



# **Fabrico e caracterização mecânica de placas estabilizadoras de fraturas em material compósito polimérico**

**FLAMINIO CESAR PEREIRA SALES**

Relatório da Dissertação Final apresentada à

**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**

**Instituto Politécnico de Bragança**

para obtenção do grau de Mestre em

**Engenharia Industrial**

**Área de especialização em Engenharia Mecânica**

Sob orientação dos professores:

**João Eduardo Pinto Castro Ribeiro**

**Romeu Rony Cavalcante da Costa**

BRAGANÇA

2020



FLAMINIO CESAR PEREIRA SALES

# **FABRICO E CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA DE PLACAS ESTABILIZADORAS DE FRATURAS EM MATERIAL COMPÓSITO POLIMÉRICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Dupla Diplomação entre a Universidade Tecnológica Federal do Paraná e o Instituto Politécnico de Bragança, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Industrial – Ramo Engenharia Mecânica.

Orientadores:

Professor Doutor João Eduardo Pinto  
Castro Ribeiro;

Professor Doutor Romeu Rony  
Cavalcante da Costa

BRAGANÇA

2020

# Agradecimentos

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná – campus Cornélio Procópio e à Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança; locais onde pude adquirir os conhecimentos necessários e desenvolver o presente trabalho por meio do acordo de dupla diplomação.

Aos meus professores orientadores: João Ribeiro e Romeu Rony Cavalcante da Costa que incansavelmente me guiaram e aconselharam durante o desenvolvimento deste projeto. Ainda, a todos os engenheiros, laboratoristas e funcionários das Instituições onde estudei e, direta ou indiretamente, deram sua colaboração.

Por fim, agradeço aqueles que foram fontes de motivação e descanso durante esta etapa de minha vida: aos meus pais e familiares, sempre presentes e carinhosos mesmo à distância; aos amigos, da eterna República Tortuga, dos apartamentos do 208 e de todos os momentos, no Brasil ou em Portugal; e a Deus, que me abençoou e protegeu imensamente durante essa caminhada.

*“There are far, far better things ahead than any we leave behind.”*

**(C.S. Lewis)**

# Resumo

Fraturas são eventos com altíssima ocorrência e que, além dos impactos na qualidade de vida, geram enormes gastos por todo o mundo. Para auxiliar nos processos de consolidação óssea após um destes incidentes, são utilizadas placas estabilizadoras de fratura, normalmente, fabricadas em materiais metálicos. Contudo, estes materiais apresentam algumas desvantagens, tais como os efeitos adversos provocados pela corrosão, as falhas por fadiga, as reações alérgicas, o custo, considerado alto e, principalmente, o fenômeno da blindagem óssea: uma redução na densidade dos ossos devido à alta rigidez do implante. Visando contornar tais problemas, o objetivo deste estudo foi fabricar e caracterizar placas estabilizadoras de fratura em material compósito de resina poliuretana (PU) reforçada com fibra de vidro. Para tal, foram concebidas e simuladas diferentes geometrias; o material foi avaliado em tração e, posteriormente, os implantes na flexão em 4 pontos. As simulações numéricas não mostraram diferenças significativas nas propriedades em flexão dos diferentes modelos avaliados, desta forma, o modelo mais utilizado atualmente foi adaptado para o fabrico em compósito. Em tração, a resina PU utilizada demonstrou aumento de 102% na tensão máxima atingida quando se empregou 15 Wf% de reforços. Nas placas, a inserção de reforços entre 10 a 25% também aumentou a rigidez estrutural em 126-165%, comparativamente com as amostras de PU pura. Por outro lado, alterações no número de furos, de 4 para 6, reduziram a tensão máxima atingida em 40%. Quanto ao processo utilizado, este apresentou baixo custo, foi altamente customizável e permitiu o desenvolvimento de geometrias complexas. Desta forma, mesmo que os valores de resistência e rigidez ainda precisem aumentar para utilização segura quando implantado, os métodos adotados mostraram-se uma alternativa efetiva para o fabrico e caracterização deste tipo de dispositivo.

**Palavras Chave:** Placas estabilizadoras de fraturas, Regeneração óssea, Flexão, Processo de fabrico, Biomateriais.

## **Abstract**

*Fractures are events with a very high occurrence that, besides the impact caused to the wellness, it also generates huge expenses all over the world. To assist the bone healing processes after one of these incidents, osteosynthesis plates, usually manufactured with metallic materials, are used. However, these materials have some disadvantages, such as adverse effects caused by corrosion, fatigue failures, allergic reactions, high cost and, mainly, the stress shielding phenomenon: a reduction in bone density due to the high implant stiffness. To avoid these problems, this study aims to manufacture and characterize fracture osteosynthesis plates, made with glass fiber reinforced polyurethane composite. For this, three different geometries were designed and simulated; the material was evaluated in tensile tests and, subsequently, the implants were submitted to 4-point bending. Finite Element Simulations did not show significant differences in the flexural properties of the evaluated models, thus, the most modern one was adapted to be manufactured using composite. The maximum stress reached by the samples in tensile test, increased 102% when 15% of reinforcements were used. In the plates, fiber reinforcements between 10 and 25% also increased the structural stiffness by 126-165%, when compared to pure polyurethane. On the other hand, changes in the number of holes, from 4 to 6, reduced the maximum stress by 40%. Regarding to the manufacturing process used, it was low cost, highly customizable and allowed the development of complex geometries. Thus, even though the values of strength and stiffness still need to be increased for safe implanted use, the methods adopted have proved to be an effective alternative for the manufacture of bone plates.*

**Keywords:** *Osteosynthesis plates, Bone healing, Four-point bending, Manufacturing process; Biomaterials.*



# Índice

---

<b>CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS .....	1
1.2 OBJETIVOS DA DISSERTAÇÃO.....	2
1.3 ESTRUTURA DA TESE .....	3
<b>CAPÍTULO 2: FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E ESTADO DA ARTE .....</b>	<b>5</b>
2.1 OS OSSOS E O PROCESSO DE CONSOLIDAÇÃO DE FRATURAS .....	5
2.1.1 Estrutura e propriedades dos tecidos ósseos. ....	5
2.1.2 A remodelação óssea e os esforços presentes nos ossos.....	6
2.1.3 O processo de regeneração óssea .....	8
2.1.4 Utilização de placas estabilizadoras de fratura .....	9
2.2 MATERIAIS UTILIZADOS EM APLICAÇÕES MÉDICAS ORTOPÉDICAS.....	12
2.2.1 Materiais Compósitos.....	14
2.2.2 A resina Poliuretana .....	16
2.2.3 A fibra de vidro .....	17
2.3 PRINCIPAIS ANÁLISES BIOMECÂNICAS EM PLACAS ESTABILIZADORAS DE FRATURA	18
2.3.1 Impacto do uso de diferentes materiais.....	18
2.3.2 Impacto do tipo de placa .....	19
2.3.3 Impacto do número de furos .....	20
2.4 ANÁLISES EXPERIMENTAIS E NUMÉRICAS DO COMPORTAMENTO DOS MATERIAIS ..	21
2.4.1 O ensaio de tração .....	21
2.4.2 O ensaio de flexão .....	23
2.4.3 O método de Correlação Digital de Imagens .....	24
2.4.4 O Método de Análise por Elementos finitos .....	24
<b>CAPÍTULO 3: PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL .....</b>	<b>26</b>
3.1 SELEÇÃO DE MATERIAIS .....	27
3.1.1 Materiais utilizados nos moldes .....	27
3.1.2 Materiais utilizados na manufatura de provetes e placas.....	29
3.2 METODOLOGIA PARA MODELAÇÃO DE PLACAS ESTABILIZADORAS. ....	30
3.2.1 Parametrização .....	31
3.2.2 Modelação.....	32
3.3 ANÁLISES POR ELEMENTOS FINITOS .....	34
3.3.1 Definições dos materiais .....	35
3.3.2 Geometrias e contactos entre os componentes.....	35
3.3.3 Definição do elemento.....	39

---

3.3.4 Malha e testes de convergência.....	39
3.3.5: Constrangimentos e deslocamentos .....	40
3.4 MÉTODO PARA DETERMINAÇÃO DAS PROPRIEDADES DE TRAÇÃO.....	41
3.4.1 Projeto e maquinagem do molde.....	41
3.4.2 Fabrico dos provetes.....	44
3.4.3 Realização dos ensaios .....	47
3.5 MÉTODO PARA DETERMINAÇÃO DAS PROPRIEDADES DAS PRÓTESES EM FLEXÃO .	49
3.5.1 Processo de fabrico de um dispositivo para flexão de 4 pontos.....	49
3.5.2 Fabrico de moldes.....	51
3.5.3 Fabrico de almas e placas .....	54
3.5.4 Realização dos ensaios .....	57
3.5.5 Tratamento de dados .....	58
<b>CAPÍTULO 4: RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>63</b>
4.1 RESULTADOS RELATIVOS AO PROCESSO DE FABRICO DAS PRÓTESES. ....	63
4.2 RESULTADOS RELATIVOS AOS ENSAIOS DE FLEXÃO. ....	65
4.3 RESULTADOS RELATIVOS AOS ENSAIOS DE TRAÇÃO .....	72
4.4 RESULTADOS RELATIVOS ÀS ANÁLISES POR ELEMENTOS FINITOS. ....	75
<b>CAPÍTULO 5: CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS .....</b>	<b>79</b>
5.1 CONCLUSÕES GERAIS .....	79
5.2 LINHAS FUTURAS DE INVESTIGAÇÃO .....	80
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>82</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>A.1</b>
A. EQUAÇÕES RELATIVAS À REGRA DA MISTURA .....	A.83
B. EQUAÇÕES DE DESLOCAMENTO (SHAPE FUNCTIONS) PARA O ELEMENTO SOLID187 .....	A.5
C. GEOMETRIA DOS MODELOS DE PLACAS AVALIADOS .....	A.7
D. GEOMETRIA DOS DISPOSITIVO PARA FLEXÃO DE 4 PONTOS.....	A.12
E. FOLHA DE PROCESSOS DO DISPOSITIVO DE FLEXÃO DE 4 PONTOS. ....	A.18
F. DIMENSÕES E MASSA PARA AS AMOSTRAS DE TRAÇÃO E FLEXÃO FABRICADAS. ..	A.22
G. RESULTADOS INDIVIDUAIS: CURVAS DE TENSÃO E DEFORMAÇÃO (TRAÇÃO); DE FORÇA POR DESLOCAMENTO (FLEXÃO) E COEFICIENTE DE POISSON OBTIDO POR CORRELAÇÃO DIGITAL DE IMAGENS.....	A.25

# Lista de figuras

---

<b>Figura 1:</b> Estrutura hierárquica do osso, diferentes tecidos que são constituídos com base no processo de remodelação e a nomenclatura para diferentes regiões de um osso longo. ....	6
<b>Figura 2:</b> a) Processo de consolidação primário. Ao centro da imagem observa-se a região fraturada sendo preenchida por ósteons; b) Processo secundário de consolidação de fratura, com destaque para a formação de calo ósseo. ....	9
<b>Figura 3:</b> Placas estabilizadoras de fraturas: a) Próteses fixadas aos ossos e mostradas em uma assemblagem tridimensional, uma radiografia e um desenho esquemático b) Procedimento cirúrgico. ....	10
<b>Figura 4:</b> Placas utilizadas no processo de estabilização de fraturas: a) DCP; b) LCP. ....	11
<b>Figura 5:</b> Placa LCP com um complexo sistema de furos que permite a utilização tanto de parafusos corticais quanto de parafusos bloqueados. ....	12
<b>Figura 6:</b> Propriedades mecânicas de diferentes materiais utilizados para aplicações biomédicas. ....	14
<b>Figura 7:</b> Possíveis configurações de parafusos em uma placa de 8 furos. ....	20
<b>Figura 8:</b> Resumo das atividades desenvolvidas. ....	27
<b>Figura 9:</b> Direções das fibras nos feixes unidirecionais e em um compósito. ....	30
<b>Figura 10:</b> Modelos de Placas estabilizadoras estreitas com 6 furos de 4,5mm. a) DCP; b) LC-DCP; c) LCP. ....	32
<b>Figura 11:</b> a) Placa LCP-CM b) Alma utilizada. ....	33
<b>Figura 12:</b> Placa DCP <i>Broad</i> com 8 furos: principais dimensões. ....	34
<b>Figura 13:</b> Montagem utilizada nas simulações com as placas LCP: a) Vista Isométrica em software CAD; b) Dimensões dos apoios; c) Malha gerada no software de elementos finitos. ....	36
<b>Figura 14:</b> a) Funcionamento do parâmetro “trim”; b) Criação de contactos entre um apoio e a superfície inferior da placa. ....	37
<b>Figura 15:</b> Configurações definidas para os contactos “Frictionless” aplicados entre os roletes superiores e a superfície da placa. ....	38
<b>Figura 16:</b> Elemento SOLID187. ....	39
<b>Figura 17:</b> a) Parâmetros utilizados na geração de malhas; b) Refinamentos gerais em faces selecionadas; c) Refinamentos ajustados manualmente para corpos selecionados. ....	40
<b>Figura 18:</b> Condições impostas nas simulações numéricas. ....	41
<b>Figura 19:</b> Dimensões do provete seguindo a norma ASTM D638. ....	42
<b>Figura 20:</b> Processo de fabrico de um molde para provetes de tração- Em vermelho pode-se observar o ponto de referência utilizado. a) Projeto no SolidWorks®; b) Maquinagem do material base; c) Resultado. ....	43
<b>Figura 21:</b> Processo de fabrico dos provetes de tração: a) Camadas de plástico, acrílico e um peso, colocados sobre o molde visando garantir a espessura	

correta; b) Fibras sendo dispostas nos moldes; c) Uma moldagem já curada e ainda com o plástico.....	46
<b>Figura 22:</b> Preparação dos provetes para correlação digital de imagens: Foi aplicada uma base preta com a sobreposição de uma nuvem de pontos branca. ....	48
<b>Figura 23:</b> a) Provetes pintados; b) Aparato montado para os ensaios; c) Captura realizada durante o ensaio. ....	48
<b>Figura 24:</b> Dispositivo para ensaios de flexão de 4 pontos: a) Projeto em corte; b) Componentes durante o processo de fabrico; c) Dispositivo montado. ....	51
<b>Figura 25:</b> Representação esquemático dos moldes bipartidos das almas e resultado da impressão 3D do moldado.....	52
<b>Figura 26:</b> a) Sequência de etapas adotadas no fabrico dos moldes em elastômero; b) Equipamentos utilizados (bomba de vácuo e esticador); c) Elastômero com uma região transparente, sem bolhas, e outra opaca, ainda com grande quantidade de ar; d) Um dos moldes das placas já pronto e em uso. ....	53
<b>Figura 27:</b> Representação esquemático: a) Moldado; b) Molde bipartido das placas.....	54
<b>Figura 28:</b> a) Etapas do posicionamento das fibras e injeção no molde das almas; b) Moldes das placas ligados à bomba de vácuo; c) Posionamento das fibras e da alma. ....	56
<b>Figura 29:</b> Placas com defeitos visíveis: a) Bolhas internas (contornadas em azul); b) Mal preenchimento.....	56
<b>Figura 30:</b> a) Almas; b) Placas. ....	57
<b>Figura 31:</b> Arranjo experimental segundo a norma ISO 9585. ....	58
<b>Figura 32:</b> Fluxograma para seleção de amostras fiáveis. ....	60
<b>Figura 33:</b> Métodos para obtenção da inclinação “S” e da carga de prova, “P”... ..	61
<b>Figura 34:</b> Comparação entre o modelo desenhado no CAD e as placas fabricadas.....	63
<b>Figura 35:</b> Alterações na média e desvios conforme os dados eram filtrados. Conforme os dados discrepantes são removidos, a média se aproxima de um grupo central de dados: a) Média inicial com os respetivos valores do desvio padrão; b) Média após a aplicação do primeiro filtro; c) Média após a aplicação do segundo filtro.....	66
<b>Figura 36:</b> Força versus deflexão: gráficos das médias e desvios relativos aos diferentes grupos fabricados nesse estudo.....	67
<b>Figura 37:</b> Resultados para diferentes adições de reforços: a) Rigidez estrutural equivalente à dobra; b) Resistência à dobra; .....	68
<b>Figura 38:</b> Resultados para diferentes furações: a) Rigidez estrutural equivalente à dobra; b) Resistência à dobra; .....	689
<b>Figura 39:</b> Tensão versus deformação real; gráficos das médias e desvios para os materiais fabricados com: a) Resina Sika (grupos TS); b) Resina Kehl (grupos TK). ....	73

**Figura 40:** a) Deformação e tempo, obtida na correlação de imagens; b) Comparação da deformação de engenharia obtida pela máquina de ensaios, com a deformação obtida na correlação de imagens c) Correlação de Imagens para o provete TK20C5- capturas um estágio antes da fratura e um após. .... 74

**Figura 41:** Comparativo entre as curvas de carregamento por deflexão obtidas por Baharnezhad et al (2013) e as geradas no presente trabalho. .... 75

**Figura 42:** Carregamento versus deslocamento para 3 diferentes modelos de próteses. .... 77

**Figura 43:** Placas com 6 furos: a) Rigidez estrutural equivalente à dobra; b) Resistência à dobra..... 78

## Lista de tabelas

---

<b>Tabela 1:</b> Propriedades mecânicas dos ossos e principais esforços presentes. ...	7
<b>Tabela 2:</b> Propriedades mecânicas de materiais utilizados em placas estabilizadoras de fraturas. ....	19
<b>Tabela 3:</b> Equações para o cálculo das tensões de engenharia e verdadeiras. ...	22
<b>Tabela 4:</b> Propriedades gerais das borrachas de silicone utilizadas.....	28
<b>Tabela 5:</b> Propriedades gerais da resina poliuretana e da fibra de vidro do tipo E.....	30
<b>Tabela 6:</b> Principais dimensões de diferentes modelos de placas estabilizadoras de fratura. ....	31
<b>Tabela 7:</b> Modelos analisados numericamente.....	35
<b>Tabela 8:</b> Propriedades do aço S.S. 316L durante o regime de deformação plástica. ....	35
<b>Tabela 9:</b> Provetes de tração fabricados .....	47
<b>Tabela 10:</b> Características dos grupos ensaiados em flexão de 4 pontos. ....	58
<b>Tabela 11:</b> Dimensões aferidas nos implantes. ....	63
<b>Tabela 12:</b> Exemplo da aplicação do método adaptado do coeficiente de determinação para as placas do grupo 10%F0H. ....	65
<b>Tabela 13:</b> Propriedades em Flexão de 4 pontos para placas compósitas.....	69
<b>Tabela 14:</b> Propriedades mecânicas médias obtidas nos ensaios de tração com provetes em resina poliuretana. ....	72
<b>Tabela 15:</b> Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) para as amostras de tração analisadas. .	74
<b>Tabela 16:</b> Convergência de malha para a placa DCP broad 8 furos. ....	75
<b>Tabela 17:</b> Convergência de malha para a placa DCP, LC-DCP e LCP.....	76

# Nomenclatura

---

## Letras maiúsculas do alfabeto Latino

A	Distância do furo mais externo à borda da prótese
CaCO <sub>3</sub>	Carbonato de Cálcio
D	Diâmetro da fresa de topo
E	Módulo de Elasticidade
Ecc	Distância entre os furos centrais de uma prótese
Ecp	Distância entre furos não centrais de uma prótese
El <sub>e</sub>	Rigidez estrutural equivalente à dobra
HB	Dureza Brinell
I	Momento de Inércia de Área
L	Comprimento das amostras
M	Momento fletor
N	Newton
P	Carga aplicada ou Carga de Prova Obtida
Pa	Pascal
R	Resistência à dobra
S <sub>t</sub>	Área Transversal
S	Inclinação da Curva de Deflexão versus Carregamento
T	Espessura da placa estabilizadora
V <sub>av</sub>	Velocidade de avanço
V <sub>c</sub>	Velocidade de corte
V <sub>f</sub>	Fração volumétrica de fibras
W:	Largura das amostras
W <sub>t</sub>	Fração mássica de fibras

## Letras minúsculas do alfabeto latino

ap	Avanço em profundidade
fz	Avanço por dente
g	Gramas
h	Espaço entre apoios
k	Distância entre os aplicadores de carga
m <sub>c</sub>	Massa do compósito
m <sub>f</sub>	Massa de fibras
mm	Milímetro
n	Rotação durante a maquinagem

vc	Volume total do compósito
vf	Volumes ocupado pelas fibras
y	Distância de um ponto ao eixo neutro da viga

### Letras minúsculas do alfabeto grego

$\sigma_e$	Tensão de engenharia
$\sigma_r$	Tensão Real
$\varepsilon$	Deformação
$\nu$	Coeficiente de Poisson

### Lista de acrônimos

AO	<i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen</i>
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CAD	<i>Computer-aided design</i>
CDI	Correlação Digital de Imagens
CNC	Comando Numérico Computadorizado
DCP	<i>Dynamic Compression Plate</i>
ESTiG	Escola Superior de Tecnologia e Gestão
FDM	Impressão 3D por Deposição de Filamentar
FEA	<i>Finite Element Analysis</i>
FV	Fibra de Vidro
IARC	<i>International Agency for Research on Cancer</i>
IGS	<i>Initial Graphics Exchange Specification</i>
IPB	Instituto Politécnico de Bragança
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LC-DCP	<i>Limited Contact Dynamic Compression Plate</i>
LCP	<i>Locking Compression Plate</i>
LCP-CM	<i>Locking Compression Plate - Composite Material</i>
MDF	<i>Medium-density fiberboard</i>
MIO	<i>Minimally Invasive Osteosynthesys</i>
MIPO	<i>Minimally Invasive Plate Osteosynthesys</i>
PCL	Policaprolactona
PDMS	Polidimetilsiloxano
PEEK	Poli(éter-éter-cetona)
PLA	Ácido Polilático
PU	Poliuretano
SLA	Estereolitografia
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná



# Capítulo 1: Introdução

---

## **1.1 Considerações gerais**

Fraturas ou traumatismos são eventos com altíssima ocorrência e grande repercussão socioeconômica [1]. Considerando-se apenas as fraturas de baixo impacto, em 2010 ocorreram mais de 3,5 milhões de casos na Europa, com gastos estimados em torno de 37 mil milhões de euros [2].

São uma condição em que ocorre a alteração no formato ou a segmentação de um corpo, geralmente, pela ação de um carregamento ou choque. Em humanos, estão, principalmente, associadas com acidentes de automóvel e quedas, podendo ser agravadas por situações patológicas como a osteoporose [3], [4].

Após uma fratura, começa a ocorrer a recuperação por meio de processos de consolidação óssea. Entretanto, para que estes aconteçam de maneira adequada e eficiente, é necessário garantir condições como o alinhamento e a estabilidade na região lesionada. Excesso de movimentação neste local, pode fazer com que os ossos se unam com geometria inadequada; já a alta rigidez, impedindo micro movimentos, pode aumentar o tempo de formação do calo ósseo e atrasar a recuperação [1].

Para que tais requisitos sejam atingidos, processos de estabilização de fraturas, por meio de placas, foram introduzidos na década de 1960 e, tradicionalmente, utilizam implantes metálicos. Todavia, tais materiais apresentam desvantagens como efeitos adversos devido à corrosão, falha por fadiga, reações alérgicas e prejuízos na precisão de radiografias [5]. Podem, também, ocorrer outros problemas como a incompatibilidade entre suas propriedades mecânicas e as propriedades dos tecidos biológicos, principalmente, em relação ao Módulo de Elasticidade e à rigidez, podendo gerar necroses e redução da densidade óssea [6]. Além disso, o custo dos dispositivos médicos metálicos é considerado alto em muitos países, o que força a reutilização de próteses ou a opção por modelos considerados ultrapassados [7], [8].

Diversas alternativas vêm sendo desenvolvidas visando contornar tais problemas e gerando expectativas de crescimento num mercado global de dispositivos para consolidação de fraturas que deve atingir 11,5 mil milhões de

euros em 2027. Uma dessas alternativas consiste na utilização de materiais compósitos para a fabricação destes implantes [9]. Os compósitos combinam as propriedades de diferentes materiais para obter características mecânicas não encontradas em metais, cerâmicas ou polímeros tradicionais. Desta forma, é possível tornar a rigidez de uma prótese mais próxima da rigidez dos ossos e, ao mesmo tempo, atingir valores de tensão de ruptura que, dificilmente, seriam obtidos com a utilização de polímeros tradicionais [4], [10].

Entretanto, um grande desafio quando se trabalha com os compósitos, é garantir alta repetibilidade aliada ao baixo custo nos produtos finais, já que muitos dos processos de fabrico adotados ainda não são altamente padronizados ou envolvem a utilização de matrizes e máquinas extremamente específicas [11], [12]. Ainda, o extenso número de combinações e configurações possíveis faz com que a caracterização mecânica e análises numéricas nestes materiais sejam complexas quando comparadas, por exemplo, com metais isotrópicos [12], [13].

Todos estes fatores são as motivações para o desenvolvimento de um novo modelo de placas estabilizadoras de fraturas, bem como, o estabelecimento de um processo de fabrico e testes adequados para utilização de um material compósito de matriz polimérica (resina poliuretana) reforçado em fibra de vidro do tipo E.

## **1.2 Objetivos da dissertação**

A motivação para o desenvolvimento do presente trabalho surgiu da necessidade em produzir placas estabilizadoras de fraturas que possuam características mecânicas mais próximas às dos ossos de mamíferos, evitando, assim, problemas como a blindagem óssea (*stress shielding*), relatados devido ao uso de implantes metálicos. Para tal, foi selecionada a manufatura em compósito, um material que apresenta grandes possibilidades biomédicas e, gradualmente, tem sido utilizado em implantes. Devido às características do processo de fabrico deste material, surgiu também a possibilidade de modificações na geometria das próteses e remoção de furos pré-fabricados, visando aumentar a liberdade do cirurgião durante a operação e redução do impacto do procedimento no paciente.

Assim, o objetivo desta dissertação é: desenvolver e fabricar placas estabilizadoras de fraturas em material compósito polimérico, com respostas

mecânicas em flexão suficientes para que estas possam ser utilizadas no tratamento de fraturas no corpo (diáfise) da tíbia humana.

Os objetivos específicos envolvem todas as fases do desenvolvimento e manufatura das próteses, além da caracterização mecânica destas e do material utilizado. Estas etapas consistem em:

- Identificar as principais geometrias de placas estabilizadoras presentes no mercado e inferir as diferenças mecânicas e dimensionais entre elas;
- Selecionar materiais para o fabrico dos implantes e avaliar as propriedades desses em tração;
- Desenvolver um processo de fabrico capaz de replicar modelos complexos com boa repetibilidade;
- Analisar as propriedades em flexão de amostras com variações no material e geometria;

### **1.3 Estrutura da dissertação**

A estrutura do presente trabalho baseia-se nas Normas e Regulamentos dos Mestrados do Instituto Politécnico de Bragança, possuindo elementos pré-textuais, textuais e pós textuais. Com exceção do resumo, disponível também em língua inglesa, todos os demais tópicos encontram-se apenas em língua portuguesa.

Os elementos pré-textuais utilizados são: capa, agradecimentos, resumo, índice, lista de figuras, lista de tabelas e nomenclatura.

Quanto aos elementos textuais, estes foram divididos em 5 capítulos, conforme segue:

- Capítulo 1: Introduz o tema, faz uma breve contextualização e discorre sobre as questões e problemas que levaram ao estabelecimento dos objetivos geral e específicos do trabalho. Além disso, também sintetiza como o texto foi organizado.
- Capítulo 2: trata da fundamentação teórica e do estado da arte, visando ressaltar a importância de diversos parâmetros e materiais no processo biológico de consolidação de fraturas. Esta seção também faz o enquadramento do trabalho dentro de estudos já

realizados com placas estabilizadoras de fraturas e com materiais compósitos. Além disso, são apresentadas as principais propriedades mecânicas analisadas e os procedimentos de ensaios.

- Capítulo 3: discorre sobre todo o procedimento experimental adotado, iniciando-se com a seleção dos materiais e modelos adequados à fabricação dos implantes. Posteriormente, é realizada uma análise numérica comparando prótese comerciais e visando selecionar um modelo para o fabrico em compósito. Na sequência, são apresentados os procedimentos necessários para a obtenção das propriedades dos materiais utilizados quando submetidos a esforços mecânicos em tração; estas análises foram realizadas para assegurar os atributos informados pelo fabricante e estabelecer comparações com possíveis alternativas. Por fim, é debatido todo o processo necessário para a caracterização dos implantes em flexão de quatro pontos, incluindo etapas que se iniciaram com o fabrico de um dispositivo de testes e incluíram a produção, ensaios e tratamento de dados das próteses propriamente ditas.
- Capítulo 4: apresenta os resultados para todos os procedimentos experimentais e numéricos realizados, informando valores como a rigidez e resistência à dobra, tensão de ruptura, módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson. Estas propriedades também são comparadas com valores encontrados na literatura.
- Capítulo 5: apresenta as conclusões obtidas após o desenvolvimento do trabalho e propõe estudos futuros que colaborem para o desenvolvimento do tema.

Por último, são apresentadas as referências bibliográficas consultadas e os anexos.

## Capítulo 2: Fundamentação teórica e estado da arte

### **2.1 Os ossos e o processo de consolidação de fraturas**

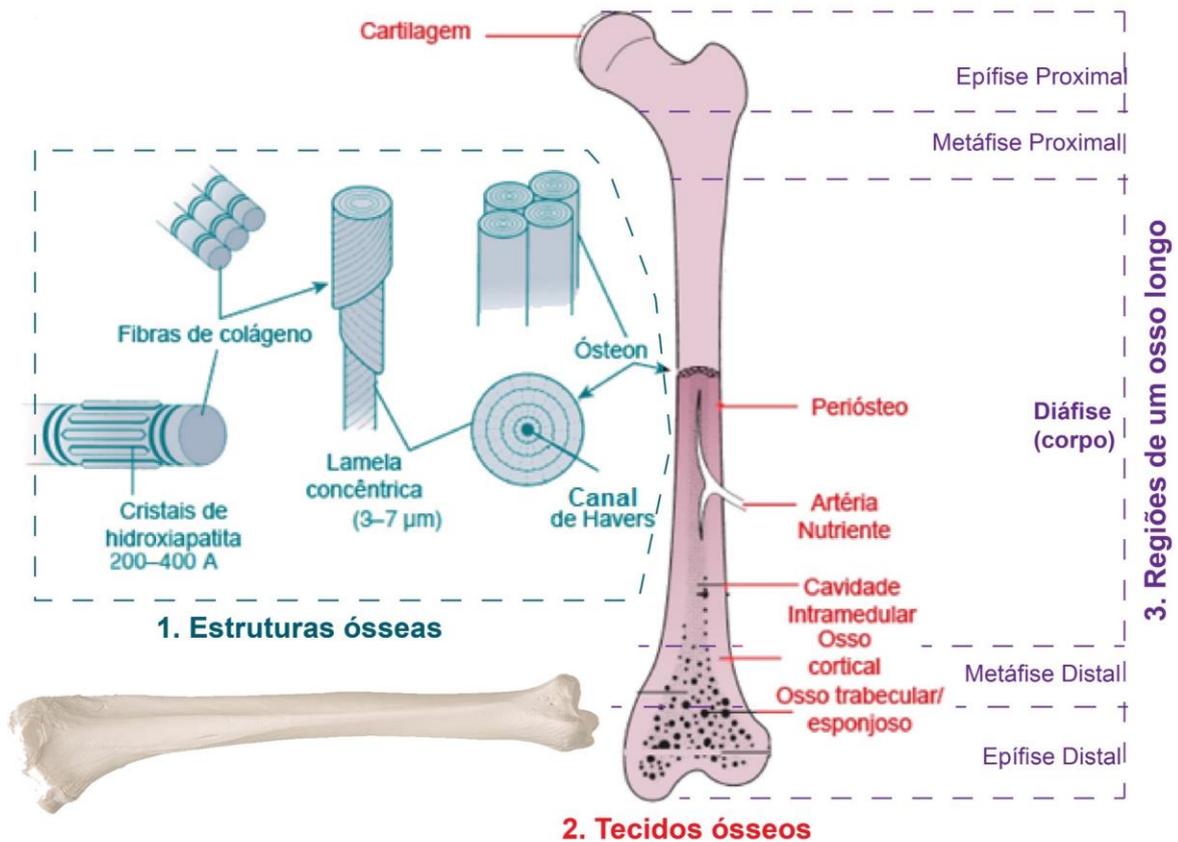
Conhecer os sistemas nos quais os implantes serão aplicados, os esforços presentes e as características do processo de regeneração é essencial para desenvolver próteses capazes de suportar as solicitações aplicadas. Esse é um conceito que serve de motivação para descrever a estrutura e os processos que envolvem a formação e consolidação dos ossos e está presente nos manuais de osteossíntese (*AO Manuals*) e em publicações de diversos autores, como o manual de fraturas de *Rockwood* [1], [14].

#### 2.1.1 Estrutura e propriedades dos tecidos ósseos.

Os ossos constituem o esqueleto nos animais vertebrados e são compostos por diversas fases que se organizam hierarquicamente, conforme mostrado na Figura 1. Em escala microscópica, possuem fibras de colágeno envoltas em cristais de hidroxiapatita. Essas fibras são proteínas de elevada resistência, porém, macias. Por outro lado, a hidroxiapatita é um mineral composto, principalmente, por fosfato e considerado resistente e rígido, mas frágil. Assim, mudanças na relação entre a massa de colágeno e de mineral provocam alterações nas características mecânicas e podem gerar diferentes tecidos. Por exemplo, após a fratura, durante as primeiras etapas da cicatrização óssea, a proporção de mineral aumenta, elevando o Módulo de Elasticidade do osso em recuperação [14].

As fibras envoltas em hidroxiapatita progressivamente se organizam em lamelas, permitindo suportar esforços em direções preferenciais. Conjuntos de lamelas concêntricas e com um túnel central (Canal de *Havers*) formam estruturas chamadas de ósteons (sistemas de *Havers*) e, conforme sua densidade varia, o tipo ósseo e os esforços suportados se alteram [15].

É importante salientar que é pelo Canal de *Havers* que passam as irrigações sanguíneas e nervosas que fazem do osso um tecido vascularizado [14].



**Figura 1: Estrutura hierárquica do osso, diferentes tecidos que são constituídos com base no processo de remodelação e a nomenclatura para diferentes regiões de um osso longo. Fonte: Adaptado de [14].**

### 2.1.2 A remodelação óssea e os esforços presentes nos ossos.

Outra característica importante é a capacidade dos tecidos ósseos de se regenerarem e remodelarem. Isso é feito pela ação de células que podem sintetizar e mineralizar substâncias orgânicas, como o colágeno, no processo de osteogênese. Tal processo é realizado por células conhecidas como osteoblastos. O inverso também ocorre, desmineralizando e reduzindo a densidade óssea. Para tal, agem os osteoclastos.

Este balanço entre a ação de osteoblastos e osteoclastos viabiliza a remodelação que ocorrem naturalmente durante a vida do indivíduo e permite, por exemplo, as mudanças na estrutura física conforme uma criança ou adolescente cresce. Também, é um processo que pode ocorrer respondendo às mudanças nas tensões estáticas e dinâmicas aplicadas em uma região. Se os carregamentos aumentam, é necessário aumentar a osteogênese. Se reduzem, a densidade óssea

também pode ser reduzida. Esse princípio é conhecido como Lei de *Wolff*, descrita, inicialmente, pelo anatomista alemão *Julius Wolff*, no século XIX [16].

É este processo de remodelação que dá origem aos diferentes tipos de tecidos rígidos e ossos, conforme as solicitações que cada região recebe. Algumas das propriedades e esforços suportados por estes são mostrados na Tabela 1. O tecido ósseo cortical representa a região externa dos ossos, com elevada resistência à tração. Já o tecido esponjoso é altamente vascularizado e poroso, o que lhe confere menor resistência [14].

**Tabela 1: Propriedades mecânicas dos ossos e principais esforços presentes.**

Tipo de tecido/ Osso	Tipo de Carregamento	Rigidez	Resistência (Tensão ou Momento)	Referência
<b>Tecido Cortical</b>	Tração	11,4-19,1 [GPa]	107-146 [MPa]	[14]
	Compressão	15,1-19,7 [GPa]	156-212 [MPa]	-
	Corte	3,3-6,07 [GPa]	46,3-65 [MPa]	-
<b>Tecido Esponjoso</b>	Tração	0.2-5 [GPa]	3-20 [MPa]	-
	Compressão	0,1-3[GPa]	1,5-50 [MPa]	-
<b>Osso do Fêmur</b>	Flexão (3 pontos)		21,2-31,3 [Nm]	-
	Torsão Axial		183 [Nm]	-
	Tração	10,9-20,6 [GPa]	120-140 [MPa]	[17]
	Compressão	14,9-19,7 [GPa]	209 [MPa]	[17]
<b>Osso da Tíbia</b>	Flexão de 4 pontos	3,44-4,78*10 <sup>7</sup> [N*mm <sup>2</sup> ]		[18]
	Torsão Axial		66-135 [Nm]	[14]

Valores expressos para os carregamentos na direção longitudinal.

É necessário ressaltar que as respostas mecânicas dos ossos são altamente dependentes de fatores como: a densidade óssea, a geometria do osso analisado, a direção e o tipo de carregamento aplicado. Isso faz com que haja uma grande discrepância entre as características ósseas de cada indivíduo: condições patológicas podem alterar a densidade destes tecidos; já a geometria é afetada por características morfológicas e por fraturas [18], [19].

Por fim, mesmo que algumas análises simplifiquem as estruturas ósseas como isotrópicas ou ortotrópicas, os ossos são materiais anisotrópicos. Ou seja, suas características se alteram consoantes a direção em que são avaliadas [17]. Quanto ao tipo de esforços, por exemplo, a tíbia humana sofre predominantemente

carregamentos axiais e excêntricos (ântero-posteriores). Os esforços axiais, geram estados de compressão normalmente com tensões moderadas. Já os excêntricos provocam momentos fletores que podem atingir grandes tensões [20]. Assim, diversos estudos apontam a flexão como componente principal dos carregamentos, já que os ossos costumam ser levemente curvados, estão descentralizados em relação ao centro de massa e sofrem a ação da contração dos músculos [21].

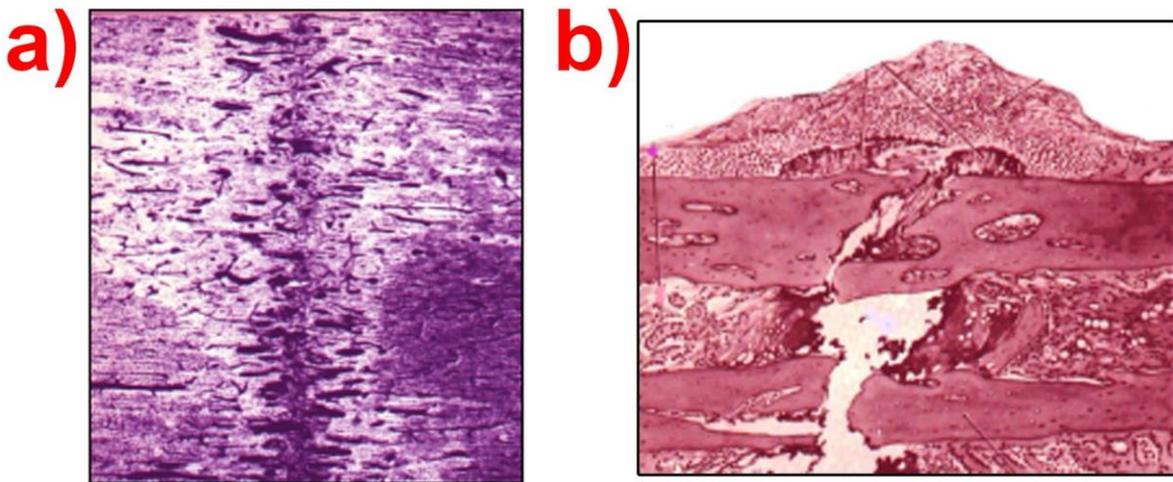
### 2.1.3 O processo de regeneração óssea.

Quanto ao processo de cicatrização ou regeneração óssea, este pode ocorrer de duas maneiras: direta ou indiretamente. A maneira direta (primária) ocorre sem a formação de calo ósseo<sup>1</sup> e cartilagem quando o espaço entre fragmentos do osso fraturado é muito pequeno. Para tal é necessária uma fixação extremamente rígida normalmente feita por meio de placas e parafusos. No processo primário, ocorre proliferação direta dos ósteons cruzando o espaço entre os fragmentos, conforme mostrado na Figura 2a [22].

