2022.

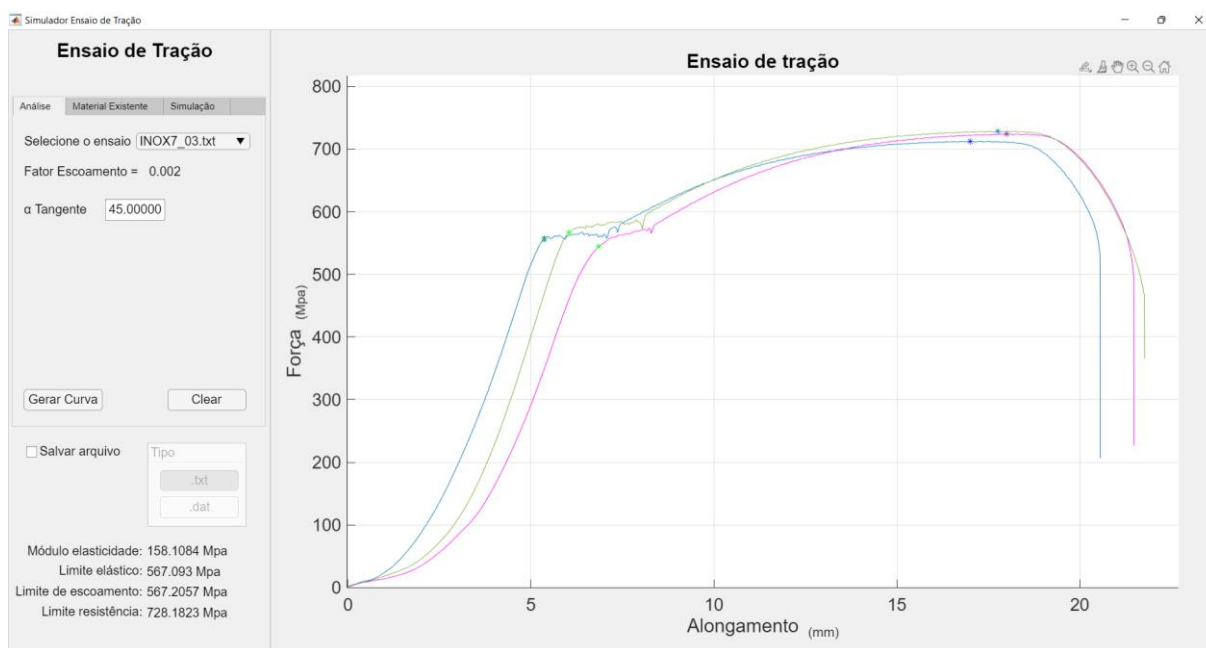
O software foi utilizado para análise conforme procedimento descrito no item 5.1.4. Nas figuras seguintes encontra-se as curvas de Tensão x Deformação para as amostras metálicas. Os corpos de prova do grupo A foram ensaiados em máquina universal de ensaio em velocidade de 7mm/min, até sua ruptura conforme mostra a Figura 48, sendo que a Figura 49 corresponde aos resultados gráficos destes ensaios físicos.

Figura 48 – Ensaio de tração grupo A, Inox 304, velocidade de ensaio 7mm/min.



Fonte: O Autor, 2022.

Figura 49 – Aço Inox 304, velocidade de ensaio 7mm/min, ensaio de tração.



Fonte: O Autor, 2022.

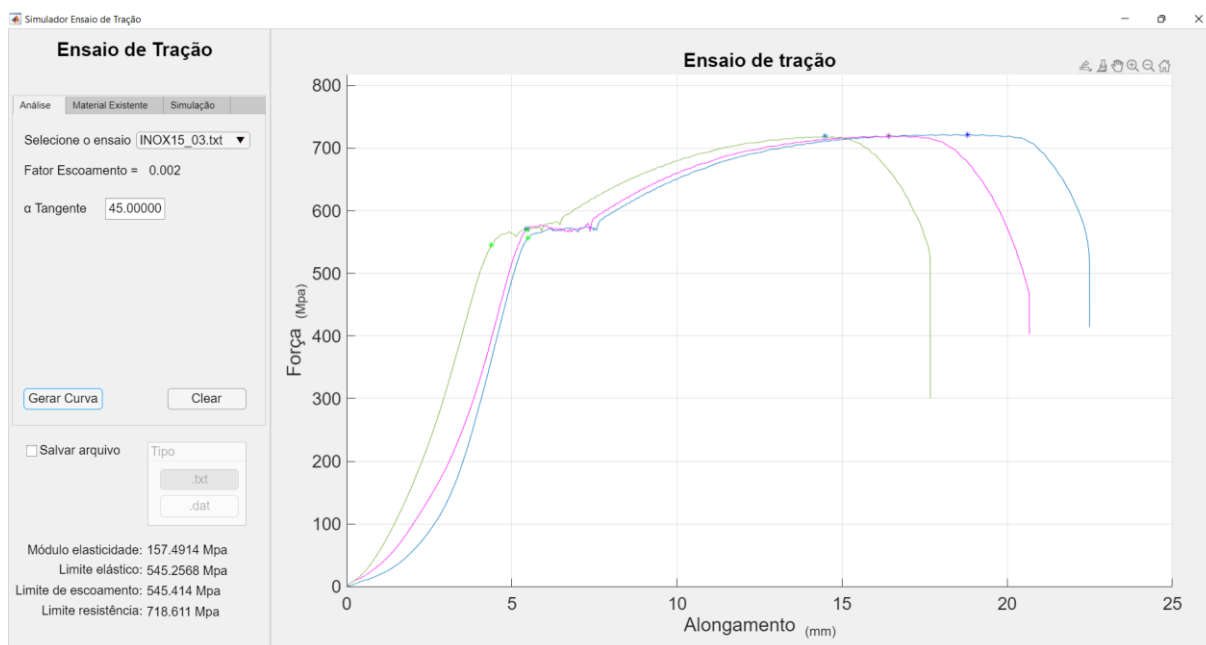
Os corpos de prova do grupo B foram ensaiados em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 15mm/min até sua ruptura conforme pode-se observar na Figura 50. A Figura 51 apresenta os resultados gráficos destes três ensaios físicos.

Figura 50 – Ensaio de tração grupo B, Inox 304, velocidade de ensaio 15mm/min.



Fonte: O Autor, 2022.

Figura 51 – Aço Inox 304, velocidade de ensaio 15 mm/min, ensaio de tração.



Fonte: O Autor, 2022.

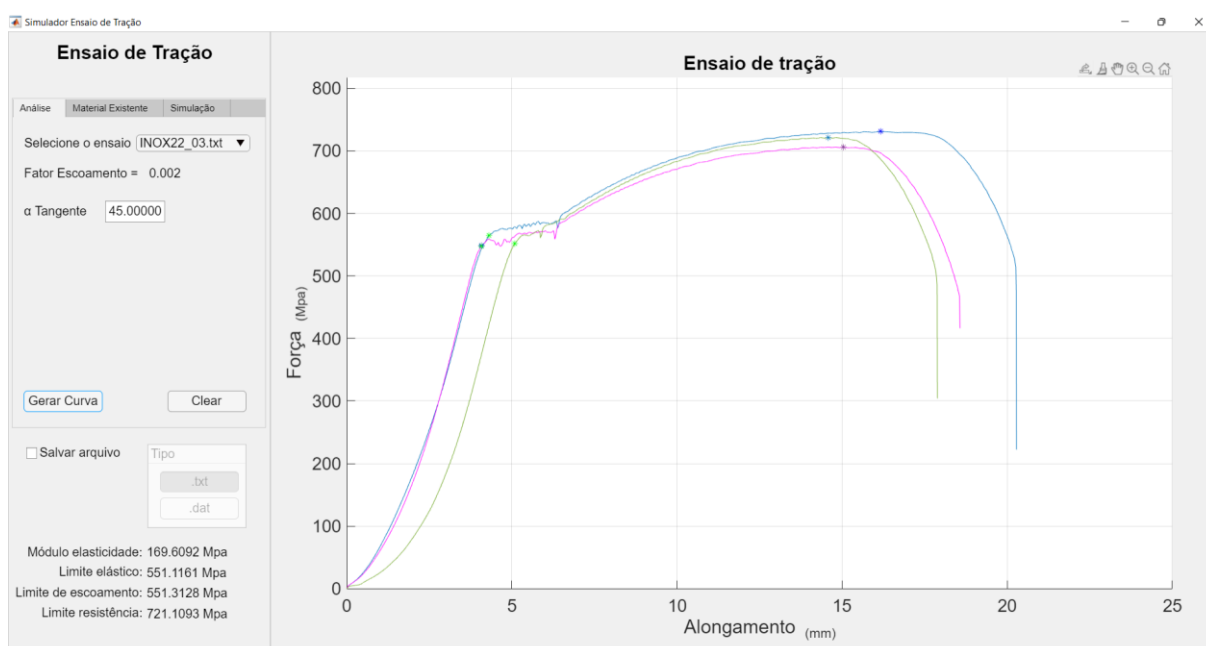
Os corpos de prova do grupo C foram ensaiados em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 22mm/min até sua ruptura conforme pode-se observar na Figura 52. Os resultados gráficos destes três ensaios físicos estão plotados na Figura 53.

Figura 52 – Ensaio de tração grupo B, Inox 304, velocidade de ensaio 22mm/min.



Fonte: O Autor, 2022.

Figura 53 – Aço Inox 304, velocidade de ensaio 22mm/min, ensaio de tração.



Fonte: O Autor, 2022.

5.3.2 Ensaio simulado no software desenvolvido

As análises dos ensaios físicos com velocidade de 7mm/min e 22mm/min são utilizadas como sendo os limites, superior e inferior, para o estudo com a variável de controle “Velocidade”.

A simulação foi executada conforme descrito no item 5.1.6. O primeiro foi criada uma aba chamada “Vel_304” na planilha “carcteristicas.xlsx”, preenchida com os dados do estudo conforme mostra a Figura 54, onde os dados do estudo estão configurados.

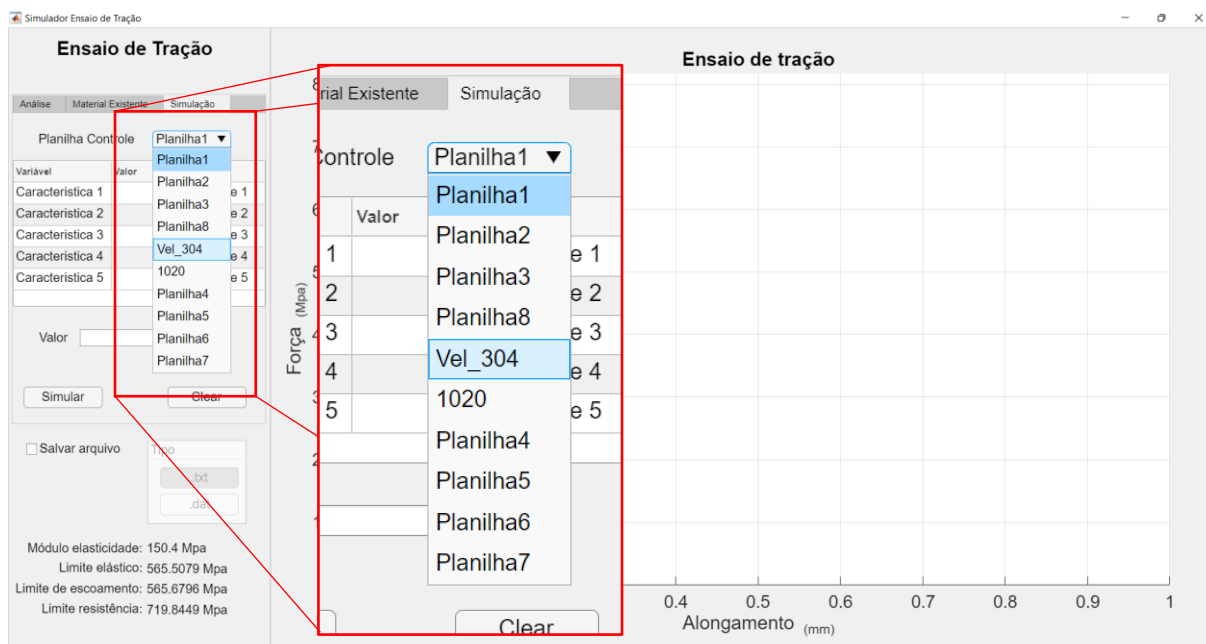
Figura 54 – Ensaio em 22mm/min.

| | A | B | C | D | E | F | G | H |
|---|-------------------|-----------|---------|--------|---|---|---|---|
| 1 | Característica | Valor | Unidade | Ensaio | | | | |
| 2 | Velocidade Ensaio | 7 mm/min | INOX7 | | | | | |
| 3 | Velocidade Ensaio | 22 mm/min | INOX22 | | | | | |
| 4 | | | | | | | | |

Fonte: O Autor, 2022.

Após salvar e fechar a planilha as definições desse estudo já podem ser usadas pelo usuário no software conforme destacado na Figura 55, podendo escolher ensaios virtuais com qualquer velocidade dentro destes parâmetros. Os dados já ficam disponíveis para serem utilizados pelo software.

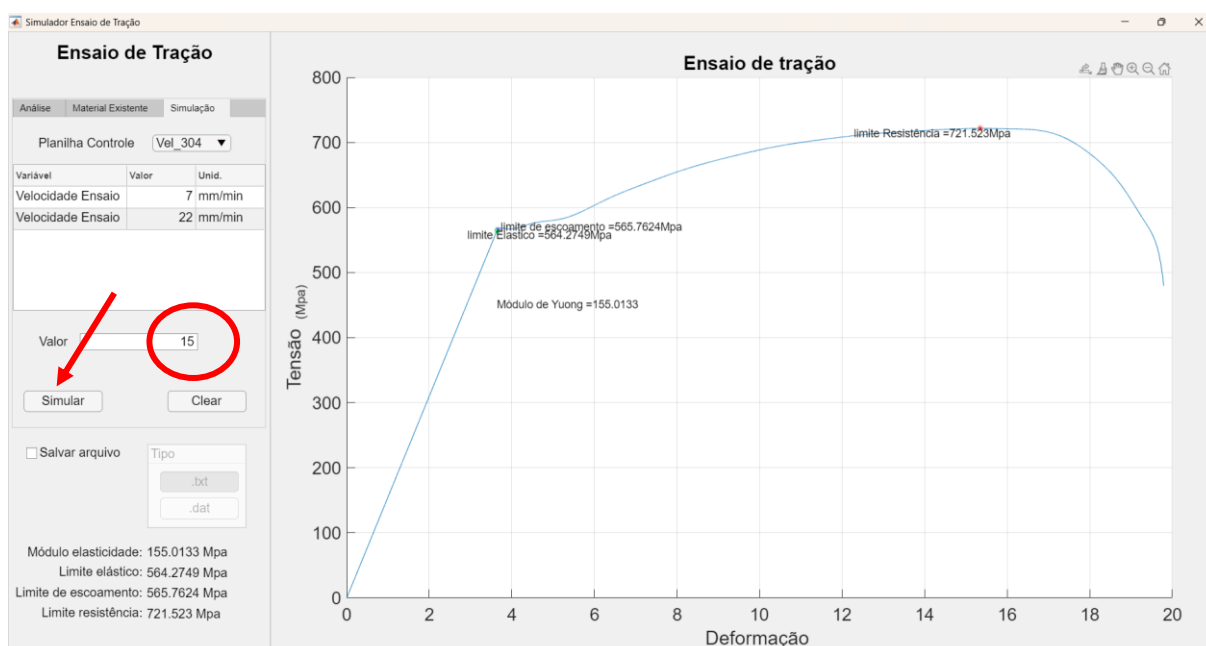
Figura 55 – Projetos e/ou estudos disponíveis para simulação.



Fonte: O Autor, 2022.

Uma vez selecionado o estudo ou projeto, o usuário fica livre para fazer simulações. No caso foi realizada uma simulação em 15 mm/min conforme ressaltado na Figura 56. Essa velocidade foi escolhida para comparação dos resultados calculados com os resultados dos ensaios físicos dos corpos de prova do grupo “B” do Quadro 2, ensaios com velocidade de 15mm/min.

Figura 56 – Simulação com velocidade de 15mm/min.



Fonte: O Autor, 2022.

Com os resultados dos ensaios físicos em 7mm/min e 22mm/min foi realizada a simulação do material virtual conforme a funcionalidade de simulação. Como descrito no item 5.1.6, foi gerado o material virtual na velocidade de 15mm/min com as propriedades calculadas do material virtual INOX715SIM.

A Tabela 3 mostra o comparativo dos resultados dos ensaios físicos na velocidade de 15mm/min e os valores calculados pelo software para geração do material virtual. Colocando a média dos ensaios físicos como referência padrão, nota-se que o erro percentual máximo foi de 2,18%.

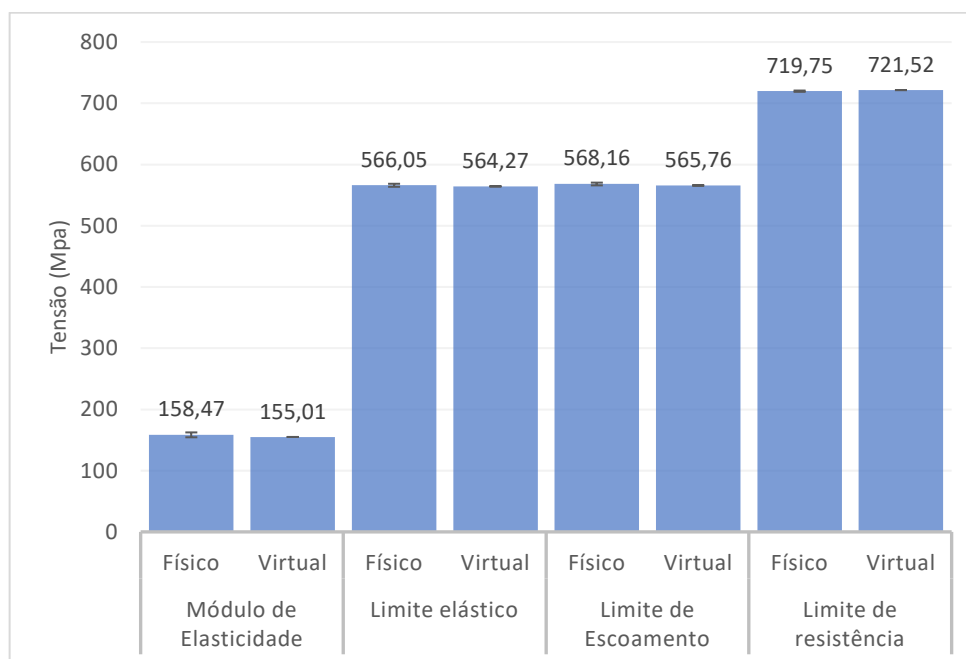
Tabela 3 – Resultados dos ensaios físicos e virtuais: referência velocidade.

| Ponto | | Ensaio 1 | Ensaio 2 | Ensaio 3 | Média | Erro % |
|-----------------------------|---------|----------|----------|----------|----------|--------|
| Módulo de Elasticidade | Físico | 162.2000 | 158.9000 | 154.3000 | 158.4667 | |
| | Virtual | 155.0133 | 155.0133 | 155.0133 | 155.0133 | 2.18% |
| Limite elástico (Mpa) | Físico | 564.5091 | 568.8814 | 564.7476 | 566.0460 | |
| | Virtual | 564.2749 | 564.2749 | 564.2749 | 564.2749 | 0.31% |
| Limite de Escoamento (Mpa) | Físico | 565.8643 | 570.3442 | 568.2636 | 568.1574 | |
| | Virtual | 565.7624 | 565.7624 | 565.7624 | 565.7624 | 0.42% |
| Limite de resistência (Mpa) | Físico | 720.8350 | 719.6742 | 718.7280 | 719.7457 | |
| | Virtual | 721.5230 | 721.5230 | 721.5230 | 721.5230 | 0.25% |

Fonte: O Autor, 2022.

