

UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO

**INFLUÊNCIA DA DISTÂNCIA ENTRE PARAFUSOS  
BICORTICAIS NO COMPORTAMENTO MECÂNICO  
EVIDENCIADO POR UMA FRATURA TRANSVERSA DE  
FÉMUR IMOBILIZADA COM PLACA DE  
OSTEOSSÍNTESE INTERNA**

*Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica*

ANA RAQUEL COSTA FERREIRA LOPES

Fábio André Magalhães Pereira  
Nuno Miguel Magalhães Dourado



Vila Real, janeiro de 2017



UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO

**INFLUÊNCIA DA DISTÂNCIA ENTRE PARAFUSOS  
BICORTICAIS NO COMPORTAMENTO MECÂNICO  
EVIDENCIADO POR UMA FRATURA TRANSVERSA DE  
FÉMUR IMOBILIZADA COM PLACA DE  
OSTEOSSÍNTESE INTERNA**

*Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica*

ANA RAQUEL COSTA FERREIRA LOPES

Fábio André Magalhães Pereira  
Nuno Miguel Magalhães Dourado

**Composição do Júri:**

Doutor José Manuel Alves Ribeiro, Professor Auxiliar da UTAD.

Doutor Fábio André Magalhães Pereira, Investigador Post-Doc do CITAB-UTAD.

Doutor Marcelo Francisco de Sousa Ferreira de Moura, Professor Associado c/Agregação da FEUP.

Vila Real, janeiro de 2017



Dissertação apresentada à Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Doutor Fábio André Magalhães Pereira, Investigador Post-Doc do CITAB-UTAD e coorientação científica do Professor Doutor Nuno Miguel Magalhães Dourado, Professor Auxiliar no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho.



***“Só precisas de acreditar em ti mesmo.”***

Rex. Toy Story. 

*Para os meus pais, irmão  
e namorado.*



# AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos aqueles que tornaram possível a realização desta Dissertação de Mestrado, em especial ao meu orientador Doutor Fábio André Magalhães Pereira, pela sua paciência, apoio, disponibilidade, dedicação, amizade e por me dar durante este período grandes momentos de descontração e aprendizagem. Agradeço também ao meu coorientador Professor Doutor Nuno Miguel Magalhães Dourado, por todo o seu apoio, atenção e disponibilidade.

Agradeço ainda à Professora Isabel Dias, ao Engenheiro Cristóvão Santos das Oficinas de Engenharia Mecânica e ao Sr. Armindo das Oficinas do Departamento de Florestal, pela ajuda e por toda a disponibilidade.

Aos meus pais por acreditarem, por me apoiarem, incentivarem e possibilitarem não só a realização deste trabalho, mas também toda a minha formação académica.

A todos os meus amigos agradeço o apoio e a paciência, porque eu sei que não sou fácil de aturar, e eles também o sabem. Obrigada por estarem a meu lado em todos os momentos e acreditarem em mim. À Fátima Mouta, à Beatriz Pereira e à Andrea Olmos além do agradecimento, vai ficar a saudade da vossa presença diária e o companheirismo ao longo deste percurso académico.

Mário, obrigada por não me deixares desistir, por estares sempre presente e por me acompanhares ao longo destes anos, não só como namorado, mas como um melhor amigo.

A todos, um Muito Obrigada!



# RESUMO

A utilização de placas de osteossíntese internas é um método bastante comum para a redução das fraturas no tecido ósseo. Para melhorar a estabilização das placas e reduzir as necroses ósseas têm-se desenvolvido vários estudos de natureza numérica e experimental. Nesta dissertação, pretende-se avaliar a influência da distância entre parafusos no comportamento mecânico evidenciado por uma fratura transversa imobilizada com uma placa de osteossíntese interna. Para tal, utilizaram-se três placas DCP (*Dynamic Compression Plate*) com comprimentos diferentes, em que a sua fixação foi conseguida através de seis parafusos com o mesmo diâmetro. A avaliação do efeito da distância entre parafusos foi concebida com o posicionamento de três parafusos em cada extremo da placa. Para cada montagem, realizaram-se ensaios de flexão em quatro pontos e, para evitar a dispersão geométrica e das propriedades elásticas do tecido ósseo, utilizou-se um material substituto, a madeira de *Eucalyptus globulus* Labill, de forma a comparar a rigidez e a carga máxima para cada uma das ligações. Posteriormente, modelaram-se as montagens pelo método dos elementos finitos, recorrendo a modelos coesivos, com o objetivo de simular a iniciação e a propagação do dano evidenciado no ensaio mecânico e reproduzir numericamente as curvas *força-deslocamento*, com o intuito de validar os modelos numéricos.

A partir dos modelos numéricos que conjugavam várias combinações de parafusos foi possível concluir que a distância entre parafusos influencia significativamente os valores de rigidez e carga máxima, principalmente os que se encontram nas extremidades da placa e os mais próximos da fratura. O modelo numérico da combinação de parafusos que apresenta os valores de rigidez e carga máxima mais próximos dos valores experimentais do tubo intacto foi considerado o modelo mais adequado para garantir a estabilidade de fixação da placa DCP.

**Palavras-chave:** tecido cortical, redução de fraturas internas, bloqueio parafusos/placa, distância entre parafusos, simulação pelo método dos elementos finitos



# ABSTRACT

The use of internal bone plates is a very common method to perform the reduction of fractures in the bone tissue. Numerical and experimental studies have already been used to improve the stabilization of the plates and also reduce bone necrosis. This MSc Thesis aims evaluating the influence of the distance between (bicortical) screws on the mechanical behaviour of a transversal fracture immobilized by an internal bone plate. To do so, three DCP (*Dynamic Compression Plate*) with different lengths were used in which the fixation was made through the use of six screws with the same diameter. The evaluation of the distance between screws was done with the positioning of three screws in each of the plate's edges. To each assembly, four-point bending tests were performed and, to avoid the bone tissue's geometrical dispersion, it was utilized a substitute material, *Eucalyptus globulus Labill* wood, in order to compare the stiffness and the ultimate flexural load for each one of the wood-plate connect points. After that the assembly was modelled by the finite element method, using cohesive models, with the purpose to simulate the mechanical test and numerically reproduce the *force – displacement* curve, in order to validate the numerical model number.

From the numerical models that conjugated several combinations of screws, it was possible to conclude that the distance between those screws influences in a significant form the values of stiffness and ultimate flexural load, mainly of those that are at the extremities of the plate and the ones closer to the fracture line. The numerical model of the screw's combination that presents the values of stiffness and ultimate flexural load closer to the experimental values of the intact tube was considered the most suitable model to guarantee the stability of fixation of the DCP.