O método secundário (indireto) é o mais comum em animais e permite pequenos movimentos e carregamentos na região fraturada, estimulando a formação de calo ósseo e tecidos que atuam como ponte. Esse método também utiliza próteses, porém, estas devem garantir estabilidade inicial sem interferir no processo biológico de consolidação. O calo ósseo é formado por material “jovem” com aspeto de osso entrelaçado, capaz de recuperar a função inicialmente perdida do osso fraturado e, posteriormente, se remodelar para retornar à anatomia original [22]. A Figura 2b mostra um corte histológico de uma fratura que se está a consolidar por um processo secundário.

---

<sup>1</sup> Formação desorganizada de tecidos ósseos que permite estabilidade inicial após uma fratura [16].



**Figura 2:** a) Processo de consolidação primário. Ao centro da imagem observa-se a região fraturada sendo preenchida por ósteons; b) Processo secundário de consolidação de fratura, com destaque para a formação de calo ósseo. Fonte: [23].

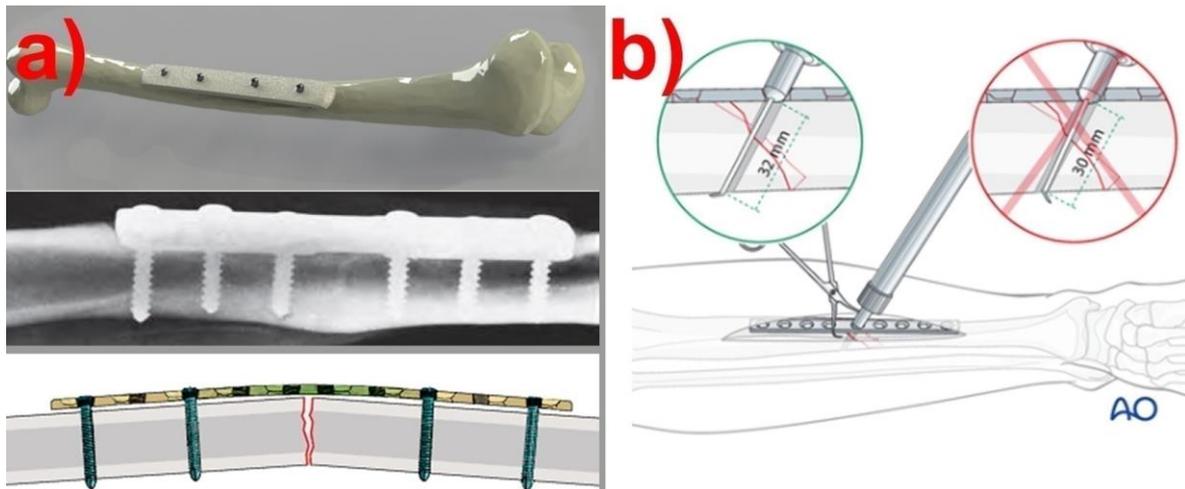
Quanto à técnica utilizada para obter a consolidação, os tratamentos podem ser conservativos ou cirúrgicos. Os métodos conservativos evitam, ao máximo, o movimento nos membros ou regiões fraturadas e são obtidos, por exemplo, com o uso de gesso ou talas. Os tratamentos operativos (cirúrgicos) não imobilizam grandes regiões e são realizados de maneira invasiva, com placas, pinos e parafusos, externos ou internos [1].

#### 2.1.4 Utilização de placas estabilizadoras de fratura

Para auxiliar nos processos de consolidação óssea descritos previamente, podem ser utilizadas placas estabilizadoras de fratura, um sistema de fixação interna não conservativo. Estas próteses, representadas na Figura 3, são classificadas conforme sua composição, tamanho, modelo e aplicação. Os materiais utilizados devem ser biocompatíveis<sup>2</sup> e sua composição, normalmente, é em ligas de titânio ou aço inox. As dimensões costumam ser relacionadas com o diâmetro dos parafusos que podem ser utilizados, com comprimento e com a largura da placa. Os modelos são definidos pela geometria das próteses. Por fim, a aplicação está, também, relacionada com a região fraturada e os procedimentos utilizados para garantir a sua estabilidade [24].

---

<sup>2</sup> Materiais capazes de interagir com um sistema biológico sem provocar danos ou rejeição [116].



**Figura 3: Placas estabilizadoras de fraturas: a) Próteses fixadas aos ossos e mostradas em uma assemblagem tridimensional, uma radiografia e um desenho esquemático b) Procedimento cirúrgico. Fonte: adaptado de [1].**

Métodos que utilizam dispositivos internos para a consolidação de fraturas já foram descritos em civilizações como a etrusca e a grega, capazes de atar dentes às mandíbulas fraturadas. Entretanto, o uso de placas temporárias para tal foi introduzido na Europa, no final do século XIX, e utilizava materiais como aço e níquel revestido com prata. Contudo, muitos desses implantes falhavam devido à corrosão apresentada pelos materiais utilizados [25]. Ademais, nessa época tratamentos não conservativos só eram utilizados quando procedimentos conservativos falhavam. Tal situação foi mudando, principalmente, devido à introdução de tecnologias de diagnóstico como as radiografias [26].

Na década de 50, os trabalhos nesta área ganharam força novamente e passaram a ser desenvolvidos implantes que não permitiam nenhum micro movimento na região fraturada, pois acreditava-se que era necessário induzir a maior fixação possível para que a consolidação ocorresse. Nessa época surgiu a *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO)*, a desenvolvedora da placa de compressão dinâmica (DCP- *Dynamic Compression Plate*), que possui este nome por comprimir a região fraturada por meio da inserção de parafusos angulados em furos oblongos [24].

Na década de 80, esse modelo é modificado e passa a ter entalhes na superfície inferior. Isto foi feito para reduzir o contacto entre os ossos e o implante pois o contacto excessivo gera problemas como a redução do suprimento sanguíneo, podendo resultar até mesmo em necrose e redução na densidade óssea. Estas placas são conhecidas como placas de compressão dinâmica com contacto limitado, LC-DCP (*Limited Contact Dynamic Compression Plate*) [27].

A Figura 4 mostra placas do tipo DCP (a) em comparação com o modelo LC-DCP (b). A “pegada” (*footprint*), marcada em vermelho na região inferior das placas, define o contacto destas com o osso, sendo maior nas próteses DCP. Em detalhes, também é possível observar as diferenças nos furos oblongos presentes nestes modelos, sendo que a linha a traço interrompido representa a angulação da lateral dos furos, a qual permite a compressão pela inserção de parafusos, em ambos os casos.

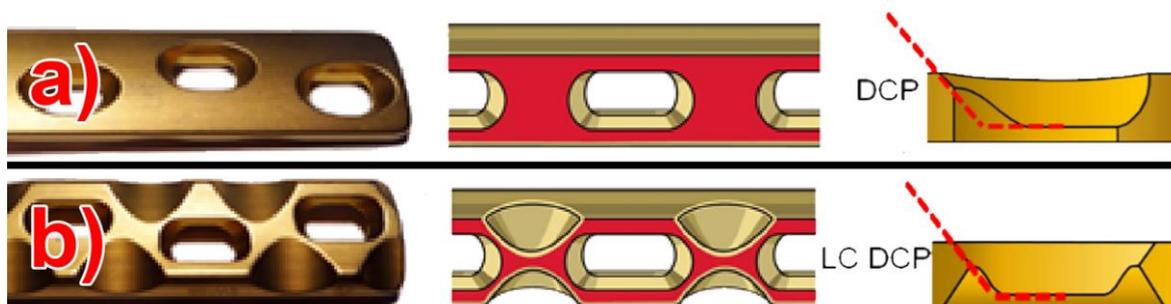


Figura 4: Placas utilizadas no processo de estabilização de fraturas: a) DCP; b) LCP. Fonte: adaptado de [28].

Posteriormente, outra inovação introduzida foi a criação de placas com furos capazes de receber parafusos bloqueados (*locking head screws*), surgidos devido à dificuldade em impor binário suficiente nos parafusos convencionais (corticais) quando estes eram aplicados em alguns tipos de fraturas, como as com múltiplos fragmentos. As placas com furos, capazes de receber estes parafusos foram chamadas de LCP (*Locking Compression Plates*).

Nos modelos compressivos, conforme um parafuso cortical é apertado, a cabeça deste se aloja em uma cavidade presente no implante, pressionando-o contra o osso. Para gerar a compressão necessária entre dois fragmentos ósseos, o ângulo deste furo é de 25 graus com o eixo longitudinal da placa. As bordas do furo também possuem um ângulo que permite ajustes de até 7°. Por outro lado, as placas LCP já possuem roscas capazes de direcionar os esforços axiais do parafuso, permitindo comprimir fragmentos sem que o parafuso seja disposto de maneira inclinada e impedindo que o implante tenha contacto com a superfície óssea [27], [29].

Outra evolução foi o desenvolvimento de técnicas para a inserção do implante através de uma incisão mínima e deslizamento da placa sobre a superfície óssea, sem grandes cortes. Isso permitiu grande redução do tempo pós operatório e retorno rápido às atividades normais [25]. Tais abordagens são chamadas de

minimamente invasivas (MIO- *Minimally Invasive Osteosynthesys*) e trazem como vantagem a preservação da integridade do suprimento sanguíneo e, conseqüentemente, melhor alimentação de nutrientes. Além disso, *designs* anatômicos de placas foram desenvolvidos para diversas regiões dos ossos e instrumentos foram introduzidos para facilitar o procedimento cirúrgico [1].

A utilização de placas estabilizadoras seguindo a técnica MIO é conhecida como MIPO (*Minimally Invasive Plate Osteosynthesys*) e, mesmo que não tenha mostrado grandes diferenças no tempo de união total da fratura em estudos realizados entre 2010 e 2015, quando comparada aos procedimentos convencionais, apresenta menos complicações pós operatórias [30].

A Figura 5 mostra um modelo de placa minimamente invasivo LCP. Este tipo de implante combina furos que permitem a fixação por meio de parafusos bloqueados ou corticais e é considerado um sucesso clínico devido à sua ampla utilização [27].

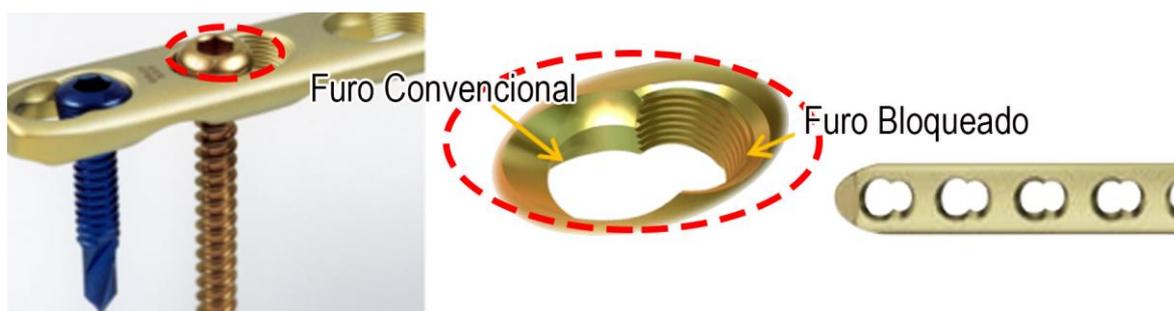


Figura 5: Placa LCP com um complexo sistema de furos que permite a utilização tanto de parafusos corticais quanto de parafusos bloqueados. Fonte: adaptado de [28].

## 2.2 Materiais utilizados em aplicações médicas ortopédicas

O mercado global de biomateriais<sup>3</sup> movimentou 105,18 mil milhões de dólares em 2019 e apresenta estimativa de crescimento de 14,5% até 2024. Estudos anteriores já apontavam que entre 2009 e 2014, o crescente mercado estimulou um incremento na procura de novos materiais, de 8% para 15%. Ademais, as aplicações ortopédicas representam uma das maiores proporções deste setor e possuem grande tendência de crescimento, relacionada

<sup>3</sup> Materiais utilizados para suplementar ou substituir funções de tecidos de seres vivos [117].

principalmente com o envelhecimento da população global e o aumento da ocorrência de osteoporose [31].

Entretanto, o desenvolvimento de biomateriais para tal fim requer uma ampla combinação de propriedades para que esses se adequem aos esforços e condições agressivas do corpo, além de otimizar o processo de cicatrização óssea [32].

Normalmente, os materiais utilizados são metálicos, sendo o Aço Inoxidável um dos primeiros empregados e o mais frequente para dispositivos de fixação interna, devido a uma combinação de características mecânicas favoráveis, além de sua resistência à corrosão e eficácia em implantes. A partir da década de 1960, o Titânio tornou-se atrativo por apresentar vantagens, se comparado ao aço, como a maior biocompatibilidade [6].

Placas metálicas possuem como desvantagens: possibilidade de falhas devido à fadiga; incompatibilidades no módulo de elasticidade e rigidez quando comparados ao osso; potencial de geração de detritos devido ao desgaste; corrosão e dificultam a observação das regiões fraturadas durante radiografias. Isso fez com que, a partir da década de 1980, as alternativas em polímeros e compósitos passassem a ser estudadas em animais e humanos, inicialmente, com a utilização de resina epóxi e reforço em fibra de carbono [6].

Além disso, um problema amplamente elencado em implantes metálicos, é a blindagem óssea (*stress shielding*). Este é um fenômeno que ocorre quando, devido à utilização de próteses com alta rigidez, os esforços se tornam inferiores aos sofridos normalmente pelo osso. Isso resulta em uma redução na densidade óssea e gera atrasos na recuperação, durante os processos de remodelação previamente descritos [33].

A Figura 6 mostra o limite de resistência à tração e o Módulo de Elasticidade de alguns desses materiais e dos ossos corticais. Metais apresentam limites de resistência e Módulos de Elasticidade superiores aos dos tecidos ósseos. Já os polímeros, como o PLA, costumam apresentar Módulo de Young próximo ao dos ossos corticais, porém, menor resistência [10].

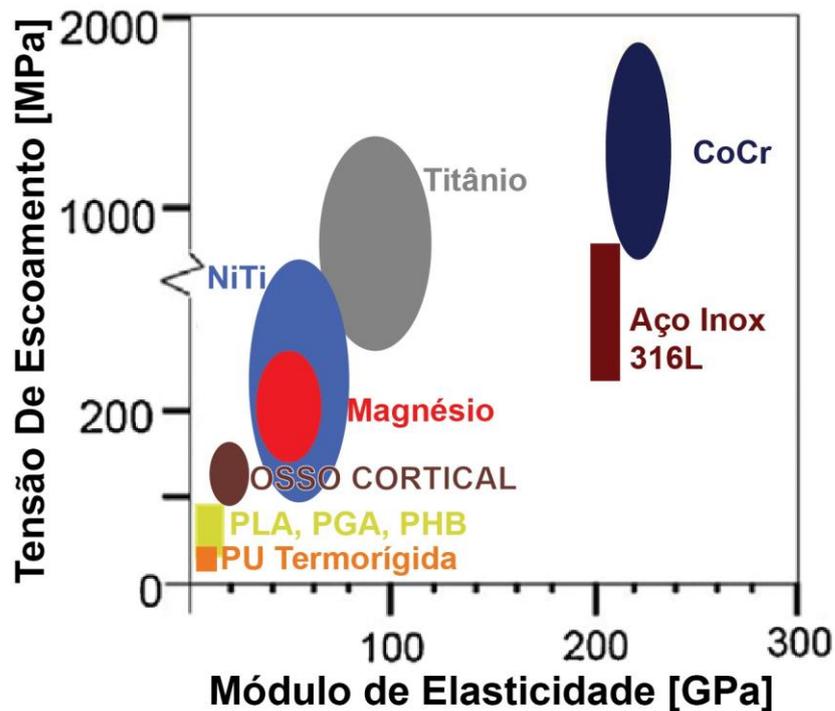


Figura 6: Propriedades mecânicas de diferentes materiais utilizados para aplicações biomédicas. Fonte: adaptado de [10].

### 2.2.1 Materiais Compósitos

Os materiais compósitos são aqueles nos quais existe uma combinação macroscópica entre dois diferentes materiais, normalmente, selecionados para atender uma aplicação específica. Diferentemente das estruturas microscópicas, de ligas metálicas, tal combinação costuma ser visível a olho nu e é organizada com o objetivo de otimizar propriedades como a rigidez, a dureza, a resistência mecânica, a resistência à corrosão, a massa, a vida útil, a condutividade elétrica, o isolamento acústico, etc. Contudo, não é possível otimizar todas estas características ao mesmo tempo, sendo necessário selecionar uma gama de especificações que atendam às necessidades do projeto [34].

Callister (2009) define tais materiais como resultantes da junção de várias fases e com características não encontradas em metais, polímeros ou cerâmicas tradicionais. As respostas mecânicas do material final, também são combinações de seus constituintes, o que recebe o nome de princípio da ação combinada [4].

Este princípio é importante para desenvolver materiais que atendam a requisitos tão singulares quanto os dos tecidos biológicos e tem estimulado a utilização de compósitos de matriz polimérica para aplicações biomédicas [35].

Combinadas com diversos tipos de fibras, estas matrizes foram utilizadas em estudos para restauração dentária, modificações de implantes e até mesmo regeneração de tecidos [36]. Para regeneração óssea, foram testados dispositivos de fixação fabricados em PCL (policaprolactona) e fibra de vidro e, também, em PLA e vidro bioativo [37], [38]. Outras aplicações consistem na dispersão de medicamentos, reconstrução de vasos sanguíneos e engenharia de tecidos [39]–[41].

No geral, as fases destes materiais são definidas como matriz e reforço. A matriz é uma fase contínua, um aglomerante com a função de manter os reforços unidos, garantir o alinhamento e transmitir carregamentos. Podem ser metálicas, cerâmicas ou poliméricas, destacando-se a, já citada, utilização destas últimas.

Os reforços (fase dispersa) têm a função de suportar os esforços que lhe são transmitidos e podem ser fibras ou partículas. Para as fibras, contínuas ou descontínuas, é importante notar que a orientação destas definirá direções, nas quais, o material suporta maiores ou menores carregamentos e podem ser dispostas em camadas únicas ou sobrepostas. Já as partículas, podem ser ordenadas aleatória ou preferencialmente.

Além disso, a interface entre a matriz e os reforços também possui grande importância nas características finais, ocorrendo falhas prematuras, caso a interação entre as fases não propicie uma boa adesão [42].

Por fim, várias características da fase dispersa devem ser cuidadosamente avaliadas, como a concentração de reforços, o seu tamanho, a sua forma, a sua distribuição e a sua orientação.

Assim, o material utilizado no presente trabalho, pode ser classificado como um compósito reforçado por fibras contínuas e unidirecionais. Para que se garantisse a melhor repetibilidade possível, ao posicionar as fibras, procurou-se assegurar boa uniformidade de distribuição, orientação e tamanho, por meio da colocação cuidadosa destas durante o processo de moldagem.

Garantindo-se tais parâmetros, é possível estabelecer relações para calcular suas propriedades mecânicas teóricas.

Duas das variáveis que mais impactam nas propriedades finais são as frações volumétrica e mássica de fibras que representa a proporção entre fibras e matriz em um material [43]. Considerando-se um compósito reforçado por fibras contínuas e unidirecionais, com perfeita adesão, diâmetro uniforme e comprimento

semelhante ao da matriz, pode-se realizar os cálculos apresentados nas equações (1) e (2).

$$V_f = v_f/v_c \quad (1)$$

$$M_f = m_f/m_c \quad (2)$$

Sendo:

- $V_f$ : Fração volumétrica de fibras;
- $v_f$ : Volume ocupado pelas fibras;
- $v_c$ : O volume total do compósito;
- $M_f$ : A fração mássica de fibras;
- $m_f$ : A massa de fibras;
- $m_c$ : A massa do compósito.

No anexo A são apresentadas as relações análogas para as frações de matriz. Além disso, são mostradas etapas do desenvolvimento da equação conhecida como regra da mistura. Essa regra prevê que as propriedades do compósito serão uma média das propriedades individuais dos constituintes. Para o Módulo de Elasticidade, temos:

$$E_c = E_f V_f + E_m V_m \quad (3)$$

Sendo:

- $E_c$ : Módulo de Elasticidade do compósito;
- $E_f$ : Módulo de Elasticidade da fibra;
- $E_m$ : Módulo de Elasticidade da matriz.

### 2.2.2 A resina Poliuretana

A resina poliuretana (PU) foi desenvolvida em 1937 por *Otto Bayer* como um polímero formado pela reação de adição entre isocianatos e polióis. É um material extremamente versátil, obtido de fontes naturais ou petroquímicas. Ainda pode ser sintetizado como termoplástico ou termorrígido. Isso tudo faz com que suas

aplicações sejam amplas, sendo utilizada como revestimento, tinta, espumas, adesivos e, até mesmo, em dispositivos biomédicos [44], [45].

Em 1967 foi apresentado, pela primeira vez, como um biomaterial, por possuir boas características mecânicas e biocompatibilidade [46]. Desde então, diversos autores avaliaram e desenvolveram soluções implantáveis e até mesmo para dispersão de medicamentos utilizando esta resina [47].

Também pode ser combinada com aditivos, como o Carbonato de Cálcio ( $\text{CaCO}_3$ ), um material barato, amplamente disponível na natureza e já aplicado como reforço para estruturas ósseas e restaurações ortodônticas [48].

Outra alternativa é o uso em compósitos, com destaque para os reforçados em fibra de vidro, empregados em diversos setores, como a indústria espacial e automóvel [49].

### 2.2.3 A fibra de vidro

A fibra de vidro (FV) é o tipo mais comum de reforço para compósitos, em razão do baixo custo, ampla disponibilidade, alta rigidez e resistência mecânica.

Diversas opções de fibras de vidro estão disponíveis no mercado, entre elas, a mais estudada é a fibra do tipo E, normalmente, utilizada em aplicações elétricas por possuir baixa condutividade e boa resistência mecânica [50].

Devido ao seu diâmetro reduzido, já foi relacionada como causa de cancro de pulmão quando inalada. Entretanto, tal classificação foi reduzida para, possivelmente cancerígena em 2001 pela Agência Internacional de Pesquisas Sobre o Cancro (IARC) [51]. Contudo, essa agência não realizou testes com fibras em dispositivos implantáveis e, testes de citotoxicidade demonstraram resultados satisfatórios com o uso da fibra do tipo E, não apresentando reações inflamatórias graves quando implantada em ratos [52].

Além disso, alguns autores estudaram a viabilidade de diversos tipos fibras de vidro para o fabrico de placas estabilizadoras de fratura, como os recentes trabalhos de Kabiri et al. (2020), utilizando fibras longas e picotadas [53]; e de Arumugam et al. (2020), com um híbrido de fibra de vidro e sisal [54].

### **2.3 Principais análises biomecânicas em placas estabilizadoras de fratura**

Na década de 1960 foram realizados os primeiros estudos visando quantificar e otimizar as propriedades mecânicas das placas estabilizadoras de fraturas. Em 1969, Laurence et al. estimaram os esforços presentes em uma tíbia humana, realizaram ensaios experimentais e calcularam os carregamentos em 5 diferentes tipos de placas estabilizadoras, fabricados em titânio e aço inox. Adicionalmente, também foram testadas algumas configurações de parafusos. Os resultados da época, mostraram variações de 37% no módulo de elasticidade quando se variou o material. Já a tensão nos parafusos apresentou variações de, até 120%, conforme se alterava a distribuição destes pela placa [55].

Diversos outros autores exploraram diferentes configurações de implantes e o crescimento dos estudos na área tornou evidente a importância de três principais fatores: o material do implante, a geometria deste e a distribuição dos furos e parafusos [56]. Entretanto, cada uma dessas características pode ser subdividida em um grande número de variáveis, como a espessura, largura, formatos, ângulos, entre outros [57].

Este grande número de fatores, aliado à diversidade de modelos de placas, torna difícil comparar os resultados obtidos de diversas fontes. Entretanto, estudos vêm sendo desenvolvidos visando avaliar, principalmente, se as placas mais baratas e com geometria mais simples poderiam ser uma solução mecanicamente efetiva [8], [58].

#### 2.3.1 Impacto do uso de diferentes materiais

Na comparação entre o uso de fibra de vidro e polipropileno com implantes LC-DCP comerciais em liga de titânio (Ti6A14V), depois de 56 dias de consolidação constatou-se a formação de um volume 3 vezes maior de calo ósseo quando utilizado a prótese em compósito e 5 vezes mais ossos maduros formados a partir desses [56].

Outra vantagem observada foi a otimização das placas e redução da massa destas. Utilizando-se fibra de vidro do tipo E (tecido com gramatura 600g/m<sup>2</sup> orientado em 0°/90°) e resina epóxi foi possível, sem comprometer a estabilidade,

reduzir o comprimento de uma prótese DCP em 25% e sua massa em 70%, comparativamente ao uso de aço inoxidável (SS 316L) [59].

Análises numéricas propuseram o desenvolvimento de um compósito com rigidez variável que possuísse Módulo de Elasticidade de, aproximadamente, 20GPa nas regiões distais e 200GPa na região próxima à fratura. Esses modelos permitiram que, na região da fratura, a tensão transmitida por uma placa DCP ao osso fosse semelhante aos valores obtidos com o uso de implantes metálicos, evitando deslocamentos entre fragmentos. Ao mesmo tempo, nas regiões próximas às extremidades da placa, os esforços máximos transmitidos para o osso foram 12% maiores no modelo proposto, o que evita a blindagem óssea e redução da densidade nesses pontos [60].

A Tabela 2 apresenta as propriedades mecânicas de alguns materiais utilizados comercialmente no fabrico de próteses.

**Tabela 2: Propriedades mecânicas de materiais utilizados em placas estabilizadoras de fraturas.**

<b>Material</b>	<b>Autor</b>	<b>Módulo de Young (GPa)</b>	<b>Poisson</b>	<b>Resistência a tração [MPa]</b>
<b>SS 316 L (Aço Inox)</b>	[61] [62] [10]	193- 200	0,28- 0,31	540-1000
<b>Titânio comerc. Puro</b>	[10]	110		240-550
<b>Liga de Titânio (TNZTO)</b>	[10]	66		1010

### 2.3.2 Impacto do tipo de placa

Diferentes tipos de placas já foram discutidos em tópicos anteriores e os implantes do tipo LCP foram apresentados como um dos mais modernos, por serem um dos últimos a serem desenvolvidos e também os com maior utilização. Todavia, a escolha do tipo de implante deve ser feita pelo cirurgião conforme as condições cirúrgicas apresentadas [1].

Mariolani (2013) mostrou que, ao comparar placas DCP e LCP praticamente não ocorreram alterações na rigidez. Além disso, a resistência, aproximadamente, semelhante e o menor custo dos implantes DCP, acaba por os tornar uma alternativa viável e segura [8].

Ainda, para uma mesma situação, é possível aplicar placas com diferentes espessuras, larguras e comprimentos. Em uma placa do tipo LCP, ao variar a largura de 9 para 12mm (aumento de 33%), a rigidez aumenta em 5%. Quando a espessura aumenta 150% (de 3,35 para 5mm), o crescimento na rigidez é de 33% [59].

### 2.3.3 Impacto do número de furos

Para fraturas na região central (diáfise) da tíbia, o número mínimo de parafusos recomendados costuma ser 3 ou 4 sendo, normalmente, posicionados 6 ou mais parafusos [1]. Esses parafusos, podem estar dispostos de diversas maneiras, simétrica ou assimetricamente, como exemplificado para uma placa com 8 furos na Figura 7.

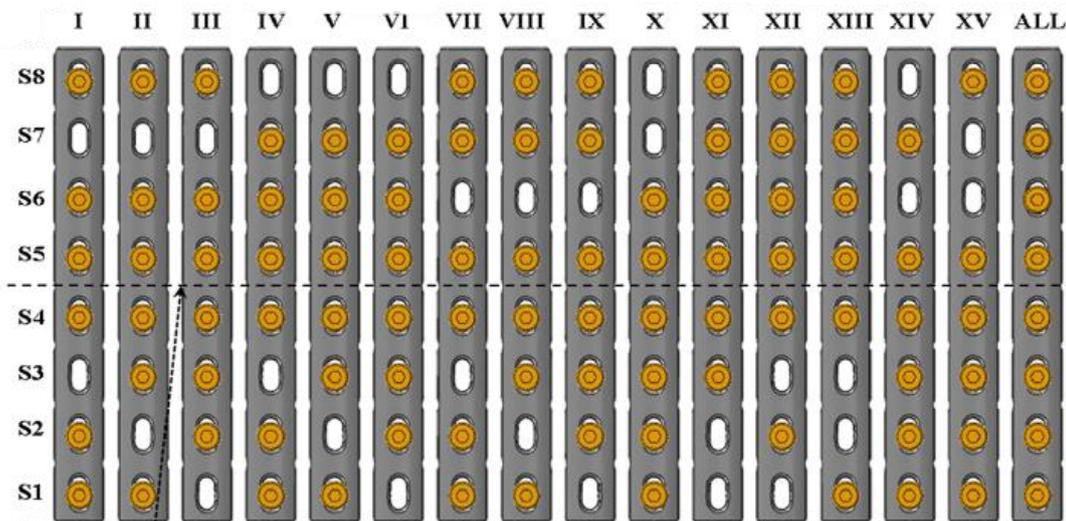


Figura 7: Possíveis configurações de parafusos em uma placa de 8 furos. Fonte: [59].

A configuração capaz de gerar maior rigidez não é, necessariamente, a mesmo que apresenta maior valor de resistência. Além disso, modificando a distribuição dos parafusos em uma placa LCP de 8 furos, os valores registrados para rigidez da placa fixa ao osso variaram entre 110 e 166N/mm e o carregamento máximo de flexão variou entre 315 e 489N [59]. Fixações dispostas próximas da região fragmentada tornam o conjunto mais rígido. Já a configuração com 6

parafusos nos espaços mais distantes da fratura permite o dobro de movimento interfragmentar se, comparada, à configuração mais rígida [56].

## **2.4 Análises experimentais e numéricas do comportamento dos materiais**

Em todo o projeto é essencial conhecer as propriedades mecânicas do material para evitar que ocorram fraturas e falhas indesejadas capazes de comprometer a sua função. Tais propriedades são as respostas que um material apresenta ao sofrer um esforço e são obtidas por meio de testes laboratoriais [4].

Para garantir a uniformidade e consistência na realização e na interpretação dos resultados, os testes, ou ensaios, são realizados de acordo com normas específicas e devem reproduzir as condições de serviço no qual o material ou o componente será empregado [4].

Entretanto, as condições reais de cada corpo podem envolver geometrias e condições de carregamento complexas que tornem inviável o ensaio. Desta forma, uma alternativa é utilizar métodos analíticos ou simulações numéricas para, com base nas propriedades do material, obter as respostas de todo o componente [63].

### 2.4.1 O ensaio de tração

O ensaio de tração é o mais amplamente utilizado por possuir grande facilidade de aplicação e pela flexibilidade do método [64].

Entre outras, nele é possível obter as seguintes propriedades [64]:

- Limite de resistência a tração: a tensão ( $\sigma$ ) máxima que um material consegue suportar antes do início do processo de fratura;
- Tensão de ruptura: a tensão no qual ocorre a fratura definitiva da amostra;
- Deformação máxima: maior valor de deformação ( $\epsilon$ ), em % ou mm/mm sofrido antes da fratura;
- Módulo de Elasticidade: Também conhecido como Módulo de Young, fornece uma indicação da rigidez e representa a relação entre a tensão aplicada e a deformação sofrida no regime linear;

- Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ): Relaciona a deformação sofrida na direção transversal da aplicação de carga com a apresentada na direção longitudinal a esta.

Normalmente, as tensões e deformações são calculadas considerando-se que a área transversal das amostras se mantém constante durante os ensaios. Os valores obtidos por meio desta metodologia são chamados de tensão e deformação de engenharia, ou convencional.

Quando se avaliam as mudanças na seção transversal durante cada instante, os valores calculados são chamados de reais, ou verdadeiros.

A Tabela 3 sumariza as equações utilizadas para cálculos convencionais e reais [65].

**Tabela 3: Equações para o cálculo das tensões de engenharia e verdadeiras.**

	Convencional (Engenharia)	Real (Verdadeira)
$\sigma$	$\sigma_e = \frac{P}{S_{t0}}$	$\sigma_r = \sigma_e(\varepsilon_e + 1)$
$\varepsilon$	$\varepsilon_e = \frac{l_i - l_0}{l_0}$	$\varepsilon_r = \ln\left(\frac{l_i}{l_0}\right)$ $\varepsilon_r = \ln\left(\frac{S_{t0}}{S_{ti}}\right)^1$

<sup>1</sup>Considera a variação do volume constante, o que ocorre apenas no regime plástico. Portanto, não costuma ser utilizada para caracterizar toda a curva.

Sendo:

- $\sigma_e$  e  $\varepsilon_e$ : a tensão e deformação de engenharia;
- $\sigma_r$  e  $\varepsilon_r$ : a tensão e deformação real;
- P: a carga aplicada pela máquina de ensaios, em Newton (N);
- $S_{t0}$ : a área transversal inicial;
- $S_{ti}$ : a área em um determinado instante do ensaio;
- $l_0$ : o comprimento inicial da amostra;
- $l_i$ : o comprimento durante um determinado instante do ensaio.

### 2.4.2 O ensaio de flexão

O ensaio de flexão impõe sobre o material tensões de tração, de compressão e de corte, simultaneamente. Desta forma, as amostras desenvolvem uma força cortante (referente ao corte interno) e um momento fletor [64].

Este tipo de teste pode ser realizado de duas maneiras. A primeira delas é com o provete bi apoiado, sofrendo a ação de um aplicador de carga centralizado, ou seja, são utilizados três pontos de carga, uma direta e duas reativas. A segunda opção, é com o uso de quatro pontos, considerando dois aplicadores e dois suportes [64].

Diferentemente do método de três pontos, a flexão em quatro pontos possui uma zona entre os aplicadores de carga na qual a tensão de corte é nula e o momento fletor se torna constante [66].

A resposta obtida por estes ensaios é a curva de deflexão por carregamento e, para que o problema seja simplificado, são assumidas hipóteses como o comportamento linear elástico do material, permitindo a aplicação da Lei de *Hooke*:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (4)$$

Sendo, E, o Módulo de Elasticidade e  $\sigma$  a tensão normal que varia linearmente com a deformação ( $\varepsilon$ ).

Contudo, no caso de vigas submetidas à flexão, a tensão varia linearmente conforme a distância até ao eixo neutro ( $y$ ) se altera. Sobre este eixo, o valor se torna nulo e, no ponto mais distante ( $c$ ), máximo.

$$\sigma = -\left(\frac{y}{c}\right) \sigma_{max} \quad (5)$$

Além disso, a tensão neste tipo de viga pode ser determinada correlacionando o momento (M) produzido pela distribuição de tensões em torno do eixo neutro com o momento interno resultante (M).

$$(M_R)_Z = \sum M_Z \quad (6)$$

$$M = \int_A y dF = \int_A y (\sigma dA) = \int_A y \left(\frac{y}{c}\right) \sigma_{max} dA \quad (7)$$

$$M = \frac{\sigma_{max}}{c} \int_A y^2 dA \quad (8)$$

Sendo a integral da equação (8) conhecida como momento de inércia de área (I). Assim:

$$\sigma_{max} = \frac{Mc}{I} \quad (9)$$

#### 2.4.3 O método de Correlação Digital de Imagens

Ambos os procedimentos de ensaios apresentados podem ser realizados em máquinas universais. Entretanto, a obtenção das propriedades pode ser expandida por meio de um método suplementar de correlação digital de imagens (CDI).

Este método começou a ser desenvolvido na década de 80 e é uma técnica de medição de campo sem a necessidade de contacto com a superfície da estrutura, substituindo extensômetros normalmente empregados nos testes [67].

Além de possuir alta sensibilidade, ainda permite a obtenção de deformações em diversos planos e eixos. Isso torna possível, por exemplo, o cálculo do coeficiente de Poisson.

Para que este campo seja obtido, é utilizada uma câmera capaz de registrar padrões de pontos na superfície da amostra. Posteriormente, um software rastreia o movimento destes pontos (*pixels*) e realiza cálculos de deformação [68].

#### 2.4.4 O Método de Análise por Elementos Finitos

As análises por elementos finitos são métodos computacionais utilizados para se obter a solução aproximada de um problema. Estas soluções são necessárias quando é impossível ou extremamente dispendioso obter as soluções exatas por meio das equações governantes [63].

Ao invés de se obter resultados exatos em todos os pontos do sistema, são gerados pontos discretos (nós), para os quais os cálculos são realizados. O processo de geração destes nós é chamado de discretização [69].

Nos métodos de elementos finitos, são desenvolvidas funções integradoras para cada elemento e a solução completa e gerada conectando estas soluções individuais [69].

Por se tratar de geometrias complexas, diversos estudos se dedicaram a avaliar numericamente as placas estabilizadoras de fraturas. Entretanto, maior parte deles analisou apenas implantes metálicos, devido à maior facilidade na obtenção das propriedades do material e na avaliação dos resultados [59], [70], [71].

## Capítulo 3: Procedimento experimental

---

No presente trabalho foram desenvolvidas, fabricadas e testadas placas estabilizadoras de fratura em material compósito.

A etapa de desenvolvimento envolveu a modelação de diferentes próteses (DCP, LC-DCP e LCP) em software CAD (*Computer-aided design*) e a realização de análises numéricas visando avaliar o impacto das mudanças geométricas nas propriedades obtidas em flexão.

Para os testes experimentais foram fabricados e ensaiados 34 implantes em resina poliuretana *SikaForce® 7710-L100* e feixes unidirecionais de fibra de vidro do tipo E. A geometria destas foi baseada em próteses retas LCP (*LCP straight plate*) minimamente invasivas, disponíveis comercialmente e normalmente utilizadas em fraturas na diáfise da tibia.

Desta forma, foram produzidos 6 grupos de próteses com diferentes proporções de FV ou inserção de furos. Essas amostras foram nomeadas com a seguinte codificação: os três primeiros caracteres indicam a proporção média de fibras, em fração mássica ( $W_f$ ), entre 0 e 25%. Os 2 caracteres subsequentes indicam o número de furos presentes. O último carácter é a numeração individual da amostra dentro do grupo. Assim, uma placa com o código 15%F4H1 possui, aproximadamente, 15 $W_f$ % de fibra, 4 furos e é a primeira do seu conjunto.

Adicionalmente, também foram testados provetes de tração do tipo I, seguindo a norma ASTM D638. Estes ensaios foram realizados visando comparar as propriedades de materiais de fabricantes diferentes, além de obter as características de dois tipos de compósito: um reforçado por partículas e outro reforçado em fibras unidirecionais.

Assim, foram analisados 29 corpos de prova. Destes, 17 fabricados com resina poliuretana de origem vegetal (*Kehl® AG201*) e adição de Carbonato de Cálcio ( $CaCO_3$ ). Outros 12 eram compostos por PU *SikaForce® 7710-L100* pura ou com a adição de, aproximadamente, 15 $W_f$ % de fibra de vidro.

A codificação para tais amostras foi a seguinte: 1º Carácter “T”, indica que se trata de um provete para ensaio de tração; 2º Carácter, define o fabricante da resina utilizada (“K” para *Kehl* e “S” para *Sika*); 3º Carácter, corresponde à percentagem de aditivo ou reforço, 4º, define o tipo de aditivo ou reforço (“C” para

carbonato de cálcio e “F” para fibra de vidro); 5<sup>o</sup>, é o número da amostra. Por exemplo, TS15F1 é o primeiro provete de tração fabricado com resina *SikaForce*® e 15Wf% de fibra de vidro.

Os métodos utilizados desde a conceção dos modelos até à filtragem e tratamento dos dados são descritos nos tópicos que seguem e estão representados na Figura 8.