As características calculadas do material virtual e os resultados dos ensaios físicos também foram plotados no gráfico da Figura 57, onde observa-se que os valores calculados pelo software estão dentro das variações padrão dos ensaios físicos, o que permite concluir que a simulação é representativa dos ensaios físicos.

Figura 57 – Comparativo material físico e material virtual, velocidade de 15mm/min.

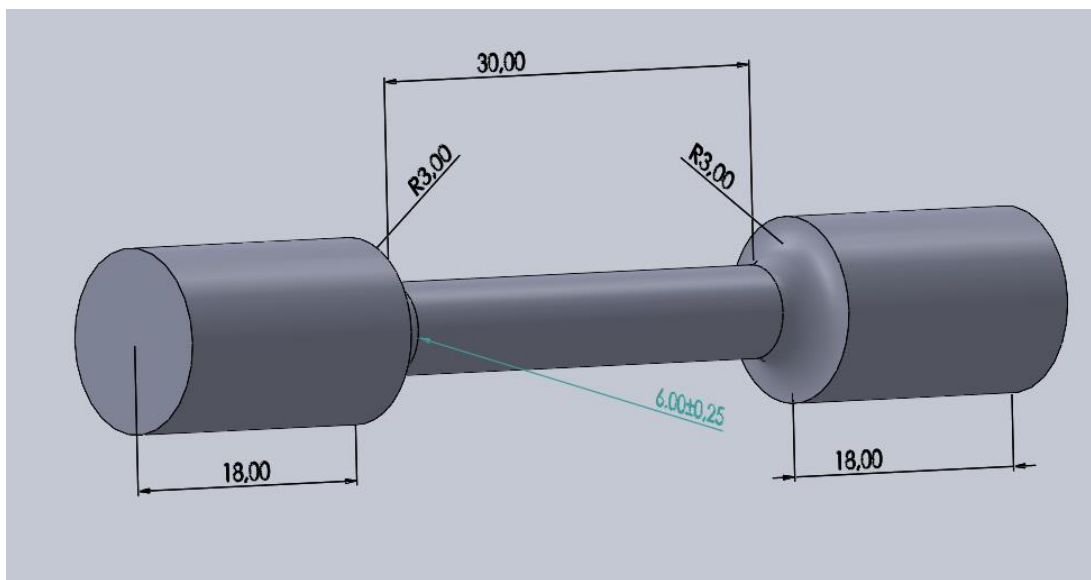


Fonte: O Autor, 2022.

5.3.3 Ensaio simulado em software comercial

Qualquer formato de implante ou prótese podem ser simuladas no Solidworks. Nesse estudo foi utilizado a modelagem de um corpo de prova cilíndrico padrão ASTM, com as dimensões e a geometria conforme mostra a Figura 58.

Figura 58 – Modelo tridimensional.



Fonte: O Autor, 2022.

Foi criado o material com o nome de “INOX15” na biblioteca do Solidworks com esta simulação foi realizada com os resultados do ensaio físico com velocidade de 15mm/min. As propriedades utilizadas na parametrização do Solidworks foram definidas conforme a Tabela 4.

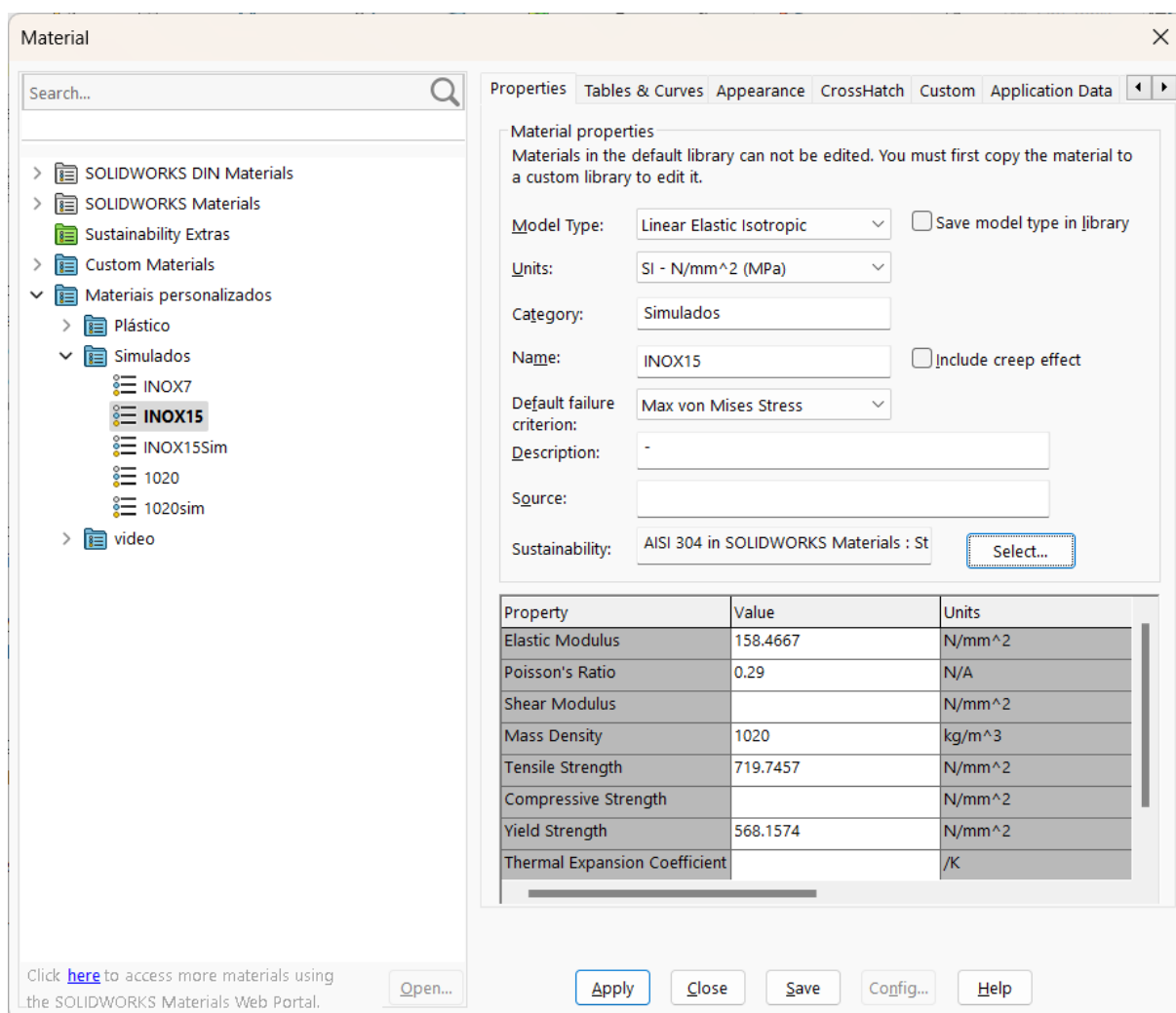
Tabela 4 – Propriedades mecânicas isotrópicas do material INOX15.

| Propriedade | Valor | Unidade |
|-------------------------|----------|-------------------|
| Módulo de Young | 158,4667 | N/mm ² |
| Coefficiente de Poisson | 0,29 | N/A |
| Tensão Máxima | 719,7457 | N/mm ² |
| Tensão de Escoamento | 568,1574 | N/mm ² |
| Densidade | 1020 | kg/m ³ |

Fonte: O Autor, 2022.

No Solidworks a parametrização do material foi realizada em uma janela específica para esta finalidade conforme apresentado na Figura 59.

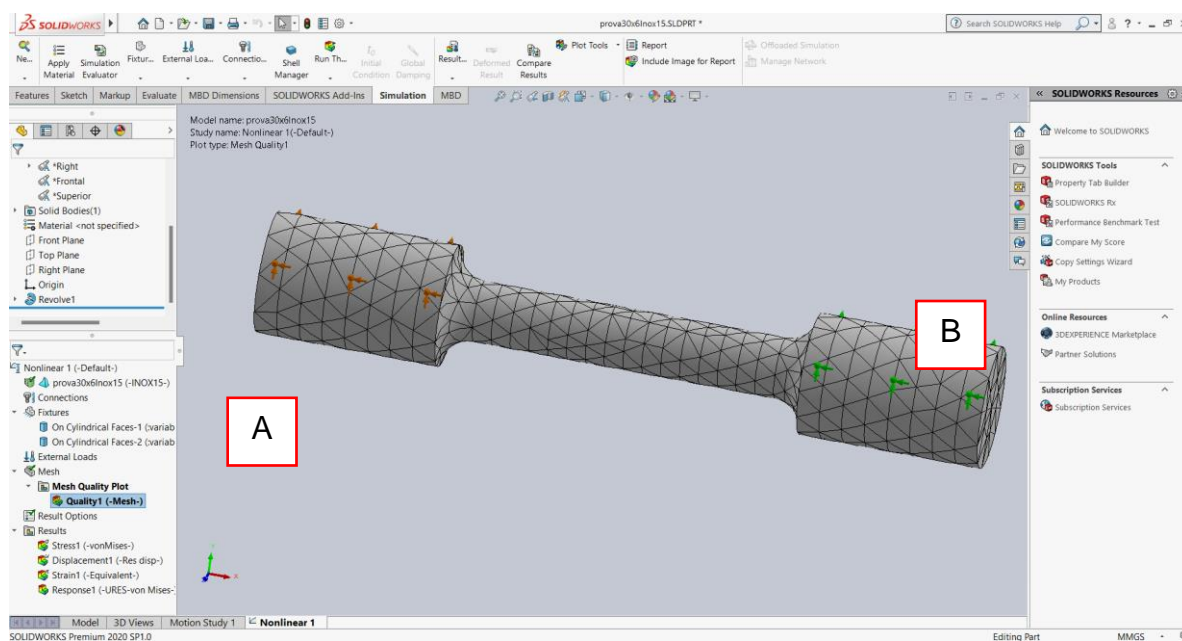
Figura 59 – Tela de seleção de material do Solidworks.



Fonte: (SOLIDWORKS, 2022).

A simulação no Solidworks foi selecionada como não linear, uniaxial definido no eixo longitudinal do corpo de prova com o deslocamento fixado em 10mm. Com o ponto de ancoragem definido na elemento cilíndrico “A” e deslocamento de tração realizada em todo o elemento cilíndrico “B”, conforme indicado na Figura 60, com malha definida em elementos tetraédricos de tamanho máximo 3mm, 4490 nós e 2682 elementos.

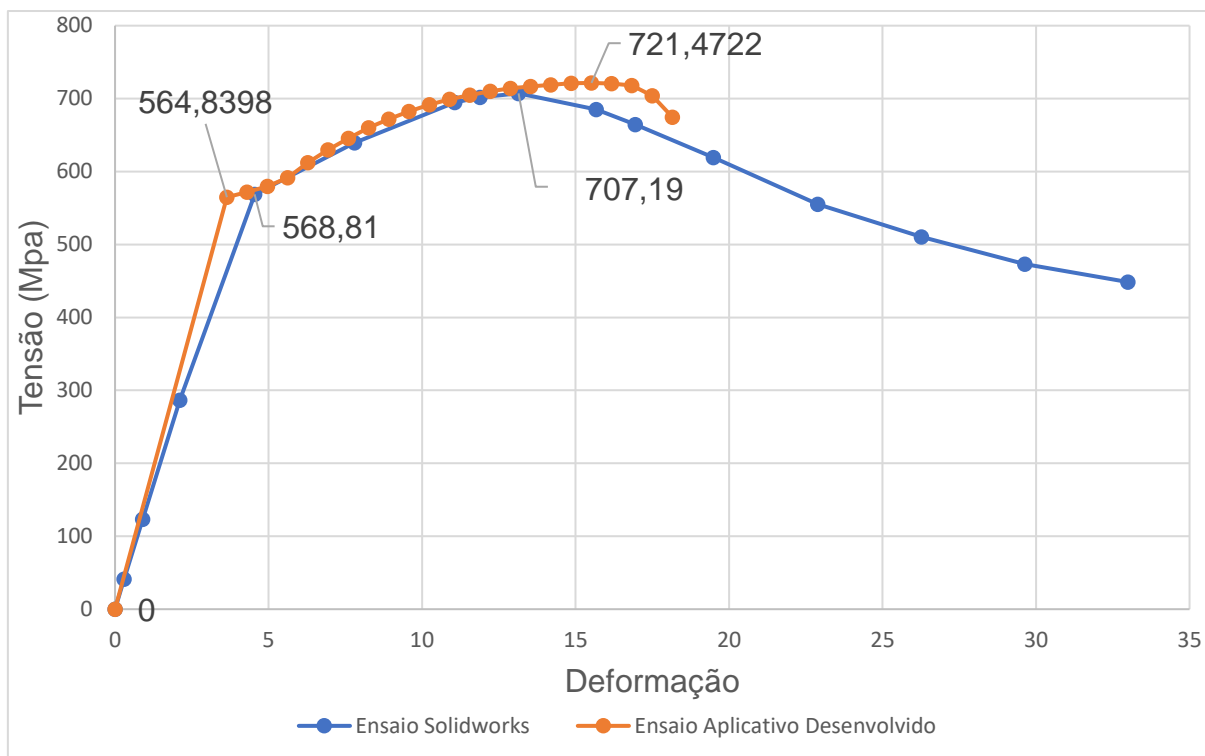
Figura 60 – SolidWorks: malha elementos finitos e pontos de carga para simulação no modelo tridimensional.



Fonte: (SOLIDWORKS, 2022).

Com essa parametrização foi realizada a simulação nodal pelo Solidworks e a análise foi realizada na curva média de tensão e deformação dos nós da secção central do corpo de prova. Os resultados estão no ANEXO B – Resultado da simulação Solidworks referente ao ensaio Físico com Velocidade de 15mm/min, e plotados na Figura 61, juntamente com os resultados da simulação com o software desenvolvido, cujo valores estão no ANEXO C – Resultado simulação no software referente ao ensaio simulado no software com Velocidade de 15mm/min.

Figura 61 – Tensão deformação simuladas no SolidWorks e no software.



Fonte: O Autor, 2022.

As diferenças encontradas entre os valores da simulação pelo software desenvolvido estão no máximo em 2,03% em relação aos valores nodais médios calculados pelo software comercial conforme observa-se na Tabela 5.

Tabela 5 – Valores característicos simulações ensaios de tração 15mm/min.

| Ponto | | Valor (Mpa) | Diferença % |
|-----------------------------|------------|-------------|-------------|
| Limite elástico (Mpa) | Solidworks | 568,8100 | |
| | Software | 564.8398 | 0.81% |
| Limite de escoamento (Mpa) | Solidworks | 569.0603 | |
| | Software | 565.7624 | 0.58% |
| Limite de resistência (Mpa) | Solidworks | 707.19 | |
| | Software | 721.4722 | 2.03% |

Fonte: O Autor, 2022.

5.4 ESTUDO COM VARIAÇÕES DE DIÂMETRO

5.4.1 Ensaio físico na máquina universal de ensaios

Os corpos de prova foram numerados de 1 a 3 em cada grupo seguindo a sequência de fabricação e divididos nos três grupos, A, B e C, conforme o Quadro 3 diâmetro central.

Quadro 3 – Grupos de teste conforme diâmetros.

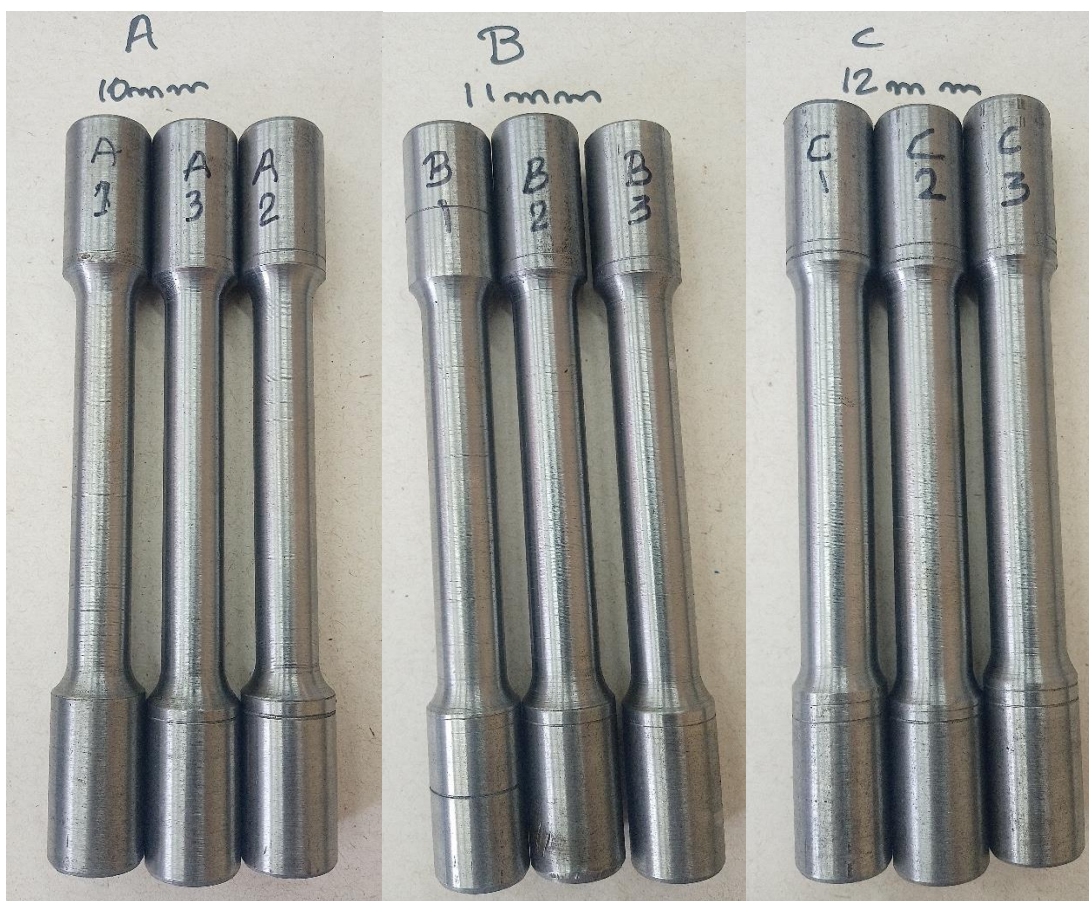
| Grupo A (10mm) | Grupo B (11mm) | Grupo C (12mm) |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Amostra 1 | Amostra 1 | Amostra 1 |
| Amostra 2 | Amostra 2 | Amostra 2 |
| Amostra 3 | Amostra 3 | Amostra 3 |

Fonte: O Autor, 2022.

Os ensaios foram realizados com a mesma velocidade e conforme recomendações da ABNT.

Todos os corpos de prova metálicos foram fabricados pelo processo de usinagem. Os ensaios de tração foram realizados nos corpos de prova após sua fabricação sem qualquer tratamento adicional.

Figura 62 – Usinagem dos corpos de prova metálicos cilíndricos modificados.



Fonte: O Autor, 2022.