**Keywords:** cortical bone, internal fracture fixation, locking screw/plates, distance between, screws, finite element modelling



# ÍNDICE

|                                                           |             |
|-----------------------------------------------------------|-------------|
| <b>AGRADECIMENTOS</b>                                     | <b>iii</b>  |
| <b>RESUMO</b>                                             | <b>iv</b>   |
| <b>ABSTRACT</b>                                           | <b>v</b>    |
| <b>NOMENCLATURA</b>                                       | <b>xiii</b> |
| <b>INTRODUÇÃO</b>                                         | <b>1</b>    |
| <br>                                                      |             |
| <b>CAPÍTULO I - Revisão bibliográfica</b>                 | <b>3</b>    |
| <b>1.1. INTRODUÇÃO</b>                                    | <b>3</b>    |
| <b>1.2. ESTRUTURA E COMPOSIÇÃO DO TECIDO ÓSSEO</b>        | <b>3</b>    |
| <b>1.3. FRATURAS</b>                                      | <b>7</b>    |
| <b>1.4. PLACAS DE FIXAÇÃO</b>                             | <b>10</b>   |
| <b>1.5. MATERIAL SUBSTITUTO: MADEIRA</b>                  | <b>18</b>   |
| <b>1.6. MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS</b>                  | <b>20</b>   |
| <b>1.7. MODELO DE DANO</b>                                | <b>22</b>   |
| <b>1.8. MODELO DE PLASTICIDADE</b>                        | <b>27</b>   |
| <br>                                                      |             |
| <b>CAPÍTULO II - Ensaio mecânicos</b>                     | <b>29</b>   |
| <b>2.1. INTRODUÇÃO</b>                                    | <b>29</b>   |
| <b>2.2. PREPARAÇÃO DO MATERIAL</b>                        | <b>29</b>   |
| 2.2.1. Montagem                                           | 31          |
| <b>2.3. ENSAIO DE FLEXÃO EM QUATRO PONTOS</b>             | <b>35</b>   |
| 2.3.1. Distância entre apoios                             | 36          |
| <b>2.4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS</b>        | <b>41</b>   |
| 2.4.1. Seleção do material substituto do tecido ósseo     | 41          |
| 2.4.2. Rigidez, carga e deslocamento máximos dos provetes | 46          |
| <br>                                                      |             |
| <b>CAPÍTULO III - Análise numérica</b>                    | <b>51</b>   |
| <b>3.1. INTRODUÇÃO</b>                                    | <b>51</b>   |

|                                                                       |               |
|-----------------------------------------------------------------------|---------------|
| <b>3.2.    MODELO GEOMÉTRICO</b>                                      | <b>51</b>     |
| <b>3.3.    MODELO NUMÉRICO</b>                                        | <b>53</b>     |
| <b>3.4.    APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS</b>                 | <b>57</b>     |
| 3.4.1    Combinações de parafusos                                     | 63            |
| <br><b>CAPÍTULO IV - Conclusões e perspectivas de trabalho futuro</b> | <br><b>67</b> |
| <b>BIBLIOGRAFIA</b>                                                   | <b>70</b>     |

# ÍNDICE DE FIGURAS

## CAPÍTULO I - Revisão bibliográfica

|                                                                                                                                                                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1.1 – Estrutura dos ossos longos (Dias et al., 2005).                                                                                                                                                                            | 4  |
| Figura 1.2 – (a) Tecido ósseo compacto e tecido ósseo esponjoso (adaptado de Seeley et al., 2005) e (b) Pormenor dos tecidos (Doblaré et al., 2004).                                                                                    | 5  |
| Figura 1.3 – Morfologia do osso cortical ilustrando as direções de simetria material (adaptado de Marieb e Hoehn, 2007).                                                                                                                | 6  |
| Figura 1.4 – Seis tipos de fratura no osso (adaptado de Meyers et al., 2008).                                                                                                                                                           | 8  |
| Figura 1.5 – Tipos de fraturas ósseas e respetiva prótese utilizada para a cicatrização da fratura (adaptado de Mehboob e Chang, 2014a).                                                                                                | 9  |
| Figura 1.6 – Placa plana com 3,5 mm de espessura com parafusos de fixação desbloqueados (Avery et al., 2013).                                                                                                                           | 11 |
| Figura 1.7 – Modelo de controlo e modelos experimentais em 3 posições (adaptado de Ahmad et al., 2007).                                                                                                                                 | 11 |
| Figura 1.8 – Placa estreita (planar) com furo do parafuso linear e placa larga (biplanar) com furo do parafuso escalonada e furos com uma inclinação de 9° para a convergência dos parafusos distantes do córtex (Denard et al., 2011). | 12 |
| Figura 1.9 – Diferentes placas utilizadas no sistema de fixação (Lieger et al., 2015).                                                                                                                                                  | 14 |
| Figura 1.10 – Ilustração do ensaio de flexão em quatro pontos (Lieger et al., 2015).                                                                                                                                                    | 14 |
| Figura 1.11 – Forças aplicadas e apoios do ensaio em quatro pontos (Lieger et al., 2015).                                                                                                                                               | 15 |
| Figura 1.12 – Posição dos parafusos num sistema tradicional (adaptado de Chakladar et al., 2016).                                                                                                                                       | 16 |
| Figura 1.13 – Combinações das posições dos parafusos numa placa de aço de 8 furos (adaptado de Chakladar et al., 2016).                                                                                                                 | 16 |
| Figura 1.14 – Rigidez e carga máxima com as posições de dano no furo do parafuso (adaptado de Chakladar et al., 2016).                                                                                                                  | 17 |
| Figura 1.15 – Representação tridimensional da estrutura celular das espécies folhosas (Xavier, 2003).                                                                                                                                   | 19 |
| Figura 1.16 – Plano de simetria da madeira (Dâmaso, 2009).                                                                                                                                                                              | 19 |
| Figura 1.17 – Melhor número e posicionamento dos parafusos de fixação numa placa LCP (adaptado de Lee et al., 2014).                                                                                                                    | 21 |

|                                                                                                           |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1.18 – Modelação do parafuso com espiga lisa (esquerda) e roscada (direita) (Bujtár et al., 2014). | 22 |
| Figura 1.19 – Modos de propagação puros (Pereira, 2008).                                                  | 23 |
| Figura 1.20 – Modelo de dano bilinear para modo misto I+II+III (de Moura et al., 2006)                    | 24 |