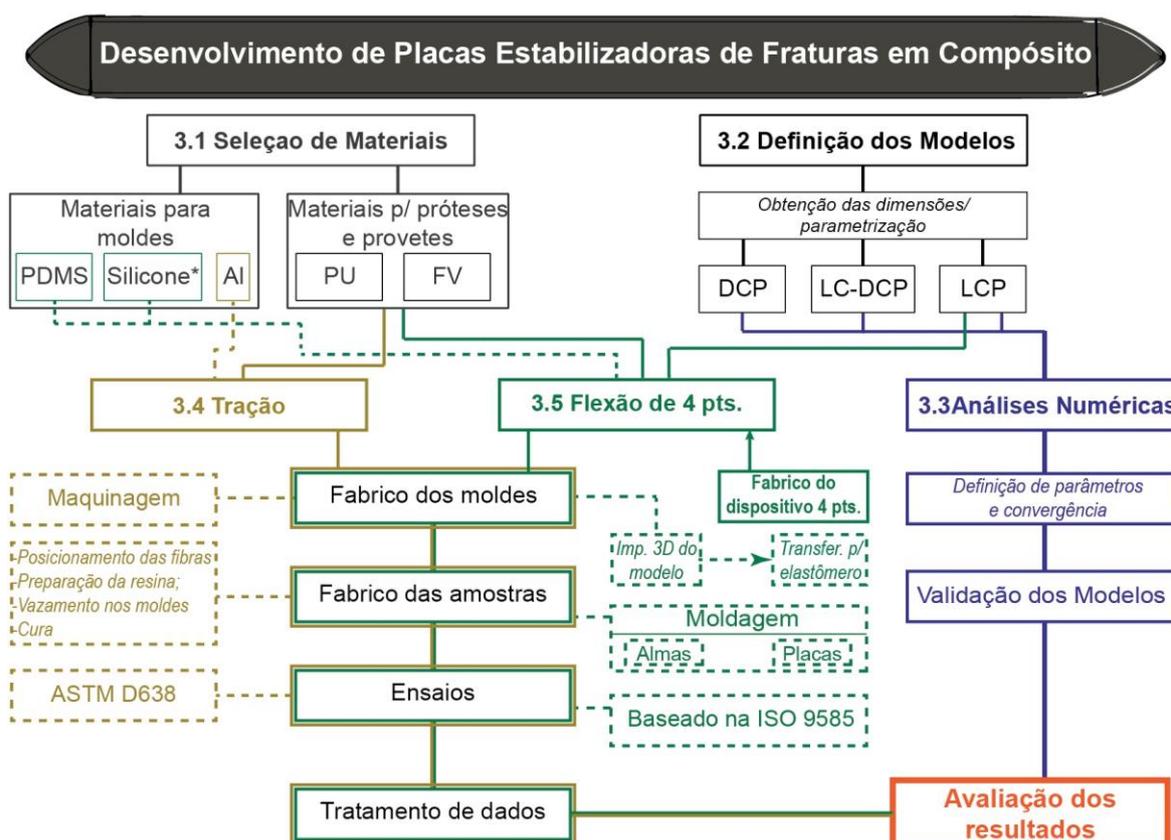


Figura 8: Resumo das atividades desenvolvidas.

### 3.1 Seleção de materiais

#### 3.1.1 Materiais utilizados nos moldes: Borrachas de Silicone: PDMS Sylgard® 184 e AE SA13INC

O PDMS (polidimetilsiloxano) é um material amplamente utilizado para aplicações médicas devido às características desejáveis como a biocompatibilidade

e bioinércia<sup>4</sup>, além de propriedades mecânicas próximas a alguns tecidos biológicos [72].

Por ser transparente e razoavelmente rígido (em comparação com demais elastômeros), sua utilização em moldes bipartidos é interessante pois facilita a visualização de bolhas na resina, problemas de preenchimento e desalinhamentos entre as faces do molde. Entretanto, o custo elevado, em torno de 200 euros por quilograma para o PDMS *Sylgard® 184*, limitou a sua utilização a apenas um dos moldes.

Desta forma, maior parte do fabrico utilizou um silicone com um custo menor, de 45 euros por quilograma. Esse material é o silicone de adição *AE SA13 INC*, da empresa Atelier do Escultor. Como desvantagens, em relação ao PDMS, apresenta reduzida transparência e menor rigidez no molde.

As propriedades destes materiais são indicadas na Tabela 4; conhecê-las foi essencial para reduzir o desperdício e estimar os tempos de cura necessários.

**Tabela 4: Propriedades gerais das borrachas de silicone utilizadas.**

Propriedade		Valor
<b>Rácio (em massa de elastômero/agente de cura)</b>	SYLGARD 184	10:1
	AE SA13INC	1:1
<b>Densidade [g/cm<sup>3</sup>]</b>	SYLGARD 184 <sup>1</sup>	0,982
	AE SA13INC	1,070
<b>Dureza Shore A</b>	SYLGARD 184	43 (meio macia)
	AE SA13INC	13 (macia)
<b>Resistência à tração [MPa]</b>	SYLGARD 184 <sup>2</sup>	5,13
	AE SA13INC	3
<b>Alongamento à ruptura [%]</b>	SYLGARD 184 <sup>2</sup>	160-120
	AE SA13INC	450
<b>Tempo de desmolde (25°C)</b>	SYLGARD 184	48 horas
	AE SA13INC	4 horas

<sup>1</sup>Obtido de [73]; <sup>2</sup>Obtido de [74]. Outras propriedades do PDMS foram disponibilizadas por *Dow Chemical Company* [75]. Propriedades do Silicone *AE SA13INC* fornecidas pelo fabricante [76].

<sup>4</sup> Característica de materiais que, ao serem implantado, não reagem com os tecidos biológicos ou não liberam partículas detectáveis e com efeitos negativas às células [118].

### 3.1.2 Materiais utilizados na manufatura de provetes e placas: Resina Poliuretana e Fibra de Vidro

As resinas utilizadas foram obtidas por meio de doações das empresas *Kehl®* e *Sika®* e são, normalmente, utilizados como adesivo para painéis *sandwich*.

Mesmo que não possuam certificação para utilização biomédica, detêm algumas propriedades muito parecidas com outros poliuretanos já utilizadas em dispositivos implantáveis. Além disso, suas fichas técnicas não apontam grandes riscos de toxicidade.

O objetivo inicial era trabalhar com o material do fabricante *Kehl®* juntamente com a adição de Carbonato de Cálcio, pois estes já vinham sendo estudados como alternativas para implantes no Laboratório de Materiais Compósitos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (Brasil), onde a ideia inicial do trabalho surgiu e já haviam sido desenvolvidos estudos com outros dispositivos biomédicos em PU, como os trabalhos de Costa et al (2019) e Biagi et al (2016) [77], [78]. Entretanto, devido às dificuldades em transportar este material para Portugal, optou-se por utilizar uma alternativa de um fabricante local.

Reconhecidamente, a resina PU utilizada na fabricação das placas no IPB, tem como grande desvantagem a resistência, inferior à PU da empresa *Kehl*. Além disso, o fabricante não informa o valor do Módulo de Elasticidade da resina, mas, após o início da fabricação, foi observado que o material tinha um comportamento menos rígido do que as matrizes utilizadas no Brasil, as quais possuem um módulo de elasticidade próximo ao do osso cortical humano.

Por outro lado, as características de trabalho e manuseio destas diferentes matrizes são muito parecidas. Desta forma, mesmo que as propriedades das próteses em flexão pudessem ser insatisfatórias, o uso da resina da *Sika®* mostrou-se eficiente para o desenvolvimento de um processo de fabrico que permitisse utilizar outras matrizes e fibras em trabalhos futuros.

Os feixes de fibra de vidro utilizados (*roving*) foram extraídos manualmente de um tecido bidirecional de fibra do tipo E.

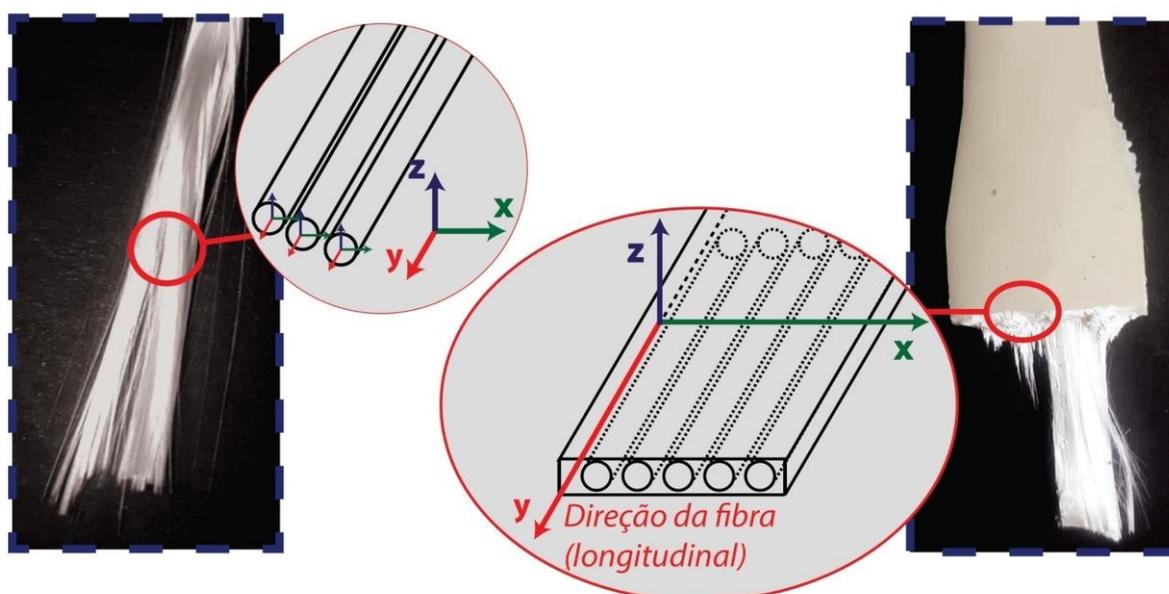
Na Tabela 5 são apresentadas as principais propriedades dos materiais descritos no presente tópico. Como a resina possui características isotrópicas, as suas propriedades são as mesmas em todas as direções apresentadas. O feixe de fibra foi considerado ortotrópico com isotropia na seção transversal. Desta forma,

suas propriedades nos eixos secundários (x e z) são semelhantes, porém, diferem das características no eixo principal (y), apresentado na tabela. Tais orientações, para fibras unidirecionais puras e em compósitos, são mostradas na Figura 9.

**Tabela 5: Propriedades gerais da resina poliuretana e da fibra de vidro do tipo E.**

	Módulo de Elasticidade [GPa]	Limite de Resistência à tensão [MPa]	Alongamento na fratura [%]
PU SikaForce 7710L100 <sup>1</sup>	-	13	8
PU Kehl AG101 <sup>2</sup>	1,715	20-40	10%
Fibra de Vidro Tipo E <sup>3</sup>	72,3	521	4,8

Fontes: <sup>1</sup>[79], <sup>2</sup>[80], [81], <sup>3</sup>[82].



**Figura 9: Direções das fibras nos feixes unidirecionais e em um compósito.**

### 3.2 Metodologia para modelação de placas estabilizadoras

O desenvolvimento dos modelos tomou como base as dimensões de placas comerciais e conceitos presentes em manuais de osteossíntese [1], [14]. Posteriormente, foram feitas alterações que facilitassem a fabricação em material compósito.

Inicialmente, em catálogos e sítios eletrônicos de diversos fabricantes de materiais médicos, foram pesquisadas placas estreitas, retas e com diâmetro de furos de 4.5mm. A Tabela 6 apresenta diferentes dimensões para placas de 6 e 8

furos dos modelos DCP, LC-DCP e LCP. Estas placas, normalmente, são utilizadas em cirurgias na tíbia e no fêmur. Nesta tabela, é possível observar como as principais dimensões variam pouco entre os diferentes fabricantes. Placas DCP e LC-DCP possuem comprimentos muito próximos, porém, diferenças significativas no distanciamento entre furos. Isso ocorre, pois, as placas LC-DCP foram desenvolvidas a partir dos modelos DCP, porém, introduziram modificações na furação e na superfície em contato com o osso.

As placas LCP analisadas possuem comprimentos consideravelmente maiores que os demais modelos, já que foram selecionadas próteses minimamente invasivas, com uma redução de área nas extremidades que, conseqüentemente, torna necessária uma maior distância entre os pontos extremos da placa e os furos subjacentes a estes.

As distâncias entre furos foram semelhantes para os modelos LC-DCP e LCP de todos fabricantes analisados.

**Tabela 6: Principais dimensões de diferentes modelos de placas estabilizadoras de fratura.**

<i>Principais dimensões das placas, em milímetros (mm)</i>		<b>Ecc</b>	<b>Ecp</b>	<b>W</b>	<b>T</b>	<b>6</b>	<b>8</b>
						<b>furos</b>	<b>furos</b>
						<b>L</b>	<b>L</b>
<b>DCP</b>	<b>Fabricante 1<sup>1</sup></b>	16	26	12,0	4,0	103	135
	<b>Fabricante 2<sup>2</sup></b>	16	25	12,0	3,8	103	135
	<b>Fabricante 3<sup>3</sup></b>	16	26	12,0	4,0	103	135
<b>LC-DCP</b>	<b>Fabricante 1<sup>2</sup></b>	18	18	13,5	4,2	106	142
	<b>Fabricante 2<sup>3</sup></b>	18	18	13,5	4,2	106	142
	<b>Fabricante 4<sup>4</sup></b>	18	18	13,5	4,6	106	142
<b>LCP</b>	<b>Fabricante 1<sup>2</sup></b>	18	18	13,5	4,2	116	152
	<b>Fabricante 2<sup>5</sup></b>	18	18	13,5	4,0	-	-
	<b>Fabricante 3<sup>6</sup></b>	18	18	13,0	4,2	-	-

Fonte: <sup>1</sup>[83],<sup>2</sup>[84],<sup>3</sup>[85], <sup>4</sup>[86],<sup>5</sup>[87],<sup>6</sup>[88]. *Ecc*: Distância entre os centros dos furos centrais; *Ecp*: Distância entre os centros dos demais furos; *W*: Largura; *L*: Comprimento total; *T*: Espessura.

### 3.2.1 Parametrização

Para sintetizar as dimensões obtidas a partir de diferentes fontes, optou-se por reunir o máximo de informação disponível e desenvolver uma equação pela qual se pudesse obter o comprimento total da placa, com base em parâmetros como a distância entre furos e o seu diâmetro.

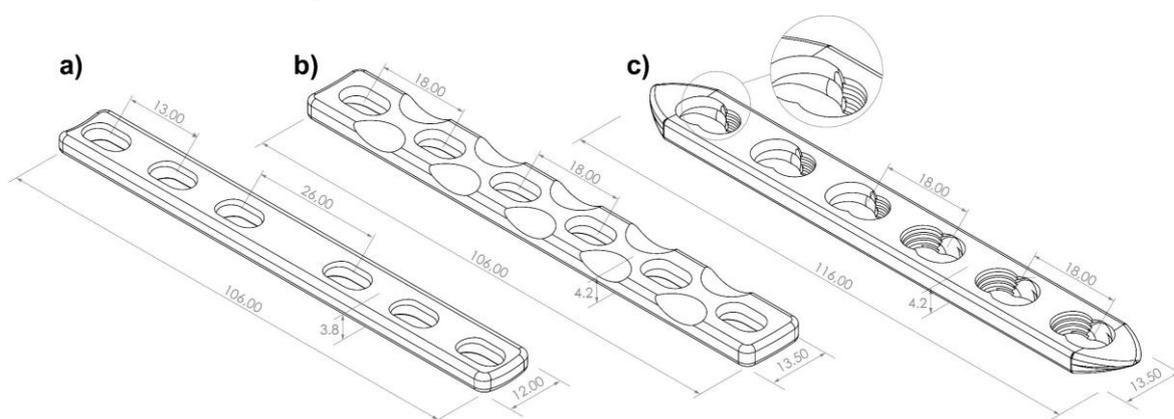
A equação (10), expressa, de maneira genérica, o comprimento (L) dos diferentes modelos, sendo “n” o número de furos, “A” a distância do furo mais externo até a borda da placa,  $E_{cc}$  a distância entre os furos centrais e  $E_{cp}$  a distância entre os centros dos demais furos. Para placas DCP, A é igual a 6,5mm, para as LC-DCP equivale a 8mm, e para as LCP é 13mm. Quanto às distâncias entre centros, para as placas DCP,  $E_{cc}$  é de 26mm e  $E_{cp}$  equivale a 16mm; os modelos LC-DCP e LCP apresentam  $E_{cc}$  e  $E_{cp}$  iguais a 18mm.

$$L = 2 * A + E_{cc} + E_{cp} * (n - 1) \quad (10)$$

### 3.2.2 Modelação

A modelação tomou como base as relações previamente estabelecidas, e ângulos, diâmetros e filetes disponíveis em manuais de fraturas e teses [1], [14], [71], [89].

Os modelos DCP, LC-DCP e LCP foram desenvolvidos no *software SolidWorks®2019* e, maior parte das suas dimensões, foram adicionadas por meio de variáveis e equações, podendo ser rapidamente alteradas. As geometrias geradas por este método são mostrados na Figura 10. Posteriormente, estas foram modificadas visando gerar alternativas sem furos ou com furos simplificados.



**Figura 10: Modelos de Placas estabilizadoras estreitas com 6 furos de 4,5mm: a) DCP; b) LC-DCP; c) LCP.**

A partir das próteses LCP, foi desenvolvida uma nova placa, visando facilitar o processo de fabricação por vazamento de resina. Este modelo recebeu o nome de LCP-CM (*Locking Compression Plate - Composite Material*). Também foi necessário modelar uma “alma” com seção retangular que facilitasse a disposição

dos reforços. A alma era composta por feixes de fibra de vidro do tipo “E” que, dentro dos moldes, eram pré-impregnados de resina. Posteriormente, tal moldado era utilizado na moldagem final das placas.

Mesmo que o contacto limitado com o osso seja uma característica desejável, o processo de fabricação dos moldes e, até mesmo a moldagem final, poder-se-iam tornar demasiado complexas se fossem incluídas as incisões mostradas nas placas LC-DCP. Isto porque, as dimensões das incisões são extremamente pequenas e com valores angulares que dificultariam a desmoldagem. Além disso, a redução na área superficial inferior costuma auxiliar, quando o cirurgião necessita curvar as placas para que se adequem ao formato do osso. Este procedimento acaba por ser facilitado quando se trabalha com o compósito, já que a rigidez e, conseqüentemente, a probabilidade de rompimento durante esses processos serão menores.

As principais dimensões da placa LCP-CM e da alma são mostradas na Figura 11. Também são exemplificados os posicionadores, capazes de garantir o preenchimento do molde da placa sem que se perca a centralidade da alma.

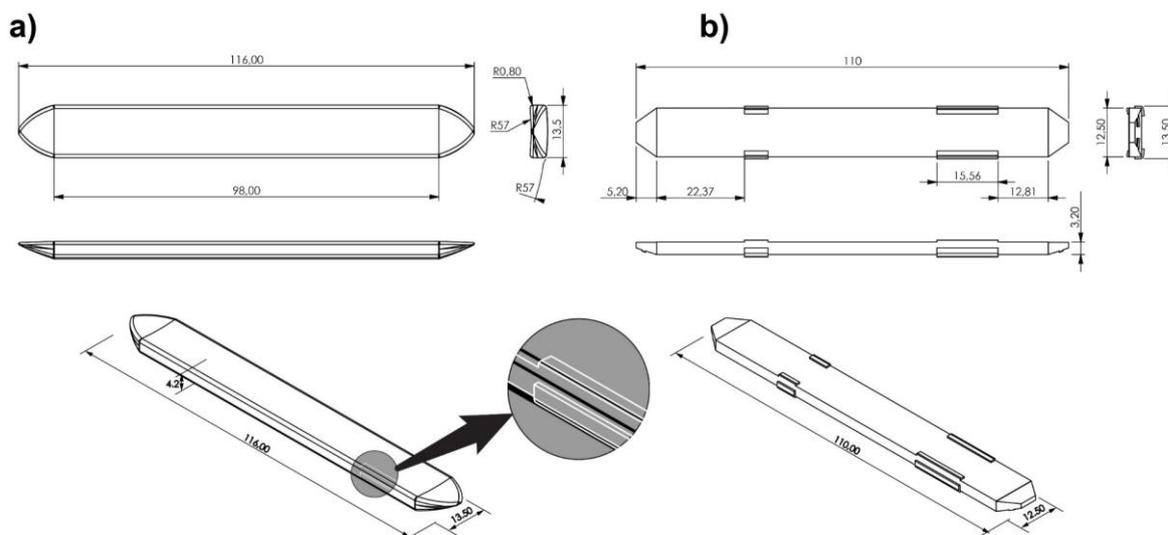


Figura 11: a) Placa LCP-CM b) Alma utilizada.

Os desenhos e as principais dimensões para todos os modelos de placas desenvolvidas neste trabalho são apresentadas no Anexo C.

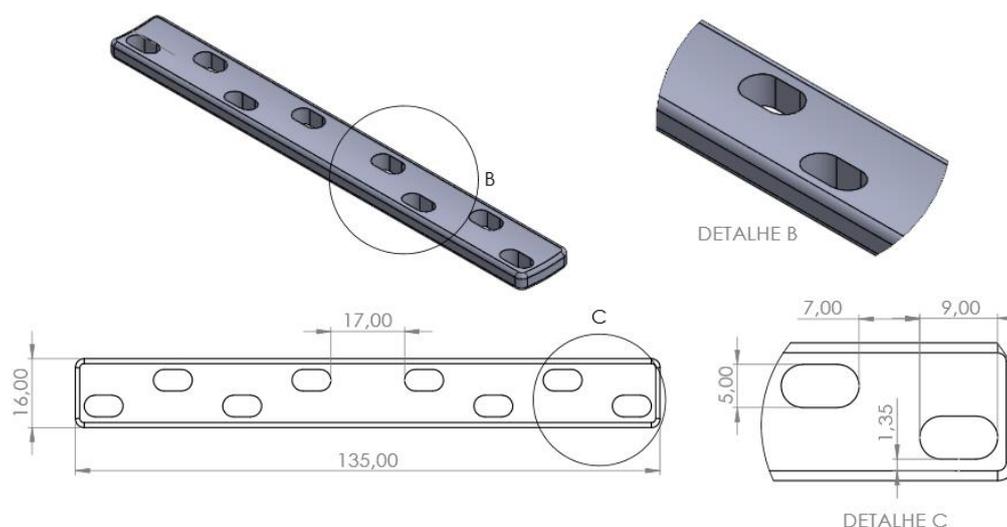
### 3.3 Análises por elementos finitos

Para avaliar os modelos desenvolvidos, foram realizadas análises de elementos finitos (FEA) em 10 diferentes placas utilizando-se o software *Ansys Mechanical Workbench 2019R3*, sob licença *Academic Research*. Neste processo, foi avaliado o comportamento nos regimes linear elástico e plástico.

Como não foi possível obter todas as propriedades necessárias para a simulação em compósito, optou-se por utilizar aço inox como material. Este estudo também permitiu o estabelecimento de parâmetros comparativos entre diversos autores, já que maior parte dos testes realizados na literatura, examina, apenas, um modelo com um determinado número de furos.

O primeiro modelo avaliado foi do tipo DCP *broad* com 8 furos, largura de 16mm e espessura de 4,5mm. Os furos têm o formato de dois semicírculos colocados nos extremos de um retângulo, sendo a largura destes igual a 5mm e comprimento 9mm. A distância entre as extremidades dos furos centrais é de 17mm. Para os demais orifícios, o espaçamento é de 7mm.

Todas estas dimensões, conforme mostrado na Figura 12, são muito próximas às utilizadas no trabalho de Baharnejhad et al. (2013). Portanto, os resultados numéricos e experimentais desta referência serão utilizados para validação das simulações realizadas.



**Figura 12: Placa DCP *Broad* com 8 furos: principais dimensões.**

Após a validação deste primeiro modelo, outros 9 modelos, com 6 furos foram testados, visando avaliar diferenças na rigidez quando se utilizam placas DCP, LC-DCP ou LCP. A Tabela 7 é um resumo de todos os modelos analisados.

Tabela 7: Modelos analisados numericamente.

Tipo	Modelo		Furos		
	<i>Narrow</i>	<i>Broad</i> <sup>1</sup>	S/ Furos	Simplificados <sup>2</sup>	Originais
DCP	X	X	X	X	X
LC-DCP	X		X	X	X
LCP	X		X	X	X

<sup>1</sup>Modelo DCP *Broad* com 8 furos; demais modelos possuem 6 furos. <sup>2</sup>Furos redondos e sem os ângulos de entrada e saída para o parafuso.

O processo de análise é descrito nos tópicos que seguem:

### 3.3.1 Definições dos materiais

Além das propriedades previamente descritas para o aço S.S. 316L ( $E=200\text{GPa}$ ,  $\nu=0,28$ ), também foram inseridas propriedades relativas ao regime de deformação plástica. Esses dados foram obtidos do artigo de Baharnejhad et al. (2013) e estão presentes na Tabela 8.

Tabela 8: Propriedades do aço S.S. 316L durante o regime de deformação plástica.

Tensão [MPa]	Deformação Plástica [mm/mm]
800	0
850	0,125
960	0,250

Fonte: [61]

O material dos suportes e aplicadores foi mantido como aço estrutural padrão do software, entretanto, o Módulo de Elasticidade foi modificado para que não ocorressem deformações nos aplicadores de carga. Ainda, como tais partes não sofrerão deformações em regime plástico, o material pode ser definido com base no Módulo de Young ( $E = 2,1 \times 10^7 \text{MPa}$ ) e no coeficiente de *Poisson* ( $\nu = 0,3$ ).

### 3.3.2 Geometrias e contactos entre os componentes.

Como os modelos das placas possuem muitos detalhes e não foram gerados no *software* de análise de elementos finitos e sim em um *software CAD*, tornou-se muito difícil aplicar cargas diretamente nos sólidos estudados. Uma alternativa foi

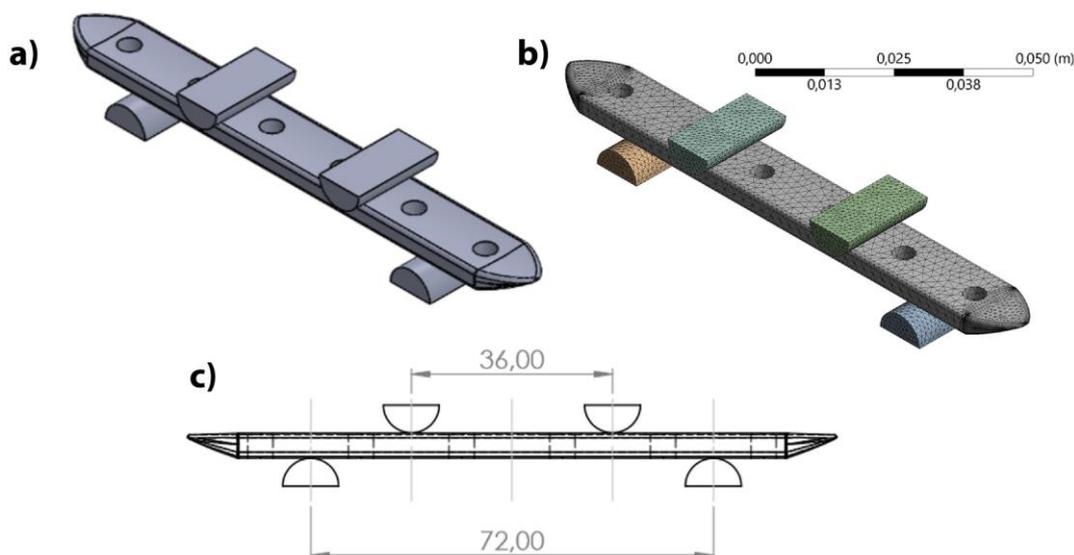
aplicar estas forças sobre linhas. Contudo, a dificuldade em gerar e posicioná-las em contacto com os raios dos filetes da superfície das próteses, fez com que tal opção fosse descartada.

Assim, criar uma montagem com as placas, os suportes e os aplicadores de carga foi a solução encontrada capaz de reproduzir, de maneira mais fiel, as condições experimentais. Isso foi feito no software *SolidWorks*®2019 e a distância entre os cilindros superiores (k) foi de 40mm para a placa DCP *broad* de 8 furos, utilizada como validação do modelo. Já o espaçamento entre os apoios (h) foi de 66mm.

Nas próteses LC-DCP e LCP, que possuem a mesma distância entre furos, o espaçamento entre os roletes aplicadores (k) foi de 36mm e cada suporte estava a 18mm (h) do aplicador de carga adjacente a este. Para as placas DCP, foi necessário modificar tais distâncias, para evitar que os roletes entrassem em contacto com a placa em uma região perfurada. Desta forma, “k” foi definido como 42mm e “h” como 16mm.

Esta geometria foi exportada no formato IGS (*Initial Graphics Exchange Specification*), uma extensão “universal” que pode ser aberta em diversos *softwares*.

Para reduzir o número de elementos durante a discretização, todos os apoios foram representados como um cilindro cortado ao meio, conforme a Figura 13 apresenta.



**Figura 13: Montagem utilizada nas simulações com as placas LCP: a) Vista Isométrica em software CAD; b) Dimensões dos apoios; c) Malha gerada no software de elementos finitos.**

Após a importação, a ferramenta *Design Modeler* do *Ansys* foi utilizada para unir todos os corpos, com a finalidade de facilitar as operações dentro do *Mechanical Workbench*.

No *Mechanical*, foram definidos os contactos entre as diferentes partes visando reproduzir condições que estariam presentes em um procedimento experimental.

Os roletes inferiores, que não têm movimento, foram definidos como "*bonded*", ou seja, não são permitidos deslizamentos ou espaçamentos entre a superfície da amostra e os suportes. A única opção que não foi mantida como padrão do software foi a "*trim*", definida com o valor de 0,01mm com o objetivo de delimitar, a partir dessa distância, os elementos que não estão em contato, reduzindo o número de informações enviadas para o *solver* e, conseqüentemente, reduzindo o tempo de simulação. A Figura 14a demonstra como esta configuração opera: o contacto (CE, em castanho) apresenta uma sobreposição (em laranja) com a superfície alvo (TE), o valor do "*trim*" será calculado a partir do início da sobreposição e, pontos fora desse limite (como TE4), serão ignorados quando forem gerados elementos de conexão. As superfícies de contacto e alvo, no modelo de uma das placas, são mostradas na Figura 14b.

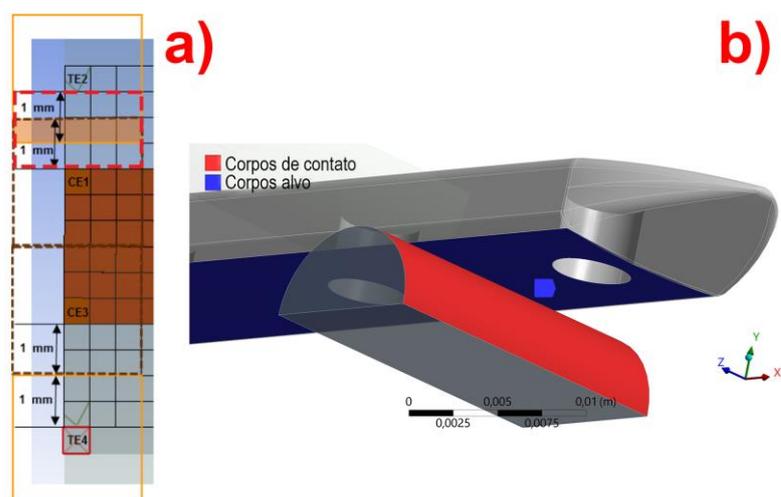


Figura 14: a) Funcionamento do parâmetro "trim"; b) Criação de contactos entre um apoio e a superfície inferior da placa.

Nos aplicadores de carga, o contacto é do tipo "*Frictionless*", que permite o deslizamento e a existência de pequenos espaçamentos entre superfícies adjacentes, simulando a condição de mínimo atrito, que ocorre com os roletes móveis do dispositivo de ensaios. A opção "*small sliding*" foi desativada, pois esta considera que ocorrerão apenas pequenos deslocamentos na região em contacto

(menores que 20% do comprimento desta região). Tal parâmetro permite simular modelos com malhas menos refinadas de uma maneira mais eficiente, mas não é uma opção válida na presente análise, considerando que o máximo comprimento de contacto possível equivale à largura da placa (em torno de 12mm) e o deslocamento dos aplicadores de carga é de 50% deste valor (6mm).

O critério "pinball" foi definido com o "radius" igual a 0,1mm. Desta forma, para cada nó da face inferior do aplicador é definido um perímetro esférico de 0,1mm no qual serão procurados contactos destes com os nós da face das placas. Este é um recurso útil para corrigir pequenos distanciamentos oriundo do sólido ou do processo de discretização da malha. Tal parâmetro, ainda permitiu que, durante o posicionamento dos componentes, fosse mantida uma pequena distância entre as superfícies, com o intuito de evitar que, na exportação/importação, ocorresse a intersecção entre os diferentes componentes, o que resultaria em uma geometria inválida. A opção "add offset", também faz com que esses pequenos espaçamentos sejam fechados, o que pode ocorrer de maneira iterativa ou não. Na presente configuração (*no ramping*), esse processo ocorre apenas quando a malha é gerada, o que reduz o gasto computacional e mostrou-se útil nos modelos em que foi aplicado um processo automático de convergência.

Demais configurações foram mantidas como padrão, conforme mostra a Figura 17.

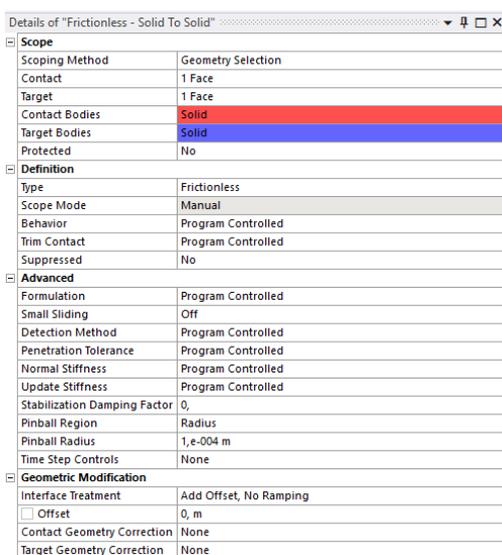


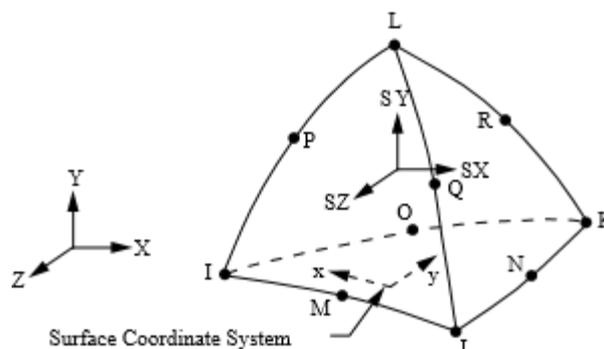
Figura 15: Configurações definidas para os contactos "Frictionless" aplicados entre os roletes superiores e a superfície da placa.

### 3.3.3 Definição do elemento.

O elemento utilizado foi o SOLID187, um padrão para modelos com malhas irregulares, como os importados de *softwares* CAD.

Trata-se de um elemento 3D tetraédrico, de alta ordem e 10 nós. Cada um destes nós possui 3 graus de liberdade, permitindo translações em x, y e z e podendo ser utilizado em análises com elevadas deformações.

O elemento é apresentado na Figura 16.



**Figura 16: Elemento SOLID187. Fonte: [90]**

As equações que definem o deslocamento (*shape functions*) são quadráticas e suas equações, obtidas do referencial teórico do software *Ansys* se encontram no anexo B [90].

### 3.3.4 Malha e testes de convergência

Foram utilizadas malhas geradas manualmente e automaticamente pelo *software*. As malhas automáticas foram inicialmente configuradas com uma qualidade média, resolução "3", parâmetro de erros em "*agressive mechanical*" e foram geradas de maneira iterativa pelo sistema de convergência automática em relação à tensão máxima.

Como observou-se que o número de elementos poderia influenciar nas forças reativas detetadas, mesmo após a convergência para tensão na placa, foi feito um refinamento nos apoios. Esse é o parâmetro "*refinement*", definido como 1 e apresentado na Figura 17b.

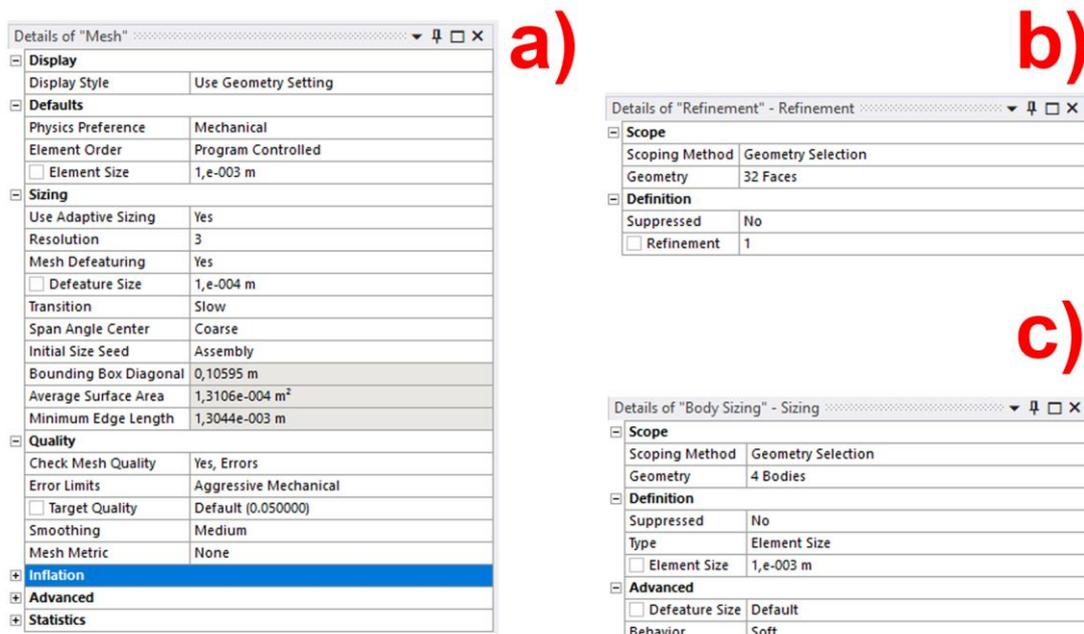


Figura 17: a) Parâmetros utilizados na geração de malhas; b) Refinamentos gerais em faces selecionadas; c) Refinamentos ajustados manualmente para corpos selecionados.

Em algumas das placas, optou-se por, também, gerar diversas malhas manualmente e foram selecionadas duas configurações para comparação com o processo automático. Na primeira, o tamanho dos elementos foi definido com 2mm e o limite até ao qual a geometria poderia ser deformada na geração destes (*defeature size*) como 0,1mm. Os outros parâmetros foram mantidos os indicados, por defeito, no software. Na segunda malha, apenas foi alterado o tamanho dos elementos para 1mm.

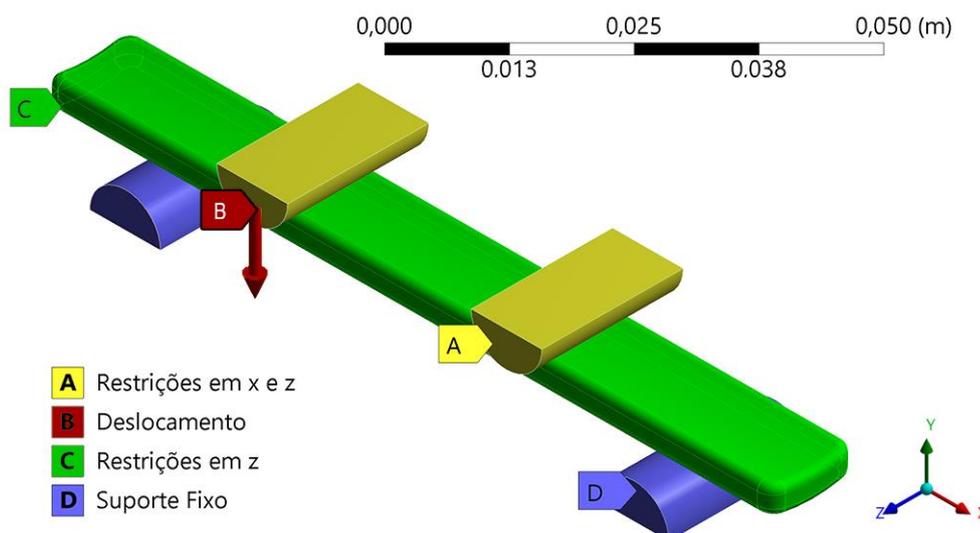
Quanto à convergência, inicialmente, foi aplicado um critério de 5% de variação da tensão máxima nos elementos das próteses. Posteriormente, observou-se que, em alguns casos, a malha não era otimizada nos apoios. Desta forma, também foi realizada uma análise da variação da força reativa nestes, utilizando o mesmo critério de 5%.

### 3.3.5: Constrangimentos e deslocamentos

Todos os roletes foram constrangidos com base nas condições, normalmente, apresentadas em ensaios de flexão, não ocorrendo movimentação perpendicular ao eixo de aplicação de carga (em x e z). Como os suportes permanecem imóveis, também foi aplicada uma constrição no eixo y destes. Por fim, o movimento dos nós da placa foi constrangido em relação ao eixo z.

Em vez de se aplicar uma força, optou-se por definir o deslocamento do aplicador de carga e registrar a força resultante, de maneira semelhante ao procedimento realizado na máquina universal de ensaios. Desta forma, foi definido um deslocamento máximo de 6mm, dividido em 30 sub etapas e na direção descendente no eixo y.