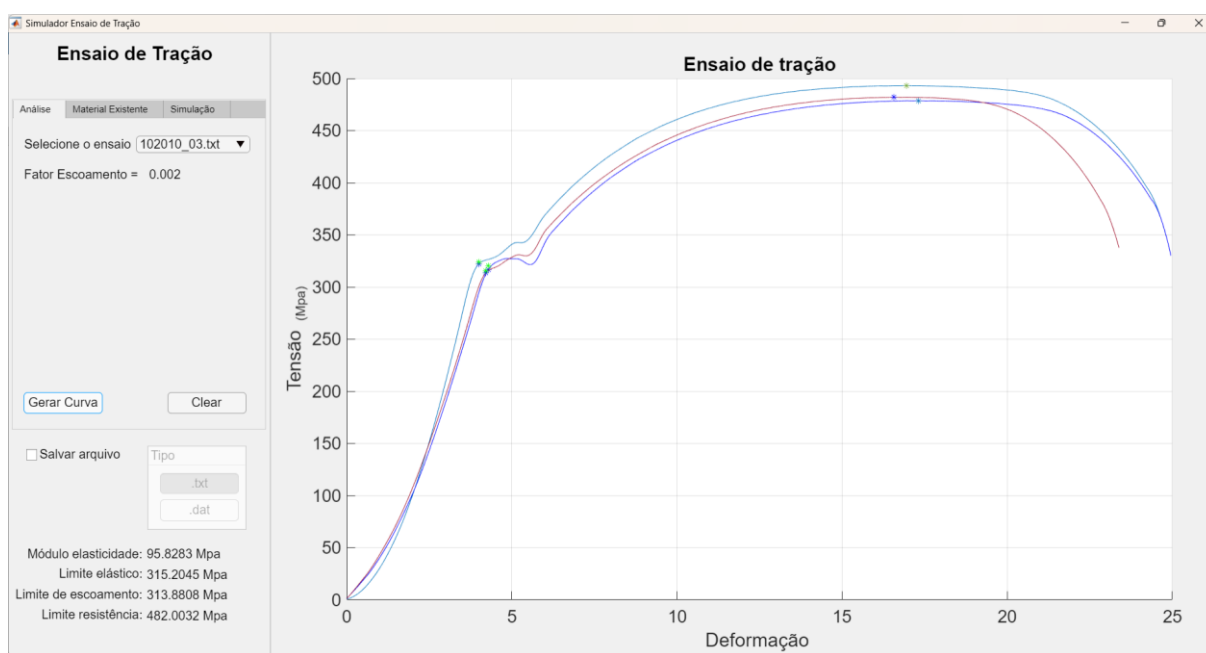
A análise foi executada pelo software conforme procedimento descrito no item 5.1.4. Nas figuras seguintes encontra-se as curvas de Tensão x Deformação para os ensaios físicos com variação de diâmetro. Os corpos de prova do grupo A com diâmetro de 10mm foram ensaiados em máquina universal de ensaio até sua ruptura conforme mostra a Figura 63. A Figura 64 mostra os resultados gráficos destes ensaios.

Figura 63 – Ensaio de tração grupo A, diâmetro 10mm.



Fonte: O Autor, 2022.

Figura 64 – Aço 1020, diâmetro 10mm: ensaio de tração.



Fonte: O Autor, 2022.

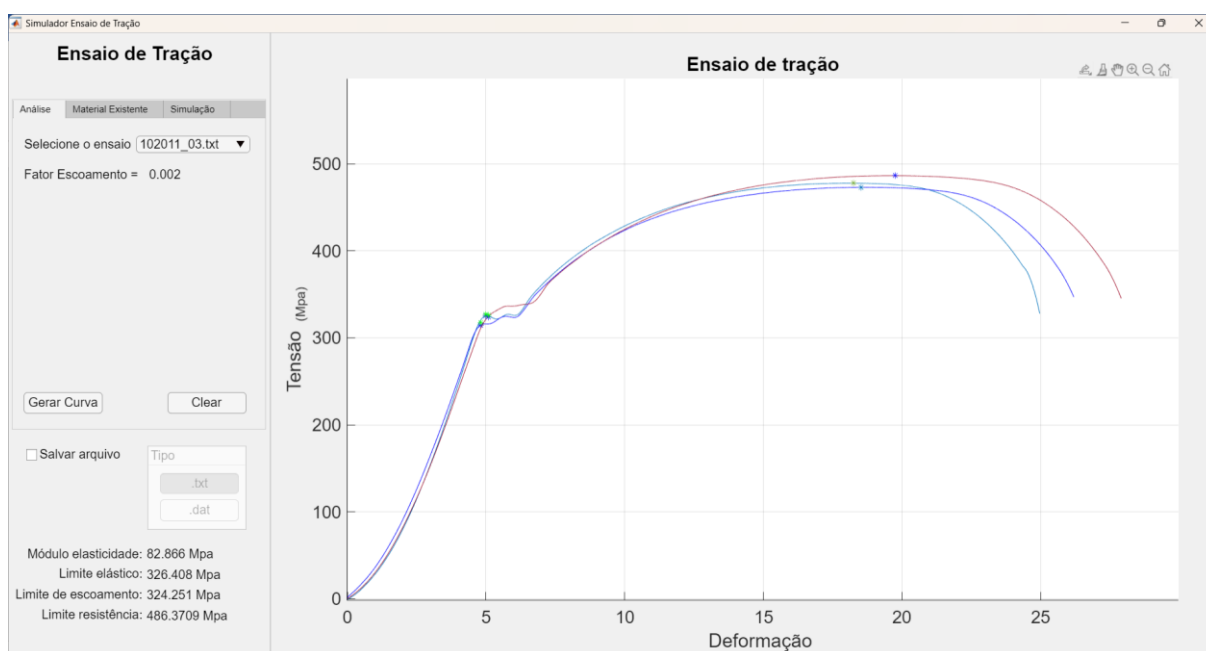
Os corpos de prova do grupo B, com diâmetro $D=11\text{mm}$, foram ensaiados em máquina de ensaio universal até sua ruptura conforme pode-se observar na Figura 65. A Figura 66 apresenta os resultados gráficos destes três ensaios físicos.

Figura 65 – Ensaio de tração grupo B, diâmetro 11mm.



Fonte: O Autor, 2022.

Figura 66 – Aço 1020, diâmetro 11mm: ensaio de tração.



Fonte: O Autor, 2022.

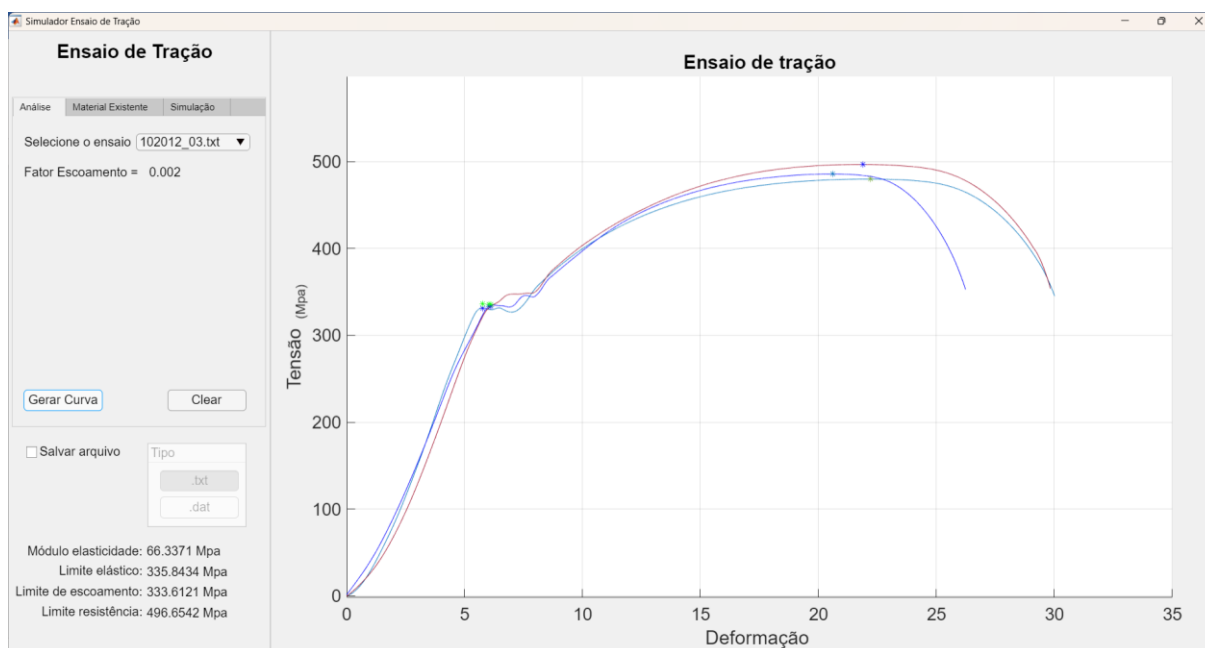
Os corpos de prova do grupo C, com diâmetro de 12mm, foram ensaiados em máquina de ensaio universal até sua ruptura conforme pode-se observar na Figura 67. Os resultados gráficos destes três ensaios físicos estão plotados na Figura 68.

Figura 67 – Ensaio de tração grupo C, diâmetro 12mm.



Fonte: O Autor, 2022.

Figura 68 – Aço 1020, diâmetro 12mm, ensaio de tração.



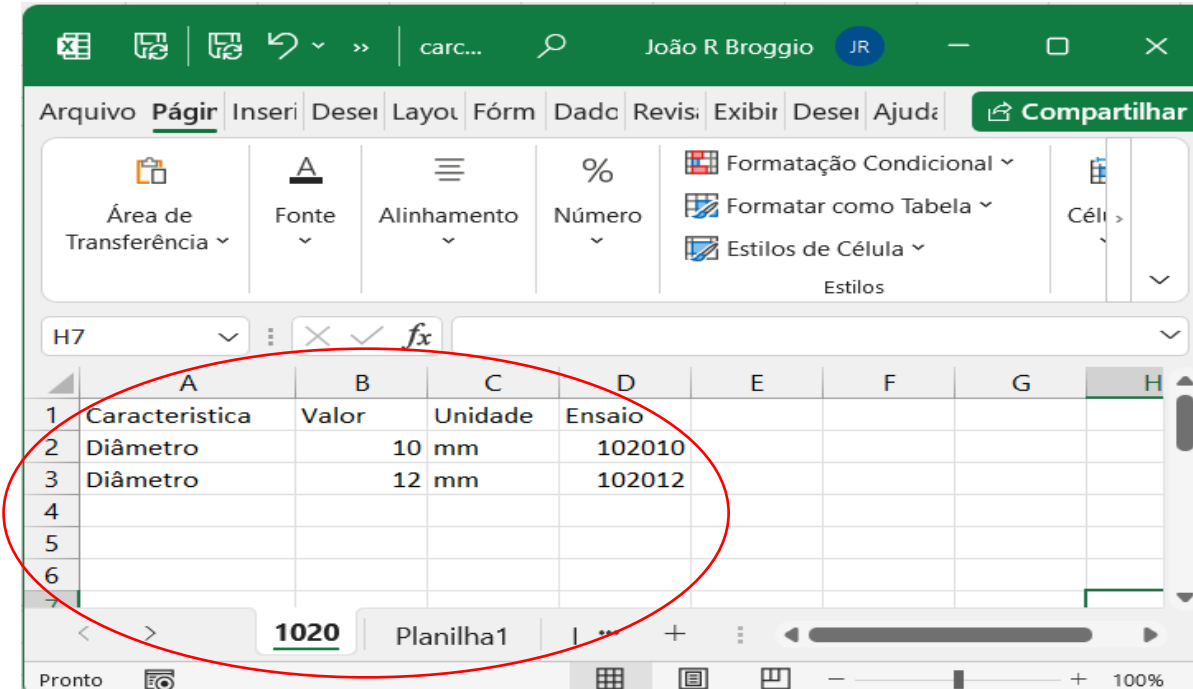
Fonte: O Autor, 2022.

5.4.2 Ensaio simulado no software desenvolvido

Foram realizados ensaios físicos nos corpos de prova com os diâmetros de 10mm, 11mm e 12mm que serviram para definir os limites superior e inferior dos estudos com a variável "Diâmetro".

No software foi utilizada a funcionalidade de simulação conforme descrito no item 5.1.6. Para a definição da variável de estudo e controle foi criada uma aba chamada "1020" na planilha "carcteristicas.xlsx" conforme mostra a " Figura 69, e foi parametrizada com dados do estudo. Note que a primeira linha são os nomes de variáveis utilizadas no software não devem ser alteradas.

Figura 69 – Planilha características.xlsx com a aba nomeada "1020".

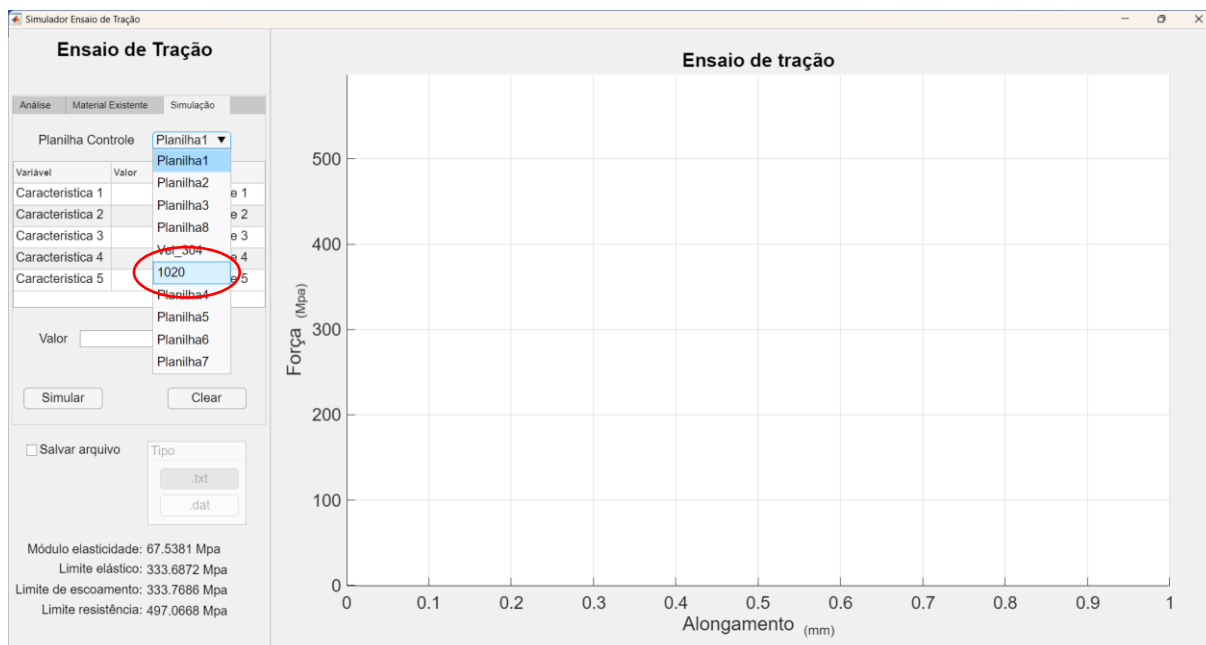


| | A | B | C | D | E | F | G | H |
|---|----------------|-------|---------|--------|---|---|---|---|
| 1 | Característica | Valor | Unidade | Ensaio | | | | |
| 2 | Diâmetro | 10 | mm | 102010 | | | | |
| 3 | Diâmetro | 12 | mm | 102012 | | | | |
| 4 | | | | | | | | |
| 5 | | | | | | | | |
| 6 | | | | | | | | |

Fonte: O Autor, 2022.

Após salvar e fechar a planilha as definições desse estudo já podem ser usadas pelo usuário no software conforme destacado na Figura 70, podendo escolher ensaios virtuais com qualquer velocidade dentro destes parâmetros, os dados já ficam disponíveis para serem utilizados pelo software.

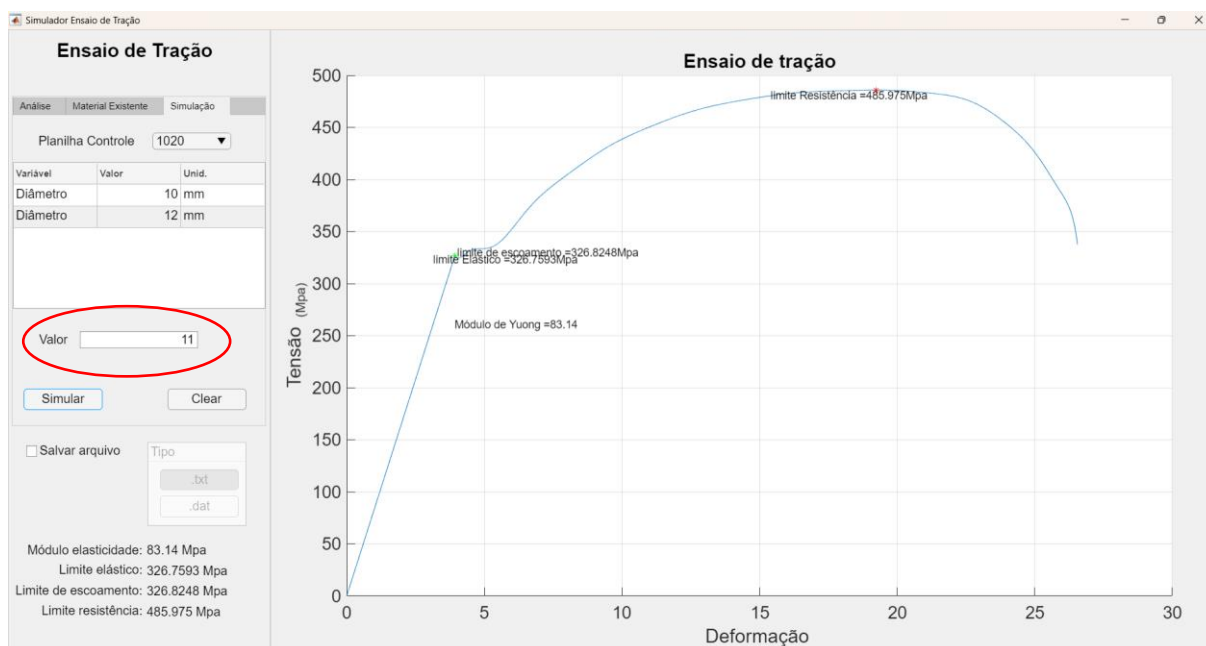
Figura 70 – Projetos e/ou estudos disponíveis para simulação.



Fonte: O Autor, 2022.

Uma vez que as variáveis de controle foram selecionadas, o usuário está livre para executar a simulação. O ensaio virtual foi parametrizado e executado com o diâmetro de 11mm e o resultado pode-se observar na Figura 71, o diâmetro de 11mm foi escolhido por ser o diâmetro utilizado no ensaio físico do grupo “B” do Quadro 3.

Figura 71 – Simulação com diâmetro de 11mm.



Fonte: O Autor, 2022.

Os resultados dos ensaios físicos realizados com diâmetro de 11mm estão mostrados na Tabela 6 juntamente com os valores obtidos pelo software na geração do material virtual equivalente ao diâmetro de 11mm. Adotando como padrão a média dos valores dos ensaios do material físico observa-se que o erro percentual máximo é de 2.21%.