## **CAPÍTULO II - Ensaio mecânicos**

|                                                                                                                                       |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 2.1 – Representação esquemática da placa fixa no tubo utilizando seis parafusos. A fratura foi alinhada com o centro da placa. | 30 |
| Figura 2.2 – Furador de coluna.                                                                                                       | 30 |
| Figura 2.3 – Transformação dos cabos de madeira em tubos: A – madeira de eucalipto e B – madeira composta.                            | 31 |
| Figura 2.4 – Separação dos tubos (fratura transversa).                                                                                | 32 |
| Figura 2.5 – Placas DCP de 98, 122 e 146 mm (cima para baixo).                                                                        | 33 |
| Figura 2.6 – Parafuso bicortical empregue nos ensaios mecânicos.                                                                      | 33 |
| Figura 2.7 – Furos passantes roscados.                                                                                                | 34 |
| Figura 2.8 – Disposição dos parafusos nas 3 placas DCP.                                                                               | 34 |
| Figura 2.9 – Representação do ensaio de flexão em quatro pontos.                                                                      | 36 |
| Figura 2.10 – Condições de fronteira.                                                                                                 | 37 |
| Figura 2.11 – Aspeto geral da máquina MicroTester INSTRON® 5848.                                                                      | 39 |
| Figura 2.12 – Setup experimental (placa DCP de 146 mm).                                                                               | 39 |
| Figura 2.13 – Efeito do carregamento na placa DCP.                                                                                    | 40 |
| Figura 2.14 – Propagação do dano no tubo de madeira de composta.                                                                      | 41 |
| Figura 2.15 – Propagação do dano no tubo de madeira de eucalipto.                                                                     | 41 |
| Figura 2.16 – Curvas força-deslocamento dos ensaios de flexão do PP-R com a placa de 146 mm.                                          | 42 |
| Figura 2.17 – Curvas força-deslocamento dos ensaios de flexão da madeira composta com a placa de 146 mm.                              | 42 |
| Figura 2.18 – Curvas força-deslocamento dos ensaios de flexão da madeira de eucalipto com a placa de 146 mm.                          | 43 |
| Figura 2.19 – Identação na madeira composta.                                                                                          | 44 |
| Figura 2.20 – Tubo de madeira de eucalipto intacto.                                                                                   | 45 |
| Figura 2.21 – Ensaio de flexão em quatro pontos do tubo intacto.                                                                      | 45 |

|                                                                                                 |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 2.22 – Curvas força-deslocamento dos ensaios de flexão da madeira com a placa de 122 mm. | 46 |
| Figura 2.23 – Curvas força-deslocamento dos ensaios de flexão da madeira com a placa de 98 mm.  | 46 |
| Figura 2.24 – Curva força-deslocamento dos ensaios de flexão do tubo intacto.                   | 47 |
| Figura 2.25 – Fratura típica.                                                                   | 48 |
| Figura 2.26 – Comportamento da rigidez em função do comprimento da placa.                       | 49 |
| Figura 2.27 – Comportamento da carga máxima em função do comprimento da placa.                  | 50 |

### **CAPÍTULO III - Análise numérica**

|                                                                                                                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 3.1 – Dimensões da placa DCP com 3,5 mm de espessura.                                                                                                                                             | 52 |
| Figura 3.2 – Representação da placa DCP de 146 mm.                                                                                                                                                       | 52 |
| Figura 3.3 – Representação do modelo sólido do tubo.                                                                                                                                                     | 52 |
| Figura 3.4 – Modelo dos (a) atuadores e apoios e (b) parafusos.                                                                                                                                          | 53 |
| Figura 3.5 – Modelo numérico do ensaio de flexão em quatro pontos.                                                                                                                                       | 55 |
| Figura 3.6 – Ilustração do posicionamento elementos finitos de interface (a) ao longo do plano de nível meridional e (b) na proximidade do parafuso mais próximo da fratura.                             | 55 |
| Figura 3.7 – Ilustração dos pares de contacto: (a) na junta da fratura; (b) placa DCP com os parafusos, (c) parafusos e furos inferiores, (d) parafusos e furos superiores (e) carregamento e (f) apoio. | 57 |
| Figura 3.8 – Influência da rigidez do aparato na previsão das curvas força – deslocamento.                                                                                                               | 58 |
| Figura 3.9 – Curvas força–deslocamento mostrando o acordo numérico-experimental obtido (placa de 146 mm).                                                                                                | 59 |
| Figura 3.10 – Curvas força deslocamento mostrando o acordo numérico-experimental obtido (placa de 122 mm).                                                                                               | 59 |
| Figura 3.11 – Curvas força–deslocamento mostrando o acordo numérico-experimental obtido (placa de 98 mm).                                                                                                | 60 |
| Figura 3.12 – Campo de tensões normais na direção longitudinal da montagem.                                                                                                                              | 61 |
| Figura 3.13 – Campo de tensões na direção normal à propagação de fenda (Inc. 107).                                                                                                                       | 61 |
| Figura 3.14 – Campo de tensões na direção de corte na propagação de fenda (Inc. 107).                                                                                                                    | 62 |
| Figura 3.15 – Deformação nos furos do tubo no final do ensaio: (a) numérico e (b) experimental.                                                                                                          | 62 |

|                                                                                                    |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 3.16 – Combinações de parafusos numa placa DCP de 12 furos.                                 | 63 |
| Figura 3.17 – Curvas força-deslocamento de todas as simulações numéricas e do tubo intacto.        | 64 |
| Figura 3.18 – Rigidez e carga máxima de todas as combinações de parafusos e do tubo intacto.       | 65 |
| Figura 3.19 – Representação do dano ao longo da região de interesse em todos os modelos numéricos. | 66 |

# ÍNDICE DE TABELAS

## **CAPÍTULO II - Ensaio mecânicos**

|                                                                                                      |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 2.1 – Características dimensionais dos materiais empregues. _____                             | 31 |
| Tabela 2.2 – Características das placas de reconstrução. _____                                       | 33 |
| Tabela 2.3 – Valores do módulo de elasticidade e respectivos erros. _____                            | 37 |
| Tabela 2.4 – Propriedades elásticas do <i>Eucalyptus globulus</i> Labill (Crespo et al., 2016). ____ | 38 |
| Tabela 2.5 – Propriedades elásticas dos implantes metálicos. _____                                   | 38 |
| Tabela 2.6 – Rigidez dos provetes relativamente à placa DCP de 146 mm. _____                         | 44 |
| Tabela 2.7 – Propriedades elásticas do osso de bovino (Martin et al., 2015). _____                   | 45 |
| Tabela 2.8 – Resumo dos resultados do ensaio de flexão em quatro pontos. _____                       | 48 |