Todas estas condições são mostradas na Figura 18.



**Figura 18: Condições impostas nas simulações numéricas.**

### **3.4 Método para determinação das propriedades de tração**

Para os testes de tração com a resina poliuretana, utilizou-se provetes no formato de haltere, modelados em moldes que foram maquinados numa liga de alumínio (Al 2011-T3). Todos os ensaios foram conduzidos seguindo os procedimentos descritos na norma ASTM D638 e o tratamento dos dados foi realizado no *Microsoft® Excel®* e no *OriginPro® 2018*.

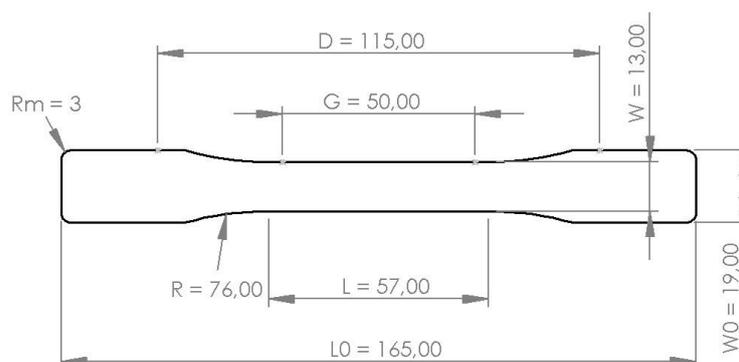
#### 3.4.1 Projeto e maquinagem do molde

A norma ASTM D638 apresenta as dimensões de 5 diferentes modelos de provetes [91]. Para os plásticos rígidos e semirrígidos, como o poliuretano, é recomendada a utilização da geometria tipo I quando se trabalha com espessuras iguais ou menores que 7mm. O tipo II é recomendado quando amostras do tipo I são testadas e não rompem na região central. O tipo III é utilizado para materiais

com espessura entre 7 e 14mm. O Tipo IV é recomendado quando é necessário comparar materiais com valores de rigidez diferentes. Por último, o tipo V, o menor entre todos os modelos, é recomendado quando se deseja testar uma quantidade extremamente limitada de material ou o espaço para os testes é pequeno, por exemplo, em testes de estabilidade térmica.

Ainda, é possível testar materiais não-rígidos utilizando os mesmos provetes do tipo IV (para pequena espessura) ou III (grandes espessuras). Vale ressaltar que, na norma dedicada a estes materiais (ASTM D412 – borracha vulcanizada e elastômeros) o provete “Die C” possui dimensões muito próximas às do provete tipo IV da ASTM D638. Tal norma, poderá ser utilizada em trabalhos futuros para avaliar os silicones utilizados na fabricação dos moldes.

Os corpos de prova podem ser obtidos maquinando-se placas de polímero ou moldando-os diretamente. Para moldagem direta, as amostras do tipo I deverão ter espessura de  $3,2 \pm 0,4$ mm [91]. Demais dimensões são mostradas na Figura 19.  $L_0$  e  $W_0$  são, respetivamente, o comprimento e largura totais;  $L$  e  $W$  são, o comprimento e a largura da região mais estreita;  $D$  a distância entre as garras;  $G$  o “*gauge length*” (distância utilizada como referência para o posicionamento do extensómetro);  $R$  o raio utilizado na redução de área;  $R_m$  o raio da fresa de topo utilizada.



**Figura 19: Dimensões do provete seguindo a norma ASTM D638.**

A Figura 20 mostra as etapas de projeto, maquinagem e resultado da fabricação do molde. O molde foi gerado a partir da subtração, no material base, da geometria correspondente às dimensões do provete. Este procedimento foi realizado no software *SolidWorks*® 2019. Foi necessário efetuar uma adaptação de acordo com as ferramentas existentes no laboratório, que consistiu no arredondamento de todos os cantos, permitindo que o desbaste fosse realizado com uma fresa de topo com 4 dentes e diâmetro de 6mm.

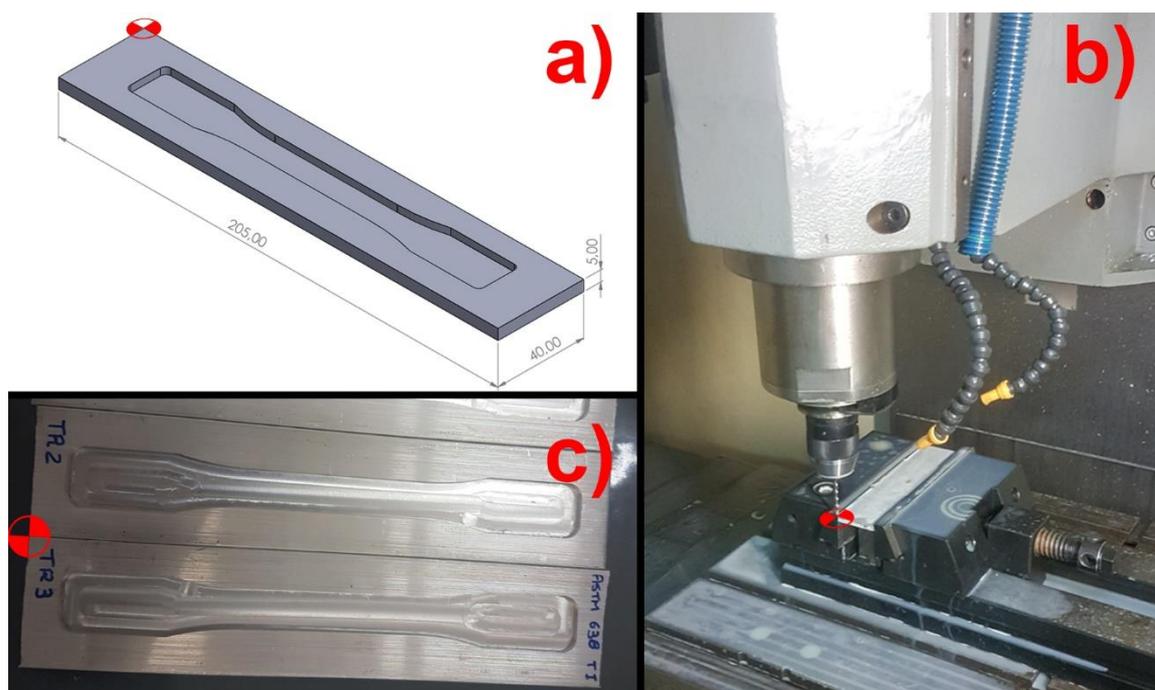


Figura 20: Processo de fabrico de um molde para provetes de tração - em vermelho pode-se observar o ponto de referência utilizado. a) Projeto no *SolidWorks*®; b) Maquinagem do material base; c) Resultado.

Todo o processo de fabrico foi realizado no Laboratório de Tecnologia Mecânica da ESTiG- IPB em junho de 2020. Primeiramente, em uma guilhotina *Mini320*®, foram cortadas 3 peças, com 205mm de comprimento, a partir de uma barra de liga de alumínio (Al 2011-T3) com espessura de 5mm e largura de 40mm. Este material foi posicionado cuidadosamente no centro de maquinagem *Deckel Maho—DMU 60 T*, visando garantir a perpendicularidade entre a face maquinada e o eixo da ferramenta. A origem (zero peça) foi definida com o auxílio de uma ferramenta dotada de um sensor.

Quanto aos parâmetros de maquinagem, estes foram definidos com o auxílio da aplicação *CoroPlus*® [92] e do Software *Mastercam*®, sendo:

- Ferramenta: Fresa de topo com 4 dentes (z) e diâmetro (D) de 6mm;
- Avanço (ap) em desbaste: 1mm;
- Avanço (ap) em acabamento: 0,5mm;
- Rotação (n): 9600 rpm;
- Velocidade de corte ( $V_c$ ): 182m/min;
- Velocidade de avanço ( $V_{av}$ ): 890mm/min;
- Avanço por dente ( $f_z$ ): 0,023mm/dente.
- Tempo de maquinagem (T): 5 minutos.

Estes parâmetros estão de acordo com as seguintes equações [93]:

$$V_c = \frac{\pi * D_1 * n}{1000} \text{ [m/min]} \quad (11)$$

$$f_z = \frac{V_{AV}}{z * n} \text{ [mm/dente]} \quad (12)$$

### 3.4.2 Fabrico dos provetes

Os provetes foram fabricados utilizando-se os rácio de resina poliuretana recomendados pelos fabricantes. Para a resina *SikaForce*, esse rácio foi de 100:19 e, a quantidade total preparada foi relativa à massa suficiente para preencher o molde e uma sobra de aproximadamente 20%. Cada um dos provetes possui 8,343mm<sup>3</sup> de volume e, considerando-se a densidade de 1,5 g/cm<sup>3</sup>, foram utilizados, aproximadamente, 13 g para preencher o molde.

Para a aferição da massa dos reagentes, foi utilizada uma balança de precisão *Adam@HCB602H*.

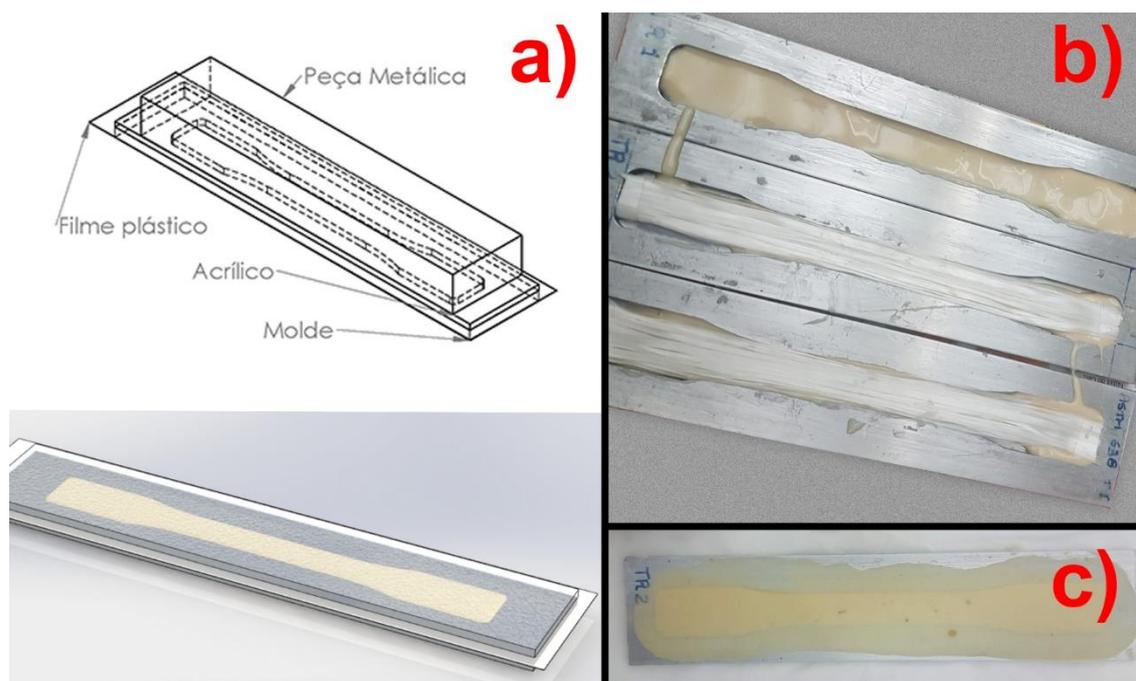
O fabrico dos provetes, sem reforços, foi realizado de acordo com as seguintes etapas:

1. Adição da respetiva massa do reagente A (pré-polímero);
2. Remoção das bolhas em um esticador a vácuo;
3. Adição do reagente B e mistura manual durante, aproximadamente, 1 minuto, sempre no mesmo sentido;
4. Remoção das bolhas em um esticador a vácuo durante 5 minutos;
5. Derramamento da resina no molde, previamente nivelado sobre uma superfície plana;
6. Remoção das bolhas durante 2 minutos;
7. Colocação de um filme plástico rígido, uma placa de acrílico e uma peça metálica (peso) sobre o molde, visando garantir a distribuição da resina e a espessura correta;
8. Cura a 50°C durante 1 hora e 30 minutos;
9. Remoção do provete e processos de acabamento, como a eliminação de rebarbas e lixamento com lixa de granulometria 400, para aumentar a rugosidade superficial, permitindo melhor adesão de tintas.

Nos provetes fabricados em resina e fibra, foram adicionadas algumas outras etapas.

- A. Etapa prévia: Corte dos feixes de fibra com comprimento de 165mm e aferição da massa destes. Na seção central do provete (de 41,60mm<sup>2</sup>), desejava-se obter uma fração mássica de fibras próxima a um dos rácios que se pretendia utilizar nas placas estabilizadoras (15%). O processo mais recomendado para a determinação deste rácio seria com a utilização da regra das misturas, contudo, ela obriga ao conhecimento, muito preciso, da densidade da fibra e da resina. Contudo, com os equipamentos existentes nos laboratórios da ESTiG, não é possível determinar, com precisão essas densidades. Assim, para contornar esta limitação, optou-se por efetuar um processo de aproximação, considerando que feixes com o mesmo comprimento possuam massas muito próximas e, utilizando valores de densidade, obtidos da literatura, estimou-se em 10 o número de feixes de fibra necessário para que se atingisse, aproximadamente, a fração desejada. Para validar esta hipótese, uma primeira amostra foi fabricada com 1,90 gramas de fibra e, ao final do processo, apresentou massa total de 16,34 gramas, o que representa um rácio de 16,7Wf%, que foi considerado como aceitável.
- B. Etapas Intermediárias: Entre as etapas 5 e 6, previamente citadas, a fibra foi colocada e alinhada. Para tal, uma pequena quantidade de resina foi depositada no molde; os feixes de fibra foram posicionados, cuidadosamente, para garantir boa distribuição na seção central e, finalmente, o molde foi completo com resina. As outras etapas seguiram os passos anteriormente descritos.

Algumas etapas da preparação das mostradas na Figura 21, com destaque para a esquematização das camadas de plástico e acrílico sobre as quais foi colocada uma peça metálica, utilizada como uma carga para prensar todo o conjunto.



**Figura 21: Processo de fabrico dos provetes de tração: a) Camadas de plástico, acrílico e um peso, colocados sobre o molde visando garantir a espessura correta; b) Fibras sendo dispostas nos moldes; c) Uma moldagem já curada e ainda com o plástico.**

Os provetes com adição de carbonato de cálcio ( $\text{CaCO}_3$ ) foram preparados no laboratório de materiais compósitos (LMC) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Cornélio Procópio, em junho de 2019, como uma maneira de iniciar as avaliações do uso da resina poliuretana para, posteriormente, utilizá-la nas aplicações que foram desenvolvidas no Instituto Politécnico de Bragança, durante o programa de dupla diplomação. O material empregue foi da empresa *Kehl*, com rácio de mistura de 1:1.

O fabrico também foi parecido ao citado anteriormente, entretanto, o polioli (reagente B), antes de ser misturado ao isocianatos (reagente A), recebia a adição de  $\text{CaCO}_3$  (99%, *Synty*®) e eram utilizados moldes flexíveis, em silicone.

Para a proporção de 20% (em fração mássica) de  $\text{CaCO}_3$ , dois métodos de produção foram avaliados. Nos primeiros 6 provetes (TK20C1-C6), o carbonato foi diretamente misturado à temperatura ambiente (aproximadamente  $20^\circ\text{C}$ ). Como foram observados problemas de homogeneização neste processo, para um segundo grupo de provetes (TK20C7-C11), optou-se por aquecer o reagente B até que este atingisse  $50^\circ\text{C}$ , reduzindo a viscosidade deste e facilitando o processo. Ambos os grupos foram testados em tração para aferir se a diferença no processo poderia gerar alterações significativas nas propriedades mecânicas finais.

Para a proporção de 30% de  $\text{CaCO}_3$ , o reagente B sempre foi aquecido a 50°C.

A Tabela 9 resume as características de todos os provetes fabricados.

**Tabela 9: Provetes de tração fabricados**

<b>Grupo</b>	<b>Pu</b>	<b>FV</b>	<b>CaCO<sub>3</sub></b>	<b>Método</b>
<b>TK20C (1-6)</b>	<i>Kehl</i> ®	-	20%	Sem aquecimento do pré-polímero
<b>TK20C (7-11)</b>	<i>Kehl</i> ®	-	20%	Aquecimento do poliol a 50°C
<b>TK30C</b>	<i>Kehl</i> ®	-	30%	Aquecimento do poliol a 50°C
<b>TS0F</b>	<i>Sika</i> ®	-	-	Padrão
<b>TS15F</b>	<i>Sika</i> ®	15%	-	Padrão

### 3.4.3 Realização dos ensaios

Os testes de tração foram conduzidos em uma máquina de ensaios universais, *Shimadzu Autograph AGS-X 10KN* nos dias 23 de julho, 24 de julho e 16 de setembro de 2020, no Laboratório de Estrutura e Resistência Dos Materiais da ESTiG-IPB em Bragança – Portugal.

Seguindo a ASTM D638, a velocidade de deslocamento foi constante e igual a 5mm/min e a distância entre garras 115mm. Também foi aplicada uma pré-carga de 1N.

O sistema de aquisição da máquina de ensaios, permitiu obter o deslocamento das garras e a força aplicada. Com essa informação, pode calcular-se as tensões de engenharia e estimar as tensões reais.

Com o objetivo de capturar imagens para aplicar o método de correlação digital de imagens (CDI), foi utilizada uma máquina fotográfica *Canon® EOS 7D* que foi sincronizada com um computador pelo software *EOS Utility®*. Adicionalmente, um sistema de iluminação foi montado e a captura de imagens foi efetuada a cada 5 segundos. Para utilizar o método CDI, foi necessário pintar os corpos de prova, conforme mostra a Figura 22, e as fotos obtidas foram processadas no software *Gom®Correlate 2017*.



Figura 22: Preparação dos provetes para correlação digital de imagens: foi aplicada uma base preta com a sobreposição de uma nuvem de pontos branca.

Com os dados obtidos da máquina de ensaios, foram calculadas as tensões ( $\sigma$ ) e deformações ( $\varepsilon$ ) reais e de engenharia, ressaltando que, nos cálculos convencionais, não é considerada a mudança de área transversal.

O módulo de elasticidade foi obtido a partir da inclinação da região linear da curva de tensão versus deformação. As tensões e deformações máximas correspondem aos maiores valores, atingidos antes do rompimento, nessa mesma curva.

Por fim, o coeficiente de Poisson foi calculado pela relação entre as deformações transversais e longitudinais obtidas utilizando-se “extensômetros virtuais” no software *Gom@Correlate 2017*.

A Figura 23 mostra os provetes prontos, bem como o sistema montado para os ensaios e uma imagem capturada durante o processo.

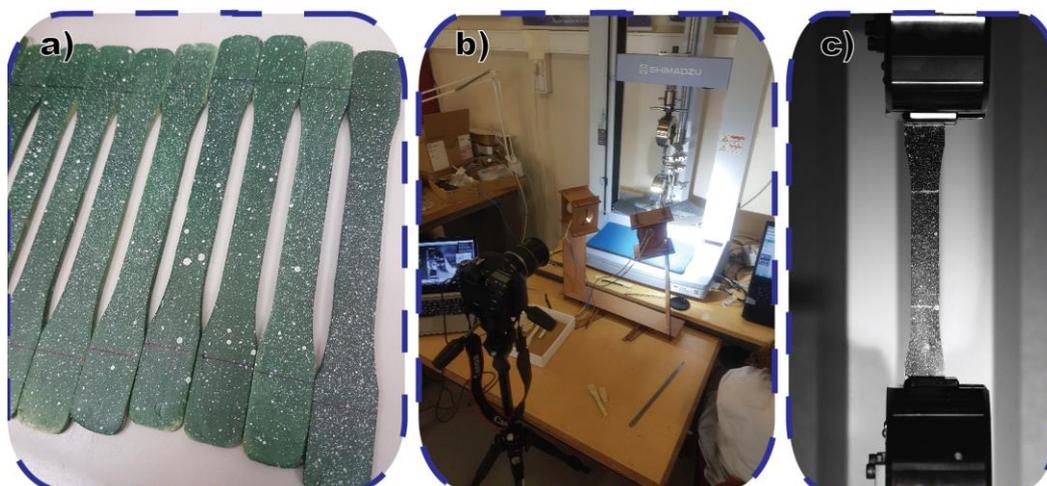


Figura 23: a) Provetes pintados; b) Aparato montado para os ensaios; c) Captura realizada durante o ensaio.

### **3.5 Método para determinação das propriedades das próteses em flexão**

Com a finalidade de se obter as propriedades das placas estabilizadoras, foram seguidos procedimentos baseados na norma ISO 9585. Para tal, foi necessário projetar e fabricar (maquinar) um dispositivo para flexão em 4 pontos.

Quanto ao fabrico das próteses; primeiro foram produzidos moldes flexíveis bipartidos para as placas finais e para uma região interna (alma). Em sequência, tais moldes foram utilizados em um processo adaptado de fundição de resina (*resin casting*).

Por fim, foram realizados os ensaios e uma ampla seleção e tratamento dos dados.

Todas as etapas deste processo são descritas em detalhes nos tópicos a seguir.

#### 3.5.1 Processo de fabrico de um dispositivo para flexão de 4 pontos

Como o Laboratório de Estruturas e Resistência dos Materiais da Escola Superior de Tecnologia e Gestão (ESTiG), do Instituto Politécnico de Bragança, já possui um sistema para ensaios de flexão em 3 pontos, os objetivos no projeto de um novo dispositivo, com dois aplicadores de carga, foram os seguintes:

- Projetar um dispositivo que pudesse utilizar os sistemas de fixação já presentes na máquina de ensaios universal *Shimadzu Autograph AGS-X 10KN*;
- Permitir a alteração na distância entre os aplicadores de carga, possibilitando futuros ensaios em placas com comprimentos diferentes;
- Selecionar um material capaz de resistir às altas tensões sofrendo pouca deformação, o que evita que a rigidez do dispositivo tenha grande influência nos resultados do teste;
- Garantir precisão geométrica, de maneira que os eixos dos roletes sejam perpendiculares ao eixo da máquina universal onde a carga é aplicada.

Para que estes critérios fossem atendidos, foi concebido o dispositivo mostrado na Figura 24a. O material selecionado para a maquinagem foi aço para mola (SAE 1070), que apresenta dureza em torno de 90HB, tensão de escoamento de 385MPa e Módulo de Elasticidade de 200GPa. Isso faz desse aço mais duro e resistente do que algumas outras ligas normalmente utilizados em estruturas mecânicas, como o SAE 1020, que possui dureza de 68HB, escoamento de 350MPa e módulo em torno de 190GPa [94], [95]. O projeto do dispositivo, bem como, os desenhos cotados, são apresentados no Anexo D.

Visando evitar que os parafusos rompessem devido à ação de esforços de corte, foram selecionados parafusos temperados e revenidos (classe 8.8) e estes foram posicionados em regiões onde estes esforços não são esperados ou são minimizados.

O material foi preparado com processos convencionais de maquinagem, envolvendo o corte e fresagem das peças. Para isso, foi utilizada o serrote de fita *Quantum®S 181* e a fresadora *MRF®115*.

O fabrico no CNC seguiu as etapas e especificações descritas na folha de processos, Anexo E, e foi realizado no centro de maquinagem *DMC®63V*. Peças simétricas foram unidas visando agilizar o procedimento e reduzir o número de posicionamentos necessários. Após a conclusão da maquinagem na máquina de comando numérico, as hastes de suporte dos aplicadores de carga foram separadas, com uso do serrote de fita, e tiveram suas laterais fresadas. Os parâmetros de maquinagem foram obtidos pelo software *Mastercam®* e pela aplicação *CoroPlus* da *Sandvik®* [92].

A Figura 24 mostra o projeto e o resultado, após maquiagem, deste dispositivo.

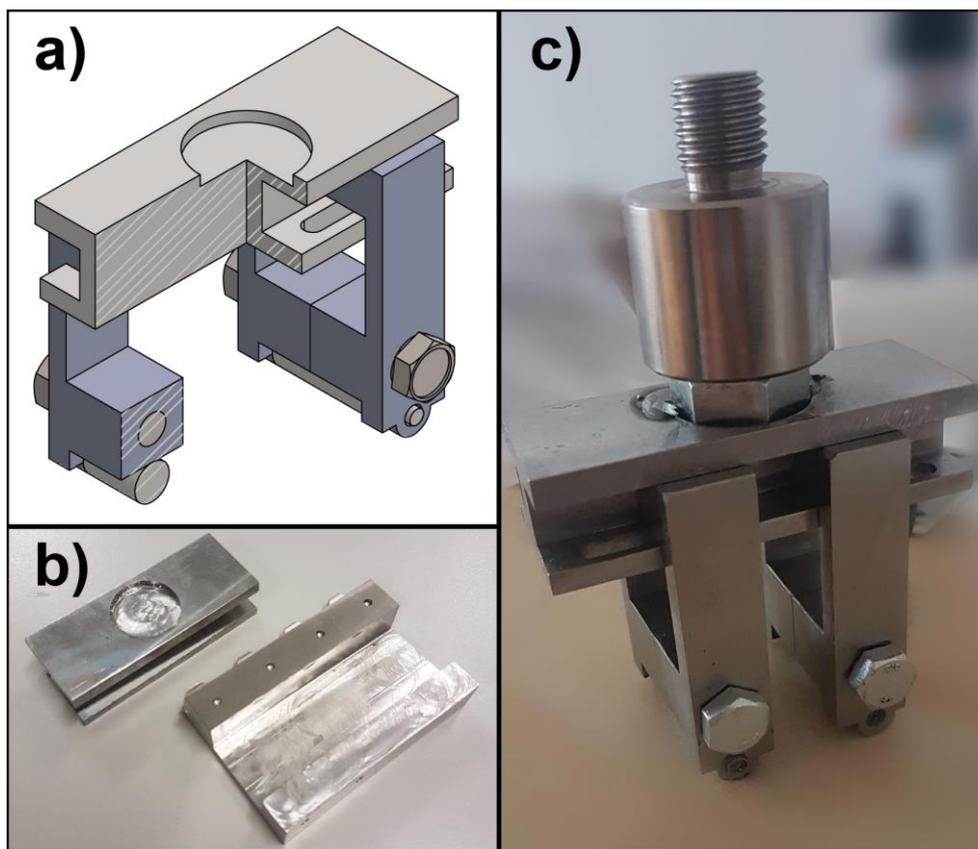


Figura 24: Dispositivo para ensaios de flexão de 4 pontos: a) Projeto em corte; b) Componentes durante o processo de fabrico; c) Dispositivo montado.

### 3.5.2 Fabrico de moldes

As peças base (moldados) para o fabrico dos moldes das almas, foram desenvolvidas no *Solidworks*® com canais de entrada, distribuição e saída de resina, visando a manufatura simultânea de 3 peças. Além disso, foram projetadas três regiões especiais. A primeira delas para travar as pontas do “*roving*” de fibra, evitando desalinhamentos. A segunda, com cavidades que originaram “*espaçadores*”, ou seja, superfícies de referência para evitar o movimento indesejado da alma dentro dos moldes das placas finais. Por último, a terceira geometria consistiu em pinos e furos utilizados para facilitar o posicionamento das duas faces do molde. Todas estas geometrias são esquematizadas na Figura 25.

O fabrico destes moldados foi realizado no laboratório FabLab, da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do IPB- Portugal; utilizando impressão 3D por deposição de filamentar (FDM) de PLA (ácido poliáctico). Este processo ocorreu em uma impressora *Ultimaker*®3, com temperatura de extrusão de 210°C, acabamento extrafino (camadas de 0,06mm) e preenchimento de 30%. Com tais

parâmetros, o moldado superior levou, aproximadamente, 8 horas para impressão, enquanto o inferior ficou pronto em 4 horas e meia. A Figura 25 mostra o projeto e o resultado desses moldes. Também é apresentado o sistema de ductos, projetado de modo que fosse possível inserir um embolo com 12mm de diâmetro no canal de entrada, para “injetar” o polímero, ou acoplar uma mangueira na saída de ar e ligá-la à uma bomba de vácuo, reduzindo a resistência à fluidez além de auxiliar na remoção de bolhas.

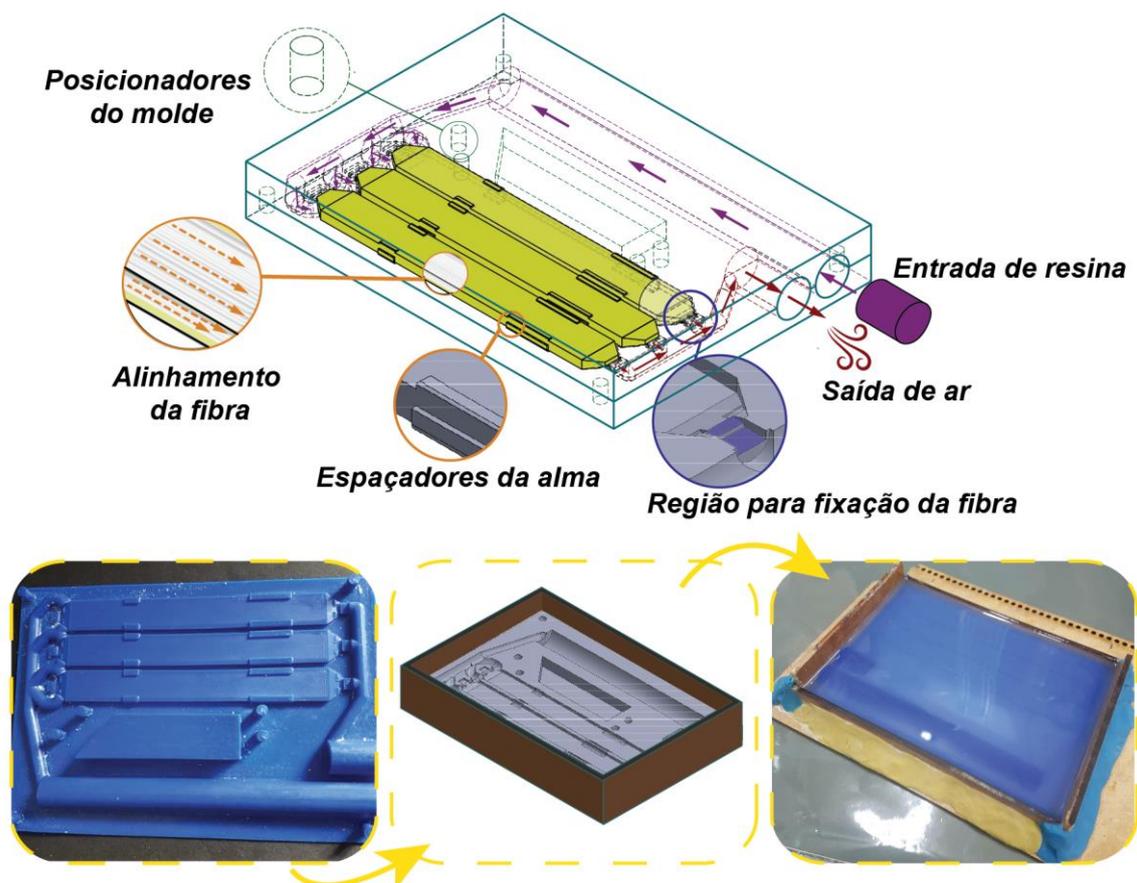
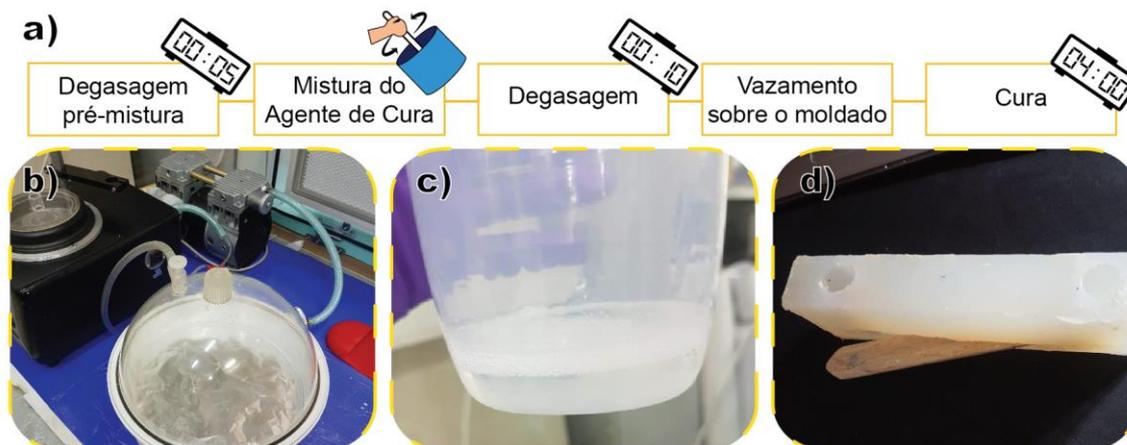


Figura 25: Representação esquemática dos moldes bipartidos das almas e resultado da impressão 3D do moldado.

Os moldados receberam uma fina camada de desmoldante (vaselina) e foram posicionadas dentro de uma caixa delimitadora, em MDF (*Medium-density fiberboard*). Posteriormente, o silicone ou PDMS foi vertido até que se atingisse a espessura desejada. Estes elastômeros foram fabricados com um rácio de 10:1 (PDMS) ou 1:1 (*AESA13/INC*). Para ambos, o material foi levado a um esticador a vácuo antes e após a mistura e o processo de cura ocorreu à temperatura ambiente.

O lado inferior do molde das almas utilizou, aproximadamente, 180 gramas de PDMS e levou 48 horas para completar a cura. Para o lado superior, foram empregues cerca de 150 gramas do silicone *AESA13/INC*, curado após 4 horas.

Um resumo da sequência de etapas adotadas para o fabrico dos moldes, tanto das almas quanto de placas, é mostrado na Figura 26.



**Figura 26:** a) Sequência de etapas adotadas no fabrico dos moldes em elastômero; b) Equipamentos utilizados (bomba de vácuo e esticador); c) Elastômero com uma região transparente, sem bolhas, e outra opaca, ainda com grande quantidade de ar; d) Um dos moldes das placas, já pronto e em uso.

Para as placas finais LCP-CM, juntamente com seus canais de entrada e saída, optou-se por fabricar os moldados em resina, pelo método de impressão 3D por estereolitografia (SLA) com camadas de 0,05mm e preenchimento de 100%. Este método de prototipagem foi escolhido por permitir impressões com elevada qualidade, além das dificuldades práticas em se utilizar a técnica FDM, já que as placas possuíam contornos muito pequenos e poucas superfícies planas que pudessem ser utilizados como base.

Esses impressos foram divididos em 3 peças, sendo a primeira delas a geradora da cavidade da placa e, as outras duas, dos canais. Tais partes foram montadas e colocadas dentro de uma caixa delimitadora antes de se verter a resina. A remoção do moldado foi simplificada pois os canais foram facilmente desmontados do conjunto e removidos. Para a remoção da placa foi feito um pequeno corte no silicone. Essas peças e a representação esquemática do molde são mostrados na Figura 27.

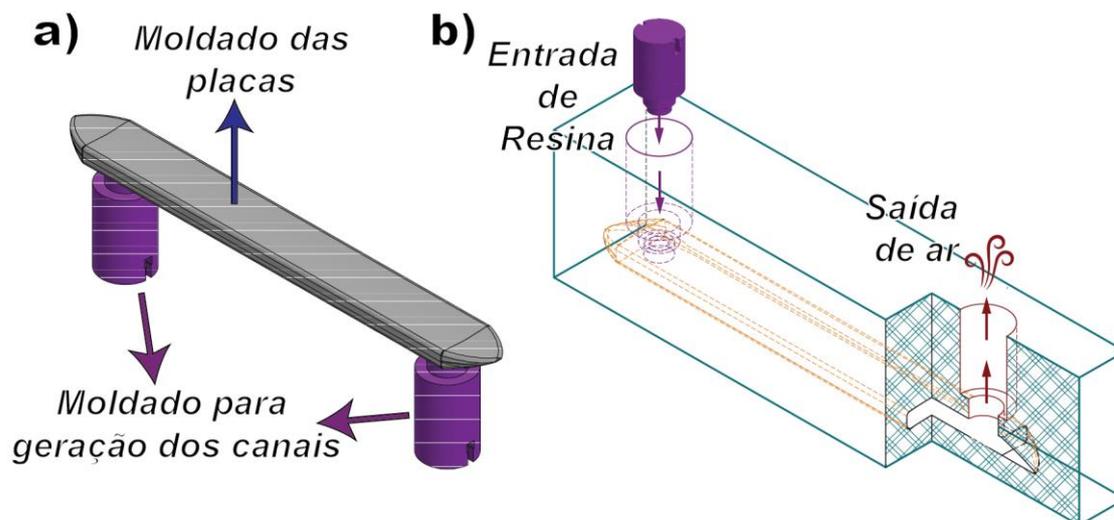


Figura 27: Representação esquemático: a) Moldado; b) Molde bipartido das placas.

### 3.5.3 Fabrico de almas e placas

Um método adaptado de fundição de resina (*resin casting*) foi realizado utilizando a resina poliuretana bi-componente *SikaForce 7710-L100*, misturada no rácio de 100:19. Além disso, também foram empregues feixes (*roving*) de fibra de vidro do tipo E.

Cada uma das almas possui, aproximadamente, 6,5 gramas, com a inserção de 6, 9 ou 14 feixes de fibra de vidro, sendo que cada um desses feixes possuía, em média, 0,18 gramas. A massa de fibras em cada uma das amostras está detalhada no Anexo F.

Para a produção, foi adicionado um valor de poliuretano 30% maior que a massa final esperada, suficiente para compensar o polímero que ficava nos canais do molde ou que acabava vazando.

Assim, foram adotadas as seguintes etapas:

1. Preparação do molde para recebimento da resina: posicionamento cuidadoso das fibras em cada um dos três espaços e fechamento. Os dois lados do molde, com diversos pinos e furos de encaixe, evitaram desalinhamentos e auxiliaram a fixação das fibras. Entretanto, foi necessário utilizar fita adesiva e filmes plásticos para evitar vazamentos pelas laterais;
2. Adição do reagente A em um pote de mistura;
3. Remoção das bolhas em um esticador a vácuo;

4. Adição do reagente B e mistura manual (rácio em massa de 100:19) por, aproximadamente, 1 minuto, sempre no mesmo sentido;
5. Remoção das bolhas em um esticador a vácuo durante 5 minutos;
6. Aquecimento durante 5 minutos a 50°C, visando reduzir a viscosidade da resina;
7. Conexão da mangueira de vácuo na saída de resina do molde previamente fechado;
8. Derramamento da resina no canal de entrada do molde;
9. Rápida despressurização do molde, facilitando a fluidez;
10. Injeção da resina por meio da utilização de um embolo até que se observe material fluindo próximo aos canais de saída;
11. Ligação intermitente do vácuo, visando remoção de bolhas de maior dimensão;
12. Colocação na estufa;
13. Cura a 50°C durante 2 hora e 30 minutos;
14. Remoção do embolo e das almas;
15. Processo de acabamento: remoção de rebarbas e canais de injeção.

O processo para fabricação das placas finais foi bastante parecido ao procedimento descrito para as almas: como as almas já continham a quantidade adequada de fibras, bastou adicionar, aproximadamente, mais 5 gramas de resina para que os contornos externos de cada implante fossem completos e os reforços ficassem “encapsulados”, dentro da prótese.

Diferentemente da moldagem das almas, nas quais as fibras eram posicionadas dentro das cavidades do molde; no fabrico das próteses, as almas que foram inseridas dentro dos moldes de silicone. Ainda, como o material destes moldes é altamente flexível, durante o processo de injeção e acionamento do vácuo, foram utilizadas placas de alumínio para reforçar as faces laterais e evitar vazamentos ou deformações, quando a pressão fosse realizada.

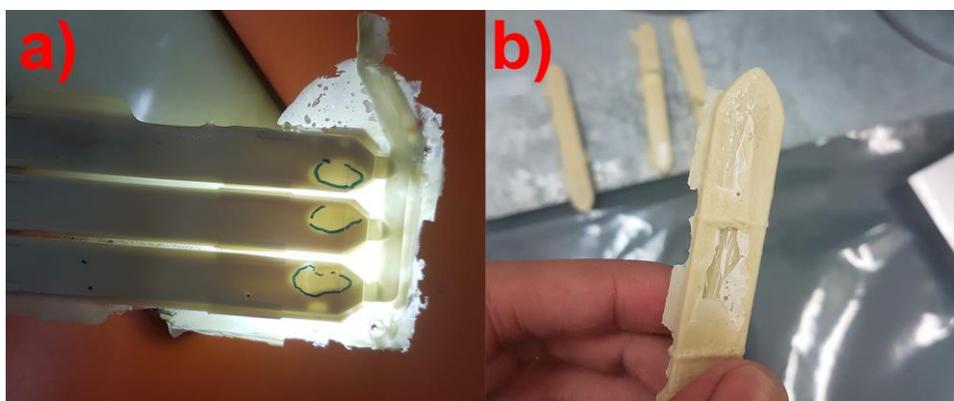
A Figura 28a mostra a sequência de etapas do processo; em “b” são expostas imagens dos moldes em utilização. Ainda, em “c”, é mostrado o alinhamento das fibras dentro do molde das almas e um dos lados do molde das placas com a alma perfeitamente posicionada.