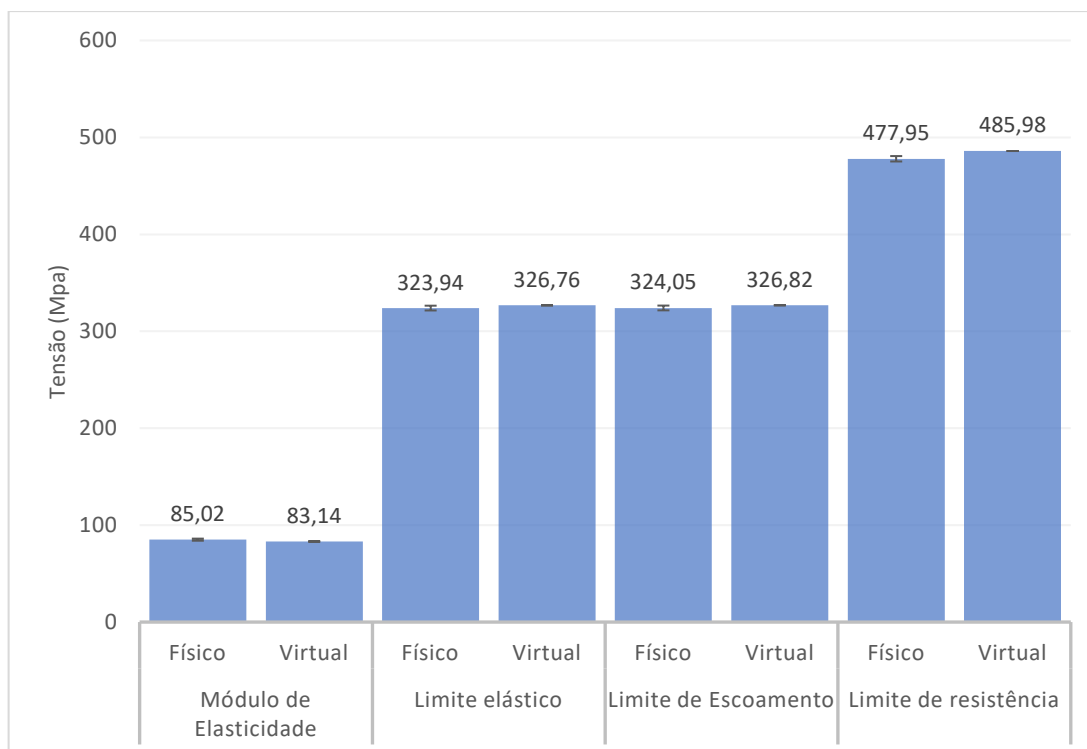
Tabela 6 – Resultados dos ensaios físicos e virtuais: referência diâmetro.

| Ponto | | Ensaio 1 | Ensaio 2 | Ensaio 3 | Média | Erro % |
|-----------------------------|---------|----------|----------|----------|----------|--------|
| Módulo de Elasticidade | Físico | 86.0900 | 85.0200 | 83.9450 | 85.01833 | |
| | Virtual | 83.14 | 83.14 | 83.14 | 83.14 | 2.21% |
| Limite elástico (Mpa) | Físico | 326.3195 | 321.3912 | 324.1118 | 323.9408 | |
| | Virtual | 326.7593 | 326.7593 | 326.7593 | 326.7593 | 0.87% |
| Limite de Escoamento (Mpa) | Físico | 326.4270 | 321.5000 | 324.2240 | 324.0503 | |
| | Virtual | 326.8248 | 326.8248 | 326.8248 | 326.8248 | 0.86% |
| Limite de resistência (Mpa) | Físico | 477.700 | 475.3000 | 480.8500 | 477.95 | |
| | Virtual | 485.975 | 485.975 | 485.975 | 485.975 | 1.68% |

Fonte: O Autor, 2022.

Os resultados obtidos no ensaio do material virtual estão dentro dos resultados obtidos nos ensaios de tração físicos com o diâmetro de 11mm, conforme observa-se nos resultados plotados no gráfico da Figura 72 a média e o desvio padrão das características encontradas no material virtual estão dentro das variações padrão dos ensaios físicos, o que permite concluir que a simulação é representativa dos ensaios físicos.

Figura 72 – Comparativo material físico e material virtual diâmetro 11mm.



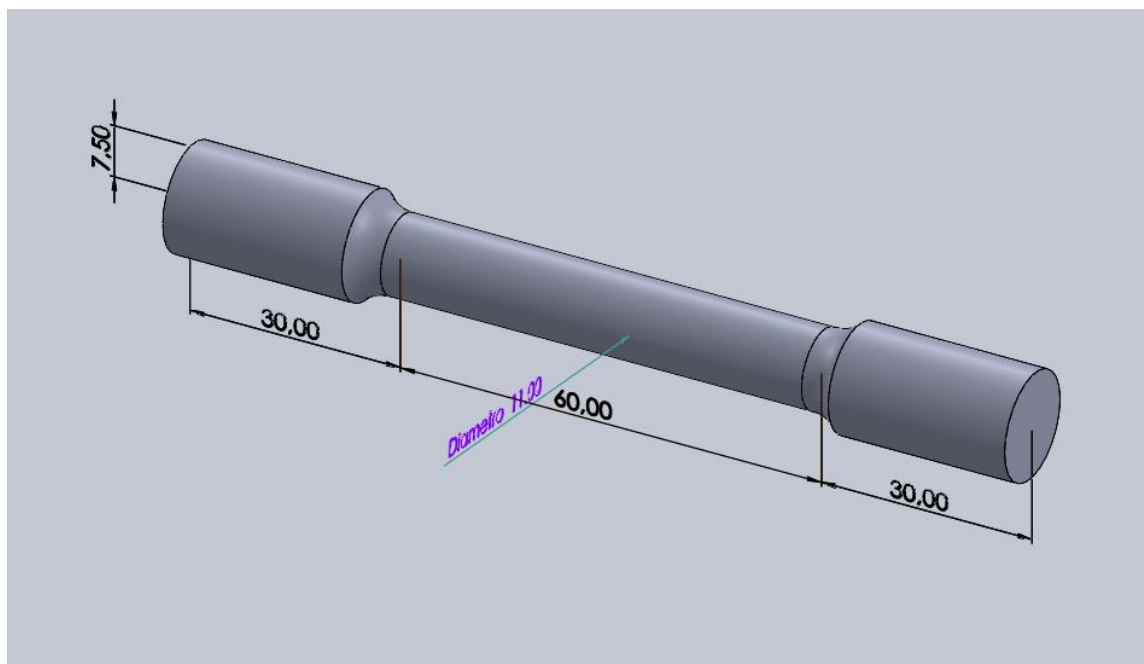
Fonte: O Autor, 2022.

Os valores limites da característica variável, nesse caso, foram adquiridos com os diâmetros entre 10mm e 11mm, o usuário também pode calcular simulações fora destes limites pois as funções matemáticas do software não são limitadas por estes valores. Dentro destes limites pode ser produzida uma simulação confiável conforme demonstrado.

5.4.3 Ensaio simulado em software comercial

Na simulação no Solidworks foi utilizada modelagem de um corpo de provas tridimensional padrão ASTM, com as características principais conforme observa-se na Figura 73.

Figura 73 – Modelo tridimensional.



Fonte: O Autor, 2022.

Para esta simulação foi criado na biblioteca do Solidworks o material com o nome de “1020”, com os resultados do ensaio físico com o diâmetro de 11mm. As propriedades utilizadas na parametrização foram definidas conforme a Tabela 7.

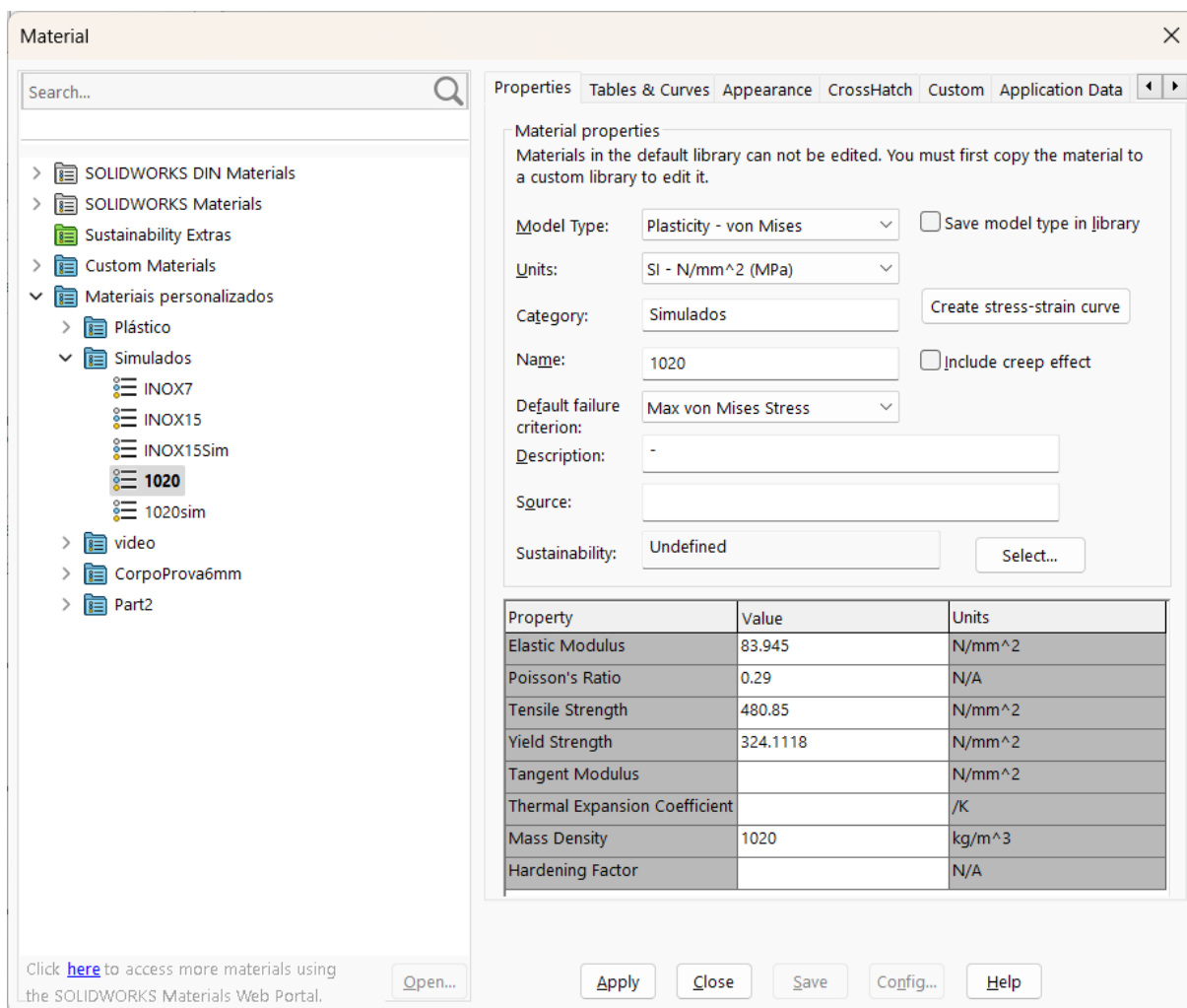
Tabela 7 – Propriedades mecânicas isotrópicas do material 1020.

| Propriedade | Valor | Unidade |
|-------------------------|----------|-------------------|
| Módulo de Young | 83,945 | N/mm ² |
| Coefficiente de Poisson | 0,29 | N/A |
| Tensão Máxima | 480,85 | N/mm ² |
| Tensão de Escoamento | 324,1118 | N/mm ² |
| Densidade | 1020 | kg/m ³ |

Fonte: O Autor, 2022.

A configuração do material no Solidworks foi realizada em uma janela específica para esta finalidade conforme apresentado na A Figura 74.

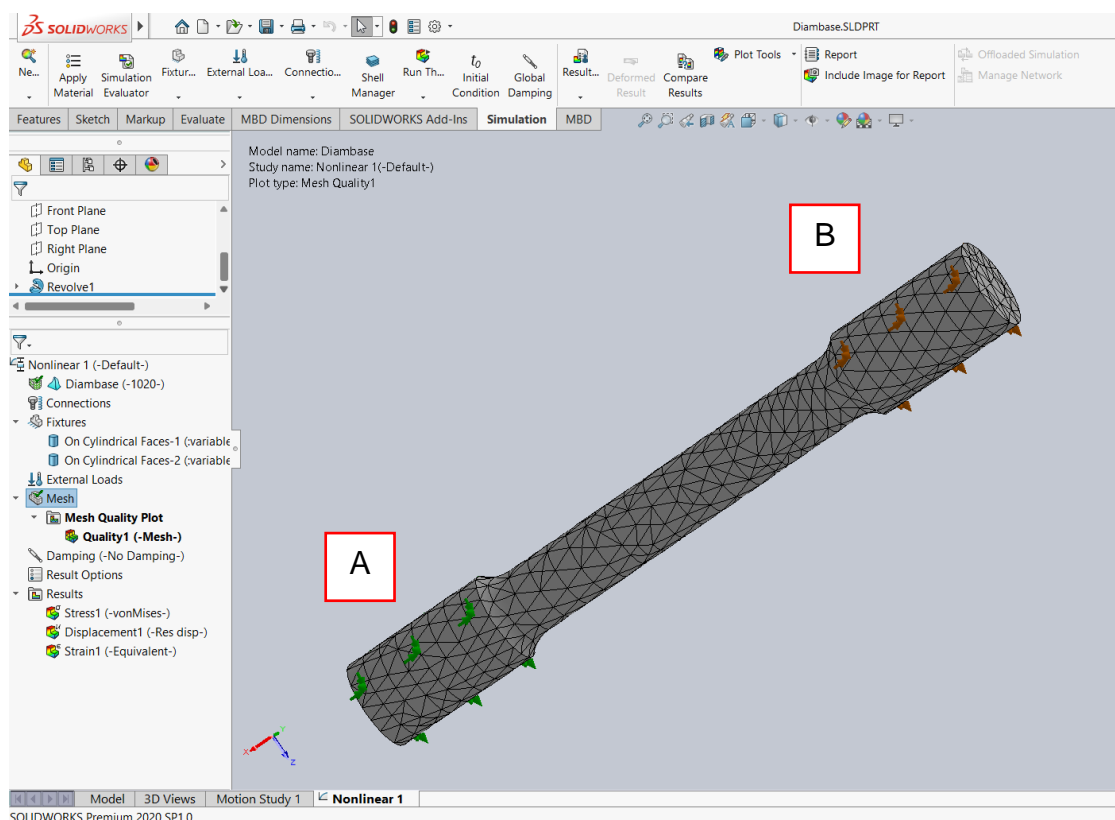
Figura 74 – Tela de seleção de material do Solidworks.



Fonte: (SOLIDWORKS, 2022).

A simulação no Solidworks foi selecionada como não linear, uniaxial definido no eixo longitudinal do corpo de prova com o deslocamento fixado em 20mm. Com o ponto de ancoragem definido na elemento cilíndrico “A” e deslocamento de tração realizada em todo o elemento cilíndrico “B” conforme indicado na Figura 75, com malha definida em elementos tetraédricos de tamanho máximo 3mm, 8017 nós e 4986 elementos.

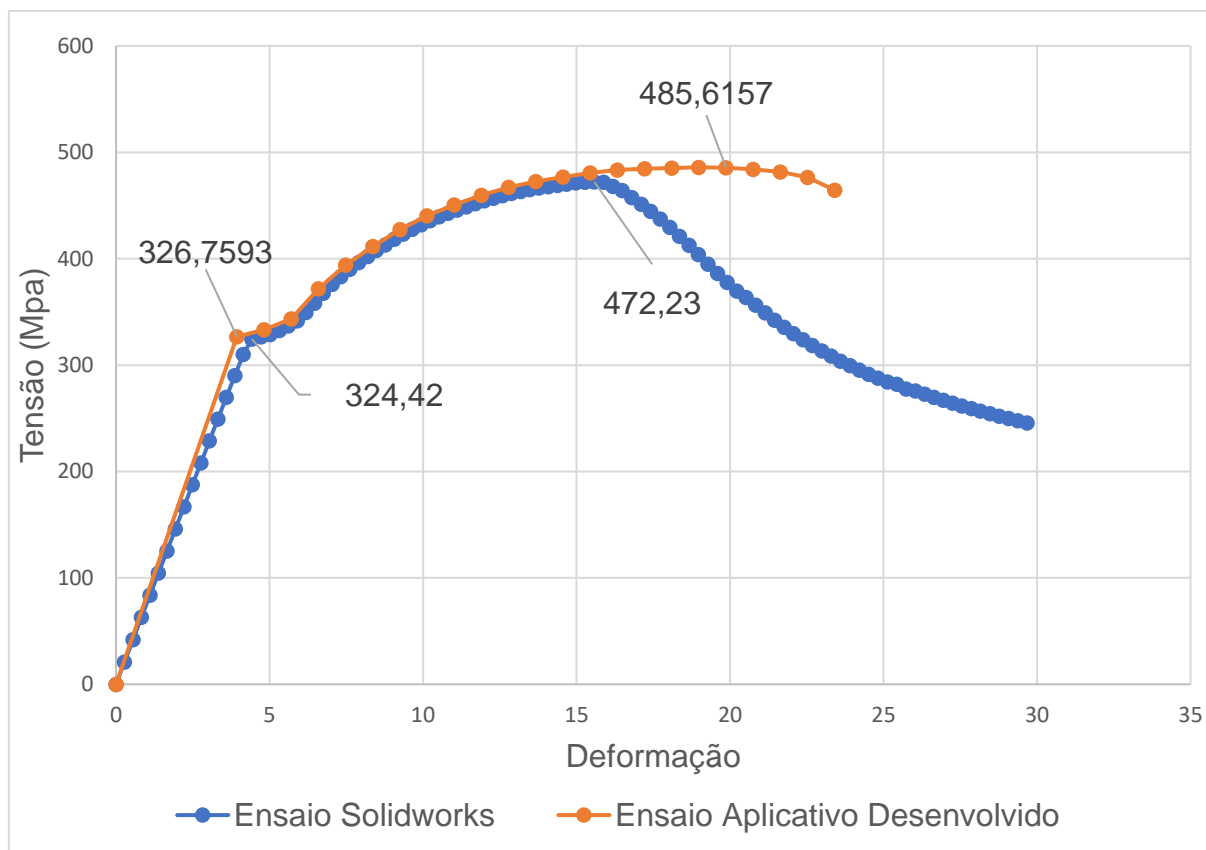
Figura 75 – SolidWorks: malha elementos finitos e pontos de carga para simulação no modelo tridimensional.



Fonte: (SOLIDWORKS, 2022).

Com essa parametrização foi realizada a simulação nodal pelo Solidworks e a análise foi realizada na curva média de tensão e deformação dos nós da secção central do corpo de prova, os resultados estão no ANEXO D – Resultado da simulação Solidworks referente ao ensaio Físico com diâmetro de 11mm, e plotados na Figura 76, juntamente com os resultados da simulação com o software desenvolvido, cujo valores estão no ANEXO E – Resultado simulação no software referente ao ensaio simulado no software com diâmetro de 11mm.

Figura 76 – Tensão deformação simuladas no SolidWorks e no software.



Fonte: O Autor, 2022.

As diferenças encontradas entre os valores da simulação pelo software desenvolvido estão no máximo em 1.58% em relação aos valores nodais médios calculados pelo software comercial conforme observa-se na Tabela 8.

Tabela 8 – Valores característicos simulações ensaios de tração diâmetro 11mm.

| Ponto | | Valor (Mpa) | Diferença % |
|-----------------------------|------------|-------------|-------------|
| Limite elástico (Mpa) | Solidworks | 324,4200 | |
| | software | 326.7593 | 0.71% |
| Limite de escoamento (Mpa) | Solidworks | 324,5665 | |
| | software | 326.8248 | 0.69% |
| Limite de resistência (Mpa) | Solidworks | 472,2300 | |
| | software | 479,6975 | 1.58% |

Fonte: O Autor, 2022.

6 CONCLUSÃO

O desenvolvimento de software para análise e simulação de ensaio de tração aplicado na Engenharia Biomédica tem a finalidade de atuar de maneira complementar ao processo de desenvolvimento ou aprimoramento de um material com aplicação biomédica.

O desenvolvimento do software proporcionou uma forma prática de analisar e simular os ensaios físicos, através da construção de modelos de simulação, sua execução e geração dos resultados obtidos. Além disso, trata-se de um programa inovador dentre os softwares existentes comerciais, que oferece ao usuário uma interface gráfica amigável. Para complementar os pontos positivos apresentados, não se pode deixar de observar que, até onde é de nosso conhecimento, se trata do único projeto nacional, com o intuito de desenvolver um software para simulação na região plástica de biomateriais.

A funcionalidade de análise do software desenvolvido permitiu de forma clara identificar as propriedades mecânicas dos biomateriais quando submetidos a ensaios de tração uniaxial, localizando graficamente os pontos de interesse da curva: Módulo de Young, limite elástico, tensão de escoamento em ensaios físicos e virtuais para materiais biomédicos.

Na geração de um material virtual, dentro dos parâmetros de aprendizado, o software se mostrou eficiente com erro menor que 3% referenciando-se ao ensaio físico em máquina universal ou a ensaio virtual em software comercial.

Uma das diferenças entre o software desenvolvido e um software comercial é que o software comercial precisa ser parametrizado com características do material para simular o ensaio, enquanto que o software desenvolvido cria um material virtual.

Em aplicação futuras software agora poderá ser utilizado no desenvolvimento do material de um biocomponente para avaliação econômica, ou pode ser incorporado a um software de ensaio físico para localizar os pontos característicos dos biomateriais: módulo de elasticidade, limite elástico, limite de escoamento e limite de resistência.