## **CAPÍTULO III - Análise numérica**

|                                                                                                                                               |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 3.1 – Número de nós e de elementos. _____                                                                                              | 54 |
| Tabela 3.2 – Parâmetros de fratura de referência da madeira de <i>Eucalyptus globulus</i> Labill (Eyma et al., 2004). _____                   | 58 |
| Tabela 3.3 – Coeficientes de anisotropia e tensão de referência utilizados na definição do critério de cedência de Hill (Santos, 2013). _____ | 58 |



# NOMENCLATURA

## Simbologia

|              |                                                                 |
|--------------|-----------------------------------------------------------------|
| $A$          | Região limite da placa DCP de 146 mm                            |
| $B$          | Apoio                                                           |
| $CV$         | Coefficiente de variação                                        |
| $\mathbf{D}$ | Matriz de rigidez                                               |
| $\mathbf{E}$ | Matriz diagonal que contém os parâmetros de dano                |
| $E$          | Módulo de elasticidade                                          |
| $E_L$        | Módulo de elasticidade longitudinal                             |
| $E_R$        | Módulo de elasticidade radial                                   |
| $E_T$        | Módulo de elasticidade tangencial                               |
| $e_i$        | Parâmetro de dano estático                                      |
| $G_i$        | Taxa de libertação de energia em modo $i$ (I, II e III)         |
| $G_c$        | Taxa crítica de libertação de energia                           |
| $G_{ic}$     | Taxa crítica de libertação de energia em modo $i$ (I, II e III) |
| $G_{LR}$     | Módulo de resistência ao corte no plano LR                      |
| $G_{LT}$     | Módulo de resistência ao corte no plano LT                      |
| $G_{RT}$     | Módulo de resistência ao corte no plano RT                      |
| $\mathbf{I}$ | Matriz identidade                                               |
| $k$          | Parâmetro de rigidez ou fator de penalidade                     |
| $L_1$        | Distância entre atuadores                                       |
| $L_2$        | Distância entre apoios                                          |
| $M$          | Momento fletor                                                  |
| $P$          | Força aplicada nos ensaios de flexão                            |
| $P_{\max}$   | Força máxima registada nos ensaios de flexão                    |
| $\alpha$     | Ângulo entre fragmentos ósseos                                  |
| $\beta$      | Rácio                                                           |

|                 |                                                                |
|-----------------|----------------------------------------------------------------|
| $\delta$        | Deslocamento                                                   |
| $\delta_i$      | Deslocamentos relativos                                        |
| $\delta_m$      | Deslocamento para a força máxima                               |
| $\delta_{o,i}$  | Deslocamento relativo (abertura de fenda)                      |
| $\delta_{om,i}$ | Deslocamento relativo para modo misto (abertura de fenda)      |
| $\delta_{u,i}$  | Deslocamento relativo máximo (rotura completa)                 |
| $\delta_{um,i}$ | Deslocamento relativo máximo para modo misto (rotura completa) |
| $\nu$           | Coefficiente de Poisson                                        |
| $\nu_{LR}$      | Coefficiente de Poisson no plano LR                            |
| $\nu_{LT}$      | Coefficiente de Poisson no plano LT                            |
| $\nu_{TR}$      | Coefficiente de Poisson no plano TR                            |
| $\sigma$        | Matriz das tensões                                             |
| $\sigma_{u,i}$  | Tensão limite do material na direção $i$ ( $i$ : L, R ou T)    |
| $\sigma_{um,i}$ | Tensão limite do material para modo misto                      |

## Abreviaturas

|        |                                                                     |
|--------|---------------------------------------------------------------------|
| CAD    | <i>Computer Aided Design</i>                                        |
| DCP    | <i>Dynamic Compression Plate</i>                                    |
| DDP    | <i>Dorsal Double Plating</i>                                        |
| EF     | Elementos Finitos                                                   |
| EFI    | Elementos Finitos de Interface                                      |
| HVUTAD | Hospital Veterinário da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro |
| LCP    | <i>Locking Compression Plates</i>                                   |
| MEF    | Método dos Elementos Finitos                                        |
| MF     | Mecânica da Fratura                                                 |
| PP-R   | Polipropileno Copolímero Random                                     |
| TRM    | Teoria da Resistência dos Materiais                                 |

# INTRODUÇÃO

O tecido ósseo cortical é um material vivo, cuja composição e estrutura se altera em função do ambiente mecânico e fisiológico. Apesar da sua capacidade de remodelação, que contribui para a prevenção de fraturas, estas são bastante comuns, principalmente devido ao progressivo envelhecimento da população.

Para reduzir fraturas ósseas complexas, envolvendo normalmente ossos longos, é comum utilizarem-se placas de osteossíntese (internas ou externas), permitindo estabilizar dois ou mais segmentos ósseos, mediante a utilização de parafusos corticais. Contudo, a utilização destas placas está associada à formação de necroses ósseas, na área de contacto destas com o tecido ósseo, sendo este facto responsável pela redução da resistência à fratura do osso reparado. A extensão de necroses ósseas, entre outros aspetos, é influenciada pela distância entre os parafusos utilizados na fixação da placa, visto que estas distâncias têm uma influência muito significativa no estado de tensão que se instala no contacto com o osso.

Com este estudo, pretende-se avaliar a influência que a distância entre os parafusos de uma placa de osteossíntese exerce no desempenho de uma fratura transversa. Como o osso é um material com uma forma geométrica bastante irregular e propriedades elásticas com elevadas dispersões, tornou-se necessário utilizar um material que trouxesse uma maior reprodutibilidade nos resultados dos ensaios. Assim, avaliaram-se três materiais distintos e considerou-se a madeira de eucalipto (*Eucalyptus globulus Labill*) o material mais adequado, por ser um material abundante e disponível na configuração (cilíndrica) pretendida, ortotrópico, com uma rigidez e um comportamento muito semelhantes ao do osso, por não apresentar indentação dos cilindros de apoio e carregamento e por se comportar como um material quase-frágil.

O estudo incidiu na análise da resistência à ruína de uma ligação material/placa resultante da variação da distância entre os parafusos usados no processo de ligação entre a placa de osteossíntese interna e o material. Para tal, recorreu-se ao método dos elementos finitos, com o objetivo de analisar a distribuição do campo de tensões no material, resultante da escolha de diferentes distâncias entre parafusos. Uma vez validado experimentalmente, o modelo numérico permite realizar o número de combinações de parafusos desejadas em que os resultados da rigidez e carga máxima são comparados com os valores experimentais do tubo intacto.