**Figura 28:** a) Etapas do posicionamento das fibras e injeção no molde das almas; b) Moldes das placas ligados à bomba de vácuo; c) Posicionamento das fibras e da alma.

Após o fabrico, todas as placas foram medidas e pesadas. Tais valores se encontram no Anexo F.

Também foi avaliada a existência de problemas visíveis a olho nu, conforme mostra a Figura 29. Problemas de preenchimento nos moldes (b) foram facilmente encontrados pois, normalmente, acumulavam-se em grandes regiões superficiais. Para a observação de bolhas internas (a) foi necessário o auxílio de um foco de luz, tornando evidente os pontos com menor densidade. Todas as almas e placas com algum destes defeitos foram rejeitadas antes dos ensaios. Almas e placas não defeituosas são mostradas na Figura 30.



**Figura 29:** Placas com defeitos visíveis: a) Bolhas internas (contornadas em azul); b) Mal preenchimento.

Previamente aos ensaios, dois grupos de placas foram furados utilizando-se uma broca com 4,5mm de diâmetro: um com 6 furos e outro com 4 furos. Este segundo grupo, teve duas furações nas posições que ficariam próximas à fenda óssea e duas na posição mais distante da fratura.

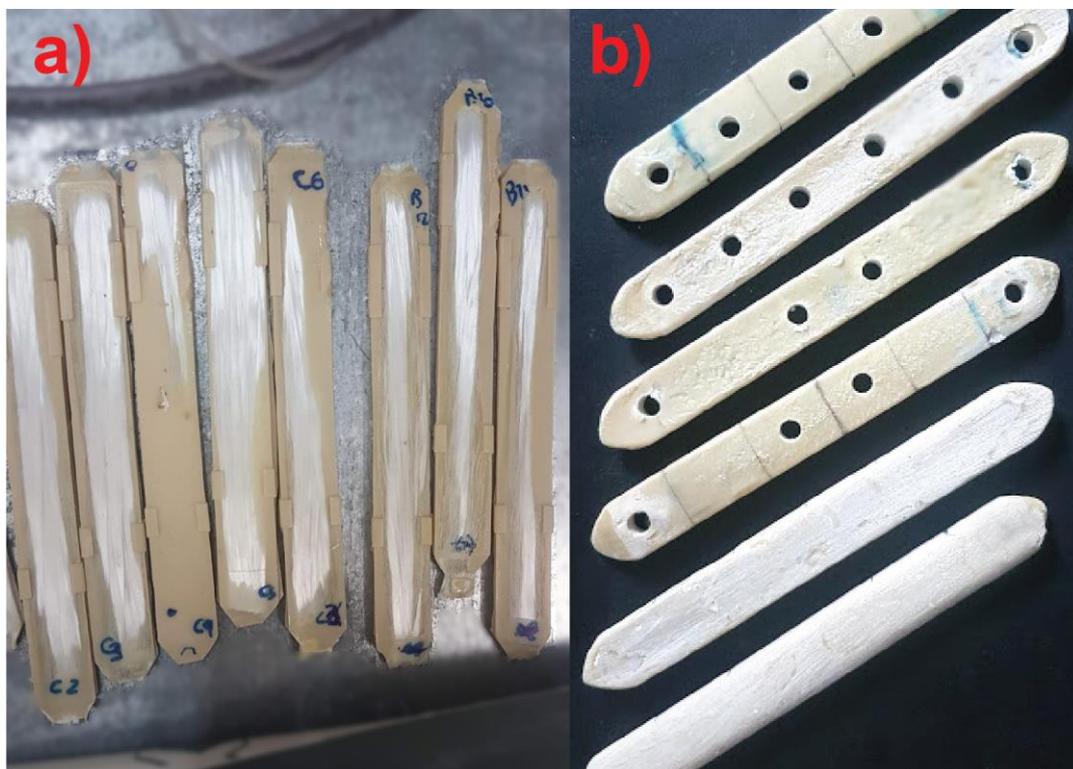


Figura 30: a) Almas; b) Placas.

#### 3.5.4 Realização dos ensaios

Os ensaios foram conduzidos em uma máquina de ensaios universais, *Shimadzu Autograph AGS-X 10KN* nos dias 23 de julho, 24 de julho e 16 de setembro de 2020, no Laboratório de Estrutura e Resistência dos Materiais da ESTiG-IPB, em Bragança – Portugal. O arranjo experimental foi realizado com base na norma ISO 9585 [96]. Esta define que, para placas simétricas, os roletes aplicadores de carga superiores deverão possuir, entre si, a distância equivalente a, pelo menos, dois furos (em placas tradicionalmente furadas). Cada rolete inferior (apoio) deve estar distante um furo do aplicador de carga mais próximo. Ainda, nenhum rolete deverá estar posicionado sobre um furo. Um resumo desta configuração é mostrado na Figura 31, sendo “k” a distância entre os roletes superiores, definida neste estudo como 36mm e “h” a distância entre um rolete superior e seu apoio adjacente, igual a 18mm.

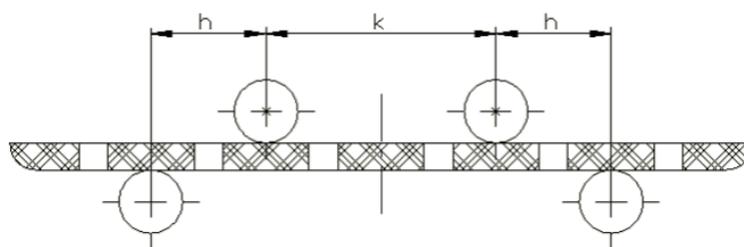


Figura 31: Arranjo experimental segundo a norma ISO 9585.

Os materiais ensaiados foram catalogados nos grupos mostrados na Tabela 10.

Tabela 10: Características dos grupos ensaiados em flexão de 4 pontos.

	0%FV	10% FV	15%FV	25%FV
Sem furos	0%F0H	10%F0H	15%F0H	25%F0H
4 furos	-	-	15%F4H	-
6 furos	-	-	15%F6H	-

A velocidade de deslocamento do travessão foi de 1mm/min. Este valor não é apresentado nas normas para flexão de 4 pontos, mas foi obtido analisando a velocidade utilizada por um outro autor em ensaios com placas em material compósito [97]. Uma pré-carga de 1N foi realizada antes do início da coleta de dados.

### 3.5.5 Tratamento de dados

O Tratamento dos dados foi realizado nos softwares *Microsoft® Excel®* e *OriginPro® 2018*, visando selecionar os resultados que apresentassem maior confiabilidade e obter outras propriedades a partir dos dados de força e deslocamento fornecidos pela máquina.

Normalmente, quando um conjunto de dados é linearizado, ou ajustado para que possa ser representado por uma curva, existem erros decorrentes deste processo e, é necessário avaliar quão bem este modelo ajustado corresponde às observações reais. Uma maneira prática e intuitiva de se realizar tal avaliação é utilizando o método do coeficiente de determinação ( $R^2$ ).

No presente trabalho, este método foi adaptado para testar quanto cada uma das curvas experimentais se aproximava da curva média do grupo. Assim, um valor de  $R^2$  próximo de 1, significa que, um dado provete, demonstrou respostas muito próximas à média das amostras ensaiadas que possuíam a mesma composição.

Um valor de  $R^2$  próximo de 0 demonstra que, provavelmente, devido a problemas durante o processo de fabrico, as propriedades de uma determinada amostra divergem muito em relação aos demais corpos de prova do mesmo grupo.

O  $R^2$  foi calculado segundo as equações (13) a (15). É necessário salientar que não existe um valor único considerado aceitável em todas as hipóteses. A estimativa de um parâmetro confiável dependerá do conjunto de dados e do estudo no qual o método está sendo aplicado; no presente trabalho foram considerados confiáveis valores de  $R^2$  acima de 0,9 [98].

$$R^2 = 1 - \frac{SQ_E}{SQ_T} = \frac{SQ_E}{SQ_E + SQ_R} \quad (13)$$

$$SQ_R = \sum_{i=1}^n (u_i - \bar{y})^2 \quad (14)$$

$$SQ_E = \sum_{i=1}^n (y_i - u_i)^2 \quad (15)$$

Desta forma, para um mesmo valor de deflexão, os valores individuais de carregamento em cada instante ( $u_i$ ) foram comparados com as médias instantâneas ( $y_i$ ) e gerais ( $\bar{y}$ ) dos carregamentos de seus respectivos grupos.

Todo o procedimento foi realizado de maneira contínua e está esquematizado na Figura 32. Por exemplo, o grupo 10%F0H possuía 6 placas com um desvio padrão médio, em relação à força, de 0,124. No primeiro processo de “filtragem” foram removidos os dados da placa número 5, que possuía o menor coeficiente de determinação do grupo, abaixo de 0,85, conseqüentemente, apresentando os dados mais discrepantes. Após a remoção de 10%F0H5, todos os dados possuíam  $R^2$  superior a 0,85, portanto, o novo valor aceitável passou a ser  $R^2=0,9$ . Em cada um dos filtros, caso não fossem atingidos valores aceitáveis, gradualmente, seriam removidas placas, recalculadas médias e coeficientes, de maneira que as médias consideradas discrepantes interferissem cada vez menos na média total dos resultados. No final do processo, o novo desvio do grupo 10%F0H diminuiu 26,7%, uma redução já esperada, pois foi restringido o número de amostras. Em todos os grupos avaliados, após a última etapa, foram mantidas, no mínimo, 4 amostras.

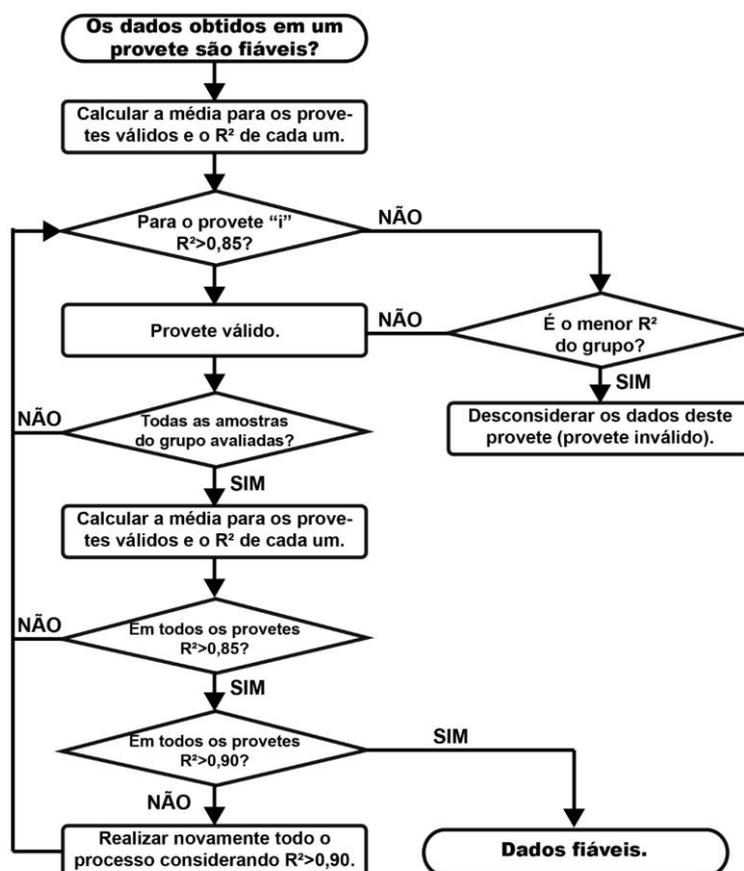


Figura 32: Fluxograma para seleção de amostras fiáveis.

Após a filtragem dos dados, foi calculada a rigidez estrutural equivalente à dobra ( $EI_e$ ), seguindo a equação (16), presente na norma NBR ISO 9585.

$$EI_e = \frac{(2h+3k)*S*h^2}{12} [N*m^2] \quad (16)$$

onde S é a inclinação da região linear da curva de carga por deflexão, conforme mostrado na Figura 33. Alguns autores denominam “S” também como rigidez (em N/mm).

Na imagem, também é mostrado o procedimento para obtenção da carga de prova “P”. Para isto, a linha paralela à região linear é deslocada “q” milímetros para a direita. Sendo “q”:

$$q = 0,02(2h+K) = 1,44mm \quad (17)$$

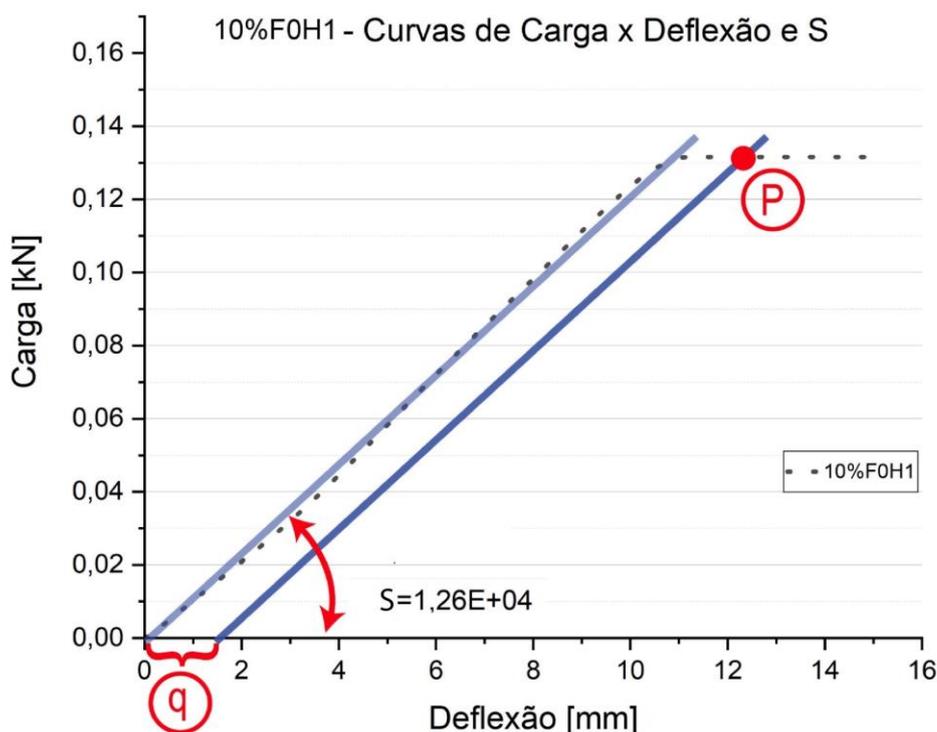


Figura 33: Métodos para obtenção da inclinação “S” e da carga de prova, “P”.

Após serem geradas as retas paralelas à região linear, estas foram estendidas, mantendo a mesma inclinação, até valores de deflexão de aproximadamente 15mm e, plotadas sobre as curvas de cada uma das amostras. A ferramenta de intersecção do software *OriginPro* foi utilizada para exportar todos os pontos nos quais tal reta coincidiu com a curva de carregamento por deflexão. Estes pontos representam a carga de prova (P) de cada provete.

Com tal carga, foi possível calcular a resistência à dobra (R), também chamada de momento fletor máximo:

$$R = 0,5Ph [N*m] \quad (18)$$

Rigidez estrutural equivalente e resistência à dobra são as informações de saída previstas pela norma ISSO 9585. Entretanto, a comparação destas propriedades com a literatura mostrou-se uma tarefa árdua já que, por mais que existam as normas, as variáveis envolvidas e características estudadas pelos diversos autores não são homogêneas. Isso é evidenciado pelo facto do estudo que clama ser o primeiro a propor padrões neste tipo de teste ser recente, de 2018 [99].

Desta forma, algumas outras propriedades além da rigidez estrutural e do momento fletor foram avaliadas, sendo elas a rigidez (S), em N/mm e a tensão

máxima ( $\sigma$ ), em MPa. Tal tensão foi calculada pela teoria de vigas, em relação ao momento de inércia de área. Mesmo que o comportamento do material não seja isotrópico, este procedimento pode ser considerado como simplificação de cálculo que já foi utilizado por outros autores em trabalhos com compósitos reforçados em fibra de vidro [100], [101].

A distância até o eixo neutro e o momento de inércia foram obtidos com base nas propriedades da seção do modelo, no software *Solidworks*. Os respectivos valores foram 2,23mm e 81,92mm<sup>4</sup>.

## Capítulo 4: Resultados e discussões

### 4.1 Resultados relativos ao processo de fabrico das próteses.

Para que as dimensões das próteses fabricadas pudessem ser comparadas com as dimensões dos modelos LCP-CM, foram realizadas medições em vários pontos, utilizando um paquímetro de resolução 0,02mm. Estes pontos são mostrados na figura Figura 34.

Como a alteração na quantidade de fibras pode provocar mudanças apenas na geometria das almas, variações nos reforços não influenciaram nas dimensões finais dos implantes. Assim, no cálculo da média e dos desvios, mostrados na Tabela 11, foram consideradas todas as placas fabricadas.

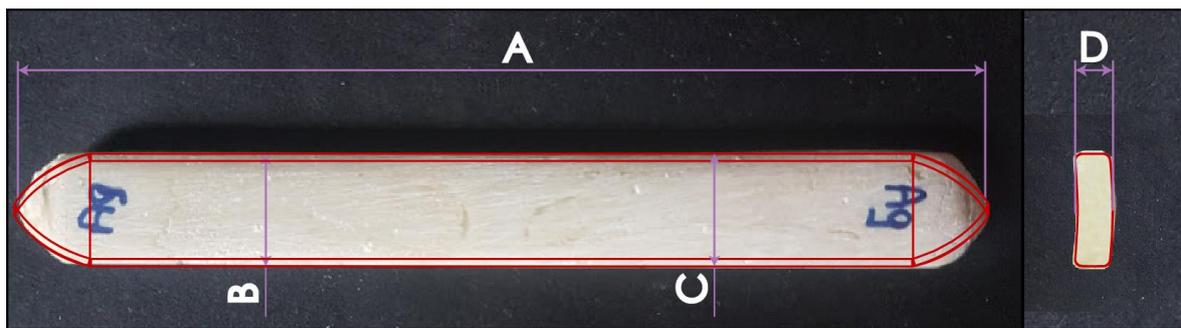


Figura 34: Comparação entre o modelo desenhado no CAD e as placas fabricadas.

O comprimento das placas foi, no geral, menor que o dos modelos. Isso ocorreu devido à alta viscosidade da resina que impediu que esta fluísse até às extremidades finas do molde. Entretanto, como isso representa, no máximo, uma redução de 1,8mm em cada um dos lados de uma placa que possui 116mm totais, este desvio não representa uma grande alteração percentual.

Tabela 11: Dimensões aferidas nos implantes.

	A	B	C	D
Modelo [mm]	116,00	13,50	13,50	4,20
Placas fabricadas [mm]	114,01±1,58	13,59±0,11	13,61±0,16	4,39±0,13
Erro médio [%]	-1,71	0,65	0,79	4,50
Erro Máximo [%]	-3,08	1,43	1,99	7,65

A espessura e largura do moldado foram, em média, maiores que as previstas no modelo. Isso ocorreu porque durante o processo de injeção da resina,

o molde flexível sofreu pequenas expansões e vazamentos nas laterais. O erro máximo foi calculado considerando os valores do desvio padrão obtidos.

Além disso, o processo e os materiais adotados permitem o fabrico de placas sem furação prévia, podendo ser uma alternativa vantajosa capaz de dar um maior grau liberdade aos cirurgiões.

Conforme o tipo de fratura, não é necessário utilizar parafusos em todos os furos presentes nos implantes comerciais. Entretanto, estudos presentes na literatura demonstraram que a existência de furos “adicionais”, não utilizados, pode aumentar o risco de falha dos dispositivos. Isso também está ligado à falta de liberdade do profissional durante o processo cirúrgico, o qual acaba sendo forçado a utilizar fixações incorretas [102].

Desta forma, utilizando placas sem furos, fabricadas em compósito, material reconhecidamente mais fácil de ser perfurado do que o metal [103], em vez de optar por furos bloqueado ou corticais em posições pré-fabricadas, será possível realizar as furações e selecionar os parafusos que garantam melhor estabilidade da fratura, conforme cada caso clínico. Durante o processo operatório, para alguns modelos de implantes, como as placas DCP, a furação do osso é realizada e posteriormente os parafusos são inseridos; em modelos LCP parafusos autoperfurantes realizam diretamente a perfuração ao serem dispostos [1]. De maneira análoga, as próteses em compósito poderão ser perfuradas durante, ou pouco antes, da cirurgia, utilizando os mesmos equipamentos empregados para a perfuração dos ossos.

O processo de fabrico selecionado, uma adaptação da fundição de resina, ainda se mostrou barato, simples e altamente customizável, quando comparado com outros processos tradicionalmente utilizados para fabricação de polímeros ou compósitos. Entretanto, para avaliar outros fatores importantes no fabrico de compósitos, como a adesão entre as fibras e a matriz, ainda deverão ser realizadas análises com o uso de técnicas de microscopia [104].

Maior parte dos autores que fizeram estudos na área, utilizaram processos a quente com matrizes metálicas, como a moldagem por compressão. Exemplos são as pesquisas feitas por: Fujihara et al. (2001), com fibra de carbono trançada e Poli(éter-éter-cetona) (PEEK) [97]; por Kabiri et al. (2020) e por Park et al. (2012), ambos com um compósito de polipropileno reforçado em fibra de vidro [53],[100]. Entretanto, essa técnica é mais complexa do que a adotada no presente estudo pois a pressão, temperatura e tempo de cura precisam ser aplicadas com grande

precisão. A pressão incorreta pode causar problemas de adesão ou quebras no moldado; temperaturas excessivamente altas podem prejudicar as propriedades mecânicas do moldado final e, por outro lado, se a temperatura não for suficiente para garantir a viscosidade correta da resina, esta pode acabar não impregnando o reforço [105].

Arumugam et al. (2020) apresentou trabalhos recentes com próteses em epóxi reforçado com um híbrido de fibra de vidro e sisal. O método adotado por este é conhecido como *hand layup* e sobrepõe camadas de tecido de fibra. Por mais que este processo garanta a distribuição dos reforços de uma maneira mais simples, existe grande dificuldade em modificar ou controlar de maneira precisa a espessura do compósito [13]. Ainda, torna complexa ou inviabiliza a criação dos filetes e curvaturas presentes em modelos de placas minimamente invasivas.

Por fim, a técnica tradicional de fundição de resina por gravidade consiste apenas na moldagem, sem a inserção de sistemas para injeção ou canais de saída de ar [106], conseqüentemente, a degasagem só ocorre antes da resina ser vertida no molde. Outros processos aplicados no fabrico de polímeros ou compósitos costumam necessitar de máquinas e equipamentos que tornam estes métodos muito dispendiosos ou viáveis apenas em escala industrial [13], [107].

#### 4.2 Resultados relativos aos ensaios de flexão.

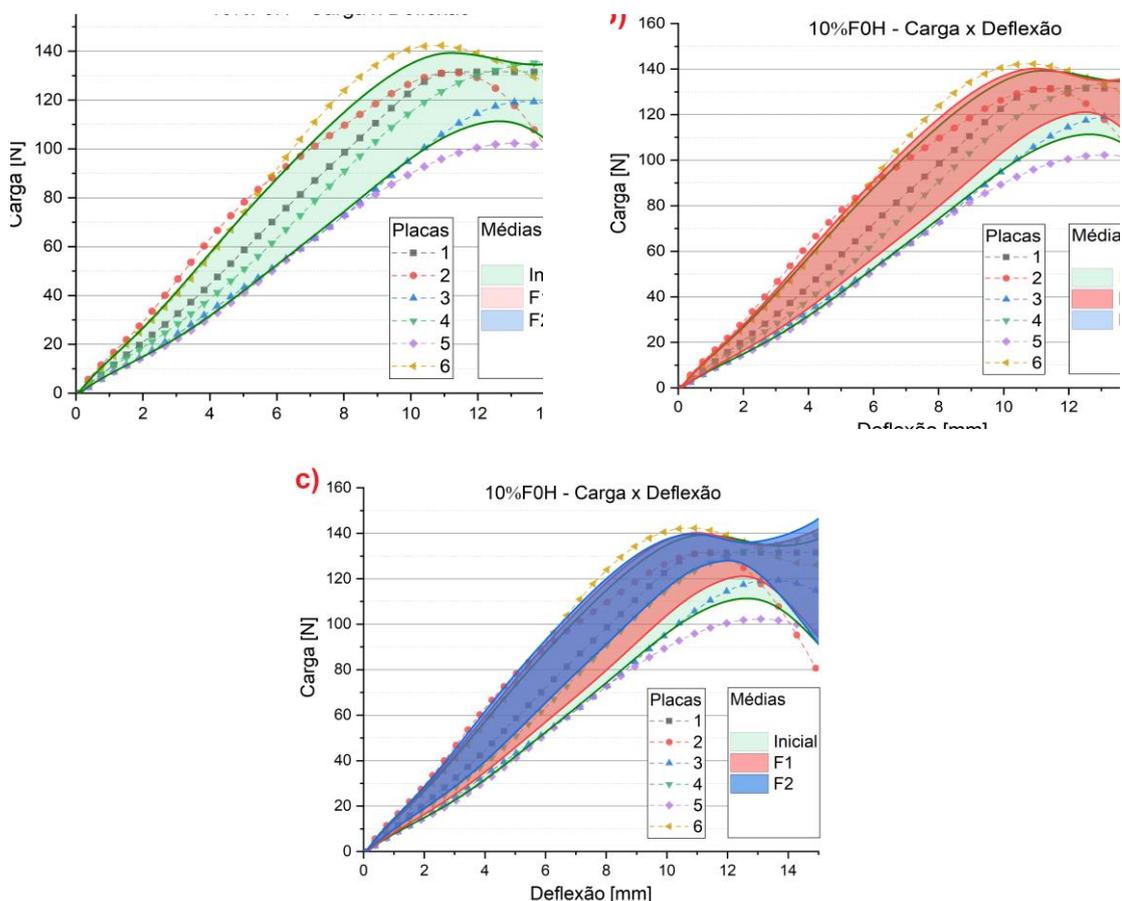
O procedimento utilizado para a seleção dos corpos de prova com maior repetibilidade mostrou-se eficiente, à medida que os valores do desvio padrão médio se reduziam, conforme os filtros eram aplicados. Este procedimento foi exemplificado para as placas do grupo 10%F0H e os resultados do coeficiente de determinação ( $R^2$ ) para este conjunto amostral são apresentados na Tabela 12.

**Tabela 12: Exemplo da aplicação do método adaptado do coeficiente de determinação para as placas do grupo 10%F0H.**

	$R^2$						Desvio Padrão médio <sup>1</sup>
	10%F0H1	10%F0H2	10%F0H3	10%F0H4	10%F0H5	10%F0H6	
<b>Inicial</b>	0,984	0,883	0,896	0,975	0,813	0,886	13,791
<b>Filtro 1</b>	0,994	0,904	0,853	0,970	-	0,920	12,363
<b>Filtro 2</b>	0,986	0,928	-	0,943	-	0,957	09,988

<sup>1</sup>Média dos desvios padrão em relação à força. Este processo fez com que a média sofresse menos influência de valores atípicos (*outliers*), sendo que a Figura

35 demonstra tais alterações, conforme este método foi aplicado para as placas do grupo citado.



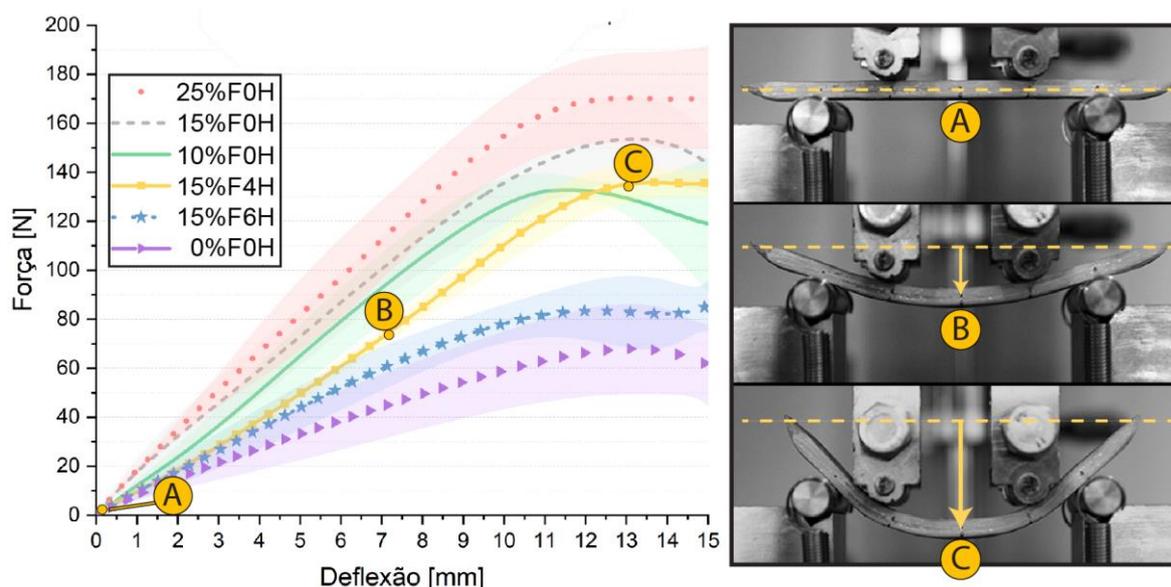
**Figura 35: Alterações na média e desvios conforme os dados eram filtrados. Conforme os dados discrepantes são removidos, a média se aproxima de um grupo central de dados. a) Média inicial com os respectivos valores do desvio padrão; b) Média após a aplicação do primeiro filtro; c) Média após a aplicação do segundo filtro.**

Após tal seleção ter sido realizada para todos os grupos, foram geradas as curvas médias com os respectivos desvios padrão (Figura 36). É possível verificar que, conforme a quantidade de fibra aumenta, a rigidez estrutural e a carga de prova limite atingida (carga máxima) também aumenta. Não obstante, a variação na quantidade de fibras não foi suficiente para evitar que os desvios das curvas se sobrepusessem. Além disso, diferenças entre 10 e 15Wf% de reforços foram muito acentuadas. Isso demonstra que outros fatores, como problemas de adesão, orientação das fibras, bolhas e efeitos atípicos durante a cura da resina, também tiveram grande influência dentro dos grupos avaliados.

Dentre os possíveis efeitos atípicos, vale a pena citar o impacto da temperatura ambiente e da humidade. Como o tempo de uso dos laboratórios da

ESTiG foi limitado devido à pandemia do coronavírus, não foi possível fabricar um grande número de amostras no mesmo dia. Além disso, estes laboratórios não possuem sistemas para monitoramento e controlo da humidade e temperatura internas. Consequentemente, placas com a mesma composição foram fabricadas em condições ligeiramente diferentes e podem ter apresentado alterações na viscosidade e na absorção de água, durante o fabrico.

Como apontado por Szycher (2013), pequenas quantidades de água já são capazes de gerar grandes alterações na estrutura molecular da matriz, já que os isocianatos são substância altamente reativas. A reação deste componente com as partículas de água presentes na atmosfera forma moléculas de dióxido de carbono que, enclausuradas dentro da matriz, aumentam a porosidade do material e podem comprometer as propriedades do produto final [108].



**Figura 36: Força versus deflexão: gráficos das médias e desvios relativos aos diferentes grupos fabricados nesse estudo.**

Os ensaios foram interrompidos quando se atingiu a deflexão de 15mm sem que nenhuma amostra tenha sofrido fratura. Com esse valor de deslocamento dos aplicadores de carga, já era possível obter o ponto de carga das placas segundo os procedimentos da norma ISO 9585. Para altas deflexões, acima dos 15mm, os resultados se tornavam inconclusivos já que as placas entravam em contato com outras superfícies dos suportes e aplicadores de carga, além dos roletes.

As amostras “25%F0H”, por possuírem maior quantidade de fibra, atingiram os maiores valores para a carga de prova, em média  $167,151 \pm 15,118$ N. Seguiram a estas as placas que não possuíam furos, mas tiveram adição de fibra: com

carregamento de  $147,525 \pm 21,788\text{N}$  para o grupo “15%F0H” e de  $134,112 \pm 7,1725\text{N}$  para “10%F0H”.

Nos casos com furos, evidenciou-se o resultado esperado no qual o aumento na quantidade de insertos reduz a carga média, sendo esta  $135,616 \pm 5,747\text{N}$  para as placas “15%F4H” e  $82,641 \pm 6,305\text{N}$  para “15%F6H”.

As placas sem qualquer adição de fibra atingiram  $64,682 \pm 16,045\text{N}$ , os menores valores entre todas as amostras.

As médias e desvios da rigidez equivalente à dobra ( $EI_e$ ) e a resistência à dobra ( $R$ ), são mostrados nas Figura 37 e 38. É possível observar que, de maneira análoga ao carregamento, a inserção de reforços (Figura 37) aumenta a rigidez estrutural, porém, ocorre pouca variação nos resultados com o aumento da quantidade de fibra entre 10 e 25%. A redução no número de furos (Figura 38) também aumenta os valores obtidos para rigidez equivalente e resistência à dobra.

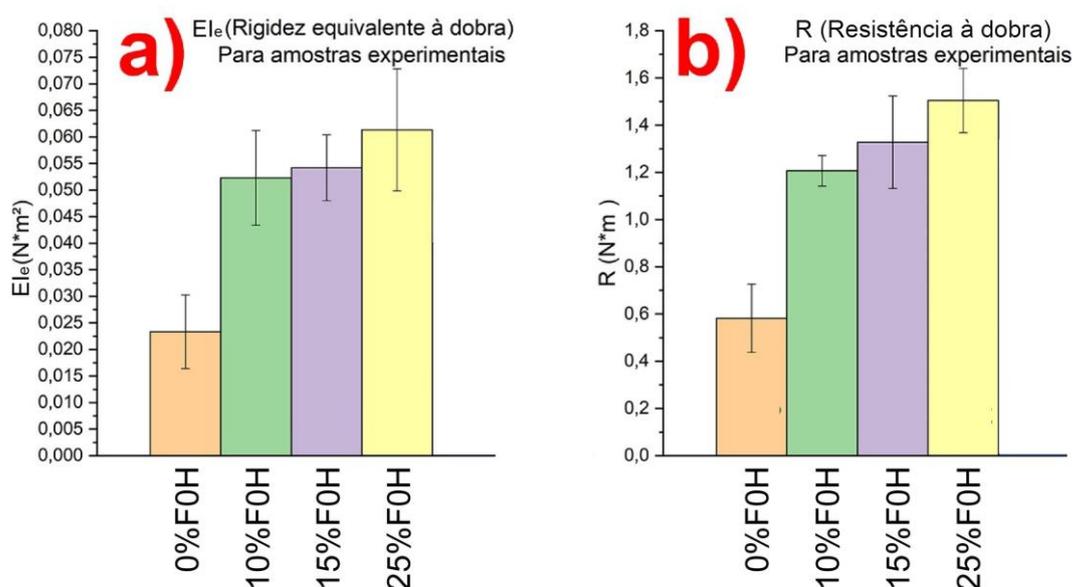


Figura 37: Resultados para diferentes adições de reforços: a) Rigidez estrutural equivalente à dobra; b) Resistência à dobra;

Além dos valores de rigidez estrutural e resistência à dobra, já apresentados nos gráficos de barras, a Tabela 13 mostra os valores de rigidez  $S$  (em  $\text{N/mm}$ ) e de tensão máxima.

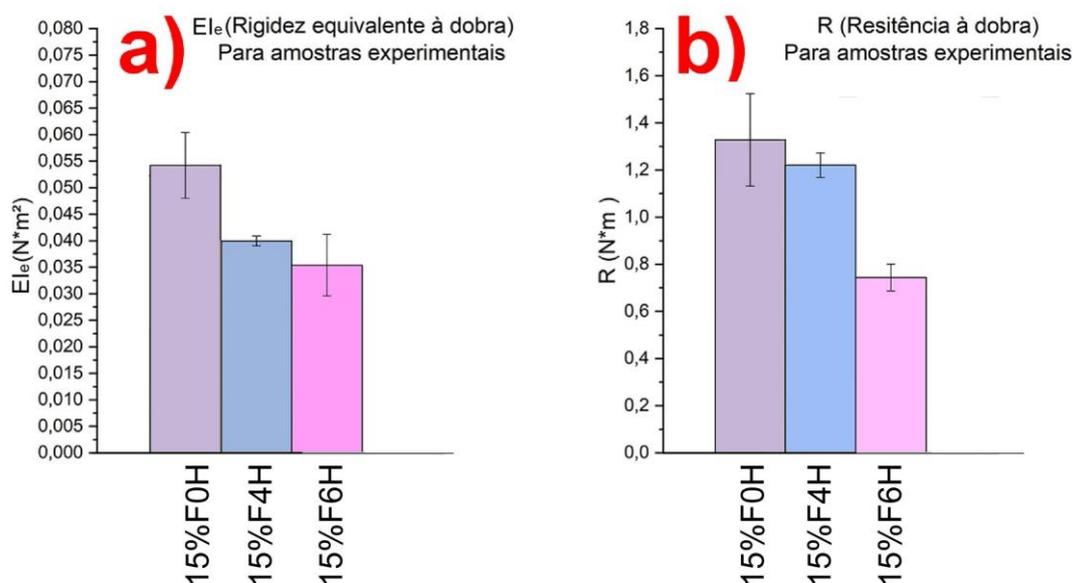


Figura 38: Resultados para diferentes furações: a) Rigidez estrutural equivalente à dobra; b) Resistência à dobra;

Tabela 13: Propriedades em Flexão de 4 pontos para placas compósitas.

	0%F0H	10%F0H	15%F0H	25%F0H	15%F4H	15%F6H
<b>S[N/mm]</b>	6,00±1,770	13,45±2,290	13,94±1,590	15,77±2,950	10,28±0,240	9,10±1,496
<b>Ele [Nm<sup>2</sup>]</b>	0,023±0,007	0,052±0,009	0,054±0,006	0,061±0,012	0,040±0,001	0,035±0,006
<b>R [Nm]</b>	0,582±0,144	1,207±0,065	1,328±0,196	1,504±0,136	1,221±0,052	0,744±0,057
<b><math>\sigma_{max}</math> [MPa]</b>	16,56±4,10	34,33±1,84	37,76±5,57	42,79±3,87	34,71±1,47	21,15±1,61

O objetivo era obter placas com rigidez inferior à de placas metálicas, evitando a blindagem óssea, porém sem comprometer a estabilidade da fratura. Além disso, também é necessário que os implantes possuam resistência suficiente para suportarem os esforços impostos pela movimentação do paciente durante o processo pós-operatório. Desta forma, resultados de estudos que obtiveram resultados clínicos satisfatórios ao utilizar placas estabilizadoras em compósitos são parâmetros para avaliar se os resultados obtidos no presente trabalho permitiriam, do ponto de vista mecânico, a utilização em humanos [109].

Na literatura, trabalhos com uma matriz de PEEK (Poli(éter-éter-cetona)), combinada com 50% (em fração volumétrica) de fibras trançadas de carbono atingiram valores de resistência à dobra entre 7,07 e 8,14Nm, estes valores eram 40% menores que os apresentados por placas em aço inox [110].

No presente trabalho, a resistência média para as placas com 25Wf% de fibra de vidro foi o mais alto, atingindo 1,504Nm. Mesmo que 5 vezes menor que os

resultados da fibra de carbono/PEEK, estes valores são consideravelmente aceitáveis e coerentes, já que a fração de fibra utilizada foi menor. Ainda deve-se ponderar que fibras de carbono são mais resistentes do que as fibras de vidro.

Quanto à rigidez estrutural à dobra, os implantes reforçados em fibra apresentaram valores entre 0,035 e 0,061Nm<sup>2</sup> para os grupos 15%F6H e 25%F0H, respectivamente. Estes valores são compatíveis com placas DCP de 7 furos e espessura de 1,2mm que possuem rigidez em torno de 0,046Nm<sup>2</sup>. Este tipo de implante é, normalmente, utilizado em animais pequenos mas, também é apresentado como uma alternativa para situações onde fixação menos rígida é necessária [111]. Entretanto, para aplicações convencionais em tíbias, estes valores continuam baixos já que os resultados considerados satisfatórios para placas de 6 furos em epóxi e fibra de carbono foram entre 1,77 e 8,81Nm<sup>2</sup> [112], [113].