7 REFERÊNCIAS

ABRAMOWITCH, S. D.; FEOLA, A.; JALLAH, Z.; MOALLI, P. A. Tissue mechanics, animal models, and pelvic organ prolapse: A review. **European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology**, [s. l.], v. 144, n. SUPPL 1, p. 146–158,

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. A biomecânica em educação física e esporte. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, [s. l.], v. 25, n. spe, p. 15–24,

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS - ASTM. “Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials”. **ASTM Standard E8/E8M-13a**, [s. l.], v. i, p. 1–27,

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS - ASTM. “**Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials**” ASTM Standard E8/E8M-13a. [S. l.: s. n.]

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – ABNT. **NBR ISO 6892** Informação e documentação: sumário: apresentação. Rio de Janeiro: [s. n.],

BEER, F.; JOHNSTON, R.; DEWOLF, J. **Resistência dos Materiais - Mecânica dos Materiais**. 5^aed. [S. l.]: AMGH Editora Ltda, 2006.

BLUHM, J. I. Fracture in a Tensile Specimen. **Army Materials Research Agency**, [s. l.], n. July, 1966.

BOWEN, R. M. **Introduction to Continuum Mechanics for Enginneers**. A&M Texas: Plenum Press, 2008.v. 39.

BUFFINTON, C. M.; EBENSTEIN, D. M. Effect of Calcification Modulus and Geometry on Stress in Models of Calcified Atherosclerotic Plaque. **Cardiovascular Engineering and Technology**, [s. l.], v. 5, n. 3, p. 244–260,

BUFFINTON, C. M.; TONG, K. J.; BLAHO, R. A.; BUFFINTON, E. M.; EBENSTEIN, D. M. Comparison of mechanical testing methods for biomaterials: Pipette aspiration, nanoindentation, and macroscale testing. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, [s. l.], v. 51, p. 367–379, Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.07.022>.

CALLISTER JR., W. D.; RETHWISCH, D. G. **Materials science**. 9E. ed. Danvers: Wiley, a1976. 1976.v. 7.

CARTER, D. R. Anisotropic analysis of strain rosette information from cortical bone. **Journal of Biomechanics**, [s. l.], ano 11, n. 4, 1978. p. 199–202.

CHOE, J. M.; KOTHANDAPANI, R.; JAMES, L.; BOWLING, D. Autologous, cadaveric, and synthetic materials used in sling surgery: Comparative biomechanical analysis. **Urology**, [s. l.], ano 58, n. 3, 2001. p. 482–486.

CHU, C. C.; WELCH, L. Characterization of morphologic and mechanical properties of surgical mesh fabrics. **Journal of Biomedical Materials Research**, [s. l.], ano 19, n. 8, 1985. p. 903–916.

COBB, W. S.; KERCHER, K. W.; HENIFORD, B. T. The argument for lightweight polypropylene mesh in hernia repair. **Surgical Innovation**, [s. l.], ano 12, n. 1, 2005. p. 63–69.

DINIZ, P. S. R.; SILVA, E. A. B. da; NETTO, S. L. **Processamento Digital de Sinais**. 2ªed. Porto Alegre: Cambridge University Press, 2014.

EL-MIKKAWY, M. E. A. Explicit inverse of a generalized Vandermonde matrix. **Applied Mathematics and Computation**, [s. l.], ano 146, n. 2–3, 2003. p. 643–651.

EMIC. **Catálogo Emic**. São José dos Pinhais: EMIC,

EMIC. **Instron - EMIC**. [S. l.: s. n.] Disponível em: <https://www.emic.com.br/>. Acesso em: 18 maio 2022.

FERNANDES, J. R. C.; SAMPAIO, R. O. Prótese Mecânica X Prótese Biológica: Uma Decisão Individualizada e Compartilhada. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, [s. l.], ano 117, n. 1, 2021. p. 37–38.

FYHRIE, D. P.; MILGROM, C.; HOSHAW, S. J.; SIMKIN, A.; DAR, S.; DRUMB, D.; BURR, D. B. Effect of fatiguing exercise on longitudinal bone strain as related to stress fracture in humans. *In*: **ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING**, 1998, [s. l.], . **Anais [...]**. [S. l.: s. n.] p. 660–665.

GARCIA, A.; SPIN, J. A.; SANTOS, C. A. dos. Ensaios dos Mateiais. [s. l.], p. 360,

GARCÍA, A. c.; TAMAYO, J. J. S.; ALEAGA, A. M. L.; RONDÓN, R. A. Procedimiento para la fabricación de elementos de máquinas mediante tecnología de grupo en la pequeña y mediana empresa. **Ingeniare**, [s. l.], v. 25, n. 2, p. 255–263,

GEORGE, W. T.; VASHISHTH, D. Influence of phase angle between axial and torsional loadings on fatigue fractures of bone. **Journal of Biomechanics**, [s. l.], v. 38, n. 4, p. 819–825,

HAMILTON, O. H. The American Mathematical Society. **Science**, [s. l.], ano 51, n. 1316, 1920. p. 300.

HANSON, E. T.; LEWIS, R. L.; AUERBACH, R.; THOMSON, J. A.; APPLICA-, B. Third-Generation Biomedical Materials. **BODYBUILDING :THE BIONIC HUMAN**, [s. l.], ano 295, n. February, 2002. p. 1014–1017.

HOLDEN, J. P.; CAVANAGH, P. R. The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. **Journal of Biomechanics**, [s. l.], ano 24, n. 10, 1991.

HULL, D. Fractography observing, measuring and interpreting fracture surface topography. **Cambridge Univerty**, [s. l.],

IBRAHIM, M. Z.; SARHAN, A. A. D.; YUSUF, F.; HAMDÍ, M. Biomedical materials and techniques to improve the tribological, mechanical and biomedical properties of orthopedic implants – A review article. **Journal of Alloys and Compounds**, [s. l.], ano 714, 2017.

KLIAUGA, A. M.; SILVA, P. S. C. P. da; GIRODANO, E. J.; EPIPHANIO, I. D. V.; CANIMAGA, C.; BOLFARINI, C. Avaliação da resistência à torção em parafusos utilizados em implantes - um panorama brasileiro. **Revista Escola de Minas**, [s. l.], ano 63, n. 1, 2010. p. 173–178.

MAJOR, M. J.; KENNEY, L. P. J.; TWISTE, M.; HOWARD, D. Stance phase mechanical characterization of transtibial prostheses distal to the socket: a review. **University of Salford Manchester**, [s. l.], 2012.

MATHWORKS. **MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico - MATLAB & Simulink**. [S. l.: s. n.] Disponível em: <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>. Acesso em: 7 dez. 2022.

MATHWORKS. **MATLAB - MathWorks - MATLAB & Simulink**. [S. l.: s. n.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>. Acesso em: 7 set. 2020.

MAZZA, E.; EHRET, A. E. Mechanical biocompatibility of highly deformable biomedical materials. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, [s. l.], ano 48, 2015. p. 100–124. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.03.023>.

MITRA, S. Digital Signal Processing: A Computer Based Approach. **Microelectronics Journal**, [s. l.], ano 30, n. 8, 1999. p. 807.

NAVARRO, P. S.; AZNAR, A. F.; PÉREZ, I. G. **Estudio del comportamiento mecánico de transmisiones de engranajes helicoidales con anchos de cara desiguales**. [S. l.: s. n.]

NILSSON, B. E.; WESTLIN, N. E. Bone density in athletes. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, [s. l.], ano 77, 1971. p. 179–182.

NISE, N. S. **CONTROL SYSTEMS ENGINEERING**. Sextaed. [S. l.]: LTC — Livros Técnicos e Científicos Editora Ltda., 2012.

NYQUIST, H. Certain Topics in Telegraph Transmission Theory. **Transactions of the American Institute of Electrical Engineers**, [s. l.], ano 47, n. 2, 1928. p. 617–644.

OGATA, K. **Engenharia de Controle Moderno**. 5ªed. São Paulo: Pearson, 2010.

OPENHEIM, A. V.; SHAFER, R. W.; BUCK, J. R. **Discrete Time Signal Processing**. [S. l.]: Prentice-Hall,

ORTENZI, A.; CARVALHO, J.; CORVI, A. Comparison between elastic properties of theoretical, computational method and experimental results for filament wound composite pipes. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, [s. l.], ano 39, n. 4, 2017. p. 1375–1390.

OSGOOD, W. R. Stress-Strain Formulas. **JOURNAL OF THE AERONAUTICAL SCIENCES**, [s. l.], 1946. p. 45.

PADILHA, A. F. **MATERIAIS DE ENGENHARIA MICROESTRUTURA e PROPRIEDADES**. 1ªed. Curitiba: Hemus, 2015.v. 3.

PAVLINA, E. J.; VAN TYNE, C. J. Correlation of Yield strength and Tensile strength with hardness for steels. **Journal of Materials Engineering and Performance**, [s. l.], ano 17, n. 6, 2008. p. 888–893.

PENG, G.; LU, Z.; MA, Y.; FENG, Y.; HUAN, Y.; ZHANG, T. Spherical indentation method for estimating equibiaxial residual stress and elastic-plastic properties of metals simultaneously. **Journal of Materials Research**, [s. l.], ano 33, n. 8, 2018. p. 884–897.

PROAKIS, J. G.; MANOLAKIS, D. G. **Tratamiento digital de señales: Principios, algoritmos y aplicaciones**. 4ªed. Madrid: Pearson, 2007. Disponível em: <https://books.google.com.mx/books?id=8rhdNQAACAAJ&dq=tratamiento+digital+de+señales+4+ed+proakis&hl=en&sa=X&ved=0ahUKEwj5m9Wi5-DeAhURCawKHZluCg8Q6AEIKTAA>.

RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. S.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. BIOMATERIALS SCIENCE. **Journal of Chemical Information and Modeling**, [s. l.], ano 53, n. 9, 2019. p. 1689–1699.

RILEY, A. W. F.; STURGES, L. D.; MORRIS, D. H. **Mecânica dos Materiais**. 5ªed. Rio de Janeiro: LTC — Livros Técnicos e Científicos Editora Ltda., 2003.

ROCHA, C. L. F. da; FABRICIO, D. A. K.; HAAG, J.; STROHACKER, T. R. Análise Da Confiabilidade Na Determinação Das Propriedades Mecânicas Em Ensaio De Tração. **researchgate**, [s. l.], n. May, 2015.

ROCHA, C. L. F. da; FABRICIO, D. A. K.; HAAG, J.; STROHACKER, T. R. Análise Da Confiabilidade Na Determinação Das Propriedades Mecânicas Em Ensaio De Tração. *In*: 69º CONGRESSO ANUAL DA ABM, 2019, [s. l.], . **Anais [...]**. [S. l.: s. n.] p. 6480–6487.

ROTH, A. K.; BEHESHTIHA, A. S.; VAN DER MEER, R.; WILLEMS, P. C.; ARTS, J. J.; ITO, K.; VAN RIETBERGEN, B. Validation of a finite element model of the thoracolumbar spine to study instrumentation level variations in early onset scoliosis correction. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, [s. l.], ano 117, n. December 2019, 2021. p. 104360. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104360>.

SANTOS, F. J. **Introdução às Séries de Fourier**. [S. l.: s. n.] Disponível em: http://www.matematica.pucminas.br/profs/web_fabiano/calculo4/sf.pdf. .

SCHAFFLER, M. B.; RADIN, E. L.; BURR, D. B. Long-term fatigue behavior of compact bone at low strain magnitude and rate. **Bone**, [s. l.], v. 11, n. 5, p. 321–326,

SEIREG, A.; KEMPKE, W. Behavior of in vivo bone under cyclic loading. **Journal of Biomechanics**, [s. l.], ano 2, n. 4, 1969. p. 455–461.

SERGENT, F.; DESILLES, N.; LACOUME, Y.; BUNEL, C.; MARIE, J. P.; MARPEAU, L. Experimental biomechanical evaluation of polypropylene prostheses used in pelvic organ prolapse surgery. **International Urogynecology Journal**, [s. l.], ano 20, n. 5, 2009. p. 597–604.

SILVA, A. M. H.; BOYD, S. K.; MANSKE, S. L.; ALVES, J. M.; DE CARVALHO, J. Assessment of the elastic properties of human vertebral trabecular bone using computational mechanical tests and x-ray microtomography - A subvolume analysis. **Biomedical Physics and Engineering Express**, [s. l.], ano 5, n. 4, 2019.

SILVA, A. M. H. Da; FARAH, A. F.; RIBEIRO, A. C.; RIBEIRO, A. J.; DE CARVALHO, J. MODELO COMPUTACIONAL DE ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DA LIGA TI-6AL-4V EM COMPARAÇÃO A LIGA Ti-20Nb. **IV Simpósio de Tecnologias da Fatec de Sertãozinho**, [s. l.], ano 4, 2022. p. 33–42.

SLACK, M.; OSTERGARD, D.; CERVIGNI, M.; DEPREST, J. A standardized description of graft-containing meshes and recommended steps before the introduction of medical devices for prolapse surgery: Consensus of the 2nd IUGA grafts roundtable: Optimizing safety and appropriateness of graft use in transvaginal pe. **International Urogynecology Journal**, [s. l.], ano 23, n. SUPPL. 1, 2012.

SMITH, I. M.; GRIFFITHS, D. V.; MARGETTS, L. **Programming the Finite Element Method: Fifth Edition**. Fourthed. Chichester: John Wiley & Sons, Ltd, 2015.

SOLIDWORKS. **SOLIDWORKS MBD | SOLIDWORKS**. [S. l.: s. n.] Disponível em: <https://www.solidworks.com/pt-br/product/solidworks-mbd>. Acesso em: 4 out. 2022.

SOUZA, S. . Ensaio mecânicos de materiais metálicos - fundamentos teóricos e práticos. **NACE - International Corrosion Conference Series**, [s. l.], ano 1998-March, 1982. p. 153.

- SPIEGEL, M. R. **Analise de Fourier**. 1^aed. Itaim-Bibi: McGraw-Hill, 1974.
- TORRES, R. G. F. **Análisis de Fourier**. unicaed. New York, NY: Addison-Wesley Iberoamericana, 1973.
- VARDANEGA, T. **Biomedical Simulation**. Phoenix, AZ, USA: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, a2010. 2010.
- VASHISHTH, D.; TANNER, K. E.; BONFIELD, W. Fatigue of cortical bone under combined axial-torsional loading. **Journal of Orthopaedic Research**, [s. l.], ano 19, n. 3, 2001. p. 414–420.
- YOSHIKAWA, T.; MORI, S.; SANTIESTEBAN, A. J.; SUN, T. C.; HAFSTAD, E.; CHEN, J.; BURR, D. B. The effects of muscle fatigue on bone strain. **Journal of Experimental Biology**, [s. l.], ano 188, 1994. p. 217–233.
- ZEIGLER, B. P.; MUZY, A.; KOFMAN, E. **Theory of Modeling and Simulation**. 3^aed. London: Academic Press - Elsevier, 2019.
- ZIENKIEWICZ, O. C.; TAYLOR, R. L.; ZHU, J. Z. **The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals**. 7^aed. New York, NY: Elsevier, 2013.

8 ANEXO A – CÓDIGO DO SOFTWARE

```

classdef Qualificacao < matlab.apps.AppBase

% Properties that correspond to app components
properties (Access = public)
    SimuladorEnsaioTracao matlab.ui.Figure
    GridLayout matlab.ui.container.GridLayout
    LeftPanel matlab.ui.container.Panel
    TipoButtonGroup matlab.ui.container.ButtonGroup
    datButton matlab.ui.control.ToggleButton
    txtButton matlab.ui.control.ToggleButton
    SalvararquivoCheckBox matlab.ui.control.CheckBox
    LimiteResistenciaLabel matlab.ui.control.Label
    LimiteResistenciaLabel matlab.ui.control.Label
    LimiteescoamentoLabel matlab.ui.control.Label
    LimiteescoamentoLabel matlab.ui.control.Label
    LimiteelasticoLabel matlab.ui.control.Label
    LimiteelasticoLabel matlab.ui.control.Label
    MduloelasticidadeLabel_2 matlab.ui.control.Label
    MduloelasticidadeLabel matlab.ui.control.Label
    TabGroup matlab.ui.container.TabGroup
    AnaliseTab matlab.ui.container.Tab
    TangenteEditField matlab.ui.control.NumericEditField
    TangenteEditFieldLabel matlab.ui.control.Label
    ClearButton_2 matlab.ui.control.Button
    GerarResultaButton_2 matlab.ui.control.Button
    FatorEscolhido_2 matlab.ui.control.Label
    FatorEscoamentoLabel_2 matlab.ui.control.Label
    SeleccionoensaioDropDown matlab.ui.control.DropDown
    SeleccionoensaioDropDownLabel matlab.ui.control.Label
    MaterialExistenteTab matlab.ui.container.Tab
    ClearButton matlab.ui.control.Button
    FatorEscolhido matlab.ui.control.Label
    FatorEscoamentoLabel matlab.ui.control.Label
    GerarResultaButton matlab.ui.control.Button
    SeleodoMaterialDropDown matlab.ui.control.DropDown
    SeleodoMaterialDropDownLabel matlab.ui.control.Label
    VarivelalvoButtonGroup_2 matlab.ui.container.ButtonGroup
    EditField_2 matlab.ui.control.NumericEditField
    EditField_2Label matlab.ui.control.Label
    MpaEditField_6 matlab.ui.control.NumericEditField
    MpaEditField_6Label matlab.ui.control.Label
    MpaEditField_5 matlab.ui.control.NumericEditField
    MpaEditField_5Label matlab.ui.control.Label
    MpaEditField_4 matlab.ui.control.NumericEditField
    MpaEditField_4Label matlab.ui.control.Label
    ModulodeyoungButton_2 matlab.ui.control.RadioButton
    limiteelasticoButton_2 matlab.ui.control.RadioButton
    limitederesistenciaButton_2 matlab.ui.control.RadioButton

```

```

LimitedescoamentoButton_2 matlab.ui.control.RadioButton
SimulaoTab matlab.ui.container.Tab
ClearButtonSimular matlab.ui.control.Button
SimularButton matlab.ui.control.Button
ValorParaSimular matlab.ui.control.NumericEditField
ValorEditFieldLabel matlab.ui.control.Label
Sel_ControlDropDown matlab.ui.control.DropDown
PlanilhaControleDropDownLabel matlab.ui.control.Label
UITable matlab.ui.control.Table
SimulaoCurvasEnsaioDeTraoLabel matlab.ui.control.Label
RightPanel matlab.ui.container.Panel
TracaoUIAxes matlab.ui.control.UIAxes
end

```

```

% Properties that correspond to apps with auto-reflow
properties (Access = private)
onePanelWidth = 576;
end

```

```

properties (Access = private)
DialogApp % Main app object
MaterialNovo = ""; % Salvar nome do material novo
numl = 0; % Numero de ensaios ja realizados com o material
MatrizAprendizado = [0 0]; % Matriz de Vandermonde
KLimiteElastico = 1; % Fator limite elastico
KLimiteEscoamento = 1; % Fator limite escoamento
KLimiteResistencia = 1; % Fator limite resistencia
KModuloYoung = 1; % Fator Modulo de young
ModuloYoungK = 1; % Fator de passo
FatorEscoamento = 0.002; % Fator de escoamento definido de acordo com o
material
listamaterial = readmatrix('Ensaios.txt', ...
'Delimiter',';', 'OutputType','string'); % Lista de materiais disponiveis para simulacao
ListaEnsaios = dir('*_*.txt'); % Lista de ensaios disponiveis para analise
t = zeros(10,3); % Caracteristicas do ensaio
PlanilhaControle = sheetnames('carcteristicas.xlsx'); % Numeros de controles
existentes
FatorPre = 0.00; % Fator de sobreposicao inicio da curva
AnguloTang = 45; % Angulo tangente limite Elastico
ArquivoSimulacao = 'Nome'; % Arquivo de simulacao
SNValor = 'Fator'; % Arquivo controle
comprimentoPlastico = 20000; % Comprimento da curva na area plastica
comprimentoElastico = 05000; % Comprimento da curva na area Elastica
FatorEscala = 1;
PosTxtCurvas = 1; % Posiciona os textos nas curvas
end
%-----
methods (Access = public)
function updatematerial(app, New, list)
app.MaterialNovo = New;