Esta dissertação está organizada em quatro capítulos. No Capítulo I apresenta-se uma breve revisão bibliográfica relacionada com a estrutura e composição do tecido ósseo, em que de seguida são exibidos os tipos de fratura e os métodos utilizados para reduzir a mesma. Faz-se também uma referência ao material substituto do tecido ósseo utilizado neste estudo. Neste Capítulo é descrito o modelo de dano utilizado para reproduzir o desenvolvimento e propagação de fenda. O Capítulo II é dedicado à apresentação dos procedimentos experimentais, que englobam a preparação dos provetes, a descrição dos ensaios, passando pela atribuição das distâncias entre apoios e atuadores. São ainda apresentados e discutidos os resultados experimentais. No Capítulo III aborda-se a simulação numérica do ensaio de flexão em quatro pontos, essencialmente para analisar o efeito da distância entre parafusos para vários cenários de reparação, depois de validado o modelo numérico. Por último, no Capítulo IV encontram-se as principais conclusões obtidas a partir desta Dissertação.

# CAPÍTULO I

---

## Revisão bibliográfica

### 1.1. INTRODUÇÃO

Ao longo do tempo têm sido realizados diversos estudos com o intuito de compreender a estabilidade de fixação de placas de osteossíntese internas. Neste Capítulo serão revistos aspetos gerais da estrutura e composição do tecido ósseo, seguindo-se uma breve revisão bibliográfica onde se pretende identificar as causas e tipos de fraturas, bem como os métodos utilizados para reduzir a mesma. Será ainda abordado o material substituto do tecido ósseo e o Método dos Elementos Finitos (MEF) aplicado neste tipo de estudos.

Na parte final, apresenta-se o modelo de dano em modo misto, onde se encontra toda a formulação numérica associada à iniciação e propagação do dano num meio contínuo.

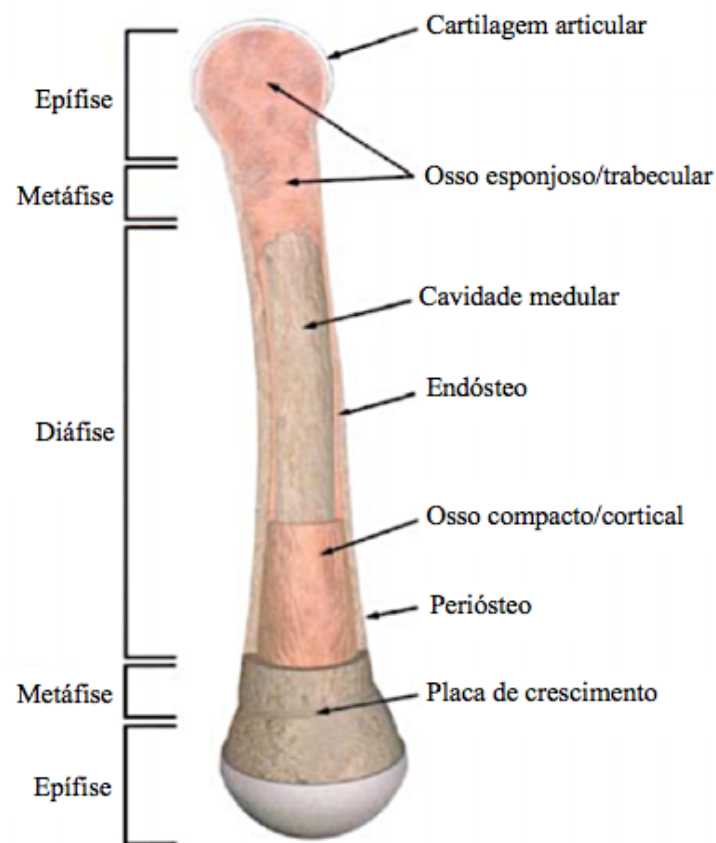
### 1.2. ESTRUTURA E COMPOSIÇÃO DO TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo é um dos principais órgãos do corpo humano, dividindo-se em quatro categorias, ossos longos, curtos, achatados e irregulares (Seeley et al., 2005). Os ossos longos são o típico osso cilíndrico com extremidades alargadas, localizados nos membros superiores e inferiores. Os ossos curtos são quase cúbicos ou redondos, como os ossos dos tornozelos e dos punhos. Os ossos achatados, normalmente encurvados, podem encontrar-se no crânio ou nas costelas. Os ossos irregulares, não se enquadram nas categorias anteriores, e localizam-se na face (Seeley et al., 2005). No estudo em questão só estão incluídos os ossos longos.

Os ossos longos subdividem-se em epífise, metáfise e diáfise (Figura 1.1). A epífise é a extremidade do osso, sendo formada por osso esponjoso rodeado por uma fina camada de tecido ósseo cortical (por vezes, encontra-se revestida por cartilagem articular). Entre a epífise e a

diáfise encontra-se a metáfise, em que a sua constituição é igual à da epífise. A diáfise ou corpo é uma zona cilíndrica, constituída quase na totalidade por tecido ósseo cortical, apresentando uma cavidade medular central preenchida por medula óssea e por alguns elementos de tecido ósseo trabecular.

As superfícies externa e interna do córtex são revestidas por um tecido conjuntivo especializado, o perióstio e o endóstio, respetivamente. O perióstio reveste a totalidade das superfícies do tecido ósseo, exceto as zonas de cartilagem articular epifisária, as áreas subcapsulares e as zonas de inserção de tendões e ligamentos. Já o endóstio reveste as paredes das cavidades ósseas que contêm a medula óssea (Dias et al., 2005).