Poucos estudos discorrem sobre o efeito da variação da rigidez na recuperação. Entretanto, já é certo que não existe um valor ideal para esta propriedade. Tayton e Bradley (1983), foram pioneiros nos testes clínicos com placas de baixa rigidez e estabeleceram o parâmetro mínimo de 1,75Nm/grau, ou 77N/mm, abaixo do qual vários pacientes reportaram dores na região fraturada [114]. Mais uma vez, evidenciando que futuras placas deverão ter rigidez, no mínimo, 5 a 8 vezes superiores às desenvolvidas no presente trabalho.

Kim et al (2011) simularam os esforços em ossos de fêmur com próteses, durante uma caminhada. Para os carregamentos impostos por uma pessoa de 70 kg e com osso fraturado, a tensão máxima solicitada na prótese de aço inox foi de, aproximadamente, 10MPa. Em implantes de fibra de carbono e epóxi, os valores foram entre 3,5 e 4,5MPa, já que os compósitos, devido à menor rigidez, permitiram que os carregamentos e, conseqüentemente, as tensões fossem melhor partilhadas entre o conjunto osso-placa, elevando as solicitações no fêmur e evitando o efeito da blindagem óssea. Mesmo que todas as placas fabricadas sejam capazes de suportar tensões entre 16 e 42MPa, estas são inadequadas pois poderão romper sob qualquer alteração nas solicitações impostas. Por fim, em ensaios de flexão de 4 pontos, os valores de tensão reportados para placas fabricadas em fibra de vidro e polipropileno foram entre 27 e 185MPa [53].

Desta forma, é necessário fazer alterações nas matrizes e reforços utilizados visando obter maiores valores de resistência, rigidez e tensão suportada. Os

resultados dos ensaios de tração, que serão debatidos no próximo tópico, demonstraram que a resina poliuretana do fabricante Kehl, com a adição de Carbonato de Cálcio, possui maior resistência e rigidez que o material do fabricante Sika. Utilizar a resina PU Kehl, ou outra alternativa, poderia elevar os valores das propriedades analisadas já que, segundo a regra das misturas, apesar de não ser a maior responsável por suportar carregamentos, a matriz tem grande peso no cálculo das propriedades dos compósitos. Também poderia ser aumentada a quantidade de reforços e, possivelmente, selecionado outro reforço, como a fibra de carbono.

Além disso, análises da interface entre fibra e matriz poderão ser utilizadas para avaliar a adesão entre as duas fases. Se necessário, tratamentos nos reforços poderiam melhorar tal adesão, permitindo suportar maiores carregamentos [115].

### 4.3 Resultados relativos aos ensaios de tração

A Tabela 14 mostra as médias das diferentes propriedades obtidas para cada grupo analisado, sendo que as tensões e deformações mostradas são os valores máximos atingidos antes da ruptura.

Em todos os casos a tensão real foi superior à de engenharia, evidenciando que ocorre a mudança da área da seção durante o ensaio. Para o material da *Kehl* a variação entre estas duas tensões máximas (resistências à tração) está em torno de 3%. Tal variação foi maior para provetes fabricados com o material da *Sika*, já que estes atingiram os carregamentos máximos com valores maiores de deformação, o que é acompanhado, também, por maior deformação transversal e, conseqüentemente, maiores mudanças na área transversal.

Amostras do grupo TS0F (PU *Sika*, sem reforços) apresentaram, em média, 8,3% de diferença entre estas tensões máximas; sendo  $\sigma_r=11,42\pm 2,00$ MPa e  $\sigma_e=10,55\pm 1,65$ MPa para deformações em torno de 7,8%; estes dados são condizentes com a ficha técnica do fabricante que informa como resistência à tração 13MPa, com alongamento de ruptura em 8% [79].

O grupo TS15F (PU *Sika* com FV), devido à ação das fibras, deformou-se menos (cerca de 6%) e apresentou  $\sigma_r=117,24\pm 13,20$ MPa e  $\sigma_e=110,39\pm 12,22$ MPa.

**Tabela 14: Propriedades mecânicas médias obtidas nos ensaios de tração com provetes em resina poliuretana.**

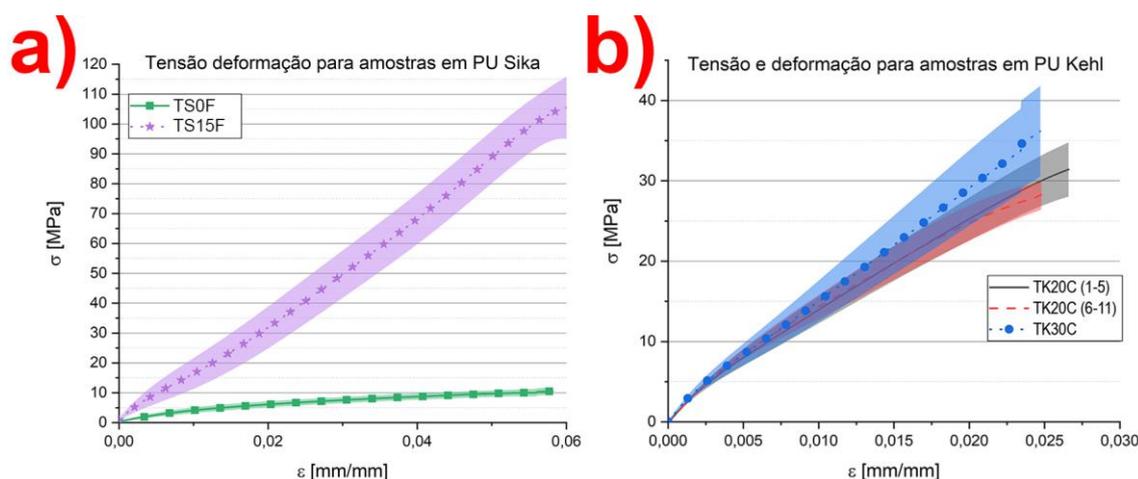
	$\sigma_e$ [MPa]	$\epsilon_e$ [%]	$\sigma_r$ [MPa]	$\epsilon_r$ [%]	E [MPa]	Varição ( $\sigma$ ) [%] <sup>1</sup>
<b>TK20C (1-5)</b>	28,48±2,11	3,00±0,33	29,34±2,25	2,96±0,32	1144,44±139,95	3,02
<b>TK20C (6-11)</b>	31,41±3,66	2,83±0,11	32,30±3,80	2,77±0,11	1130,87±114,56	2,83
<b>TK30C</b>	36,20±5,40	2,63±0,20	37,15±5,55	2,59±0,20	1366,41±226,97	2,62
<b>TS0F</b>	10,55±1,65	7,85±1,76	11,42±2,00	7,75±1,93	330,03±72,18	8,24
<b>TS15F</b>	110,39±12,22	6,18±0,35	117,24±13,20	5,98±0,32	1869,63±121,18	6,21

<sup>1</sup>Varição da Tensão Real em relação à tensão de engenharia

A Figura 39 mostra as curvas médias e desvios das tensões e deformações reais, sendo possível observar que os materiais dos grupos TK (*Kehl*) apresentaram tensões máximas superiores às do grupo TS0 (*Sika*, sem reforços).

Comparativamente à resina *Kehl* pura (tensão de ruptura de 20MPa), as partículas também agiram como reforço, sendo possível notar um aumento na resistência [80]. Por possuírem a mesma composição, todos os provetes com 20% de  $\text{CaCO}_3$ , fabricados sem (TK20, 1-5) e com (TK20, 6-11) aquecimento, tiveram médias próximas, sendo as tensões reais máximas  $29,34 \pm 2,25\text{MPa}$  e  $32,30 \pm 3,80\text{MPa}$ , respetivamente. Entretanto, a melhoria na homogeneização reduziu os efeitos do carbonato como concentrador de cargas no compósito, resultando em um pequeno aumento nos resultados.

Nas amostras com 30% de  $\text{CaCO}_3$ , a tensão média foi de  $37,15 \pm 5,55\text{MPa}$ . Mesmo que tenha funcionado com um reforço, como carbonato de cálcio era misturado apenas ao polioliol, utilizar quantidades grandes dificultou a homogeneização (30% da massa total representa, praticamente, a mesma quantidade de polioliol e de aditivo), justificando o aumento no desvio para os resultados de tensão e módulo de elasticidade deste material, conforme mostra a Figura 39a.



**Figura 39: Tensão versus deformação real; gráficos das médias e desvios para os materiais fabricados com: a) Resina *Sika* (grupos TS); b) Resina *Kehl* (grupos TK).**

Não foi possível avaliar a resistência à tração por meio de correlação digital de imagens devido a problemas com a pintura utilizada e com o número de capturas realizadas. Como as deformações observadas foram altas, em algumas amostras ocorreu o rompimento das camadas de tinta, fazendo com que o *software* registasse valores anômalos para altas deformações. Ainda, devido à pequena duração dos ensaios, o número de imagens obtidas foi baixo, não garantindo precisão nos resultados. Mesmo assim, o método foi utilizado no cálculo do Coeficiente de Poisson para as amostras, conforme mostrado na Tabela 15, e

foram geradas algumas curvas, comparando a deformação obtida, por meio da correlação, com as curvas de engenharia calculadas a partir dos dados da máquina.

Essas curvas são mostradas na Figura 39. Como o *software* utilizado fornece apenas os dados de deformação, a tensão apresentada é a real sincronizada com o tempo da captação das fotos. Assim que a máquina de ensaios emitia o aviso sonoro de conclusão da pré carga de 1N e início dos registros de dados, a câmera era acionada e começa a fazer capturas a cada 5 segundos até ao fim dos ensaios, quando era desligada manualmente. No *software GOM Correlate*, cada uma destas fotos gerava um ponto em uma curva de deformação versus tempo (Figura 40a). Como os dados da máquina também apresentavam uma coluna referente ao tempo, foram seleccionados os valores de carregamento e calculadas as tensões nos mesmos instantes utilizados na correlação.

Tabela 15: Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) para as amostras de tração analisadas.

	TK20C (1-5)	TK20C (6-11)	TK30C	TS0F	TS15F
$\nu$	0,391 ± 0,030	0,439 ± 0,014	0,435 ± 0,025	0,433 ± 0,025	0,428 ± 0,022

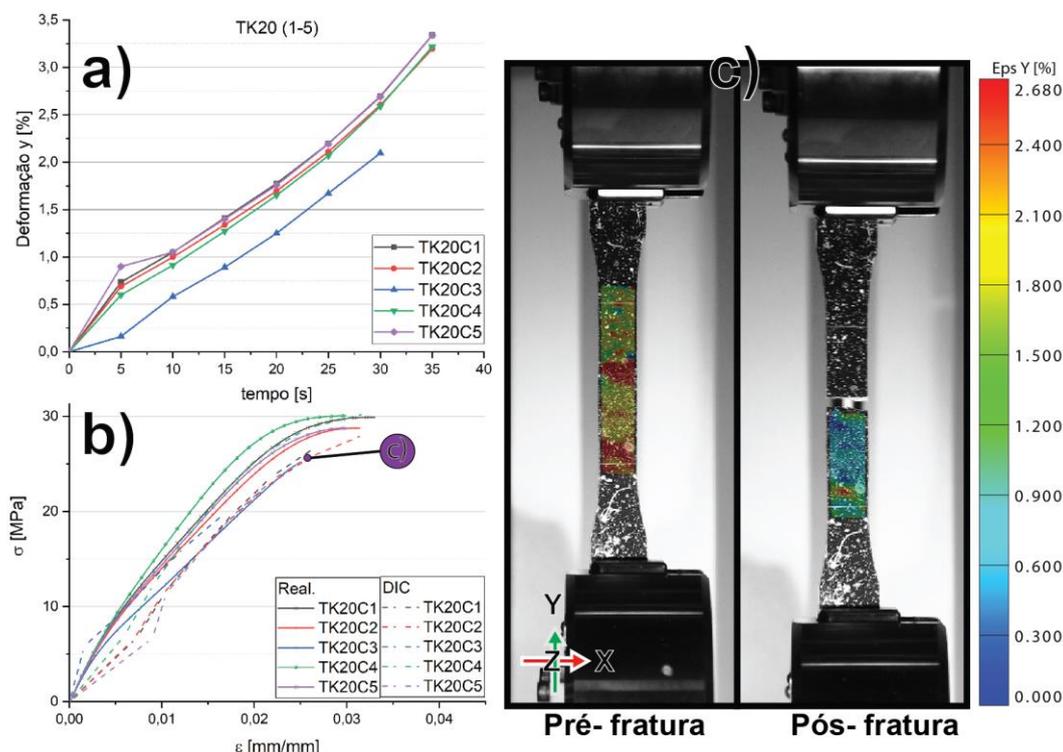


Figura 40: a) Deformação e tempo, obtida na correlação de imagens; b) Comparação da deformação de engenharia obtida pela máquina de ensaios, com a deformação obtida na correlação de imagens c) Correlação de Imagens para o provete TK20C5- capturas um estágio antes da fratura e um após.

Silva (2018) obteve os valores do Coeficiente de Poisson para amostras em resina poliuretana pura e reforçadas com 7 camadas de fibra de algodão unidirecional. A matriz sem reforços obteve valores médios de 0,440; já no compósito, tal valor foi reduzido para 0,317 [81]. Analogamente, no presente trabalho, a adição de fibras reduziu a deformação transversal dos provetes, o que diminuiu o Coeficiente de Poisson de 0,433, nas amostras puras (TS0F), para 0,428 nos provetes do grupo TS15F (15Wf% de FV).

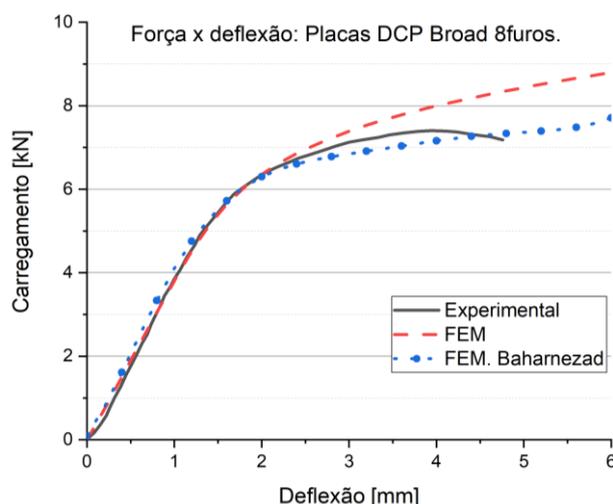
#### 4.4 Resultados relativos às análises por elementos finitos.

Para o primeiro modelo analisado (DCP *broad* 8 furos), foram avaliadas duas malhas diferentes e comparadas as suas variações, estágio a estágio, obtidas em relação à tensão máxima e à força reativa detetada nos aplicadores de carga. Este foi o critério de convergência adotado e é mostrado na Tabela 16.

**Tabela 16: Convergência de malha para a placa DCP *broad* 8 furos.**

Elementos	Nós	Tempo	Tensão Máx. [MPa]	Carreg. Máx. [N]	Varição da Tensão	Varição do Carreg.
2950	6702	38s	991,0	8740,2		
15242	35512	2m21s	975,0	8797,1	-1,6%	0,6%

As curvas de carregamento por deflexão obtidas na segunda malha foram comparadas às curvas apresentadas por Baharnezhad et al. (2013) e são mostradas na Figura 41.



**Figura 41: Comparativo entre as curvas de carregamento por deflexão obtidas por Baharnezhad et al (2013) e as geradas no presente trabalho.**

Comparativamente, o autor obteve uma rigidez estrutural equivalente à dobra de 15,467Nm<sup>2</sup> nos estudos experimentais e 15,926Nm<sup>2</sup> nos numéricos. As simulações do presente trabalho atingiram o valor de 14,496Nm<sup>2</sup>, demonstrando que os parâmetros utilizados representam bem o caso real.

Quanto à rigidez à dobra, foi obtido o valor de 69,549Nm. A literatura demonstra valores experimentais de 65,111Nm e numéricos de 61,941. A diferença nos valores para altas deflexões é justificada, principalmente, pelos diferentes métodos de aplicação de carga adotados: Como Baharnehad et al. (2013) aplicou a carga sobre linhas desenhadas nas placas, a região de contacto não se alterou conforme a simulação era realizada. No presente estudo, como foram utilizados aplicadores de carga “sem atrito”, conforme a superfície superior da placa se deforma, o contacto com estes aplicadores altera-se.

Para as demais placas, o critério de convergência é mostrado na Tabela 17. Como a carga resultante está relacionada com a tensão nos roletes, a qual é muito inferior à tensão máxima, o critério com base apenas na variação da tensão máxima foi incapaz de garantir baixa variação no carregamento. Por exemplo, na placa 3\_1 (LCP, sem furos), mesmo malhas geradas automaticamente com grande nível de refinamento, que possuíam 2% de variação na tensão, ainda apresentavam cerca de 20% de variação no carregamento reativo. Em casos como esse, optou-se por trabalhar com a comparação entre os processos manuais de geração da malha.

A tensão apresentada na tabela representa o valor obtido para uma deflexão de 6mm, não devendo ser relacionada com a tensão máxima suportada pela prótese antes do rompimento.

**Tabela 17: Convergência de malha para a placa DCP, LC-DCP e LCP.**

(continua na próxima página)

Placa	Elementos	Nós	Tensão Máx [Pa]	Carreg. Máx. [N]	Var. Tensão	Var. Carreg.
1_1	37842	52721	9,65E+08	16214		
	45410	68042	9,50E+08	16124	-1,6%	-0,6%
1_2	18,465	30582	9,78E+08	14233	2,8%	-13,3%
	47,419	71278	9,56E+08	14091	-2,3%	-1,0%
1_3	5909	8798	9,10E+08	7362,2		
	47636	69361	9,53E+08	9899,3	4,6%	25,6%
	83233	126367	9,49E+08	9734	-0,4%	-1,7%
2_1	4226	6691	9,34E+08	17623		
	17107	29507	1,03E+09	12912	9,3%	-36,5%
	39774	65050	9,78E+08	12019	-5,3%	-7,4%

(continuação da tabela 17)

Placa	Elementos	Nós	Tensão Máx [Pa]	Carreg. Máx. [N]	Var. Tensão	Var. Carreg.
2_1	43158	68799	9,54E+08	11976	-2,5%	-0,4%
	4790	7278	8,99E+08	15394		
2_2	6727	3088	9,38E+08	17390	4,2%	11,5%
	34426	54270	9,52E+08	11865	1,5%	-46,6%
2_3	41163	67473	9,44E+08	11778	-0,8%	-0,7%
	10878	17073	9,51E+08	11105		
	13537	24817	9,96E+08	10755	4,5%	-3,3%
3_1	31881 <sup>1</sup>	18994	9,40E+08	12899		
	119832 <sup>2</sup>	155440	9,61E+08	16375	2,2%	21,2%
	23130	30212	9,17E+08	17334	-4,8%	5,5%
	75792	101831	9,51E+08	17230	3,6%	-0,6%
3_2	5660	10761	9,65E+08	18560		
	20235	30250	9,54E+08	15137	-1,2%	-22,6%
	75057	105427	9,50E+08	14013	-0,4%	-8,0%
	101574	141652	9,51E+08	13746	0,1%	-1,9%
3_3	56178	82156	9,55E+08	10055		
	92069	126108	9,59E+08	8582,8	0,4%	-17,2%
	194149	259569	9,57E+08	8186,2	-0,2%	-4,8%

<sup>1,2</sup> Malhas geradas automaticamente, mas que não convergiram para carregamento.

A Figura 41 mostra o carregamento e deflexão para essas placas. Já a Figura 42 mostra o resumo da rigidez e resistência à dobra. Observa-se baixa variação na rigidez conforme se altera o modelo de placa, mesma conclusão apresentada por Mariolani (2013) em seus estudos [8].

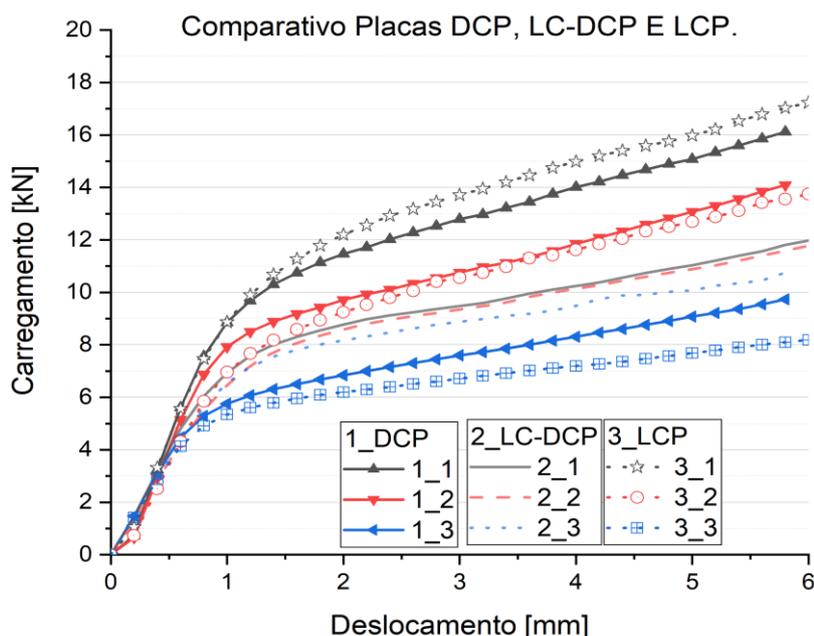


Figura 42: Carregamento versus deslocamento para 3 diferentes modelos de próteses.

O objetivo desta etapa era apenas validar a seleção de uma geometria de placas e, ao mesmo tempo, avaliar se os procedimentos de simplificação, utilizadas por muitos autores na literatura, demonstravam resultados fiáveis. Desta forma, não foram feitas análises aprofundadas e complexas em relação a todas as mudanças relativas aos fatores geométricos e seu respetivo impacto nas propriedades mecânicas dos implantes.

Entretanto, as diferenças geométricas relativas à furação implicam em grandes mudanças no momento de inercia de segunda ordem, o que altera os valores de resistência obtidos. Por exemplo, nas placas do grupo 1 (DCP), o valor de resistência à dobra para a geometria 1\_3 (furos complexos) foi 59,664Nm, já a 1\_1 (ausência de furos) apresentou 112,391Nm e 1\_2 (furos simplificados) atingiu 81,890Nm. Isso evidencia que é necessária cautela ao comparar resultados de análises com modelos simplificados. Quando se comparam placas com o mesmo tipo de furo, observa-se comportamento mecânico parecido. As próteses sem furos apresentaram rigidez estrutural média de  $33,875 \pm 3,879 \text{ Nm}^2$  e resistência a dobra de  $104,990 \pm 20,608 \text{ Nm}$ . Os implantes com furos simples atingiram  $23,679 \pm 0,758 \text{ Nm}^2$  para rigidez e  $64,504 \pm 10,442 \text{ Nm}$  para resistência. Por fim, os modelos com orifícios complexos  $28,496 \pm 1,696 \text{ Nm}^2$  e  $84,296 \pm 6,321 \text{ Nm}$ .

Ainda, os implantes não perfurados, em comparação com os que apresentam 6 furos originais, possuem rigidez equivalente à dobra e resistência à dobra maiores, em média,  $43,00 \pm 14,75\%$  e  $68,60 \pm 54,69\%$ , respetivamente.

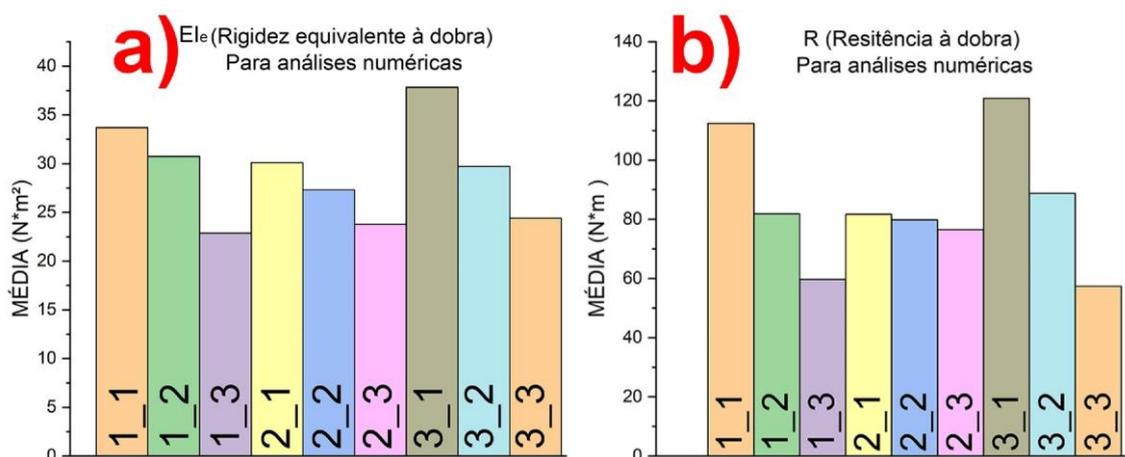


Figura 43: Placas com 6 furos: a) Rigidez estrutural equivalente à dobra; b) Resistência à dobra.

## Capítulo 5: Conclusões e trabalhos futuros

---

### 5.1 Conclusões gerais

O presente trabalho desenvolveu e fabricou placas estabilizadoras de fratura compósitas baseadas no modelo LCP com 6 furos, normalmente, utilizado em tíbias humanas.

Para que se pudesse alcançar este objetivo, foram parametrizados, modelados e simulados 3 tipos de implantes comerciais (DCP, LC-DCP e LCP) visando selecionar e otimizar uma dessas geometrias para o fabrico em compósito. Também foram realizados ensaios de tração em provetes no formato de haltere e de flexão nas próteses compósitas.

As análises por elementos finitos demonstraram que, quando se comparam placas de diferentes modelos, mas com o mesmo tipo de furação, as propriedades em flexão de 4 pontos variaram pouco. Assim, do ponto de vista mecânico, qualquer um desses modelos pode ser utilizado de maneira segura. Comparando-se situações com variações no tipo de furos representado (simplificados ou não) foram observadas variações na rigidez estrutural de, até 34%, para placas LCP, ressaltando a importância de usar, cuidadosamente, este tipo de simplificação.

Quanto ao material utilizado, a resistência à tração e o alongamento obtidos em amostras de PU *SikaForce* pura foram, respectivamente, 11,42MPa e 7,8%, valores próximos aos 13MPa e 8% apontados na ficha técnica do fabricante. O material com reforço de 15% de fibra de vidro atingiu valores de tensão superiores, em torno de 117MPa.

Para as amostras fabricados em PU *Kehl* com adição de carbonato de cálcio, a tensão e deformação máximas foram: 28,48MPa e 3,00% para adição de 20% de CaCO<sub>3</sub> e homogeneizadas sem aquecimento; 31,41MPa e 2,83% para amostras com 20% de CaCO<sub>3</sub> e homogeneizadas a 50°C; e 36,20MPa e 2,63% para 30% de CaCO<sub>3</sub>. Comparativamente à tensão do material puro (20MPa), observou-se que o aditivo também funcionou como um reforço.

Quanto aos testes de flexão nas próteses, ao utilizar entre 10 e 25% de fibra de vidro a rigidez estrutural das amostras aumenta, em relação às não reforçadas, entre 126 e 165%, chegando a um valor máximo de 0,061Nm<sup>2</sup>. Ainda que esta e

demais propriedades tenham atingido valores baixos, até 5 vezes menores do que os apresentados na literatura para placas em compósito de fibra de carbono, entende-se que o processo adotado possui grande flexibilidade, podendo ser utilizado com outros materiais que garantam otimização das características avaliadas, tornando-as mais próximas às respostas demonstradas pelos ossos. Por exemplo, caso a matriz utilizada fosse a do fabricante Kehl, acredita-se que a resistência final das placas poderia ser aumentada.

O processo de fabrico adotado, em comparação com outros processos de manufatura de compósitos e polímeros, mostrou ter baixo custo já que não foi necessário utilizar matrizes metálicas ou máquinas avançadas. Além disso, o uso de moldes flexíveis e impressão 3D do moldado, fez com que o processo fosse altamente customizável e reproduzisse geometrias complexas com elevada fidelidade. Por fim, foi um processo eficiente para termorrígidos por permitir injetar resina e, simultaneamente, remover bolhas de ar.

O presente estudo realizou várias avaliações em paralelo e foi capaz de definir diversos parâmetros para fabricação, testes e simulações de implantes. Tais avaliações originaram dois trabalhos, sendo um artigo científico que se encontra em fase de submissão a uma revista indexada ISI/SCOPUS; e um resumo expandido para congresso indexado SCOPUS e cujo artigo originará um capítulo de livro da SPRINGER. Ainda, outros dois artigos relacionados estão em fase de revisão em periódicos da SAGE *Publications*, também com indexação ISI/SCOPUS.

## **5.2 Linhas futuras de Investigação**

As sugestões para trabalhos futuros seguem três linhas principais: (1) alterações nos materiais utilizados; (2) melhorias no processo e na caracterização; (3) realização de testes “*in vitro*”.

Para a primeira linha de trabalhos, é proposta a geração de uma nova alma, com seção transversal variável que permita alterações na fração de fibras ao longo do comprimento da placa. Desta forma, será possível gerar próteses com rigidez variável que sejam capazes de impor fixação mais rígida nas regiões próximas à fratura e, ao mesmo tempo, evitar o fenômeno do “*stress shielding*” nas regiões distantes a esta.

Também poderão ser feitos estudos mais detalhados que permitam utilizar a regra da mistura para selecionar outros materiais capazes de gerar respostas próximas às do osso ou de outras próteses em compósito, que apresentaram resultados positivos em estudos da literatura. Em um futuro próximo, acredita-se uma alternativa viável será o uso de materiais bioativos, capazes de se integrar com os tecidos biológicos.

Na segunda linha de estudos, poderiam ser utilizados moldes que sofressem menor deformação, além de se avaliar estratégias para aumentar a vida útil destes. Ainda, a cura dentro de vasos de pressão poderia evitar a falta de preenchimento observada nas extremidades dos moldes.

Quanto aos testes, a realização de ensaios chamados de biomecânicos, nos quais a placa é fixa a um osso, permitirá a comparação de resultados com um maior número de autores. Normalmente esses ensaios utilizam extensômetros para obtenção da deformação em diferentes regiões do osso e da placa. Entretanto, métodos de correlação digital de imagens também poderão ser testados, pelo menos para avaliar o campo de deslocamentos.

Ainda, é de extrema importância realizar microscopias, como a microscopia eletrônica de varredura (MEV) que permitirá avaliar diversas características do compósito, como a proporção de fibras e bolhas e a interface entre os reforços e a matriz. Além de permitir caracterizar a qualidade do processo adotado, ainda será possível, após tais ensaios, adotar e avaliar estratégias que permitam atingir melhores resultados, por exemplo, utilizando-se tratamentos superficiais nos reforços.

Em relação às análises numéricas, avaliações detalhadas da influência dos fatores geométricos nos resultados finais poderão ser realizadas.

Por fim, por ser tratar de produtos implantáveis, um passo importante é a realização de testes “*in vitro*” visando avaliar a biocompatibilidade e as características citotóxicológicas do material utilizado.

## Referências Bibliográficas

---

- [1] G. O. Tong and S. Bavornratanavech, *AO Manual of Fracture Management: Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO)*, 1st ed. Clavadelstrasse: AO Publishing, 2007.
- [2] M. van Oostwaard, *Fragility Fracture Nursing: Osteoporosis and the Nature of Fragility Fracture: An Overview*. 2018.
- [3] C. Clinic, “Bone Fractures,” 2017. [Online]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/15241-bone-fractures>.
- [4] W. D. Callister and D. G. Rethwisch, *Materials Science and Engineering: An Introduction, 8th Edition*. Wiley, 2009.
- [5] H. Mehboob and S.-H. Chang, “Application of composites to orthopedic prostheses for effective bone healing: A review,” *Compos. Struct.*, vol. 118, pp. 328–341, Dec. 2014.
- [6] D. J. Hak, R. Banegas, K. Ipaktchi, and C. Mauffrey, “Evolution of plate design and material composition,” *Injury*, vol. 49, pp. S8–S11, Jun. 2018.
- [7] R. Magetsari *et al.*, “Biomechanical and surface physico-chemical analyses of used osteosynthesis plates and screws—Potential for reuse in developing countries?,” *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.*, vol. 79B, no. 2, pp. 236–244, Nov. 2006.
- [8] J. R. L. Mariolani and W. D. Belangero, “Comparing the In Vitro Stiffness of Straight-DCP, Wave-DCP, and LCP Bone Plates for Femoral Osteosynthesis,” *ISRN Orthop.*, vol. 2013, pp. 1–6, 2013.
- [9] IHealthCareAnalyst, “Osteosynthesis Devices Market by Product (Internal Fixation Devices – Intramedullary Rods and Nails, Screws and Plates, Spinal Fixation Devices, Wires and Pins; External Fixation Devices – Fracture Fixation Devices, Radius Fracture, Tibia Fracture and Pel.” 2020.
- [10] J. Li *et al.*, “Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review,” *J. Mater. Sci. Technol.*, vol. 36, pp. 190–208, Jan. 2020.
- [11] I. M. Daniel and O. Ishai, *Engineering Mechanics of Composite Materials by Isaac M. Daniel and Ori Ishai*. Oxford University Press, 2005.
- [12] S. G. Advani and K.-T. Hsiao, “1 - Introduction to composites and manufacturing processes,” in *Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering*, S. G. Advani and K.-T. B. T.-M. T. for P. M. C. (PMCs) Hsiao, Eds. Woodhead Publishing, 2012, pp. 1–12.
- [13] J. S. Chohan, K. S. Boparai, R. Singh, and M. S. . Hashmi, “Manufacturing techniques and applications of polymer matrix composites: a brief review,” *Adv. Mater. Process. Technol.*, pp. 1–11, Oct. 2020.
- [14] C. M. Court-Brown, J. D. Heckman, M. M. McQueen, W. M. Ricci, P. Tornetta, and M. D. McKee, *Rockwood and Green’s Fractures in Adults*, no. v. 1. Wolters Kluwer Health, 2015.
- [15] B. Clarke, “Normal Bone Anatomy and Physiology,” *Clin. J. Am. Soc. Nephrol.*, vol. 3, no. Supplement 3, pp. S131–S139, Nov. 2008.
- [16] J. D. Bronzino, *Biomedical Engineering Fundamentals*, 3rd ed. Boca Raton: CRC PRESS, 2006.

- 
- [17] A. Dhoble, P. Padole, and M. Dhoble, "Bone Mechanical Properties: A Brief Review.," *Trends Biomater. Artif. Organs*, vol. 26, no. 1, pp. 25–30, 2012.
- [18] G. Limbert, E. Estivalèzes, M. C. Hobatho, C. Baunin, and J. P. Cahuzac, "In vivo determination of homogenised mechanical characteristics of human tibia: application to the study of tibial torsion in vivo," *Clin. Biomech.*, vol. 13, no. 7, pp. 473–479, Oct. 1998.
- [19] E. F. Morgan, G. U. Unnikrisnan, and A. I. Hussein, "Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 20, no. 1, pp. 119–143, Jun. 2018.
- [20] L. Cristofolini, E. Angeli, J. M. Juszczak, and M. M. Juszczak, "Shape and function of the diaphysis of the human tibia," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 11, pp. 1882–1892, Jul. 2013.
- [21] P.-F. Yang *et al.*, "Torsion and Antero-Posterior Bending in the In Vivo Human Tibia Loading Regimes during Walking and Running," *PLoS One*, vol. 9, no. 4, p. e94525, Apr. 2014.
- [22] G. A. Henry and R. Cole, "Fracture Healing and Complications in Dogs," *Textb. Vet. Diagnostic Radiol.*, pp. 366–389, Jan. 2018.
- [23] J. B. Volpon, *Texto básico de ortopedia e reumatologia para o acadêmico*. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2011.
- [24] G. Harasen, "Orthopedic hardware and equipment for the beginner. Part 2: plates and screws.," *Can. Vet. J. = La Rev. Vet. Can.*, vol. 52, no. 12, pp. 1359–60, Dec. 2011.
- [25] C. von Rüden, "Evolution of fracture treatment with bone plates," *Injury*, vol. 49, pp. S2–S7, Jun. 2018.
- [26] P. Hernigou and J. Pariat, "History of internal fixation (part 1): early developments with wires and plates before World War II," *Int. Orthop.*, vol. 41, no. 6, pp. 1273–1283, 2017.
- [27] P. Hernigou and J. Pariat, "History of internal fixation with plates (part 2): new developments after World War II; compressing plates and locked plates," *Int. Orthop.*, vol. 41, no. 7, pp. 1489–1500, 2017.
- [28] J. O. Chris Colton, "Plates- Form and function." AO Trauma.
- [29] C. D. Donald Piermattei, Gretchen Flo, *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair*, 4th ed. St. Louis: Elsevier, 1997.
- [30] X. Hu *et al.*, "Minimally invasive plate osteosynthesis vs conventional fixation techniques for surgically treated humeral shaft fractures: a meta-analysis," *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 11, no. 1, p. 59, May 2016.
- [31] MarketsAndMarkets, *Biomaterials Market by Type of Materials (Metallic, Ceramic, Polymers, Natural) & By Application (Cardiovascular, Orthopedic, Dental, Plastic Surgery, Wound Healing, Neurological disorders, Tissue Engineering, Ophthalmology) - Global Forecast to 2024*. MarketsandMarkets Research Private, 2019.
- [32] S. Ramakrishna, J. Mayer, E. Wintermantel, and K. W. Leong, "Biomedical applications of polymer-composite materials: a review," *Compos. Sci. Technol.*, vol. 61, no. 9, pp. 1189–1224, Jul. 2001.
- [33] D. L. Millis, "Responses of Musculoskeletal Tissues to Disuse and Remobilization," in *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*, Elsevier, 2014, pp. 92–153.
- [34] R. M. Jones, *Mechanics of Composite Materials*. CRC Press, 2018.

- [35] M. Zagho, E. Hussein, and A. Elzatahry, "Recent Overviews in Functional Polymer Composites for Biomedical Applications," *Polymers (Basel)*, vol. 10, no. 7, p. 739, Jul. 2018.
- [36] M. Zafar *et al.*, "Potential of Electrospun Nanofibers for Biomedical and Dental Applications," *Materials (Basel)*, vol. 9, no. 2, p. 73, Jan. 2016.
- [37] I. Ahmed, A. J. Parsons, G. Palmer, J. C. Knowles, G. S. Walker, and C. D. Rudd, "Weight loss, ion release and initial mechanical properties of a binary calcium phosphate glass fibre/PCL composite," *Acta Biomater.*, vol. 4, no. 5, pp. 1307–1314, Sep. 2008.
- [38] R. M. Coleman, J. E. Phillips, A. Lin, Z. Schwartz, B. D. Boyan, and R. E. Guldborg, "Characterization of a small animal growth plate injury model using microcomputed tomography," *Bone*, vol. 46, no. 6, pp. 1555–1563, Jun. 2010.
- [39] A. A. Dongargaonkar, G. L. Bowlin, and H. Yang, "Electrospun Blends of Gelatin and Gelatin–Dendrimer Conjugates As a Wound-Dressing and Drug-Delivery Platform," *Biomacromolecules*, vol. 14, no. 11, pp. 4038–4045, Nov. 2013.
- [40] N. Nagiah, R. Johnson, R. Anderson, W. Elliott, and W. Tan, "Highly Compliant Vascular Grafts with Gelatin-Sheathed Coaxially Structured Nanofibers," *Langmuir*, vol. 31, no. 47, pp. 12993–13002, Dec. 2015.
- [41] Z.-M. Huang, Y.-Z. Zhang, M. Kotaki, and S. Ramakrishna, "A review on polymer nanofibers by electrospinning and their applications in nanocomposites," *Compos. Sci. Technol.*, vol. 63, no. 15, pp. 2223–2253, Nov. 2003.
- [42] V. Tita, *Projeto e fabricação de estruturas em material compósito polimérico*. São Carlos: Universidade de São Paulo, 2006.
- [43] P. de T. R. Mendonça, *Materiais compósitos e estruturas sanduíche*, 1ª. São Paulo: Manole, 2005.
- [44] M. Charlon, B. Heinrich, Y. Matter, E. Couzigné, B. Donnio, and L. Avérous, "Synthesis, structure and properties of fully biobased thermoplastic polyurethanes, obtained from a diisocyanate based on modified dimer fatty acids, and different renewable diols," *Eur. Polym. J.*, vol. 61, pp. 197–205, Dec. 2014.
- [45] C. Fu, J. Liu, H. Xia, and L. Shen, "Effect of structure on the properties of polyurethanes based on aromatic cardanol-based polyols prepared by thiol-ene coupling," *Prog. Org. Coatings*, vol. 83, pp. 19–25, Jun. 2015.
- [46] J. W. Boretos and W. S. Pierce, "Segmented Polyurethane: A New Elastomer for Biomedical Applications," *Science (80-. )*, vol. 158, no. 3807, pp. 1481–1482, Dec. 1967.
- [47] B. George and T. V. Suchithra, "Plant-derived bioadhesives for wound dressing and drug delivery system," *Fitoterapia*, vol. 137, p. 104241, Sep. 2019.
- [48] X. Gao, Y. Zhu, S. Zhou, W. Gao, Z. Wang, and B. Zhou, "Preparation and characterization of well-dispersed waterborne polyurethane/CaCO<sub>3</sub> nanocomposites," *Colloids Surfaces A Physicochem. Eng. Asp.*, vol. 377, no. 1–3, pp. 312–317, Mar. 2011.
- [49] J. M. L. Reis, F. L. Chaves, and H. S. da Costa Mattos, "Tensile behaviour of glass fibre reinforced polyurethane at different strain rates," *Mater. Des.*, vol. 49, pp. 192–196, Aug. 2013.
- [50] T. Sathishkumar, S. Satheeshkumar, and J. Naveen, "Glass fiber-reinforced polymer composites – a review," *J. Reinf. Plast. Compos.*, vol. 33, no. 13, pp. 1258–1275, Jul. 2014.