```

```

[~,numCols] = size(list);
list(1,numCols +1) = New;
list = unique(list,'sorted');
writematrix((list),'Ensaio.txt','Delimiter',' ');
app.listamaterial = list;
% Re-enable the Plot Options button
app.SeleodoMaterialDropDown.Enable = 'on';
end
function SelecaoFator(app, selecionado)
app.FatorEscoamento = str2double(selecionado);
app.FatorEscolhido.Text = selecionado;
app.FatorEscolhido_2.Text = selecionado;
app.LimiteedescoamentoButton_2.Enable = 'on';
app.limiteeresistenciaButton_2.Enable = 'on';
app.limiteelasticoButton_2.Enable = 'on';
app.ModulodeyoungButton_2.Enable = 'on';
app.GerarCurvaButton_2.Enable = 'on';
app.GerarCurvaButton.Enable = 'on';
end
end

%-----
methods (Access = private)
% função para achar posição de um valor em uma matriz
function [PosicaoY,PosicaoX] = Localizar(~,matriz, valor)
[imax,jmax] = size(matriz);
for i = 1 :imax
for j = 1 : jmax
if matriz(i,j) == valor
PosicaoY = i;
PosicaoX = j;
return
end
end
end
end
%-----
% função localizar limite elastico e modulo de Young
function [ElasY, ElasX, Carga, Alongamento, ModuloYoung,Comprimento] =
LimiteElastico(~, ...
matrizCarga, MatrizAlongamento, Kteste)

% Determina comprimento da menor matriz
if length(matrizCarga) < length (MatrizAlongamento)
Comprimento = length(matrizCarga);
else
Comprimento = length(MatrizAlongamento);
end
Alongamento = MatrizAlongamento(fix(Comprimento*.8));
Carga = matrizCarga(fix(Comprimento*.8));

```

```

ElasY = fix(Comprimento*.8);
ElasX = fix(Comprimento*.8);
ModuloYuong = tan(0.5*pi/180);
Inicio = fix(Comprimento*.1);
Kteste = tan(Kteste*pi/180)/2;
young = 0; Young0 = 0;
l = fix(length(MatrizAlongamento)*.1);
for n = l:length(MatrizAlongamento)-1
deltaM1 = round(atan(((matrizCarga(n-1)-matrizCarga(n))/...
(MatrizAlongamento(n-1)-MatrizAlongamento(n))))*180/pi,8);
deltaM = round(atan(((matrizCarga(n+1)-matrizCarga(n))/...
(MatrizAlongamento(n+1)-MatrizAlongamento(n))))*180/pi,8);
Aux0 = ((matrizCarga(n-1)-matrizCarga(n))/...
(MatrizAlongamento(n-1)-MatrizAlongamento(n)));
if ~isnan(Aux0)
young = young +((matrizCarga(n-1)-matrizCarga(n))/...
(MatrizAlongamento(n-1)-MatrizAlongamento(n)));
else
Young0 = Young0 + 1;
end
if deltaM <= deltaM1*tan(Kteste)/2
ElasX = n;
ElasY = n;
Alongamento = MatrizAlongamento(n);
Carga = matrizCarga(n);
AnguloElastico = atan((matrizCarga(n)-matrizCarga(n-Inicio))/ ...
(MatrizAlongamento(n)-MatrizAlongamento(n-Inicio)))*180/pi;
ModuloYuong = young / (n - l - Young0);
break
end
end
end

%-----
% Função localizar limite de escoamento
function [EscoaY, EscoaX, Carga, Deltamm] = LimiteEscoamento(~,Elax, ...
ElaY,matrizCarga, MatrizAlongamento, Fator)

% Determina comprimento da menor matriz
if length(matrizCarga) < length (MatrizAlongamento)
Comprimento = length(matrizCarga);
else
Comprimento = length(MatrizAlongamento);
end
Deltamm = MatrizAlongamento(Elax);
Carga = matrizCarga(ElaY);
EscoaY = fix(Comprimento*.8);
EscoaX = fix(Comprimento*.8);
Inicio = fix(Comprimento*.05);
for i = Elax : Comprimento

```

```

if MatrizAlongamento(i) >= MatrizAlongamento(EIax) + Fator
EscoaX = i;
EscoaY = i;
Deltamm = MatrizAlongamento(i);
Carga = matrizCarga(i);
break
end
end
end
function [LimiteResX,LimiteResY, PosX] = Resistencia(~, matrizCarga,
MatrizAlongamento)
[LimiteResY,PosX] = max(matrizCarga,[],'linear');
LimiteResX = MatrizAlongamento(PosX);
end
%-----
% Função atualizar software
function atualiza(app)
app.MpaEditField_4.Limits = ...
roundn([ 0.5 1.3] * app.MatrizAprendizado(30),0);
app.MpaEditField_5.Limits = ...
roundn([ 0.5 1.3] * app.MatrizAprendizado(31),0);
app.MpaEditField_6.Limits = ...
roundn([ 0.5 1.3] * app.MatrizAprendizado(32),0);
app.EditField_2.Limits = ...
roundn([ 0.5 1.3] * app.MatrizAprendizado(34),0);
app.MpaEditField_4.Enable = 'off';
app.MpaEditField_4.Limits = ...
roundn([ 0.5 1.3] * app.MatrizAprendizado(30),0);
app.MpaEditField_4.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(30),0);

app.MpaEditField_5.Enable = 'off';
app.MpaEditField_5.Limits = ...
roundn([ 0.5 1.3] * app.MatrizAprendizado(31),0);
app.MpaEditField_5.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(31),0);

app.MpaEditField_6.Enable = 'off';
app.MpaEditField_6.Limits = ...
roundn([ 0.5 1.3] * app.MatrizAprendizado(32),0);
app.MpaEditField_6.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(32),0);

app.EditField_2.Enable = 'off';
app.EditField_2.Limits = ...
roundn([ 0.5 1.3] * app.MatrizAprendizado(34),0);
app.EditField_2.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(34),0);
end % Função atualizar software
%-----
%Função gerar Curva resultado
function [MatrizRes, Forca, Defor] = Media(~, MatrizA, MatrizB,L, LE)

```

```

NovoLimRe = (MatrizA(31) + MatrizB(31))/2;
NovoYoung = (MatrizA(34) + MatrizB(34))/2;
NovoLimElasY = (MatrizA(32) + MatrizB(32))/2;
% NovoLimElasX = (MatrizA(36) + MatrizB(36))/2;
NovoMaxAlong = (MatrizA(33) + MatrizB(33))/2;
NovoPasso = ((MatrizA(33) / MatrizA(37))+(MatrizB(33) / MatrizB(37)))/2;
NovoFim = fix((MatrizA(37) + MatrizB(37))/2);

```

```

% Geração das curvas A e B por Vandermonde

```

```

x=1:L;

```

```

% Matriz A

```

```

Vander = MatrizA(1:21);

```

```

SA_curva = polyval(Vander,x);

```

```

% Matriz B

```

```

Vander = MatrizB(1:21);

```

```

SB_curva = polyval(Vander,x);

```

```

% Media das curvas Vander

```

```

CurvaMed = median([SA_curva ; SB_curva]);

```

```

% Iniciar geração curva resultante

```

```

Forca(1) = 0;

```

```

Defor(1) = 0;

```

```

% Geração area elastica curva resultante

```

```

for i = 2 : NovoFim

```

```

Defor(i) = Defor(i-1) + NovoPasso;

```

```

Forca(i) = Defor(i) * NovoYoung;

```

```

if Forca(i) >= NovoLimElasY

```

```

NovoLimX = i;

```

```

break

```

```

end

```

```

end

```

```

DeformacaoMin = Defor(end)/LE;

```

```

Deformacao = 0:DeformacaoMin:Defor(end)-DeformacaoMin;

```

```

Forca_INT = interp1(Defor,Forca,Deformacao);

```

```

% Calculo ajuste das curvas Vandermonde

```

```

DifY = Forca_INT(end) - CurvaMed(1);

```

```

CurvaMed = CurvaMed + DifY;

```

```

[Valor,Posicao] = max(CurvaMed);

```

```

DifRes = NovoLimRe/Valor;

```

```

Forca = [Forca CurvaMed];

```

```

DefPlastica = Deformacao(end):(NovoMaxAlong -Deformacao(end))/L

```

```

:NovoMaxAlong -((NovoMaxAlong -Deformacao(end))/L);

```

```

Defor = [Deformacao DefPlastica];

```

```

x=1:L;

```

```
MatrizRes = polyfit(x, CurvaMed, 20);
```

```
MatrizRes(30) = (MatrizA(30) + MatrizB(30))/2;
MatrizRes(31) = (MatrizA(31) + MatrizB(31))/2;
MatrizRes(32) = (MatrizA(32) + MatrizB(32))/2;
MatrizRes(33) = (MatrizA(33) + MatrizB(33))/2;
MatrizRes(34) = (MatrizA(34) + MatrizB(34))/2;
MatrizRes(35) = round((MatrizA(35) + MatrizB(35))/2);
MatrizRes(36) = (MatrizA(36) + MatrizB(36))/2;
MatrizRes(37) = round((MatrizA(37) + MatrizB(37))/2);
MatrizRes(38) = round((MatrizA(38) + MatrizB(38))/2);
MatrizRes(39) = round((MatrizA(39) + MatrizB(39))/2);
end % Final Função Media
```

```
%-----
%Função geração de curva Ajustada
function [NovoLimElasY, NovoLimElasX, PosX, Defor, Forca, XElas] = ...
CurvaAjustada(~, Aprendizado, L, Escala)
NovoLimRe = Aprendizado(31)*Escala;
NovoYoung = Aprendizado(34)/Escala;
NovoLimElasY = Aprendizado(32)*Escala;
MaxDelta_mm = Aprendizado(33)*Escala;
NovoLimElasX = Aprendizado(36)*Escala;
NovoPasso = (MaxDelta_mm / Aprendizado(37))*Escala;
NovoFim = fix(Aprendizado(37)*Escala);
```

```
% Geração da curva por Vandermonde
x = 1:L;
Vander = Aprendizado(1:21);
SA_curva = polyval(Vander, x);
% Iniciar geração curva resultante
Forca(1) = 0;
Defor(1) = 0;
% Geração area elastica curva resultante
for i = 2 : NovoFim
Defor(i) = Defor(i-1) + NovoPasso;
Forca(i) = Defor(i) * NovoYoung;
if Forca(i) >= NovoLimElasY
NovoLimX = i;
break
end
end
XElas = NovoLimX;
% Calculo ajuste das curvas Vandermonde
DifY = Forca(end) - SA_curva(1);
SA_curva = SA_curva + DifY;
[Valor, Posicao] = max(SA_curva);
DifRes = NovoLimRe - Valor;
```

```
S_curva(1) = SA_curva(1);
```

```

for i = 2 :Posicao
S_curva(i) = SA_curva(i)+(DifRes/Posicao)*i;
end
Pos = length(SA_curva)-Posicao;
for j = Posicao+1:length(SA_curva)
S_curva(j) = SA_curva(j)+(DifRes/Pos)*(length(SA_curva)-j);
end
Forca = [Forca S_curva];
NovoPasso = (MaxDelta_mm – Defor(end))/ length(Forca);
for i = NovoLimX+1 :length(Forca)
Defor(i) = Defor(i-1) + NovoPasso;
end
[Valor,PosX] = max(Forca);

end %Final da função Curva Ajustada
%-----
%Função geração de curva teorica
function [NovoLimElasY,NovoLimElasX,NovoLimX,Defor, Forca] = Curva(~ ,
Aprendizado,L,LE)
NovoLimRe = Aprendizado(31);
NovoYoung = Aprendizado(34);
NovoLimElasY = Aprendizado(32);
NovoLimElasX = Aprendizado(36);
MaxDelta_mm = Aprendizado(33);
NovoPasso = MaxDelta_mm / (L+LE);
NovoFim = fix(Aprendizado(37));

% Geração da curva por Vandermonde
x = 1:L;
Vander = Aprendizado(1:21);
SA_curva = polyval(Vander,x);
% Iniciar geração curva resultante
Forca(1) = 0;
Defor(1) = 0;
% Geração area elastica curva resultante
for i = 2 : NovoFim
Defor(i) = Defor(i-1) + NovoPasso;
Forca(i) = Defor(i) * NovoYoung;
if Forca(i) >= NovoLimElasY
NovoLimX = i;
break
end
end
DeformacaoMin = Defor(end)/LE;
Deformacao = 0:DeformacaoMin:Defor(end)-DeformacaoMin;
Forca_INT = interp1(Defor,Forca,Deformacao);
% Calculo ajuste da curva Vandermonde
DifY = Forca(end) – SA_curva(1);
SA_curva = SA_curva + DifY;
[Valor,Posicao] = max(SA_curva);

```

```
DifRes = NovoLimRe-Valor;
```

```
S_curva(1) = SA_curva(1);
for i = 2 :Posicao
S_curva(i) = SA_curva(i)+(DifRes/Posicao)*i;
end
Pos = length(SA_curva)-Posicao;
for j = Posicao+1:length(SA_curva)
S_curva(j) = SA_curva(j)+(DifRes/Pos)*(length(SA_curva)-j);
end
Forca = [Forca_INT S_curva];
for i = NovoLimX+1 :length(Forca)
Defor(i) = Defor(i-1) + NovoPasso;
end
```

```
end %Final da função Curva
%-----
%Função Vandermonde
function Matriz = ParametrosVander(~ , Alongamento,Curva,PosiXElas,L)
%calculo da função de controle
fcx = Alongamento(PosiXElas:end);
fcy = Curva(PosiXElas:end);
DeformacaoMin = (Alongamento(end)-fcx(1))/L;
Deformacao = fcx(1):DeformacaoMin:Alongamento(end)-DeformacaoMin;
Forca_INT = interp1(fcx,fcy,Deformacao);
x = 1:length(Deformacao);
% Criar matriz Vandermonde
Matriz = polyfit(x,Forca_INT,20);
end %Função Vandermonde
%-----
%Função gerar Curva resultado
function [Forca, Defor] = Simulacao(~, MatrizA, MatrizB, MatrizC, L, LE,Fator,...
SalvararquivoCheckBox, txtButton, datButton,ArquivoSimulacao,ValorC)
NovoYoung = MatrizC(34);
NovoLimElasY = MatrizC(32);
NovoMaxAlong = MatrizC(33);
NovoPasso = MatrizC(33) / MatrizC(37);
NovoFim = fix(MatrizC(37));

% Geração das curvas A e B por Vandermonde
x=1:L;
% Matriz A

Vander = MatrizA(1:21);
SA_curva = polyval(Vander,x);
% Matriz B
Vander = MatrizB(1:21);
SB_curva = polyval(Vander,x);
```

```

% Media das curvas Vander
CurvaMed = SA_curva .* (1 - Fator) + SB_curva .* Fator;
% Iniciar geração curva resultante
Forca(1) = 0;
Defor(1) = 0;
% Geração area elastica curva resultante
for i = 2 : NovoFim
Defor(i) = Defor(i-1) + NovoPasso;
Forca(i) = Defor(i) * NovoYoung;
if Forca(i) >= NovoLimElasY
NovoLimX = i;
break
end
end
DeformacaoMin = Defor(end)/LE;
Deformacao = 0:DeformacaoMin:Defor(end)-DeformacaoMin;
Forca_INT = interp1(Defor,Forca,Deformacao);

% Calculo ajuste das curvas Vandermonde
DifY = Forca_INT(end) - CurvaMed(1);
CurvaMed = CurvaMed + DifY;
[Valor,Posicao] = max(CurvaMed);

Forca = [Forca_INT CurvaMed];
LL = length(Forca)-length(Forca_INT);
DefPlastica = Deformacao(end)+(NovoMaxAlong -Deformacao(end))/LL...
:(NovoMaxAlong -Deformacao(end))/LL ...
:NovoMaxAlong;
Defor = [Deformacao DefPlastica];

%Gera arquivos de saida
if SalvararquivoCheckBox == 1
Forca_N = Forca(NovoLimX:end);
Deformacao_mm = Defor(NovoLimX:end);
L = 30; %Pontos arquivo .Dat
%Deformação %
DeformacaoMin = Deformacao_mm(end)/L;
Deformou = 0:DeformacaoMin:Deformacao_mm(end)-DeformacaoMin;

Forca_INT = round(interp1(Deformacao_mm,Forca_N,Deformou),0);
Deformou = round((Deformou ./ 100),6); %corpo de prova com 100mm
Curva = [Deformou; Forca_INT]';
Curva(any(isnan(Curva),2),:) = [];
if txtButton.Value == 1
auxT = '_Sim.txt';

```

```

elseif datButton.Value == 1
auxT = '_Sim.dat';
end
AuxArq = strcat(ArquivoSimulacao,string(ValorC), auxT);
writematrix(Curva, string(AuxArq));
end

```

```
end % Final Função Simulação
```

```
end % Final funções privadas
```

```
% FUNCOES -----
```

```
% Callbacks that handle component events
methods (Access = private)
```

```
% Code that executes after component creation
```

```

function Inicio(app)
app.SeleodoMaterialDropDown.Items = app.listamaterial;
app.LimiteescoamentoButton_2.Enable = 'off';
app.limiteeresistenciaButton_2.Enable = 'off';
app.limiteelasticoButton_2.Enable = 'off';
app.ModulodeyoungButton_2.Enable = 'off';
app.MpaEditField_4.Enable = 'off';
app.MpaEditField_5.Enable = 'off';
app.MpaEditField_6.Enable = 'off';
app.EditField_2.Enable = 'off';
app.SimuladorEnsaioTracao.WindowState = 'maximized';
app.SimuladorEnsaioTracao.Position = [0,10,1494,800];
app.SelecaoensaioDropDown.Items = {app.ListaEnsaios.name};
app.TangenteEditField.Value = app.AnguloTang;
app.Sel_ControlDropDown.Items = app.PlanilhaControle;
app.TipoButtonGroup.Enable = 'off';
app.t = readtable('caracteristicas.xlsx');
vars = {'Valor','Unidade','Caracteristica','Ensaio'};
[aux1,~] = size(app.t);
app.t = app.t(1:aux1,vars);
app.t = table(app.t.Caracteristica,app.t.Valor, app.t.Unidade);
app.UITable.Data = app.t;
app.MduloelasticidadeLabel_2.Text = 'Calculando...';
app.LimiteelasticoLabel.Text = 'Calculando...';
app.LimiteescoamentoLabel.Text = 'Calculando...';
app.LimiteResistenciaLabel.Text = 'Calculando...';
end

```

```
% Changes arrangement of the app based on UIFigure width
function updateAppLayout(app, event)
```

```

currentFigureWidth = app.SimuladorEnsaioTracao.Position(3);
if(currentFigureWidth <= app.onePanelWidth)
% Change to a 2x1 grid
app.GridLayout.RowHeight = {800, 800};
app.GridLayout.ColumnWidth = {'1x'};
app.RightPanel.Layout.Row = 2;
app.RightPanel.Layout.Column = 1;
else
% Change to a 1x2 grid
app.GridLayout.RowHeight = {'1x'};
app.GridLayout.ColumnWidth = {333, '1x'};
app.RightPanel.Layout.Row = 1;
app.RightPanel.Layout.Column = 2;
end
end

```

```

% Callback function
function MonthlyPaymentButtonPushed(app, event)
end

```

```

% Callback function
function VarivelalvoButtonGroupSelectionChanged(app, event)
end

```

```

% Value changed function: SeleodoMaterialDropDown
function SeleodoMaterialDropDownValueChanged(app, event)
material = app.SeleodoMaterialDropDown.Value;
arq = strcat(material, '.txt'); %SALVA NOME DO ARQUIVO
%VERIFICA SE JA EXITE FORMULA DE APRENDIZADO PARA ESTE MATERIAL
if isfile(arq)
% FORMULA DE APRENDIZADO EXISTENTE
app.MatrizAprendizado = readmatrix(arq); %DADOS DE APRENDIZADO
app.DialogApp = DialogAppFatorEscoamentoA02(app);
app.SeleodoMaterialDropDown.Enable = 'off';
else
% NÃO EXISTE FORMULA DE APRENDIZADO PARA ESTE MATERIAL
f = warndlg('Material ainda não analisado','ATENÇÃO');
end
end