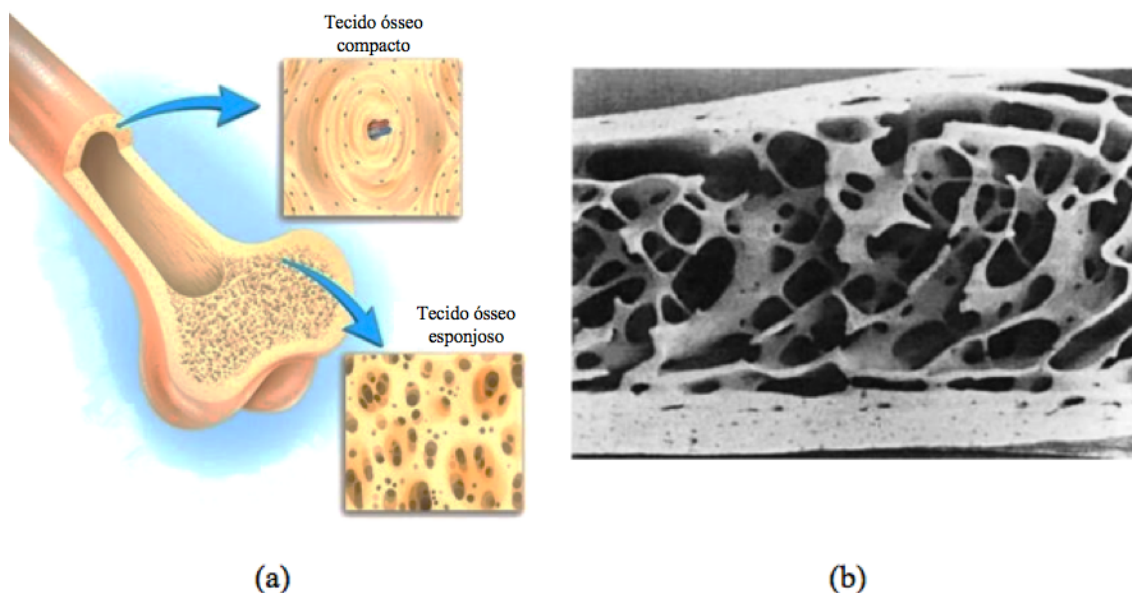
**Figura 1.1** – Estrutura dos ossos longos (Dias et al., 2005).

O osso é um tecido vivo constituído por nervos, vasos sanguíneos e vasos linfáticos e assume três funções vitais nos organismos vertebrados: exerce suporte dos músculos e tendões, protege a medula óssea e os órgãos vitais e é responsável pela reserva de iões de cálcio e fosfato necessários à realização de grande parte das reações fisiológicas do organismo.

Este tecido vivo possui na sua composição uma matriz óssea mineralizada, o que lhe confere a dureza e resistência mecânica necessárias para suportar forças de tração e de compressão, preservando por outro lado um comportamento elástico.

O tecido ósseo é um material compósito com estrutura hierárquica, heterogênea e anisotrópica, constituído por três fases, designadamente a mineral (hidroxiapatite), a orgânica (colagénio tipo I) e água.

Em termos morfológicos, existem dois tipos de tecido ósseo, o cortical ou compacto e o trabecular ou esponjoso (Figura 1.2). As suas diferenças estruturais estão relacionadas sobretudo com as funções que lhes estão associadas. O tecido ósseo cortical representa cerca de 70% do tecido existente no organismo humano e compreende a diáfise dos ossos longos e a zona externa da maioria dos ossos. Já o trabecular situa-se no interior do tecido ósseo cortical ao nível das epífises e metáfises, bem como na região central da maioria dos ossos planos e irregulares (Dias et al., 2005).



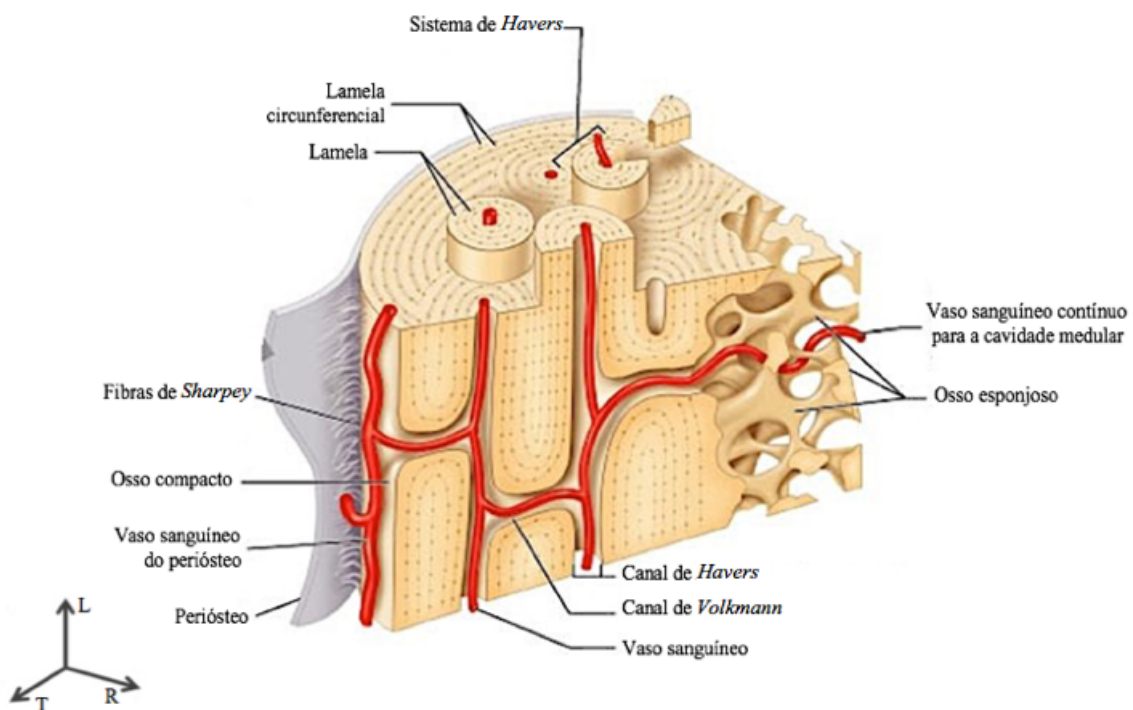
**Figura 1.2** – (a) Tecido ósseo compacto e tecido ósseo esponjoso (adaptado de Seeley et al., 2005) e (b) Pormenor dos tecidos (Doblaré et al., 2004).

Como referido anteriormente, o osso é um material anisotrópico, isto é, possui uma estrutura interna orientada que lhe confere diferentes propriedades elásticas em diferentes direções do espaço e, como apresenta uma estrutura interna que admite três planos de simetria mutuamente ortogonais, pertence à classe dos materiais ortotrópicos.

Perante isto, a organização interna do endóstio (região da diáfise) permite identificar três direções de simetria, a longitudinal (L), ao longo do comprimento do osso, a direção transversal ou radial (R) e a direção circunferencial ou tangencial (T) (Moraes et al., 2006).

A direção L corresponde à orientação dos sistemas de *Havers*, formados por grupos de estruturas tubulares concêntricas constituídas por lamelas de hidroxiapatite (fase mineral), formando os canais destinados à circulação de fluidos orgânicos. Estas redes alinhadas na direção longitudinal do osso cortical, comunicam com outras redes, em menor número, formadas por canais transversais aos sistemas de *Havers*, designados por sistemas de *Volkman* (Figura 1.3). Estes distinguem-se por não apresentarem lamelas ósseas concêntricas. Cada sistema de *Havers* é formado pela deposição contínua de lamelas a partir da periferia. Deste modo, os sistemas mais recentes apresentam canais mais largos e as lamelas mais internas são as mais jovens.