- 
- [51] IARC Working Group on the Evaluation of Carcinogenic Risks to Humans, *Man-made vitreous fibres*. Lyon: World Health Organization, 2002.
- [52] R. S. C. Mădălina-Anca Lazar, Horațiu Rotaru, Ioana Bâldea, Adina B. Boșca, Cristian P. Berce, Cristina Prejmerean, Doina Prodan, "Evaluation of the Biocompatibility of New Fiber-Reinforced Composite Materials for Craniofacial Bone Reconstruction," *J. Craniofac. Surg.*, 2016.
- [53] A. Kabiri *et al.*, "Glass fiber/polypropylene composites with potential of bone fracture fixation plates: Manufacturing process and mechanical characterization," *J. Compos. Mater.*, vol. 54, no. 30, pp. 4903–4919, Dec. 2020.
- [54] S. Arumugam *et al.*, "Investigations on the Mechanical Properties of Glass Fiber/Sisal Fiber/Chitosan Reinforced Hybrid Polymer Sandwich Composite Scaffolds for Bone Fracture Fixation Applications," *Polymers (Basel)*, vol. 12, no. 7, p. 1501, Jul. 2020.
- [55] M. Laurence, M. A. R. Freeman, and S. A. V Swanson, "ENGINEERING CONSIDERATIONS IN THE INTERNAL FIXATION OF FRACTURES OF THE TIBIAL SHAFT," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 51-B, no. 4, pp. 754–768, Nov. 1969.
- [56] A. Mehboob and S.-H. Chang, "Effect of composite bone plates on callus generation and healing of fractured tibia with different screw configurations," *Compos. Sci. Technol.*, vol. 167, pp. 96–105, Oct. 2018.
- [57] G. Caiti *et al.*, "Biomechanical considerations in the design of patient-specific fixation plates for the distal radius," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 57, no. 5, pp. 1099–1107, May 2019.
- [58] B. J. Ahern, B. L. Showalter, D. M. Elliott, D. W. Richardson, and L. M. Getman, "In Vitro Biomechanical Comparison of a 4.5 mm Narrow Locking Compression Plate Construct Versus a 4.5 mm Limited Contact Dynamic Compression Plate Construct for Arthrodesis of the Equine Proximal Interphalangeal Joint," *Vet. Surg.*, vol. 42, no. 3, pp. 335–339, Apr. 2013.
- [59] N. D. Chakladar, L. T. Harper, and A. J. Parsons, "Optimisation of composite bone plates for ulnar transverse fractures," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 57, pp. 334–346, Apr. 2016.
- [60] K. RAMAKRISHNA, I. SRIDHAR, S. SIVASHANKER, K. S. KHONG, and D. N. GHISTA, "Design of Fracture Fixation Plate for Necessary and Sufficient Bone Stress Shielding," *JSME Int. J. Ser. C*, vol. 47, no. 4, pp. 1086–1094, 2004.
- [61] S. BAHARNEZHAD, H. FARHANGI, and A. A. ALLAHYARI, "INFLUENCE OF GEOMETRY AND DESIGN PARAMETERS ON FLEXURAL BEHAVIOR OF DYNAMIC COMPRESSION PLATES (DCP): EXPERIMENT AND FINITE ELEMENT ANALYSIS," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 13, no. 03, p. 1350032, Jun. 2013.
- [62] N. Fouda, R. Mostafa, and A. Saker, "Numerical study of stress shielding reduction at fractured bone using metallic and composite bone-plate models," *Ain Shams Eng. J.*, vol. 10, no. 3, pp. 481–488, Sep. 2019.
- [63] X. Chen and Y. Liu, *Finite Element Modeling and Simulation with ANSYS Workbench*. Taylor & Francis, 2014.
- [64] A. Garcia, *Ensaio Dos Materiais*. LTC, 2012.
- [65] R. C. Hibbeler, *Resistência dos materiais*. PRENTICE HALL BRASIL, 2010.
- [66] S. Melconian, *Mecânica técnica e resistência dos materiais*, 12<sup>a</sup> ed. re. São Paulo: Érica, 1999.
-

- [67] J. D. L. Rosas, "IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA PARA MEDIÇÃO DAS DEFORMAÇÕES NO PLANO PELA TÉCNICA DE CORRELAÇÃO DIGITAL DE IMAGEM," Politécnico do Porto, 2019.
- [68] M. Quanjin, M. R. M. Rejab, Q. Halim, M. N. M. Merzuki, and M. A. H. Darus, "Experimental investigation of the tensile test using digital image correlation (DIC) method," *Mater. Today Proc.*, vol. 27, pp. 757–763, 2020.
- [69] S. Moaveni, *Finite element analysis*, Third edit. London: Pearson.
- [70] D. Tarnita *et al.*, "Numerical simulations of human tibia osteosynthesis using modular plates based on Nitinol staples," *Rom. J. Morphol. Embryol.*, vol. 51, 2009.
- [71] A. Pedro, J. Ramos, A. Orientadores, L. M. Doutor, and R. Ferreira, "Uma ou Duas Placas de Osteossíntese em Fraturas no Fémur? Estudo Numérico Comparativo."
- [72] A. Victor, J. Ribeiro, and F. F. Araújo, "Study of PDMS characterization and its applications in biomedicine: A review," *J. Mech. Eng. Biomech.*, vol. 4, no. 1, pp. 1–9, Aug. 2019.
- [73] A. Santiago-Alvarado, A. Cruz-Felix, F. Iturbide, and B. Licon-Morán, "Physical-chemical properties of PDMS samples used in tunable lenses," *Int. J. Eng. Sci. Innov. Technol.*, vol. 3, pp. 563–571, Mar. 2014.
- [74] I. D. Johnston, D. K. McCluskey, C. K. L. Tan, and M. C. Tracey, "Mechanical characterization of bulk Sylgard 184 for microfluidics and microengineering," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 24, no. 3, 2014.
- [75] Dow Chemical Company, "Technical data sheet: Sylgard 184." 2017.
- [76] A. do Escultor, "Ficha técnica: Borrachas de Silicone: Atelier do Escultor." [Online]. Available: <http://www.atelierdoescultor.pt/loja/borracha-de-adicao/>.
- [77] R. R. C. da Costa, F. R. B. de Almeida, A. A. X. da Silva, S. M. Domiciano, and A. F. C. Vieira, "Design of a polymeric composite material femoral stem for hip joint implant," *Polímeros*, vol. 29, no. 4, 2019.
- [78] F. DE Roberto Biagi Almeida, A. DA Albertin Xavier Silva, R. Moreira Sezefredo, S. Mara Domiciano, and R. DA Rony Cavalcante Costa, "PROJETO E FABRICAÇÃO DE UMA HASTE FEMORAL EM MATERIAL COMPÓSITO POLIMÉRICO DISCRIMINATION OF PLUVIOMETRIC SCENARIOS USING GAMMA INCOMPLETE DISTRIBUTION AND KOLMOGOROV-SMIRNOV TEST," 2016.
- [79] Sika, "Ficha do produto: SikaForce®-7710 L100." .
- [80] Kehl, "Ficha técnica: Aglomerante Kehl Ag101."
- [81] A. A. X. Silva, E. Silva, D. Janes, S. Domiciano, and R. Costa, *Mechanical Behavior of Composite of Polyurethane Reinforced with Cotton Fiber and Alumina Trihydrate*. 2017.
- [82] M. Bauccio, *ASM Engineered Materials Reference Book*, Second. Materials Park, OH: ASM International, 1994.
- [83] Veterinary-Instrumentation, "Veterinary-Instrumentation: Internal Fixation Catalogue," *Internal Fixation Catalogue*, 2019. [Online]. Available: <https://veterinary-instrumentation.co.uk/catalog/category/view/s/plates-dcp-and-locking/id/1032/>. [Accessed: 01-Dec-2019].

- 
- [84] DePuySynthes, “DePuySynthes: Implants Catalogue,” 2008. [Online]. Available: [http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US Mobile/Synthes North America/Product Support Materials/Catalogs/2017 Vet Catalog.pdf](http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Catalogs/2017%20Vet%20Catalog.pdf). [Accessed: 01-Dec-2019].
- [85] Tipsan-Medclass, “Tipsan: General Catalogue.” [Online]. Available: [http://www.tipsan.com.tr/pdf/TIPSAN\\_Dar\\_Plak.pdf](http://www.tipsan.com.tr/pdf/TIPSAN_Dar_Plak.pdf). [Accessed: 01-Dec-2019].
- [86] ORTOTECHENT, “ORTHOPAEDIC PLATES: ORTOTECHENT.” [Online]. Available: [http://www.orthotechent.com/lcdcp\\_plates.html](http://www.orthotechent.com/lcdcp_plates.html). [Accessed: 01-Dec-2019].
- [87] AYSAM, “AYSAM: General Catalogue,” 2015. [Online]. Available: <https://pdf.medicaexpo.com/pdf/aytam-orthopaedics/general-catalogue/79308-207893.html>. [Accessed: 01-Dec-2019].
- [88] Kanghui-Medical, “Monoloc LCP- Kanghui medical.” [Online]. Available: [http://www.jantraindonesia.com/documents/Monoloc LCP.pdf](http://www.jantraindonesia.com/documents/Monoloc%20LCP.pdf). [Accessed: 01-Dec-2019].
- [89] M. P. Santos, “ESTUDO DE PLACAS DE FIXAÇÃO DE FRATURAS NO PROCESSO DE REGENERAÇÃO ÓSSEA,” Instituto Politécnico de Bragança, 2014.
- [90] Ansys, “Ansys Mechanical APDL Theory Reference,” 2018. [Online]. Available: [https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans\\_help\\_v182/ans\\_elem/Hip\\_E\\_SOLID187.html](https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans_help_v182/ans_elem/Hip_E_SOLID187.html). [Accessed: 10-Oct-2020].
- [91] ASTM International, “ASTM D638 - 14 Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics.” ASTM International, West Conshohocken, p. 15, 2014.
- [92] Sandvik, “CoroPlus Tool Guide,” 2020. [Online]. Available: <https://www.sandvik.coromant.com/pt-pt/products/Pages/toolguide.aspx>. [Accessed: 01-Jun-2020].
- [93] Mitsubishi, “Fórmulas para fresamento: Mitsubishi Materials,” 2020. [Online]. Available: [http://www.mitsubishicarbide.net/contents/mht/pt/html/product/technical\\_information/formula2.html](http://www.mitsubishicarbide.net/contents/mht/pt/html/product/technical_information/formula2.html).
- [94] MatWeb, “AISI 1070: Material Property data.” [Online]. Available: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=9506f59dc73d41a7ab0da119f6775358&ckck=1>.
- [95] MatWeb, “AISI 1020: Material Property Data.”
- [96] “ISO 9585:Implants for surgery — Determination of bending strength and stiffness of bone plates.” ISO, ISO/TC 150/SC 5, 2016.
- [97] K. Fujihara, Z.-M. Huang, S. Ramakrishna, K. Satkunanantham, and H. Hamada, “Development of Braided Carbon/Peek Composite Bone Plates,” *Adv. Compos. Lett.*, vol. 10, no. 1, p. 096369350101000, Jan. 2001.
- [98] K. Y. Ronald E. Walpole, Raymond H. Myers, Sharon L. Myers, *Probability & Statistics for Engineers & Scientists*, 8th ed. Boston: Nelson Education, 2009.
- [99] H. Schorler, R. Wendlandt, C. Jürgens, A.-P. Schulz, C. Kaddick, and F. Capanni, “Bone plate-screw constructs for osteosynthesis – recommendations for standardized mechanical torsion and bending tests,” *Biomed. Eng. / Biomed. Tech.*, vol. 63, no. 6, pp. 719–727, Nov. 2018.
- [100] S.-W. Park, S.-H. Yoo, S.-T. An, and S.-H. Chang, “Material characterization of

- glass/polypropylene composite bone plates according to the forming condition and performance evaluation under a simulated human body environment,” *Compos. Part B Eng.*, vol. 43, no. 3, pp. 1101–1108, Apr. 2012.
- [101] K. A. Berube, R. A. Lopez-Anido, and A. J. Goupee, “Determining the Flexural and Shear Moduli of Fiber-Reinforced Polymer Composites Using Three-Dimensional Digital Image Correlation,” *Exp. Tech.*, p. n/a-n/a, Nov. 2015.
- [102] H. Lv, W. Chang, P. Yuwen, N. Yang, X. Yan, and Y. Zhang, “Are there too many screw holes in plates for fracture fixation?,” *BMC Surg.*, vol. 17, no. 1, p. 46, Dec. 2017.
- [103] J. Fernández-Pérez, J. Cantero, J. Díaz-Álvarez, and M. Miguélez, “Hybrid Composite-Metal Stack Drilling with Different Minimum Quantity Lubrication Levels,” *Materials (Basel)*, vol. 12, no. 3, p. 448, Feb. 2019.
- [104] H. Baid, R. Hajiha, and F. Abdi, “Prediction of mechanical properties of additively manufactured discontinuous fiber composites accounting for defects and uncertainties,” 2020.
- [105] T. Biswal, S. K. BadJena, and D. Pradhan, “Synthesis of polymer composite materials and their biomedical applications,” *Mater. Today Proc.*, Feb. 2020.
- [106] C. C. Kuo, Y. J. Wang, and Z. S. Shi, “Development of a High Precision Silicone Rubber Mold for Cylinder Block,” *Appl. Mech. Mater.*, vol. 459, pp. 342–348, Oct. 2013.
- [107] A. T. Bhatt, P. P. Gohil, and V. Chaudhary, “Primary Manufacturing Processes for Fiber Reinforced Composites: History, Development & Future Research Trends,” *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 330, p. 012107, Mar. 2018.
- [108] M. Szycher, *Szycher’s Handbook of Polyurethanes, Second Edition*. Taylor & Francis, 2012.
- [109] K. Tayton, C. Johnson-Nurse, B. McKibbin, J. Bradley, and G. Hastings, “The use of semi-rigid carbon-fibre-reinforced plastic plates for fixation of human fractures. Results of preliminary trials,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 64-B, no. 1, pp. 105–111, Feb. 1982.
- [110] K. Fujihara, Z.-M. Huang, S. Ramakrishna, K. Satknanantham, and H. Hamada, “Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates,” *Biomaterials*, vol. 24, no. 15, pp. 2661–2667, Jul. 2003.
- [111] A. M. Strom, T. C. Garcia, K. Jandrey, M. L. Huber, and S. M. Stover, “In Vitro Mechanical Comparison of 2.0 and 2.4 Limited-Contact Dynamic Compression Plates and 2.0 Dynamic Compression Plates of Different Thicknesses,” *Vet. Surg.*, vol. 39, no. 7, pp. 824–828, Sep. 2010.
- [112] S.-H. Kim, S.-H. Chang, and D.-S. Son, “Finite element analysis of the effect of bending stiffness and contact condition of composite bone plates with simple rectangular cross-section on the bio-mechanical behaviour of fractured long bones,” *Compos. Part B Eng.*, vol. 42, no. 6, pp. 1731–1738, Sep. 2011.
- [113] K. RAMAKRISHNA, I. SRIDHAR, S. SIVASHANKER, K. S. KHONG, GHISTA, and D. N., “Design of Fracture Fixation Plate for Necessary and Sufficient Bone Stress Shielding,” *JSME Int. J.*, vol. 47, 2004.
- [114] K. Tayton and J. Bradley, “How stiff should semi-rigid fixation of the human tibia be? A clue to the answer,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 65-B, no. 3, pp. 312–315, May 1983.
- [115] S. Chhetri and H. Bougherara, “A comprehensive review on surface modification of UHMWPE

- fiber and interfacial properties,” *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 140, p. 106146, Jan. 2021.
- [116] Priberam, “Dicionário Priberam: Definição de Biocompatibilidade.” [Online]. Available: <https://dicionario.priberam.org/biocompatibilidade>.
- [117] J. P. Jose and K. Joseph, “Advances in Polymer Composites: Macro- and Microcomposites – State of the Art, New Challenges, and Opportunities,” *Polymer Composites*. pp. 1–16, 21-Mar-2012.
- [118] S. V. Bhat, “Overview of Biomaterials,” in *Biomaterials*, Dordrecht: Springer Netherlands, 2002, pp. 1–11.

# **Anexos**

---

# **Anexo A**

Equações Relativas à regra da mistura

Para a matriz:

$$V_m = v_m/v_c = A_m/A_c \quad (\text{EQ. A.1})$$

$$W_m = m_m/m_c \quad (\text{EQ. A.2})$$

Sendo:

- $V_f$  e  $V_m$  : Frações volumétrica de fibras e da matriz, respectivamente;
- $v_f$  e  $v_m$ : Volumes de fibras e de matriz;
- $v_c$ : O volume total do compósito;
- $A_f$  e  $A_m$  : A área de seção transversal das fibras/matriz;
- $A_c$ : A área de seção transversal do compósito;
- $M_f$  e  $M_m$ : A fração mássica de fibras/matriz;
- $m_f$  e  $m_m$ : A massa de fibras/matriz;
- $m_c$  : A massa do compósito.

Ainda,

$$m_c = m_f + m_m \quad (\text{EQ. A.3})$$

$$\rho = m/v \quad (\text{EQ. A.4})$$

$$v_c = v_f + v_m + v_v \quad (\text{EQ. A.5})$$

Sendo:

- $\rho$  : A densidade.
- $v_v$  :O volume de vazios, não preenchidos pela matriz ou pela fibra.

Dividindo-se todos os termos da equação (EQ. A.3) pelo volume do compósito ( $v_c$ ) e substituindo a equação (EQ. A.6) na (EQ. A.5)temos:

$$\rho_c = v_f/v_c * \rho_f + v_f/v_c * \rho_f \quad (\text{EQ. A.6})$$

$$\rho_c = V_f * \rho_f + V_m * \rho_f \quad (\text{EQ. A.7})$$

Substituindo a equação (EQ. A.6) na equação da fração mássica de fibras e de matriz, temos a fração volumétrica em função da fração mássica:

$$V_f = \frac{\rho_c}{\rho_f} * W_f \quad (\text{EQ. A.8})$$

$$V_m = \frac{\rho_c}{\rho_m} * W_m \quad (\text{EQ. A.9})$$

$$V_v = 1 - (V_f + V_m) \quad (\text{EQ. A.10})$$

A equação (EQ. A.7) pode ser generalizada para a obtenção de diferentes propriedades do compósito com base em seus componentes.

Também é possível desenvolver equações para relacionar os esforços no material com suas componentes nas fases. Se considerarmos que um carregamento ( $F_c$ ) no compósito será suportado pela fibra ( $F_f$ ) e pela matriz ( $F_m$ ), temos que:

$$F_c = F_m + F_f \quad (\text{EQ. A.11})$$

Representando as forças em termos de tensões ( $\sigma$ ) e substituindo-se as equações 1 e 3, temos:

$$F_c = \sigma_1 A_1 = \sigma_f A_f + \sigma_m A_m \quad (\text{EQ. A.12})$$

$$\sigma_c = \sigma_f V_f + \sigma_m V_m \quad (\text{EQ. A.13})$$

Considerando perfeita adesão entre a fibra e a matriz, as deformações ( $\varepsilon$ ) de ambas as fases serão idênticas. Desta forma, pode-se diferenciar todos os termos da equação 15 em relação à deformação. Sabendo-se também que a derivada da tensão em relação à deformação representa o módulo de elasticidade, temos a equação 14, que é chamada de regra da mistura:

$$E = E_f V_f + E_m V_m \quad (\text{EQ. A.14})$$

## **Anexo B**

Equações de deslocamento (*shape functions*) para o elemento  
SOLID187

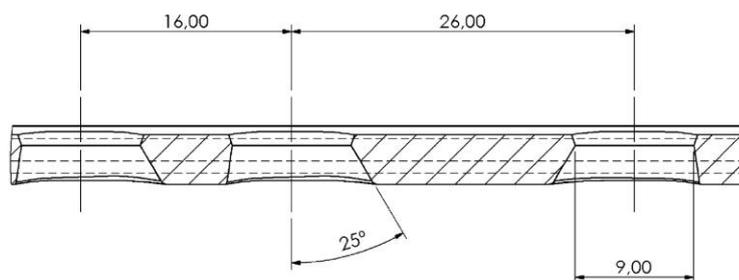
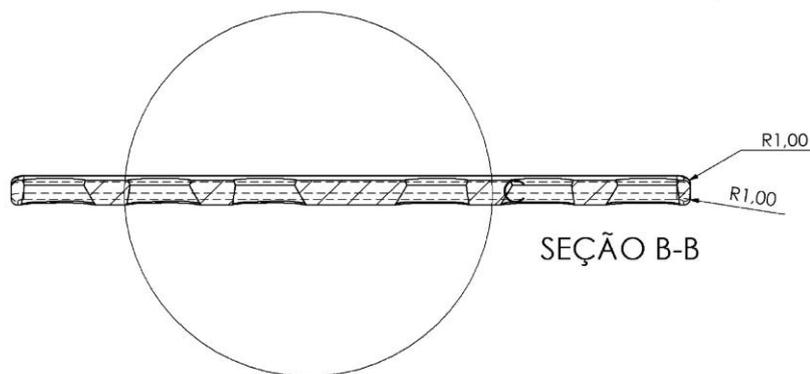
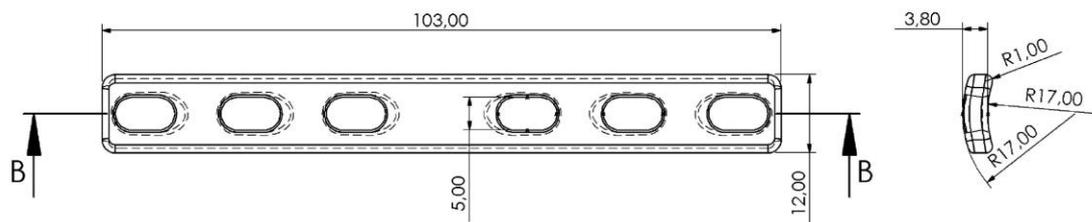
$$\begin{aligned}
u = & u_I(2L_1 - 1)L_1 + u_J(2L_2 - 1)L_2 + u_K(2L_3 - 1)L_3 & \text{(EQ. A.15)} \\
& + u_L(2L_4 - 1)L_4 + 4u_M L_1 L_2 + 4u_N L_2 L_3 \\
& + 4u_O L_1 L_3 + 4u_P L_1 L_4 + 4u_Q L_2 L_4 + 4u_R L_3 L_4
\end{aligned}$$

$$v = v_I(2L_1 - 1)L_1 + \dots \text{(análoga a } u) \quad \text{(EQ. A.16)}$$

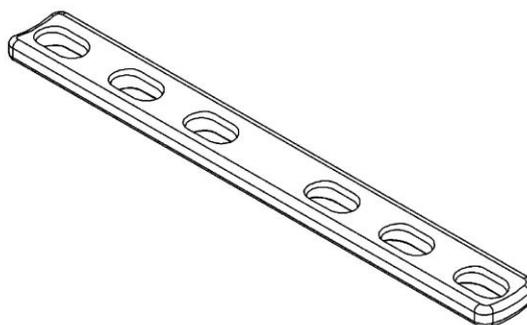
$$w = w_I(2L_1 - 1)L_1 + \dots \text{(análoga a } u) \quad \text{(EQ. A.17)}$$

## **Anexo C**

Geometria dos modelos de placas avaliados



DETALHE C  
ESCALA 2 : 1



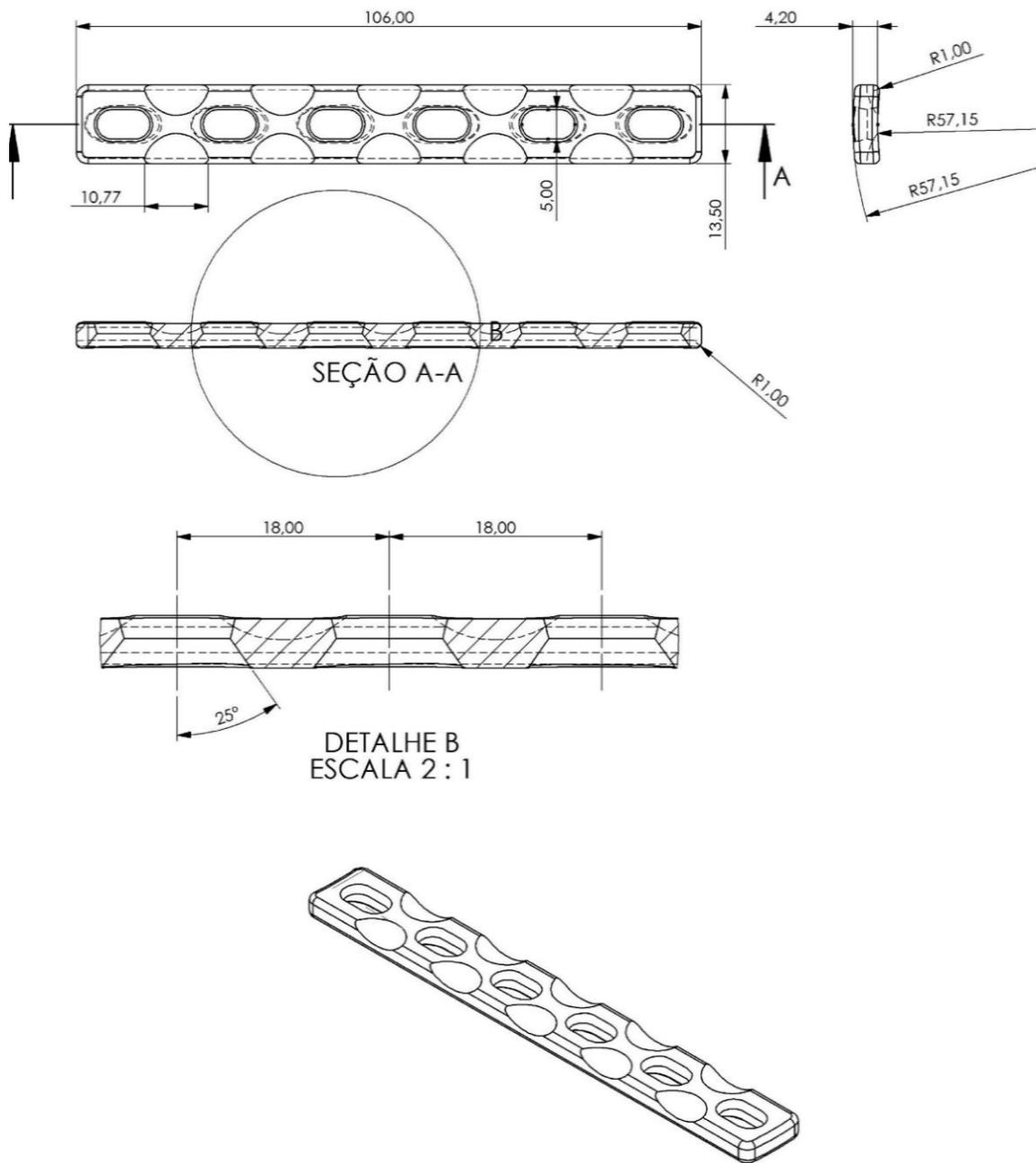
DESCRIÇÃO: 4,5mm DCP 6 furos



PROJETO: Placas estabilizadoras de fratura estreitas  
 DES. Nº:  
 DESEN: Flaminio C. P. Sales



UNIDADE: mm  
 ESCALA: 1:1  
 PRANCHA:



DESCRIÇÃO: 4,5mm LC-DCP 6 furos



PROJETO: Placas estabilizadoras de fratura estreitas

DES. Nº:

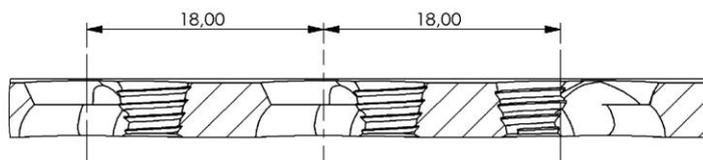
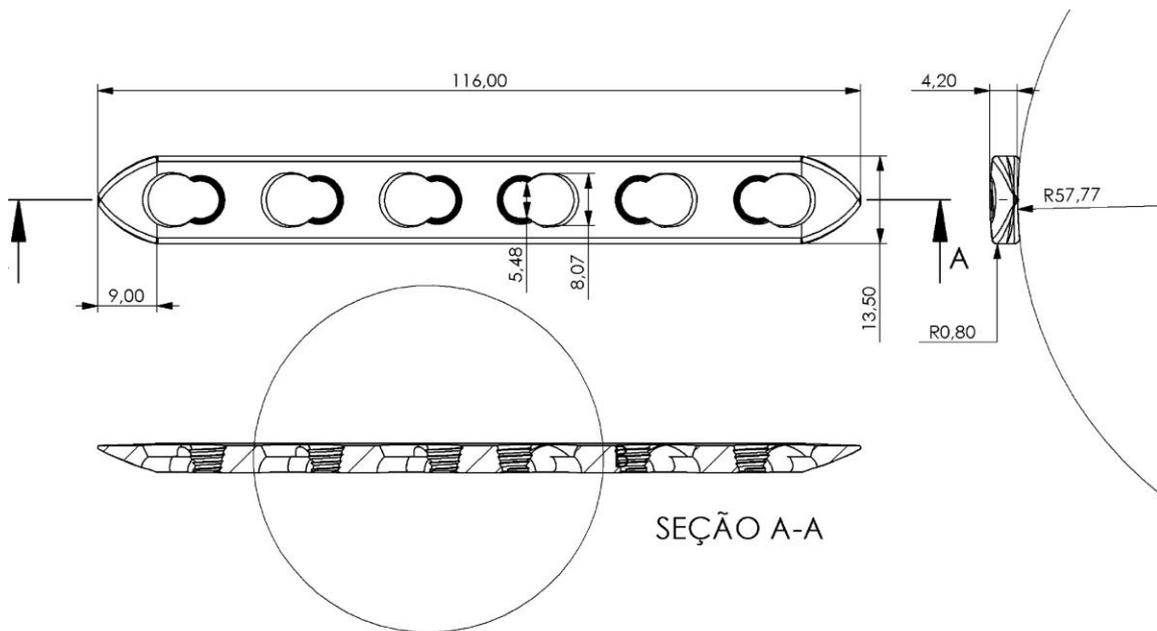
DESEN.: Flaminio C. P. Sales



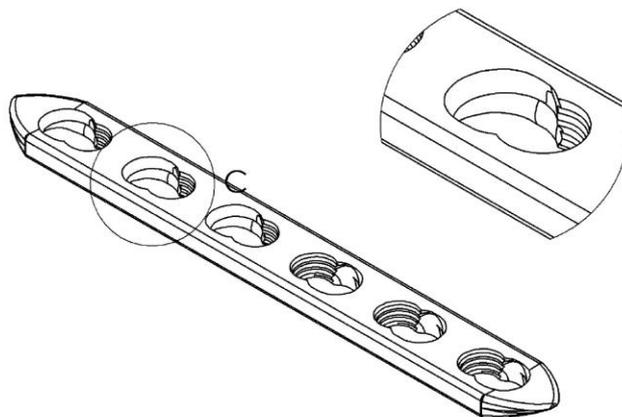
UNIDADE: mm

ESCALA: 1:1

PRANCHA:

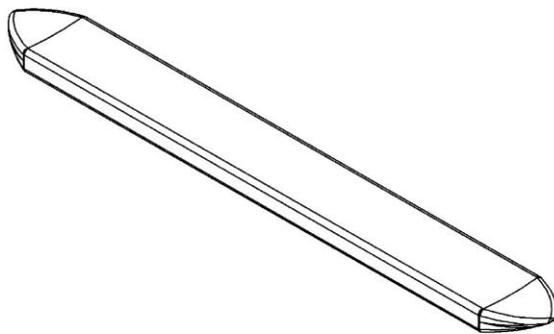
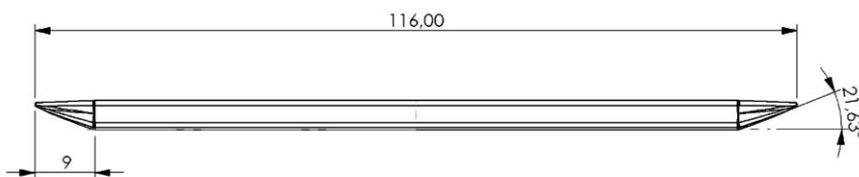
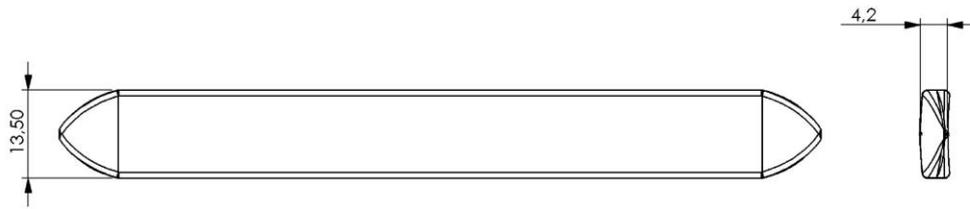


DETALHE B  
ESCALA 2 : 1



DETALHE C  
ESCALA 2 : 1

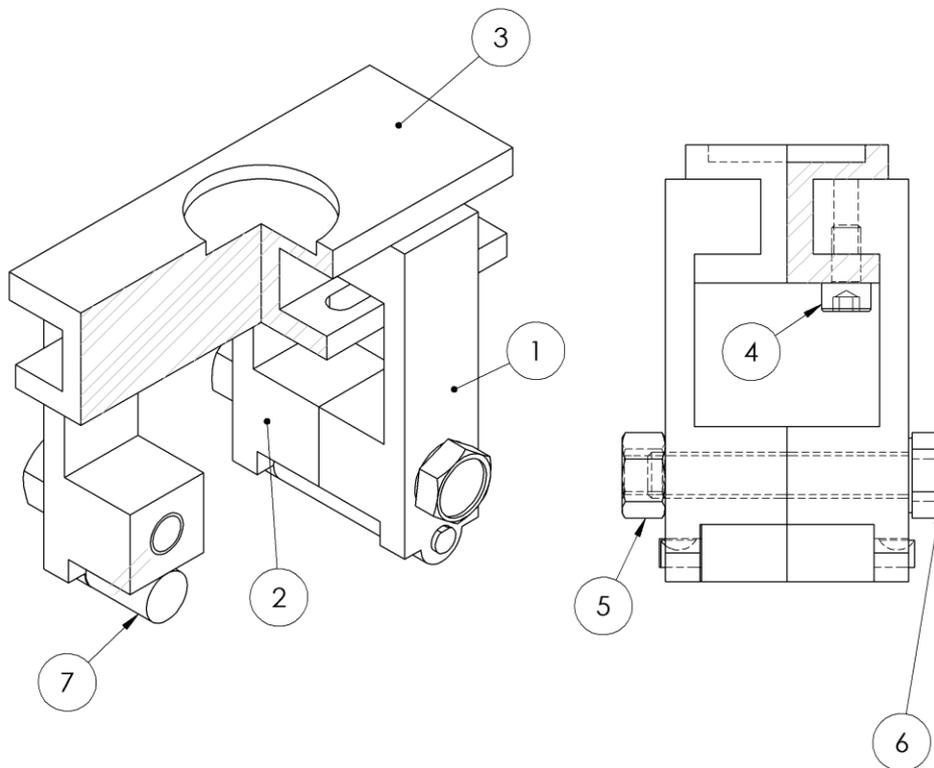
DESCRIÇÃO: 4,5mm LCP 6 furos  INSTITUTO POLITÉCNICO DE BRAGANÇA	PROJETO: Placas estabilizadoras de fratura estreitas DES. Nº: DESEN.: Flaminio C. P. Sales	 UNIDADE: mm ESCALA: 1:1 FRANCHA:
---	--	---



DESCRIÇÃO: 4,5mm LCP-CM		
	PROJETO: Placas estabilizadoras de fratura estreitas	UNIDADE: mm
	DES. Nº:	ESCALA: 1:1
	DESEN.: Flaminio C. P. Sales	PRANCHA:

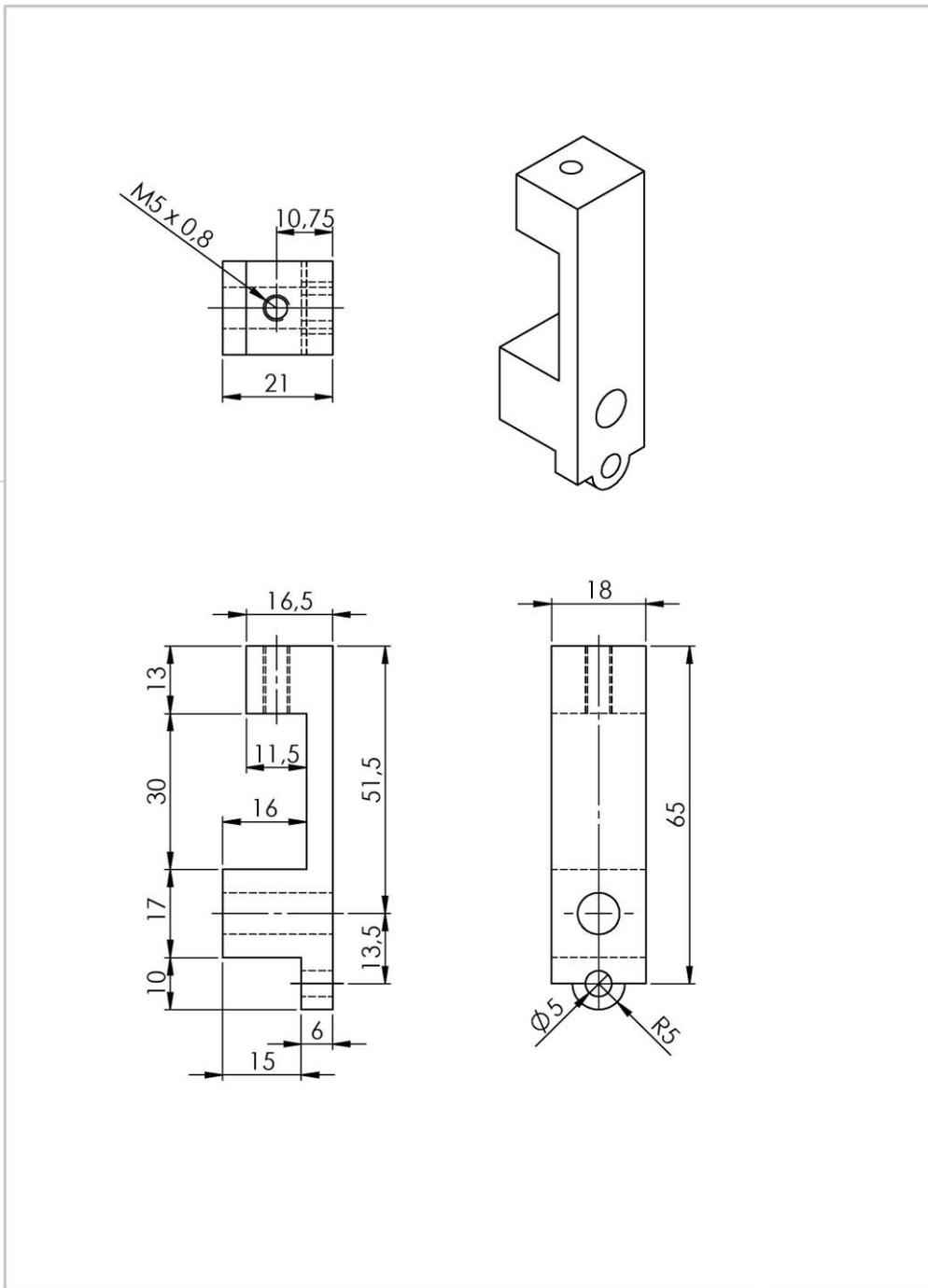
## **Anexo D**

Geometria dos Dispositivo para flexão de 4 pontos.