```

```

% Selection changed function: VarivelalvoButtonGroup_2
function VarivelalvoButtonGroup_2SelectionChanged(app, event)
app.MpaEditField_4.Limits = [-1000000 1000000];
app.MpaEditField_5.Limits =[-1000000 1000000];
app.MpaEditField_6.Limits =[-10000000 10000000];
app.EditField_2.Limits =[-1000000 1000000];
if app.LimitedeescoamentoButton_2.Value
app.MpaEditField_4.Enable = 'on';

```

```

app.MpaEditField_4.Limits = ...
roundn([ 0.75 1.3] * app.MatrizAprendizado(30),0);
app.MpaEditField_4.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(30),0);
app.MpaEditField_5.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(31),0);
app.MpaEditField_5.Enable = 'off';
app.MpaEditField_6.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(32),0);
app.MpaEditField_6.Enable = 'off';
app.EditField_2.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(34),0);
app.EditField_2.Enable = 'off';
end
if app.limitederesistnciaButton_2.Value
app.MpaEditField_4.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(30),0);
app.MpaEditField_4.Enable = 'off';
app.MpaEditField_5.Enable = 'on';
app.MpaEditField_5.Limits = ...
roundn([ 0.75 1.3] * app.MatrizAprendizado(31),0);
app.MpaEditField_5.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(31),0);
app.MpaEditField_6.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(32),0);
app.MpaEditField_6.Enable = 'off';
app.EditField_2.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(34),0);
app.EditField_2.Enable = 'off';
end
if app.limiteelsticoButton_2.Value
app.MpaEditField_4.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(30),0);
app.MpaEditField_4.Enable = 'off';
app.MpaEditField_6.Enable = 'on';
app.MpaEditField_6.Limits = ...
roundn([ 0.75 1.3] * app.MatrizAprendizado(32),0);
app.MpaEditField_6.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(32),0);
app.MpaEditField_5.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(31),0);
app.MpaEditField_5.Enable = 'off';
app.EditField_2.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(34),0);
app.EditField_2.Enable = 'off';
end
if app.ModulodeyoungButton_2.Value
app.MpaEditField_4.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(30),0);
app.MpaEditField_4.Enable = 'off';
app.EditField_2.Enable = 'on';
app.EditField_2.Limits = ...
roundn([ 0.75 1.3] * app.MatrizAprendizado(34),0);
app.EditField_2.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(34),0);
app.MpaEditField_5.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(31),0);
app.MpaEditField_5.Enable = 'off';
app.MpaEditField_6.Value = roundn(app.MatrizAprendizado(32),0);
app.MpaEditField_6.Enable = 'off';
end

end

% Button pushed function: GerarCurvaButton

```

```

function GerarCurvaButtonPushed(app, event)
% Gerar grafico a partir da Matriz de Vandermonde

% gerar curva auxiliar
[NovoLimElasY,NovoLimElasX,~, Defor, Forca, XElas] = CurvaAjustada(app , ...
app.MatrizAprendizado(1,:),app.comprimentoPlastico, app.FatorEscala);
%Gera arquivos de saida
if app.SalvararquivoCheckBox.Value == 1
Forca_N = Forca(XElas:end);
Deformacao_mm = Defor(XElas:end);
L = 30; %Pontos arquivo .Dat
%Deformação %
DeformacaoMin = Deformacao_mm(end)/L;
Deformacao = 0:DeformacaoMin:Deformacao_mm(end)-DeformacaoMin;

Forca_INT = round(interp1(Deformacao_mm,Forca_N,Deformacao),0);
Deformacao = round((Deformacao ./ 100),6); %corpo de prova com 100mm
Curva = [Deformacao; Forca_INT]';
Curva(any(isnan(Curva),2),:) = [];
% Curva((Curva <=Forca(XElas),2),:)=[];
Curva = Curva(Curva(:,2)>Forca(XElas)*1.1,:);
if app.txtButton.Value == 1
auxT = '_Sim.txt';
elseif app.datButton.Value == 1
auxT = '_Sim.dat';
else
auxT = '_Sim.txt';
end
writematrix([Curva],strcat(app.SeleodoMaterialDropDown.Value, auxT));
end

%Localizar pontos de interesse na curva

[ElasY, ElasX, Carga, Alongou, ModuloYuong, L] = LimiteElastico(app, ...
Forca, Defor, 45 );% app.AnguloTang);
[~, ~, CargaEsc, Deltamm] = LimiteEscoamento(app,ElasX,ElasY, ...
Forca, Defor, app.FatorEscoamento);
[LimiteResX,LimiteResY,~] = Resistencia(app, Forca, Defor);
ponto = [Deltamm Alongou LimiteResX; CargaEsc Carga LimiteResY];
app.MduloelasticidadeLabel_2.Text = strcat(num2str(ModuloYuong),' Mpa');
app.LimiteescoamentoLabel.Text = strcat(num2str(CargaEsc),' Mpa');
app.LimiteelasticoLabel.Text = strcat(num2str(Carga),' Mpa');
app.LimiteResistenciaLabel.Text = strcat(num2str(ponto(2,3)),' Mpa');
app.TracaoUIAxes.NextPlot = 'add';
plot(app.TracaoUIAxes, Defor,Forca);

```

```

plot(app.TracaoUIAxes, ponto(1,1), ponto(2,1),'b*')
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,1) * 1.02, ponto(2,1) * 1.01, ...
strcat('limite de escoamento = ', num2str(CargaEsc),'Mpa'),'FontSize',11);
plot(app.TracaoUIAxes, ponto(1,2), ponto(2,2),'g*')
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,2) * 0.8, ponto(2,2) * 0.99, ...
strcat('limite Elastico = ', num2str(Carga),'Mpa'),'FontSize',11);
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,2) * 1, ponto(2,2) * 0.8, ...
strcat('Módulo de Yuong = ', num2str(ModuloYuong)),'FontSize',11);
plot(app.TracaoUIAxes, ponto(1,3), ponto(2,3),'r*')
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,3) * 0.8, ponto(2,3) * 0.99, ...
strcat('limite Resistência = ', num2str(ponto(2,3)),'Mpa'),'FontSize',11);
app.TracaoUIAxes.NextPlot = 'replace';
app.TracaoUIAxes.UserData = "";
end

```

```

% Value changed function: MpaEditField_4
function MpaEditField_4ValueChanged(app, event)
value = app.MpaEditField_4.Value;
app.FatorEscala = value / app.MatrizAprendizado(30);

```

```
end
```

```

% Value changed function: MpaEditField_5
function MpaEditField_5ValueChanged(app, event)
value = app.MpaEditField_5.Value;
app.FatorEscala = value / app.MatrizAprendizado(31);

```

```
end
```

```

% Value changed function: MpaEditField_6
function MpaEditField_6ValueChanged(app, event)
value = app.MpaEditField_6.Value;
app.FatorEscala = value / app.MatrizAprendizado(32);

```

```
end
```

```

% Value changed function: EditField_2
function EditField_2ValueChanged(app, event)
value = app.EditField_2.Value;
app.FatorEscala = app.MatrizAprendizado(34) / value;
end

```

```

% Button pushed function: ClearButton
function ClearButtonPushed(app, event)

```

```

cla(app.TracaoUIAxes);
app.FatorEscolhido.Text = '?';
app.SeleodoMaterialDropDown.Enable = 'on';
app.LimiteescoamentoButton_2.Enable = 'off';
app.limiteeresistenciaButton_2.Enable = 'off';
app.limiteelasticoButton_2.Enable = 'off';
app.ModulodeyoungButton_2.Enable = 'off';
app.atualiza();
app.PosTxtCurvas = 1;
end

```

```

% Value changed function: SelecaoensaioDropDown
function SelecaoensaioDropDownValueChanged(app, event)
app.DialogApp = DialogAppFatorEscoamentoA02(app);
ArqCar = app.SelecaoensaioDropDown.Value; % Material para analise
=
end

```

```

% Button pushed function: GerarCurvaButton_2
function GerarCurvaButton_2Pushed(app, event)
arqDados = app.SelecaoensaioDropDown.Value; % Material para analise
opts.SelectedVariableNames = [1:3]; % Selecciona as colunas do arquivo
DadosEnsaio = readmatrix(arqDados); % Matriz com os dados
MatrizComprimento = length(DadosEnsaio); % Comprimento da matriz

```

```

% Verificar se o arquivo ja foi usado como aprendizado
ArqUsado = 0; % Arquivo ja usado
if DadosEnsaio(end) == 9999
ArqUsado = 1;
DadosEnsaio(end,:) = [];
Alongamento = DadosEnsaio(1:1:end,1); % Matriz alongamento
CurvaFinal = DadosEnsaio(1:1:end,2); % Matriz Força
else
Alongamento = DadosEnsaio(1:1:end,1); % Matriz alongamento
CurvaFinal = DadosEnsaio(1:1:end,2); % Matriz Força
DadosEnsaio(end+1,:) = [9999 9999];
writematrix([DadosEnsaio],arqDados);
end

```

```

[ElasY, ElasX, Carga, Alongou, ModuloYoung, L] = LimiteElastico(app, ...
CurvaFinal, Alongamento, app.AnguloTang);
[~, ~, CargaEsc, Deltamm] = LimiteEscoamento(app,ElasX,ElasY,CurvaFinal,...
Alongamento,app.FatorEscoamento);
[LimiteResX,LimiteResY,~] = Resistencia(app, CurvaFinal, Alongamento);
ponto = [Deltamm Alongou LimiteResX; CargaEsc Carga LimiteResY];
MatrizComprimento = L;

```

```

% Parametros da Curva
MatrizA = ParametrosVander(app ,
Alongamento,CurvaFinal,ElasX,app.comprimentoPlastico);

%Nome do arquivo
arq = strcat(extractBefore(arqDados,'_'),' .txt');
% Valor da carga de escoamento Mpa
MatrizA(30) = round(CargaEsc,4,'significant');
%Valor do limite de resistencia
MatrizA(31) = round(LimiteResY,4,'significant');
%Valor da carga limite elastico
MatrizA(32) = round(Carga,4,'significant');
% Alongamento maximo encontrado
MatrizA(33) = round(max(Alongamento),4,'significant');
% Modulo de Young
MatrizA(34) = round(ModuloYuong,4,'significant');
%Posição do limite Elastico em X
MatrizA(35) = round(ElasX,4,'significant');
%Valor do alongamento no limite Elastico
MatrizA(36) = round(Alongamento(ElasX),4,'significant');
%Comprimento da matriz de teste em pontos
MatrizA(37) = round(MatrizComprimento,4,'significant');
%Posição do limite Elastico em Y
MatrizA(38) = round(ElasY,4,'significant');
% Sobreposição de calculo
MatrizA(39) = 0;
% Gerar matriz de aprendizado?
if ArqUsado == 0

%Calculo do novo passo em x
PassoXA = MatrizA(33)/app.comprimentoPlastico;
%Calculo area plastica
for i = 1: (MatrizA(37) – MatrizA(35))
EixoXA(i) = (i * PassoXA) + MatrizA(36);
end
% Curva de aprendizado
Vander = MatrizA(1:21);
A_curva = polyval(Vander,EixoXA);
% Cria variavel existencia de arquivo
existe = 0;
%Verifica se o arquivo de aprendizado ja existe
if isfile(arq)
MatrizB = readmatrix(arq);
[MatrizRes, Forca, Deform] = Media(app, MatrizA, MatrizB,...
app.comprimentoPlastico, app.comprimentoElastico);
[ElasMY, ElasMX, CargaM, ~, NovoYoung, L] = LimiteElastico(app, ...

```

```

Forca, Deform, app.AnguloTang);
[~, ~, CargaEscM, ~] = LimiteEscoamento(app,ElasMX,ElasMY,Forca,...
Deform,app.FatorEscoamento);
MatrizComprimentoM = L;
[~,LimiteResYM,~] = Resistencia(app, Forca, Deform);
arq = strcat(extractBefore(arqDados,'_'),' .txt');
MatrizAux(30) = round(CargaEscM,4,'significant'); %Limite de escoamento para
simulação
MatrizAux(31) = round(LimiteResYM,4,'significant'); %limite de resistencia para
simulação
MatrizAux(32) = round(CargaM,4,'significant'); %limite elástico
MatrizAux(33) = round(max(Deform),4,'significant'); %alongamento total %Modulo de
young
MatrizAux(35) = round(ElasMX,4,'significant');
MatrizAux(36) = round(Deform(ElasMX),4,'significant'); %Inico escoamento
MatrizAux(37) = round(MatrizComprimentoM,4,'significant');
MatrizAux(38) = round(ElasMY,4,'significant');
MatrizAuxiliar = MatrizRes;
else
MatrizAuxiliar = MatrizA;
%Salvar material Ensaiado
Material = extractBefore(arq,'.txt');
Ensaios = readmatrix('Ensaios.txt', 'Delimiter',' ','OutputType','string');
for i = 2 : length(Ensaios)+1
if i == length(Ensaios)+1
Ensaios(1,i) = Material;
writematrix([Ensaios],'Ensaios.txt');
end
if Ensaios(i) == Material
break;
end
end
end % Final gravação arquivo
writematrix([MatrizAuxiliar],arq);

end %final geração arquivo de aprendizado
app.MduloelasticidadeLabel_2.Text = strcat(num2str(ModuloYuong),' Mpa');
app.LimiteescoamentoLabel.Text = strcat(num2str(CargaEsc),' Mpa');
app.LimiteelasticoLabel.Text = strcat(num2str(Carga),' Mpa');
app.LimiteResistenciaLabel.Text = strcat(num2str(ponto(2,3)),' Mpa');
app.TracaoUIAxes.NextPlot = 'add';
Aux = app.TracaoUIAxes.ColorOrderIndex;
Cor = app.TracaoUIAxes.ColorOrder(Aux,:);
app.TracaoUIAxes.XLimMode = 'auto';
plot(app.TracaoUIAxes, Alongamento,CurvaFinal);

```

```

plot(app.TracaoUIAxes,Alongou,Carga) %teste apagar depois
plot(app.TracaoUIAxes, ponto(1,1), ponto(2,1),'Color',Cor, 'Marker', '*')
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,1) * 1.02 * app.PosTxtCurvas, ponto(2,1) ...
* 1.01 * app.PosTxtCurvas, strcat('limite de escoamento = ', ...
num2str(CargaEsc),'Mpa'),'FontSize',11, 'Color',Cor);

```

```

plot(app.TracaoUIAxes, ponto(1,2), ponto(2,2), 'Color',Cor, 'Marker', '*')
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,2) * 0.8 / app.PosTxtCurvas, ponto(2,2) ...
* 0.99 / app.PosTxtCurvas, strcat('limite Elastico = ', ...
num2str(Carga),'Mpa'),'FontSize',11, 'Color',Cor);
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,2) * app.PosTxtCurvas , ponto(2,2) ...
* 0.8 / app.PosTxtCurvas, strcat('Módulo de Yuong = ', ...
num2str(ModuloYuong),'Mpa'),'FontSize',11, 'Color',Cor);
plot(app.TracaoUIAxes, ponto(1,3), ponto(2,3),'Color',Cor, 'Marker', '*')
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,3) * 0.8 / app.PosTxtCurvas, ponto(2,3)...
* 0.99 / app.PosTxtCurvas, strcat('limite Resistência = ', ...
num2str(ponto(2,3)),'Mpa'),'FontSize',11, 'Color',Cor);
app.TracaoUIAxes.NextPlot = 'replace';
app.TracaoUIAxes.UserData = '';
app.PosTxtCurvas = app.PosTxtCurvas + 0.05;
end

```

```

% Button pushed function: ClearButton_2
function ClearButton_2Pushed(app, event)
cla(app.TracaoUIAxes);
app.FatorEscolhido.Text = '?';
app.PosTxtCurvas = 1;
end

```

```

% Callback function
function UITable2CellEdit(app, event)

```

```

end

```

```

% Value changed function: Sel_ControleDropDown
function Sel_ControleDropDownValueChanged(app, event)
value = app.Sel_ControleDropDown.Value;
T = readtable('carcteristicas.xlsx','Sheet',value);
vars = {'Valor','Unidade','Caracteristica','Ensaio'};
[aux1,~] = size(T);
T = T(1:aux1,vars);
app.UITable.Data = table(T.Caracteristica,T.Valor, T.Unidade);
app.ArquivoSimulacao = T(:,4);
app.SNValor = T(:,1);
end

```

```

% Callback function
function SeleodoMaterialDropDown_2ValueChanged(app, event)

app.DialogApp = DialogAppFatorEscoamentoA02(app);

end

% Value changed function: TangenteEditField
function TangenteEditFieldValueChanged(app, event)
app.AnguloTang = app.TangenteEditField.Value;
end

% Button pushed function: SimularButton
function SimularButtonPushed(app, event)
if app.ValorParaSimular.Value ~= 0
SNValorC = app.ValorParaSimular.Value;
for i = 1 : length(app.SNValor.Valor)
switch i
case 1
MatrixA = readmatrix(strcat(string(app.ArquivoSimulacao.Ensaio(i)),'.txt'));
SNValorA = app.SNValor.Valor(1);
case 2
MatrixB = readmatrix(strcat(string(app.ArquivoSimulacao.Ensaio(i)),'.txt'));
SNValorB = app.SNValor.Valor(2);
otherwise
msgbox(strcat('Arquivos Não Usados ', ...
string(app.ArquivoSimulacao.Ensaio(i))), 'Aviso','help');
end
end
NValor = (SNValorC - SNValorA)/(SNValorB -SNValorA);
MatrixC(30:39) = MatrixA(30:end).*(1-NValor) + MatrixB(30:end).* NValor;

[ForcaC, DeforC] = Simulacao(app, MatrixA, MatrixB, MatrixC,
app.comprimentoPlastico, ...
app.comprimentoElastico ,NValor, app.SalvararquivoCheckBox.Value,
app.txtButton,...
app.datButton, app.ArquivoSimulacao.Ensaio(1),SNValorC);
[ElasY, ElasX, Carga, Alongou, ModuloYuong, L] = LimiteElastico(app, ...
ForcaC, DeforC, app.AnguloTang);
[~, ~, CargaEsc, Deltamm] = LimiteEscoamento(app,ElasX,ElasY,ForcaC,...
DeforC,app.FatorEscoamento);
[LimiteResX,LimiteResY,~] = Resistencia(app, ForcaC, DeforC);
ponto = [Deltamm Alongou LimiteResX; CargaEsc Carga LimiteResY];

app.MduloelasticidadeLabel_2.Text = strcat(num2str(ModuloYuong),' Mpa');
app.LimiteescoamentoLabel.Text = strcat(num2str(CargaEsc),' Mpa');
app.LimiteelasticoLabel.Text = strcat(num2str(Carga),' Mpa');

```

```

app.LimiteResistenciaLabel.Text = strcat(num2str(ponto(2,3)), ' Mpa');
% plot -----
app.TracaoUIAxes.NextPlot = 'add';
plot(app.TracaoUIAxes, DeforC, ForcaC);
plot(app.TracaoUIAxes, ponto(1,1), ponto(2,1), 'b*')
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,1) * 1.02, ponto(2,1) * 1.01, ...
strcat('limite de escoamento = ', num2str(CargaEsc), 'Mpa'), "FontSize", 11);
plot(app.TracaoUIAxes, ponto(1,2), ponto(2,2), 'g*')
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,2) * 0.8, ponto(2,2) * 0.99, ...
strcat('limite Elastico = ', num2str(Carga), 'Mpa'), "FontSize", 11);
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,2) * 1, ponto(2,2) * 0.8, ...
strcat('Módulo de Yuong = ', num2str(ModuloYuong)), "FontSize", 11);
plot(app.TracaoUIAxes, ponto(1,3), ponto(2,3), 'r*')
text(app.TracaoUIAxes, ponto(1,3) * 0.8, ponto(2,3) * 0.99, ...
strcat('limite Resistência = ', num2str(ponto(2,3)), 'Mpa'), "FontSize", 11);
app.TracaoUIAxes.NextPlot = 'replace';
app.TracaoUIAxes.UserData = "";