A orientação R é definida pelo centro do osso e o exterior do mesmo enquanto a direção T é perpendicular ao plano definido pelas direções longitudinal e radial (Dias et al., 2005).



**Figura 1.3** – Morfologia do osso cortical ilustrando as direções de simetria material (adaptado de Marieb e Hoehn, 2007).

### 1.3. FRATURAS

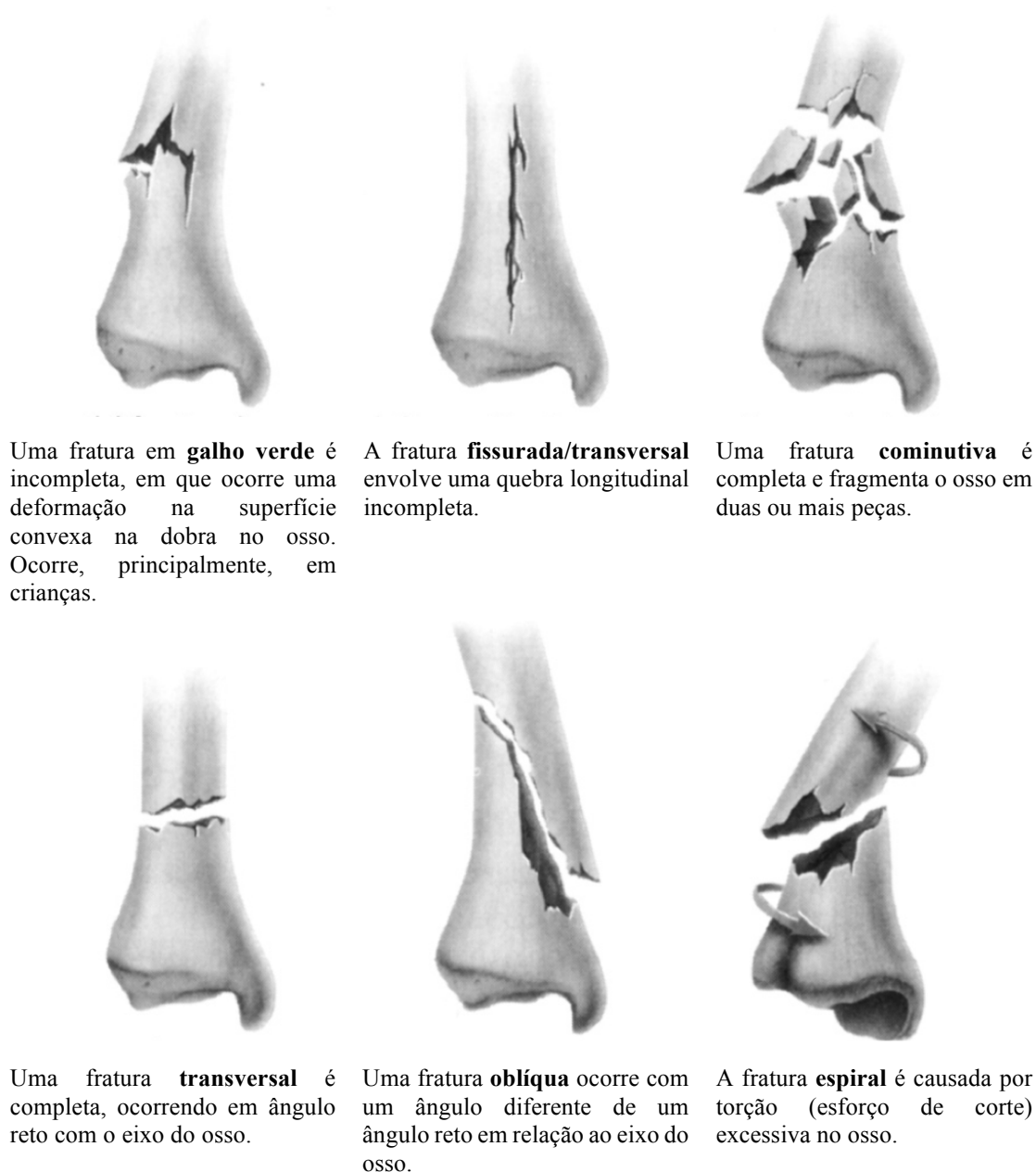
Uma fratura óssea resume-se à perda de continuidade do osso, normalmente leva à separação deste em dois ou mais fragmentos. Isto ocorre quando existe um impacto externo, como uma queda, ou então, devido ao envelhecimento, em que há uma redução progressiva da consistência do osso (osteoporose), isto porque a tenacidade à fratura dos ossos diminui à medida que a porosidade aumenta (Meyers et al., 2008; Doblaré et al., 2004), tornando o osso mais frágil.

De uma maneira geral, o tecido ósseo apresenta uma boa capacidade de regeneração, que fica demonstrado no processo de consolidação das fraturas ósseas menos complexas (Loi et al., 2016). As fraturas ocorrem mais frequentemente nos ossos longos dos membros inferiores do que noutros devido às suas proporções elevadas e à exposição a impactos (Mehboob e Chang, 2014a). As fraturas são classificadas segundo a localização, direção, completas ou incompletas, número de linhas de fraturas, deslocamento e a existência de comunicação com o meio ambiente externo (Figura 1.4). A localização inclui o osso envolvido e a localização no mesmo, podendo classificar-se como fratura diafisária de um osso longo, fratura metafisária, fratura epifisária e fraturas articulares.

As fraturas classificam-se quanto à direção da linha da fratura em relação ao eixo longitudinal do osso. Denominam-se fraturas transversas, quando a linha de fratura é perpendicular ao eixo do osso, caso exista um ângulo com esse mesmo eixo, designam-se fraturas oblíquas. As fraturas em espiral são fraturas oblíquas que se enrolam ao longo do eixo do osso.

Nas fraturas completas, a linha da fratura percorre a totalidade do osso, ao contrário das fraturas incompletas, que envolvem uma pequena porção de um osso, não causando separação em vários fragmentos. Como exemplos de fraturas incompletas tem-se a fratura galho verde, que ocorre em ossos jovens; esta fratura em zig-zag indica uma elevada tenacidade, e a fratura fissurada que corresponde a uma fenda longitudinal no osso.

Relativamente às fraturas completas, atendendo ao número de linhas de fraturas, podem classificar-se em simples ou cominutivas. Por conseguinte, as fraturas simples apresentam apenas uma linha de fratura que divide o osso em dois fragmentos principais e as fraturas cominutivas apresentam múltiplas linhas de fratura (Meyers et al., 2008).