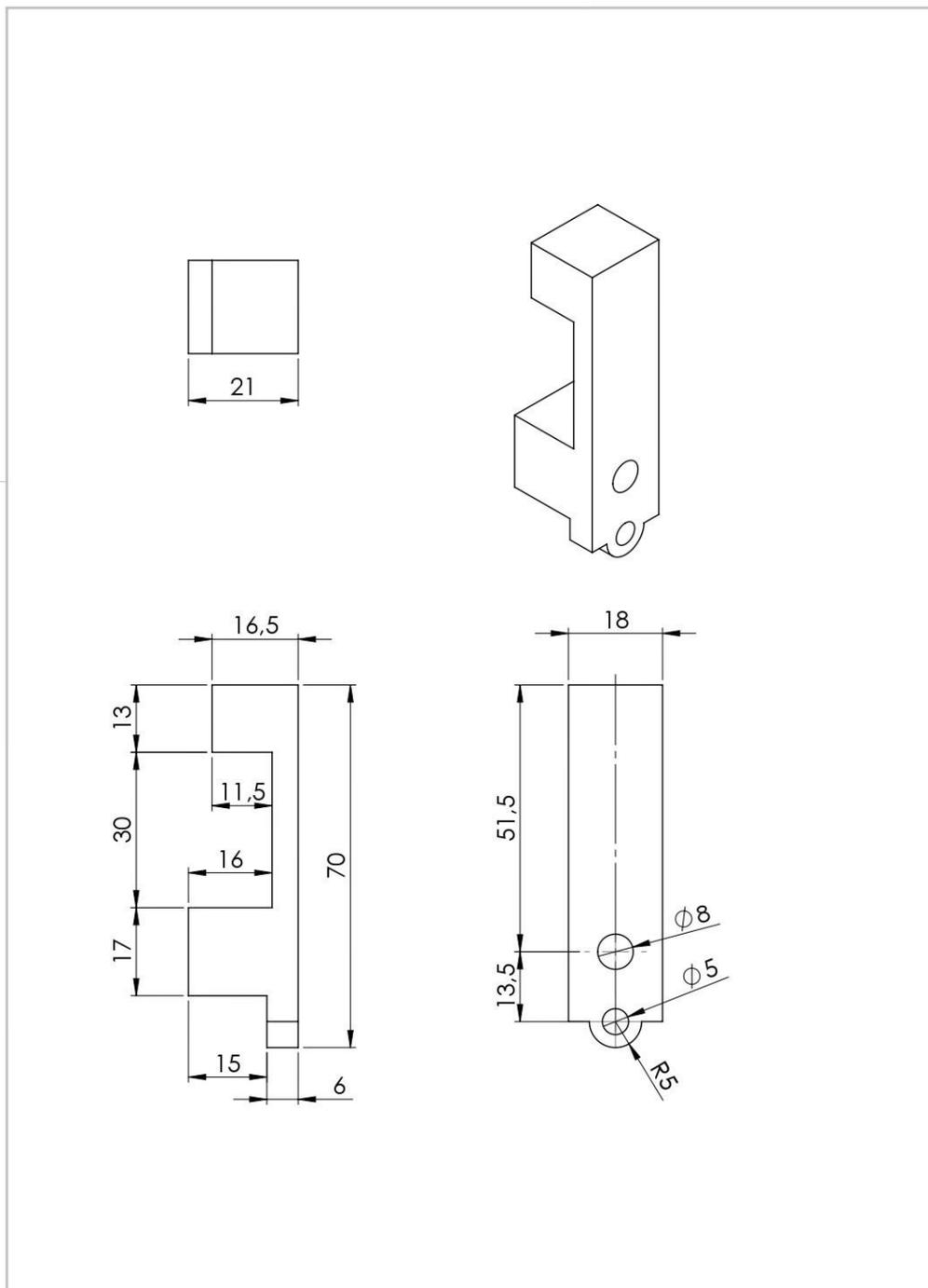


Nº DO ITEM	DESCRIÇÃO	QTD.
1	Aba Frontal	1
2	Aba Traseira	1
3	Bloco Superior	1
4	Parafuso M5 X 10	2
5	Parafuso M8 X 1,25 x 45	2
6	Porca M8	2
7	Cilindro Aplicador de Carga	2

DESCRIÇÃO: Montagem completa		
	PROJETO: Disp. Flexão 4 pontos	UNIDADE: mm
	DES. Nº:	ESCALA: 1:1
	DESEN.: Flaminio C. P. Sales	PRANCHA:
	DATA:	REVISE:

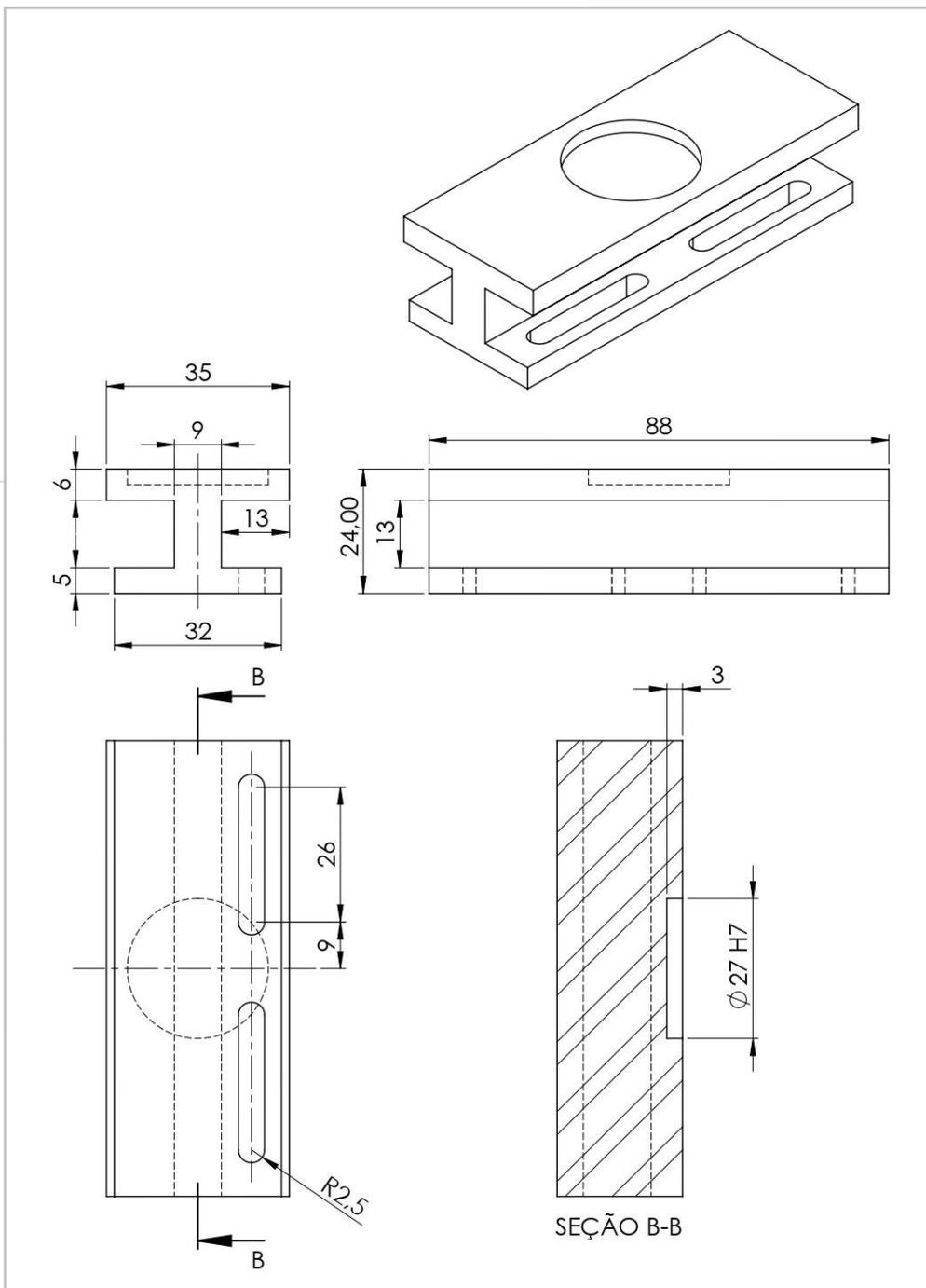


DESCRIÇÃO: aba_frontal	
	PROJETO: Disp. Flexão 4 pontos
UNIDADE: mm	DES. Nº:
ESCALA: 1:1	DESEN.: Flaminio C. P. Sales
PRANCHA:	DATA: 11/12/2019
OBS:	REVISÃO:



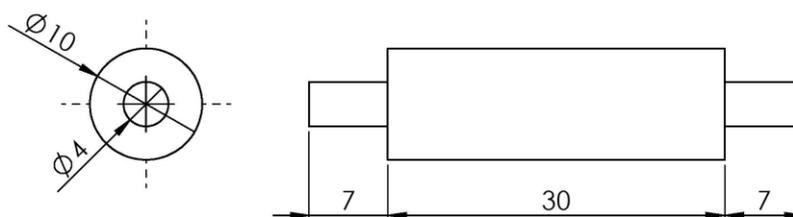
DESCRÇÃO: Aba Traseira			
 INSTITUTO POLITÉCNICO DE BRAGANÇA	PROJETO: Disp. Flexão 4 pontos	UNIDADE: mm	
	DES. Nº:	ESCALA: 1:1	
	DESEN.: Flaminio C. P. Sales	FRANCHA:	
DATA: 11/12/2019	OBS:	REVISÃO:	

Produto educacional do SOLIDWORKS. Somente para fins de instrução.



DESCRIÇÃO: Bloco Superior  INSTITUTO POLITÉCNICO DE BRAGANÇA	PROJETO: Disp. Flexão 4 pontos DES. Nº: 4 DESEN.: Flaminio C. P. Sales OBS:	UNIDADE: mm ESCALA: 1:1 PRANCHA: REVISÃO:
DATA: 11/12/2019		

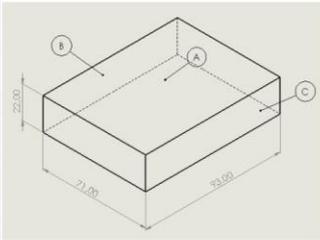
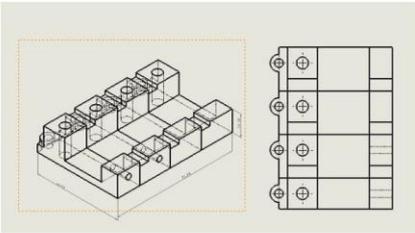
Produto educacional do SOLIDWORKS. Somente para fins de instrução.

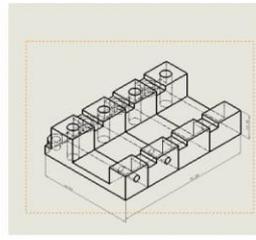
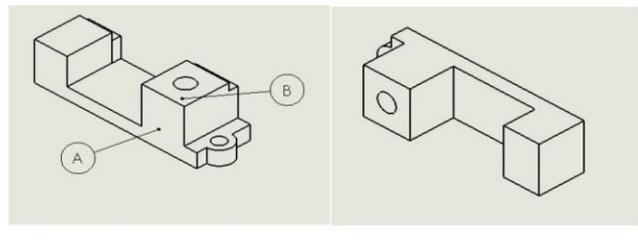


DESCRIÇÃO:	Cilindro de carga	
	PROJETO:	Disp. Flexão 4 pontos
	UNIDADE:	mm
	DES. Nº:	5
	ESCALA:	2:1
	DESEN.:	Flaminio C. P. Sales
	PRANCHA:	
DATA:	11/12/2019	REVISÃO:
	OBS:	

## **Anexo E**

Folha de processos do dispositivo de Flexão de 4 pontos.

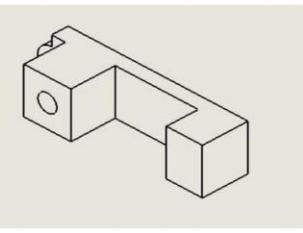
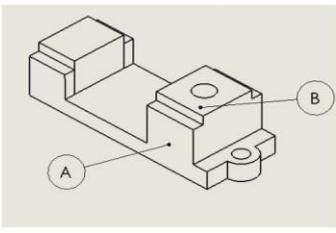
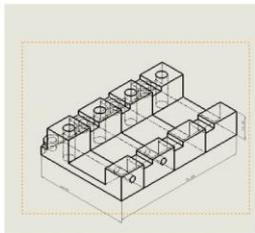
										
<b>FOLHA DE ANÁLISE DO PROCESSO</b>										
ALUNOS	Flávio Sales	PEÇA Nº								
CURSO		FOLHA Nº								
LABORATÓRIO		MATERIAL								
T. RESPONSÁVEL		SOBREMETAL	1 mm							
DATA		UNIDADE	mm							
DIMENSÃO FINAL [mm]		DIMENSÃO BRUTA [mm]								
21 x 70 x 93		22 x 71 x 93								
Tempo de corte (s)			Tempo total de corte							
Serra	Torno	Fresadora								
0	0	154,00								
Nº	DESCRIÇÃO	Máquina	OP.	DESBASTE/ACABAMENTO						Especificação Técnica
				Diâmetro [mm]	Avanço [mm/min]	V. Corte [m/min]	Ap [mm]	Profundidade [mm]	Rotação [rpm]	
	Bloco inicial 93x71x22mm (Pré usinado)									
1	Posicionar o bloco com a superfície B para cima	Morsa em A	Posic.							
2	Remover sobremetal- Desbaste	CNC	Desbaste	30	2,40	120	0,50	0,50	1273	3,08
3	Remover sobremetal- Acabamento	CNC	Acabamento	30	2,80	140	0,20	0,50	1485	7,91
4	Realizar a furação 2x D=4,20 mm (aprox. 4mm)	CNC	Furo	4	2,64	184	20,00	15,00	14642	0,91
5	Posicionar o bloco com a superfície A para cima	Morsa	Posic.							
6	Remover sobremetal- Desbaste	CNC	Desbaste	30	2,40	120	0,50	0,50	1273	9,23
7	Remover sobremetal- Acabamento	CNC	Acabamento	30	2,80	140	0,20	0,50	1485	23,72
8	Realizar a furação 4x D=6,8 mm (aprox. 7 mm)	CNC	Furo	7	1,87	182	28,00	21,00	8276	3,59
9	Abri o canal de 30x93x16mm -Desbaste	Morsa	Desbaste	30	0,57	225	8,00	15,50	2387	25,80
10	Abri o canal de 30x93x16mm -Acabamento	CNC	Acabamento	30	0,76	300	0,50	0,50	3183	9,71
11	Rebaixo lateral 10x93x16mm -Desbaste	Morsa	Desbaste	30	0,57	225	8,00	15,50	2387	25,89
12	Rebaixo lateral 10x93x16mm -Acabamento	CNC	Acabamento	30	0,76	300	0,50	0,50	3183	19,42
13	Realizar a furação 4x D=5mm	CNC	Furo	5	2,35	184	11,00	6,00	11714	1,12
14	Posicionar o bloco com a superfície C para cima	Morsa em B	Posic.							
15	Remover sobremetal- parte arredondada aprox 5x92x6mm Desbaste	CNC	Desbaste	30	0,57	225	4,50	4,50	2387	12,95
16	Remover sobremetal- parte arredondada aprox 5x92x6mm Desbaste	CNC	Acabamento	30	0,76	300	0,50	0,50	3183	9,71
17	Posicionar o bloco com a superfície B para cima	Morsa	Posic.							
18	Abertura de rosca M5x0,8	CNC	Abertura rosca	4	0,8[mm]/rpm	37,5	19,00	13,00	2984	0,96
19										
20										
21										
22										
23										
24										
25										
26										
27										

										
<b>FOLHA DE ANÁLISE DO PROCESSO</b>										
ALUNOS	Flávio Sales	PEÇA Nº								
CURSO		FOLHA Nº								
LABORATÓRIO		MATERIAL								
T. RESPONSÁVEL		SOBREMETAL	1 mm							
DATA		UNIDADE	mm							
DIMENSÃO FINAL [mm]		DIMENSÃO BRUTA [mm]								
21 x 70 x 18		21 x 70 x 21,5								
Tempo de corte (s)			Tempo total de corte							
Serra	Torno	Fresadora								
0		11,42	11,42							
Nº	DESCRIÇÃO	Máquina	OP.	DESBASTE/ACABAMENTO						Especificação Técnica
				Diâmetro [mm]	Avanço [mm/min]	V. Corte [m/min]	Ap [mm]	Profundidade [mm]	Rotação [rpm]	
	Serpara as 4 peças na serra	Serra								
1	Posicionar o bloco com a superfície A para Baixo	Morsa em B	Posic.							
2	Remover sobremetal- Desbaste	CNC	Desbaste	30	2,40	120	3,00	3,00	1273	6,15
3	Remover sobremetal- Acabamento	CNC	Acabamento	30	2,80	140	0,20	0,50	1485	5,27
4										
5										
6										
7										
8										
9										
10										
11										
12										
13										
14										
15										
16										
17										
18										
19										
20										
21										
22										
23										
24										
25										
26										
27										

ipb INSTITUTO PERNAMBUCANO DE PESQUISA		FOLHA DE ANÁLISE DO PROCESSO	
ALUNOS	Fiamino Sales	PEÇA Nº	
CURSO		FOLHA #	
LABORATÓRIO		MATERIAL	
T. RESPONSÁVEL		SOBREMATERIAL	1 mm
DATA		UNIDADE	mm
DIMENSÃO FINAL [mm]		DIMENSÃO BRUTA [mm]	
21 x 70 x 18		21 x 70 x 25	
Tempo de corte (s)		Tempo total de corte	
Serra	Torno	Fresadora	22,84
0			

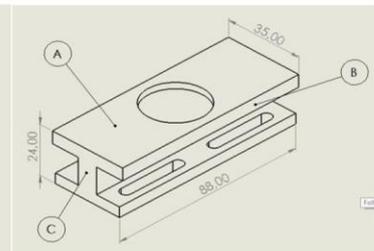
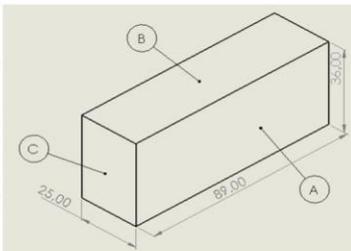
Nº	DESCRIÇÃO	Máquina	OP.	DESBASTE/ACABAMENTO						Especificação Técnica
				Diâmetro [mm]	Avanço [mm/min]	V. Corte [m/min]	Ap [mm]	Profundidade [mm]	Rotação [rpm]	
	Serpara as 4 peças na serra	Serra								
1	Posicionar o bloco com a superfície A para cima	Morsa em B	Posic.							
2	Remover sobremetal- Desbaste	CNC	Desbaste	30	2,40	120	3,00	3,00	1273	6,15
3	Remover sobremetal- Acabamento	CNC	Acabamento	30	2,80	140	0,20	0,50	1485	5,27
4	Posicionar o bloco com a superfície A para Baixo	Morsa em B	Posic.							
5	Remover sobremetal- Desbaste	CNC	Desbaste	30	2,40	120	3,00	3,00	1273	6,15
6	Remover sobremetal- Acabamento	CNC	Acabamento	30	2,80	140	0,20	0,50	1485	5,27
7										
8										
9										
10										
11										
12										
13										
14										
15										
16										
17										
18										
19										
20										
21										
22										
23										
24										
25										
26										
27										

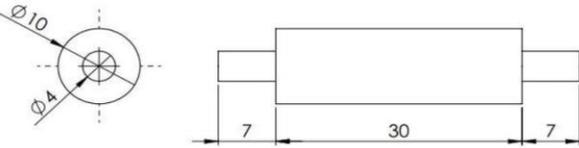


ipb INSTITUTO PERNAMBUCANO DE PESQUISA		FOLHA DE ANÁLISE DO PROCESSO	
ALUNOS	Fiamino Sales	PEÇA Nº	
CURSO		FOLHA #	
LABORATÓRIO		MATERIAL	
T. RESPONSÁVEL		SOBREMATERIAL	1 mm
DATA		UNIDADE	mm
DIMENSÃO FINAL [mm]		DIMENSÃO BRUTA [mm]	
24 x 35 x 89		25 x 36 x 89	
Tempo de corte (s)		Tempo total de corte	
Serra	Torno	Fresadora	69,72
0			

Nº	DESCRIÇÃO	Máquina	OP.	DESBASTE/ACABAMENTO						Especificação Técnica
				Diâmetro [mm]	Avanço [mm/min]	V. Corte [m/min]	Ap [mm]	Profundidade [mm]	Rotação [rpm]	
	Bloco inicial 25x36x89 (Pré usinado)									
1	Posicionar o bloco com a superfície B para cima	Morsa em A	Posic.							
2	Remover sobremetal- Desbaste	CNC	Desbaste	30	2,40	120	0,50	0,50	1273	2,55
3	Remover sobremetal- Acabamento	CNC	Acabamento	30	2,80	140	0,50	0,50	1485	2,19
4	Abri canal 13 x 13 x 89 - Desbaste	CNC	Desbaste	13	1,01	171	6,50	12,50	4187	12,12
5	Abri canal 13 x 13 x 89 - Acabamento	CNC	Acabamento	13	1,26	214	0,50	0,50	5240	4,85
6	Posicionar o bloco com a superfície B para baixo	Morsa em A	Posic.							
7	Abri canal 13 x 13 x 89 - Desbaste	CNC	Desbaste	13	1,01	171	6,50	12,50	4187	12,12
8	Abri canal 13 x 13 x 89 - Acabamento	CNC	Acabamento	13	1,26	214	0,50	0,50	5240	4,85
9	Posicionar o bloco com a superfície A para cima	Morsa em B	Posic.							
10	Remover sobremetal- Desbaste	CNC	Desbaste	30	2,40	120	0,50	0,50	1273	5,10
11	Remover sobremetal- Acabamento	CNC	Acabamento	30	2,80	140	0,50	0,50	1485	2,19
12	Furo Ø27 H7	CNC	Desb. e Acab.	27	1,20	145	3,00	3,00	1709	0,15
13	Remover sobremetal Superfície C - Desbaste Lateral	CNC	Desbaste	13	2,40	171	0,50	0,50	4187	4,80
14	Remover sobremetal Superfície C - Acabamento Lateral	CNC	Acabamento	13	2,80	214	0,50	0,50	5240	4,11
15	Posicionar o bloco com a superfície A para baixo (Calçar peça)	Morsa em B (10mm)	Posic.							
16	Usinagem da lateral 1,5 x 6 x 89 - Desbaste Lateral	CNC	Desbaste	13	2,40	171	1,00	1,00	4187	5,10
17	Usinagem da lateral 1,5 x 6 x 89 - Acabamento Lateral	CNC	Acabamento	13	2,80	214	0,50	0,50	5240	4,37
18	Rasgos R2,5 x 26	CNC	Desb. e Acab.	5	0,60	142	3,50	7,00	9040	5,23
19										
20										
21										
22										
23										
24										
25										
26										
27										



											
<b>FOLHA DE ANÁLISE DO PROCESSO</b>											
ALUNOS	Flaminio Sales	PEÇA Nº									
CURSO		FOLHA Nº									
LABORATÓRIO		MATERIAL									
T. RESPONSÁVEL		SOBREMETAL	1 mm								
DATA		UNIDADE	mm								
DIMENSÃO FINAL [mm]			DIMENSÃO BRUTA [mm]								
Ø10 x 44			Ø11 x 45								
Tempo de corte (s)			Tempo total de corte								
Serra	Torno	Fresadora									
0	59,49		59,49								
Nº	DESCRIÇÃO	Máquina	OP.	DESBASTE/ACABAMENTO							
				Diâmetro [mm]	Avanço [m/min]	V. Corte [m/min]	Ap [mm]	Profundidade [mm]	Rotação [rpm]	Tempo de Corte [s]	Especificação Técnica
	Tarugo pré usinado Ø11 x 45										
1	Posicionar uma das extremidades na castanha	Torno	Posic.								
2	Superfície externa - Desbaste	Torno	Desbaste	10,5	0,80	200	0,50	0,50	6063	3,00	
3	Superfície externa - Acabamento	Torno	Acabamento	10	1,00	250	0,50	0,50	7958	2,40	
4	Fazer Rebaixo - Desbaste	Torno	Desbaste	4,5	0,50	150	2,00	6,50	10610	19,20	
5	Fazer Rebaixo - Acabamento	Torno	Acabamento	4	0,70	170	0,50	0,50	13528	3,43	
6	Virar o tarugo	Torno	Posic.								
7	Superfície externa - Desbaste	Torno	Desbaste	10,5	0,80	200	0,50	0,50	6063	3,00	
8	Superfície externa - Acabamento	Torno	Acabamento	10	1,00	250	0,50	0,50	7958	2,40	
9	Fazer Rebaixo - Desbaste	Torno	Desbaste	4,5	0,50	150	2,00	6,50	10610	19,20	
10	Fazer Rebaixo - Acabamento	Torno	Acabamento	4	0,70	170	0,50	0,50	13528	3,43	
11											
12											
13											
14											
15											
16											
17											
18											
19											
20											
21											
22											
23											
24											
25											
26											
27											

## **Anexo F**

Dimensões e massa para as amostras de tração e flexão fabricadas.

## 1. Provetes de Tração:

Provete	Largura [mm]	Espessura [mm]	Massa total [g]	Massa FV [g]
<b>CDPS PU SIKAFORCE</b>				
TS0F1	12,95	3,30	13,25	-
TS0F2	13,03	3,40	13,84	-
TS0F3	12,97	3,33	13,14	-
TS0F4	13,01	3,37	13,47	-
TS0F5	13,03	3,40	13,49	-
TS0F6 <sup>1</sup>	13,01	3,37	14,02	-
TS15F1	13,01	3,40	13,78	1,92
TS15F2	12,97	3,40	13,81	1,92
TS15F3	12,99	3,40	13,67	2,02
TS15F4	12,99	3,40	13,75	1,92
TS15F5	13,00	3,40	13,33	1,99
<b>CDPS PU KEHL</b>				
TK20C1	12,88	3,79		
TK20C2	12,95	3,80		
TK20C3	12,92	3,63		
TK20C4	12,85	3,81		
TK20C5	12,82	3,95		
TK20C6	12,90	4,01		
TK20C7	12,55	4,21		
TK20C8	12,81	3,53		
TK20C9	12,82	3,89		
TK20C10	12,91	3,63		
TK20C11	12,85	3,95		
TK30C1	12,93	3,90		
TK30C2	12,90	3,13		
TK30C3	13,00	3,63		
TK30C4	13,03	3,97		
TK30C5	13,07	3,97		
TK30C6	12,93	3,97		

<sup>1</sup>Fabricado, porém não ensaiado.

## 2. Placas ensaiadas em Flexão:

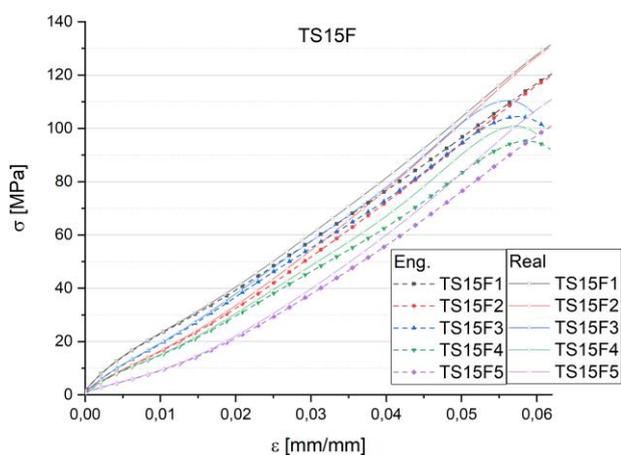
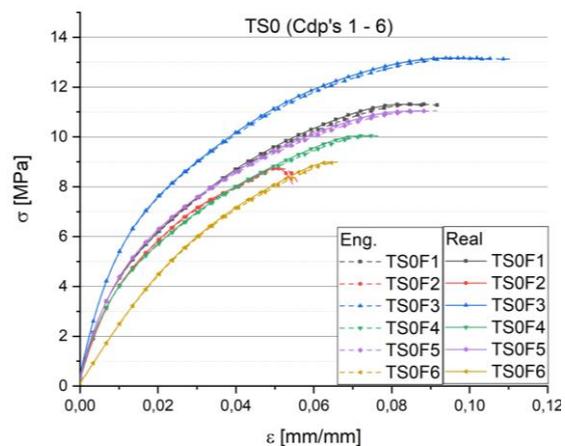
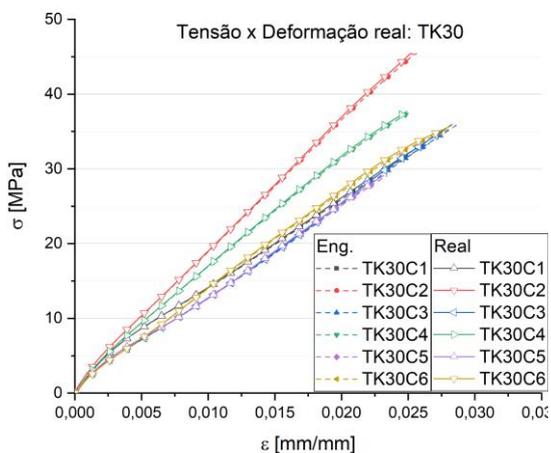
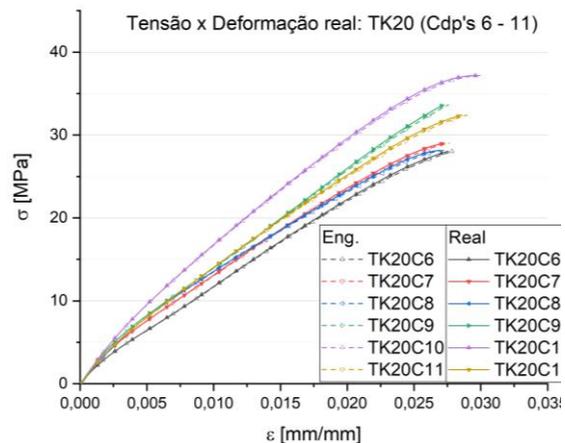
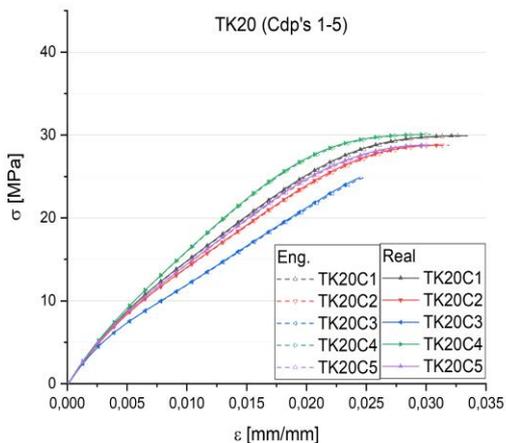
Provete	Largura [mm]		Espessura [mm] <sup>1</sup>	Comprimento [mm]	Massa total [g]	Massa FV [g]
	B	C	D	A		
0%F0H1	13,62	13,72	4,18	115,20	9,36	-
0%F0H2	13,58	13,64	4,09	113,60	9,98	-
0%F0H3	13,80	13,76	4,35	114,40	9,76	-
0%F0H4	13,72	13,64	4,48	112,40	10,30	-
0%F0H5	13,68	13,64	4,50	112,60	10,28	-
0%F0H6	13,80	13,74	4,42	114,54	10,14	-
10%F0H1	13,37	13,30	4,40	112,52	10,39	1,12
10%F0H2	13,47	13,56	4,35	112,44	10,28	1,13
10%F0H3	13,37	13,40	4,38	112,20	10,50	1,06
10%F0H4	13,67	13,70	4,35	115,40	10,38	1,03
10%F0H5	13,57	13,50	4,52	115,20	10,72	1,06
10%F0H6	13,61	13,58	4,54	115,20	10,61	1,06
15%F0H1	13,57	13,54	4,63	111,00	11,30	1,57
15%F0H2	13,47	13,50	4,43	111,20	11,01	1,53
15%F0H3	13,57	13,60	4,38	115,80	10,22	1,56
15%F0H4	13,67	13,50	4,43	115,00	10,65	1,61
15%F0H5	13,57	13,50	4,23	115,40	9,60	1,59
15%F0H6	13,57	13,54	4,32	114,88	10,00	1,67
25%F0H1	13,57	13,60	4,41	116,60	10,45	2,43
25%F0H2	13,37	13,50	4,84	114,12	11,30	2,46
25%F0H3	13,47	13,50	4,44	116,26	11,14	2,48
25%F0H4	13,57	13,54	4,38	115,80	10,30	2,44
25%F0H5	13,57	13,60	4,38	112,80	10,73	2,53
25%F0H6	13,59	13,62	4,44	115,60	10,77	2,54
15%F4H1	13,71	13,68	4,30	114,46	10,04	1,59
15%F4H2	13,59	13,54	4,46	113,32	10,45	1,60
15%F4H3	13,55	13,54	4,43	113,20	10,50	1,60
15%F4H4	13,77	13,66	4,35	114,20	10,21	1,62
15%F4H5	13,57	13,70	4,45	113,18	10,90	1,63
15%F4H6	13,59	13,66	4,47	112,12	10,42	1,64
15%F6H1	13,59	13,64	4,36	114,44	9,83	1,55
15%F6H2	13,57	13,60	4,26	114,78	9,77	1,54
15%F6H3	13,65	13,70	4,32	115,58	9,66	1,47
15%F6H4	13,67	13,44	4,26	110,60	9,47	1,62
15%F6H5	13,61	14,36	4,23	112,58	9,57	1,57
15%F6H6	13,55	13,60	4,26	115,80	9,84	1,54
<b>MÉDIA</b>	<b>13,59</b>	<b>13,61</b>	<b>4,39</b>	<b>114,01</b>	<b>10,30</b>	<b>-</b>
<b>DESVIO ERRO (MÉDIO)</b>	<b>0,11</b>	<b>0,16</b>	<b>0,13</b>	<b>1,58</b>	<b>0,50</b>	<b>-</b>
<b>ERRO (MÁXIMO)</b>	<b>0,65</b>	<b>0,78</b>	<b>4,31</b>	<b>-1,74</b>		
<b>ERRO (MÁXIMO)</b>	<b>1,43</b>	<b>1,99</b>	<b>7,65</b>	<b>-3,08</b>		

<sup>1</sup>média

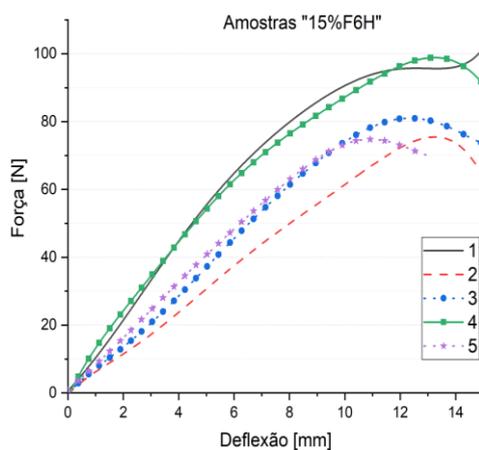
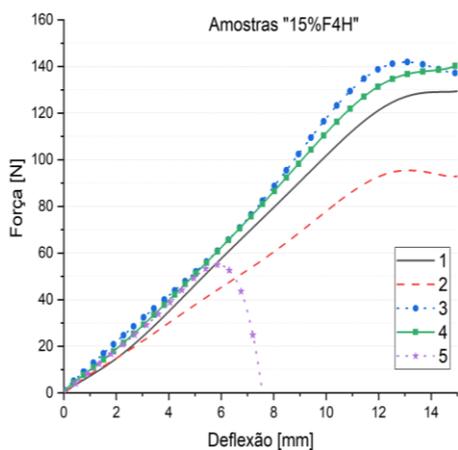
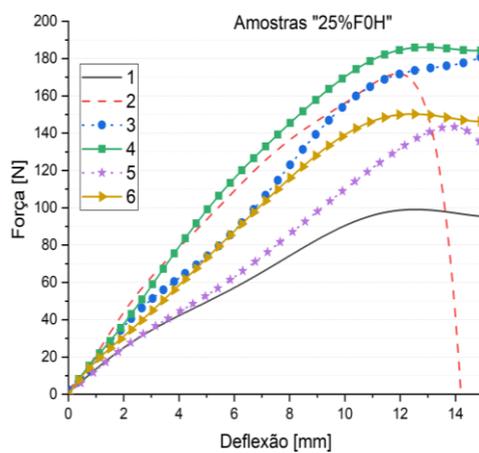
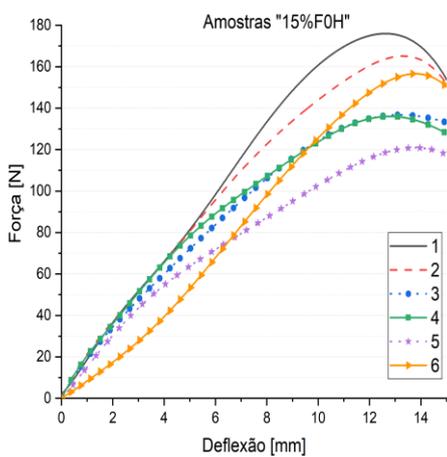
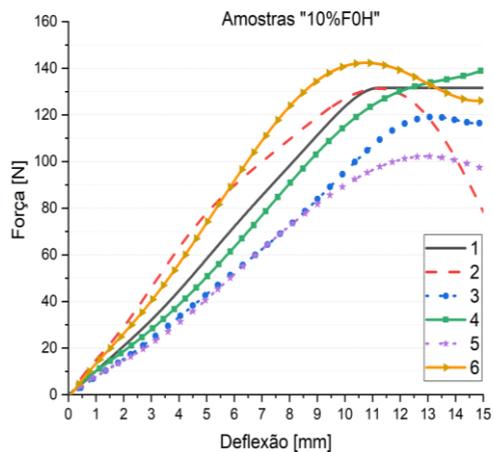
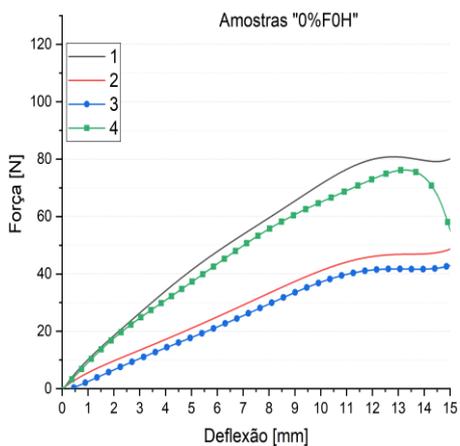
## **Anexo G**

Resultados individuais: Curvas de tensão e deformação (tração); de força por deslocamento (flexão) e Coeficiente de Poisson obtido por correlação digital de imagens.

### 1. Provetes de Tração:



## 2. Placas ensaiadas em Flexão:



## 3. Coeficiente de Poisson:

<b>Amostra</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio</b>
<b>TK20C1</b>	0,367	0,011
<b>TK20C2</b>	0,388	0,039
<b>TK20C3</b>	0,372	0,136
<b>TK20C4</b>	0,383	0,054
<b>TK20C5</b>	0,443	0,025
<b>TK20C6</b>	0,426	0,018
<b>TK20C7</b>	0,441	0,052
<b>TK20C8</b>	0,453	0,056
<b>TK20C9</b>	0,432	0,015
<b>TK20C10</b>	0,424	0,013
<b>TK20C11</b>	0,458	0,014
<b>TK30C1</b>	0,464	0,028
<b>TK30C2</b>	0,403	0,021
<b>TK30C3</b>	0,462	0,039
<b>TK30C4</b>	0,424	0,031
<b>TK30C5</b>	0,443	0,028
<b>TK30C6</b>	0,414	0,017
<b>TS0F1</b>	0,446	0,021
<b>TS0F2</b>	0,411	0,008
<b>TS0F3</b>	0,413	0,010
<b>TS0F4</b>	0,462	0,023
<b>TS0F5<sup>1</sup></b>	-	-
<b>TS0F6<sup>2</sup></b>	-	-
<b>TS15F1</b>	0,463	0,020
<b>TS15F2</b>	0,414	0,065
<b>TS15F3</b>	0,435	0,030
<b>TS15F4</b>	0,412	0,057
<b>TS15F5</b>	0,413	0,078

<sup>1</sup>Imagens não adquiridas; <sup>2</sup>Não ensaiado.