```

```

else
msgbox('Valor para Simulação Invalido ', 'Aviso', 'warn');
end
end

```

```

% Value changed function: SalvararquivoCheckBox
function SalvararquivoCheckBoxValueChanged(app, event)
value = app.SalvararquivoCheckBox.Value;
if value == 1
app.TipoButtonGroup.Enable = 'on';
else
app.TipoButtonGroup.Enable = 'off';
end
end

```

```

% Button down function: AnaliseTab
function AnaliseTabButtonDown(app, event)
app.TipoButtonGroup.Enable = 'off';
end

```

```

% Button pushed function: ClearButtonSimular
function ClearButtonSimularPushed(app, event)
cla(app.TracaoUIAxes);
app.PosTxtCurvas = 1;
end
end

```

```

% Component initialization
methods (Access = private)

```

```
% Create UIFigure and components
function createComponents(app)
```

```
% Create SimuladorEnsaioTracao and hide until all components are created
app.SimuladorEnsaioTracao = uifigure('Visible', 'off');
app.SimuladorEnsaioTracao.AutoResizeChildren = 'off';
app.SimuladorEnsaioTracao.Position = [100 100 1494 800];
app.SimuladorEnsaioTracao.Name = 'Simulador Ensaio de Tração';
app.SimuladorEnsaioTracao.SizeChangedFcn = createCallbackFcn(app,
@updateAppLayout, true);
```

```
% Create GridLayout
app.GridLayout = uigridlayout(app.SimuladorEnsaioTracao);
app.GridLayout.ColumnWidth = {333, '1x'};
app.GridLayout.RowHeight = {'1x'};
app.GridLayout.ColumnSpacing = 0;
app.GridLayout.RowSpacing = 0;
app.GridLayout.Padding = [0 0 0 0];
app.GridLayout.Scrollable = 'on';
```

```
% Create LeftPanel
app.LeftPanel = uipanel(app.GridLayout);
app.LeftPanel.Layout.Row = 1;
app.LeftPanel.Layout.Column = 1;
app.LeftPanel.Scrollable = 'on';
```

```
% Create SimulaoCurvasEnsaioedeTraoLabel
app.SimulaoCurvasEnsaioedeTraoLabel = uilabel(app.LeftPanel);
app.SimulaoCurvasEnsaioedeTraoLabel.FontSize = 16;
app.SimulaoCurvasEnsaioedeTraoLabel.FontWeight = 'bold';
app.SimulaoCurvasEnsaioedeTraoLabel.Position = [25 759 283 22];
app.SimulaoCurvasEnsaioedeTraoLabel.Text = 'Simulação Curvas Ensaio de Tração';
```

```
% Create TabGroup
app.TabGroup = uitabgroup(app.LeftPanel);
app.TabGroup.Position = [5 290 322 408];
```

```
% Create AnaliseTab
app.AnaliseTab = uitab(app.TabGroup);
app.AnaliseTab.Title = 'Analise';
app.AnaliseTab.ButtonDownFcn = createCallbackFcn(app,
@AnaliseTabButtonDown, true);
```

```
% Create SeleccionoensaioDropDownLabel
```

```

app.SelecaoensaioDropDownLabel = uilabel(app.AnaliseTab);
app.SelecaoensaioDropDownLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.SelecaoensaioDropDownLabel.Position = [18 340 107 22];
app.SelecaoensaioDropDownLabel.Text = 'Selecione o ensaio';

```

```

% Create SelecaoensaioDropDown
app.SelecaoensaioDropDown = uidropdown(app.AnaliseTab);
app.SelecaoensaioDropDown.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
@SelecaoensaioDropDownValueChanged, true);
app.SelecaoensaioDropDown.Position = [131 340 145 22];

```

```

% Create FatorEscoamentoLabel_2
app.FatorEscoamentoLabel_2 = uilabel(app.AnaliseTab);
app.FatorEscoamentoLabel_2.HorizontalAlignment = 'right';
app.FatorEscoamentoLabel_2.Position = [18 302 117 22];
app.FatorEscoamentoLabel_2.Text = 'Fator Escoamento = ';

```

```

% Create FatorEscolhido_2
app.FatorEscolhido_2 = uilabel(app.AnaliseTab);
app.FatorEscolhido_2.Position = [139 302 123 22];
app.FatorEscolhido_2.Text = '?';

```

```

% Create GerarCurvaButton_2
app.GerarCurvaButton_2 = uibutton(app.AnaliseTab, 'push');
app.GerarCurvaButton_2.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@GerarCurvaButton_2Pushed, true);
app.GerarCurvaButton_2.Position = [27 172 100 22];
app.GerarCurvaButton_2.Text = 'Gerar Curva';

```

```

% Create ClearButton_2
app.ClearButton_2 = uibutton(app.AnaliseTab, 'push');
app.ClearButton_2.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@ClearButton_2Pushed, true);
app.ClearButton_2.Position = [203 172 100 22];
app.ClearButton_2.Text = 'Clear';

```

```

% Create TangenteEditFieldLabel
app.TangenteEditFieldLabel = uilabel(app.AnaliseTab);
app.TangenteEditFieldLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.TangenteEditFieldLabel.Position = [16 254 65 22];
app.TangenteEditFieldLabel.Text = 'α Tangente';

```

```

% Create TangenteEditField
app.TangenteEditField = uieditfield(app.AnaliseTab, 'numeric');
app.TangenteEditField.Limits = [0 89.999999999999];
app.TangenteEditField.ValueDisplayFormat = '%.12f';

```

```

app.TangenteEditField.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
@TangenteEditFieldValueChanged, true);
app.TangenteEditField.Position = [96 251 76 27];

```

```

% Create MaterialExistenteTab
app.MaterialExistenteTab = uitab(app.TabGroup);
app.MaterialExistenteTab.Title = 'Material Existente';

```

```

% Create VarivelalvoButtonGroup_2
app.VarivelalvoButtonGroup_2 = uibuttongroup(app.MaterialExistenteTab);
app.VarivelalvoButtonGroup_2.SelectionChangedFcn = createCallbackFcn(app,
@VarivelalvoButtonGroup_2SelectionChanged, true);
app.VarivelalvoButtonGroup_2.TitlePosition = 'centertop';
app.VarivelalvoButtonGroup_2.Title = 'Variável alvo';
app.VarivelalvoButtonGroup_2.Position = [15 115 261 177];

```

```

% Create LimitedeescoamentoButton_2
app.LimitedeescoamentoButton_2 = uiradiobutton(app.VarivelalvoButtonGroup_2);
app.LimitedeescoamentoButton_2.Text = 'Limite de escoamento';
app.LimitedeescoamentoButton_2.Position = [11 131 139 22];
app.LimitedeescoamentoButton_2.Value = true;

```

```

% Create limitederesistenciaButton_2
app.limitederesistenciaButton_2 = uiradiobutton(app.VarivelalvoButtonGroup_2);
app.limitederesistenciaButton_2.Text = 'limite de resistência';
app.limitederesistenciaButton_2.Position = [11 94 127 22];

```

```

% Create limiteelsticoButton_2
app.limiteelsticoButton_2 = uiradiobutton(app.VarivelalvoButtonGroup_2);
app.limiteelsticoButton_2.Text = 'limite elástico';
app.limiteelsticoButton_2.Position = [11 57 94 22];

```

```

% Create ModulodeyoungButton_2
app.ModulodeyoungButton_2 = uiradiobutton(app.VarivelalvoButtonGroup_2);
app.ModulodeyoungButton_2.Text = 'Modulo de young';
app.ModulodeyoungButton_2.Position = [11 14 114 22];

```

```

% Create MpaEditField_4Label
app.MpaEditField_4Label = uilabel(app.VarivelalvoButtonGroup_2);
app.MpaEditField_4Label.HorizontalAlignment = 'right';
app.MpaEditField_4Label.Position = [161 131 29 22];
app.MpaEditField_4Label.Text = 'Mpa';

```

```

% Create MpaEditField_4
app.MpaEditField_4 = uieditfield(app.VarivelalvoButtonGroup_2, 'numeric');

```

```

app.MpaEditField_4.ValueDisplayFormat = '%.2f';
app.MpaEditField_4.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
    @MpaEditField_4ValueChanged, true);
app.MpaEditField_4.Position = [197 131 57 22];

% Create MpaEditField_5Label
app.MpaEditField_5Label = uilabel(app.VarivelalvoButtonGroup_2);
app.MpaEditField_5Label.HorizontalAlignment = 'right';
app.MpaEditField_5Label.Position = [160 94 29 22];
app.MpaEditField_5Label.Text = 'Mpa';

% Create MpaEditField_5
app.MpaEditField_5 = uieditfield(app.VarivelalvoButtonGroup_2, 'numeric');
app.MpaEditField_5.ValueDisplayFormat = '%.2f';
app.MpaEditField_5.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
    @MpaEditField_5ValueChanged, true);
app.MpaEditField_5.Position = [196 94 57 22];

% Create MpaEditField_6Label
app.MpaEditField_6Label = uilabel(app.VarivelalvoButtonGroup_2);
app.MpaEditField_6Label.HorizontalAlignment = 'right';
app.MpaEditField_6Label.Position = [160 57 29 22];
app.MpaEditField_6Label.Text = 'Mpa';

% Create MpaEditField_6
app.MpaEditField_6 = uieditfield(app.VarivelalvoButtonGroup_2, 'numeric');
app.MpaEditField_6.ValueDisplayFormat = '%.2f';
app.MpaEditField_6.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
    @MpaEditField_6ValueChanged, true);
app.MpaEditField_6.Position = [196 57 57 22];

% Create EditField_2Label
app.EditField_2Label = uilabel(app.VarivelalvoButtonGroup_2);
app.EditField_2Label.HorizontalAlignment = 'right';
app.EditField_2Label.Position = [124 14 25 22];
app.EditField_2Label.Text = '';

% Create EditField_2
app.EditField_2 = uieditfield(app.VarivelalvoButtonGroup_2, 'numeric');
app.EditField_2.ValueDisplayFormat = '%.0f';
app.EditField_2.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
    @EditField_2ValueChanged, true);
app.EditField_2.Position = [124 14 129 22];

% Create SeleodoMaterialDropDownLabel
app.SeleodoMaterialDropDownLabel = uilabel(app.MaterialExistenteTab);

```

```

app.SeleodoMaterialDropDownLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.SeleodoMaterialDropDownLabel.Position = [36 332 111 22];
app.SeleodoMaterialDropDownLabel.Text = 'Seleção do Material';

```

```

% Create SeleodoMaterialDropDown
app.SeleodoMaterialDropDown = uidropdown(app.MaterialExistenteTab);
app.SeleodoMaterialDropDown.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
@SeleodoMaterialDropDownValueChanged, true);
app.SeleodoMaterialDropDown.Position = [162 332 100 22];

```

```

% Create GerarCurvaButton
app.GerarCurvaButton = uibutton(app.MaterialExistenteTab, 'push');
app.GerarCurvaButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@GerarCurvaButtonPushed, true);
app.GerarCurvaButton.Position = [22 62 100 22];
app.GerarCurvaButton.Text = 'Gerar Curva';

```

```

% Create FatorEscoamentoLabel
app.FatorEscoamentoLabel = uilabel(app.MaterialExistenteTab);
app.FatorEscoamentoLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.FatorEscoamentoLabel.Position = [26 302 117 22];
app.FatorEscoamentoLabel.Text = 'Fator Escoamento = ';

```

```

% Create FatorEscolhido
app.FatorEscolhido = uilabel(app.MaterialExistenteTab);
app.FatorEscolhido.Position = [152 302 110 22];
app.FatorEscolhido.Text = '?';

```

```

% Create ClearButton
app.ClearButton = uibutton(app.MaterialExistenteTab, 'push');
app.ClearButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app, @ClearButtonPushed,
true);
app.ClearButton.Position = [172 62 100 22];
app.ClearButton.Text = 'Clear';

```

```

% Create SimulaoTab
app.SimulaoTab = uitab(app.TabGroup);
app.SimulaoTab.Title = 'Simulação';

```

```

% Create UITable
app.UITable = uitable(app.SimulaoTab);
app.UITable.ColumnName = {'Variável'; 'Valor'; 'Unid.'};
app.UITable.RowName = {};
app.UITable.Position = [1 139 320 185];

```

```

% Create PlanilhaControleDropDownLabel
app.PlanilhaControleDropDownLabel = uilabel(app.SimulaoTab);
app.PlanilhaControleDropDownLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.PlanilhaControleDropDownLabel.Position = [26 340 97 22];
app.PlanilhaControleDropDownLabel.Text = 'Planilha Controle';

% Create Sel_ControleDropDown
app.Sel_ControleDropDown = uidropdown(app.SimulaoTab);
app.Sel_ControleDropDown.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
@Sel_ControleDropDownValueChanged, true);
app.Sel_ControleDropDown.Position = [145 340 100 22];

% Create ValorEditFieldLabel
app.ValorEditFieldLabel = uilabel(app.SimulaoTab);
app.ValorEditFieldLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.ValorEditFieldLabel.Position = [38 88 33 22];
app.ValorEditFieldLabel.Text = 'Valor';

% Create ValorParaSimular
app.ValorParaSimular = uieditfield(app.SimulaoTab, 'numeric');
app.ValorParaSimular.Position = [86 88 150 22];

% Create SimularButton
app.SimularButton = uibutton(app.SimulaoTab, 'push');
app.SimularButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@SimularButtonPushed, true);
app.SimularButton.Position = [23 41 100 22];
app.SimularButton.Text = 'Simular';

% Create ClearButtonSimular
app.ClearButtonSimular = uibutton(app.SimulaoTab, 'push');
app.ClearButtonSimular.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@ClearButtonSimularPushed, true);
app.ClearButtonSimular.Position = [149 41 100 22];
app.ClearButtonSimular.Text = 'Clear';

% Create MduloelasticidadeLabel
app.MduloelasticidadeLabel = uilabel(app.LeftPanel);
app.MduloelasticidadeLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.MduloelasticidadeLabel.Position = [25 158 118 28];
app.MduloelasticidadeLabel.Text = 'Módulo elasticidade: ';

% Create MduloelasticidadeLabel_2
app.MduloelasticidadeLabel_2 = uilabel(app.LeftPanel);
app.MduloelasticidadeLabel_2.Position = [148 158 117 28];
app.MduloelasticidadeLabel_2.Text = 'Módulo elasticidade ';

```

```

% Create LimiteelsticoLabel
app.LimiteelsticoLabel = uilabel(app.LeftPanel);
app.LimiteelsticoLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.LimiteelsticoLabel.Position = [17 133 126 28];
app.LimiteelsticoLabel.Text = 'Limite elástico:';

% Create LimiteelasticoLabel
app.LimiteelasticoLabel = uilabel(app.LeftPanel);
app.LimiteelasticoLabel.Position = [148 132 117 28];
app.LimiteelasticoLabel.Text = 'Limite elastico';

% Create LimitedeescoamentoLabel
app.LimitedeescoamentoLabel = uilabel(app.LeftPanel);
app.LimitedeescoamentoLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.LimitedeescoamentoLabel.Position = [17 107 126 28];
app.LimitedeescoamentoLabel.Text = 'Limite de escoamento:';

% Create LimiteescoamentoLabel
app.LimiteescoamentoLabel = uilabel(app.LeftPanel);
app.LimiteescoamentoLabel.Position = [148 106 117 28];
app.LimiteescoamentoLabel.Text = 'Limite escoamento';

% Create LimiteresistnciaLabel
app.LimiteresistnciaLabel = uilabel(app.LeftPanel);
app.LimiteresistnciaLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.LimiteresistnciaLabel.Position = [17 81 126 28];
app.LimiteresistnciaLabel.Text = 'Limite resistência:';

% Create LimiteResistenciaLabel
app.LimiteResistenciaLabel = uilabel(app.LeftPanel);
app.LimiteResistenciaLabel.Position = [148 80 117 28];
app.LimiteResistenciaLabel.Text = 'Limite Resistencia';

% Create SalvararquivoCheckBox
app.SalvararquivoCheckBox = uicheckbox(app.LeftPanel);
app.SalvararquivoCheckBox.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app,
@SalvararquivoCheckBoxValueChanged, true);
app.SalvararquivoCheckBox.Text = 'Salvar arquivo ';
app.SalvararquivoCheckBox.Position = [32 247 226 22];

% Create TipoButtonGroup
app.TipoButtonGroup = uibuttongroup(app.LeftPanel);
app.TipoButtonGroup.Title = 'Tipo';
app.TipoButtonGroup.Position = [142 185 152 84];

```

```

% Create txtButton
app.txtButton = uitogglebutton(app.TipoButtonGroup);
app.txtButton.Text = '.txt';
app.txtButton.Position = [51 31 100 22];
app.txtButton.Value = true;

% Create datButton
app.datButton = uitogglebutton(app.TipoButtonGroup);
app.datButton.Text = '.dat';
app.datButton.Position = [51 1 100 22];

% Create RightPanel
app.RightPanel = uipanel(app.GridLayout);
app.RightPanel.Layout.Row = 1;
app.RightPanel.Layout.Column = 2;
app.RightPanel.Scrollable = 'on';

% Create TracaoUIAxes
app.TracaoUIAxes = uiaxes(app.RightPanel);
title(app.TracaoUIAxes, 'Ensaio de tração')
xlabel(app.TracaoUIAxes, 'Alongamento (mm)')
ylabel(app.TracaoUIAxes, 'Força (Mpa)')
app.TracaoUIAxes.TickLabelInterpreter = 'none';
app.TracaoUIAxes.XGrid = 'on';
app.TracaoUIAxes.YGrid = 'on';
app.TracaoUIAxes.ColorOrder = [0 0.4471 0.7412;0.6392 0.0784
0.1804;0.4941 0.1843 0.5569;0.4667 0.6745 0.1882;0 0 1;1 0 1;0.149 0.149 0.149];
app.TracaoUIAxes.NextPlot = 'replace';
app.TracaoUIAxes.Position = [7 8 1149 762];

% Show the figure after all components are created
app.SimuladorEnsaioTracao.Visible = 'on';
end
end

% App creation and deletion
methods (Access = public)

% Construct app
function app = Qualificacao

% Create UIFigure and components
createComponents(app)

```

```
% Register the app with App Designer
registerApp(app, app.SimuladorEnsaioTracao)

% Execute the startup function
runStartupFcn(app, @Inicio)

if nargin == 0
    clear app
end
end

% Code that executes before app deletion
function delete(app)

    % Delete UIFigure when app is deleted
    delete(app.SimuladorEnsaioTracao)
end
end
```

9 ANEXO B – RESULTADO DA SIMULAÇÃO SOLIDWORKS REFERENTE AO ENSAIO FÍSICO COM VELOCIDADE DE 15MM/MIN

Arquivos em csv “Tensao15mm.csv” e “Desloc15mm.csv”

10 ANEXO C – RESULTADO SIMULAÇÃO NO SOFTWARE REFERENTE AO ENSAIO SIMULADO NO SOFTWARE COM VELOCIDADE DE 15MM/MIN

Arquivo em txt “INOX715_Sim.txt”.

11 ANEXO D – RESULTADO DA SIMULAÇÃO SOLIDWORKS REFERENTE AO ENSAIO FÍSICO COM DIÂMETRO DE 11MM

Arquivo em csv “Tensao11mm.csv” e “Desloc11mm.csv”.

12 ANEXO E – RESULTADO SIMULAÇÃO NO SOFTWARE REFERENTE AO ENSAIO SIMULADO NO SOFTWARE COM DIÂMETRO DE 11MM

Arquivo em txt “102011_Sim.txt”.

13 ANEXO F – RELATÓRIO TEMPO DE EXECUÇÃO

Arquivo em pdf “RelTempoExecução.pdf”.