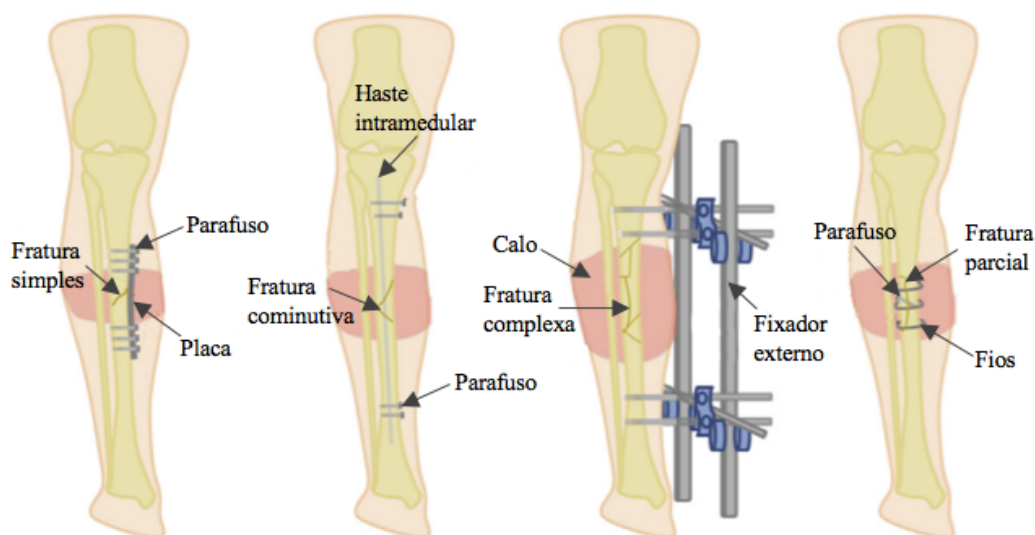
**Figura 1.4** – Seis tipos de fratura no osso (adaptado de Meyers et al., 2008).

O comportamento mecânico do tecido ósseo depende da combinação de alguns parâmetros, o que faz com que seja variável. A composição e a estrutura do tecido ósseo estão em constante mudança, consoante o ambiente mecânico, o estado de saúde, o envelhecimento do indivíduo, a nutrição, entre outros fatores que acrescem à dificuldade de prever o comportamento mecânico.

Os ossos estão sujeitos a diferentes regimes de carregamento, em permanente mudança, que promovem a sua deformação, responsável pela ocorrência de dano. A resistência mecânica

do osso (como de outro material) é definida como a carga mais elevada que o osso pode resistir antes de se fraturar. Quando se aplica uma força moderada no osso, este tem a capacidade de se deformar. Contudo, quando a força deixa de ser aplicada, o osso volta à configuração inicial, mas a partir de uma determinada força, a deformação torna-se irreversível, formando uma deformação plástica (Doblaré et al., 2004).

A cicatrização óssea é um processo natural que permite a reconstituição dos tecidos orgânicos lesionados e a recuperação da função e forma do osso (Doblaré et al., 2004). Para a cicatrização de uma fratura utilizam-se diversos tipos de próteses (Figura 1.5), como fixadores de tração, pinos, parafusos, fios, placas de osteossíntese e hastes intramedulares. A escolha do tipo de fixação normalmente depende da experiência clínica e cirúrgica do ortopedista e da facilidade de colocação (Mehboob and Chang, 2014a). As ligações aparafusadas são as mais utilizadas, contudo têm uma influência crucial no processo de regeneração óssea, visto que são responsáveis pela instalação de estados de tensão no tecido ósseo que têm impacto na eficiência do processo de consolidação pretendido (Mehboob and Chang, 2014b).



**Figura 1.5** – Tipos de fraturas ósseas e respetiva prótese utilizada para a cicatrização da fratura (adaptado de Mehboob e Chang, 2014a).

As instabilidades biomecânicas suscitadas pela introdução de implantes podem ser responsáveis pela geração de grandes imperfeições no esqueleto, traduzindo-se num limitado potencial de regeneração intrínseco. Estas complicações colocam desafios muito significativos,

tanto do ponto de vista cirúrgico, como socioeconómico, constituindo um tópico de investigação relevante (Loi et al., 2016).

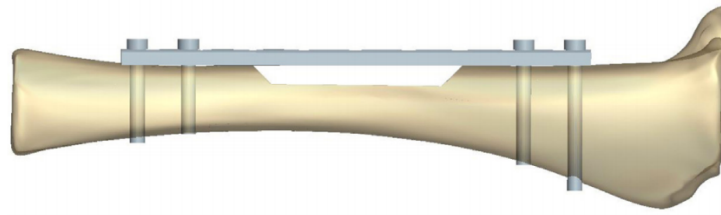
O aperfeiçoamento de procedimentos cirúrgicos, a conceção de novos implantes, bem como a melhoria das condições perioperatórias têm permitido melhorar o tratamento de fraturas de maior complexidade (e.g., múltiplos fragmentos) e de outras patologias que afetam o esqueleto. Através da cirurgia procura-se restabelecer o alinhamento normal do osso, e manter esse mesmo alinhamento até à reparação da fratura (Jiménez-Delgado et al., 2016). Permite também corrigir algumas lesões das partes moles, em especial vasos sanguíneos que possam ter rompido.

## 1.4. PLACAS DE FIXAÇÃO

As placas de osteossíntese são estruturas metálicas fabricadas em aço inoxidável ou em ligas de titânio, que permitem a estabilização de dois ou mais segmentos ósseos, mediante a utilização de parafusos corticais (Ramakrishna et al., 2001). A fixação de ossos fraturados através de placas de osteossíntese (internas ou externas) é um método comum para vários tipos de fraturas complexas envolvendo normalmente ossos longos. A fixação interna é geralmente recomendada na maioria dos casos, uma vez que permite a redução do risco de perda de desempenho deste tipo de implante, bem como a imobilização do paciente (Choi et al., 2010).

As placas DCP (*Dynamic Compression Plate*) foram introduzidas em 1969 e tornaram-se um dispositivo essencial na fixação de fraturas de ossos longos. Os princípios básicos da fixação interna utilizando este tipo de placa são diretos, há redução (ou eliminação) anatómica da fratura e a fixação é estável. No entanto, este tipo de placas apresenta alguns problemas na fixação, uma vez que levam à compressão do perióstio, o que provoca uma perturbação do osso ao nível do fornecimento de sangue, fenómeno conhecido por vascularização (Wagner, 2003).

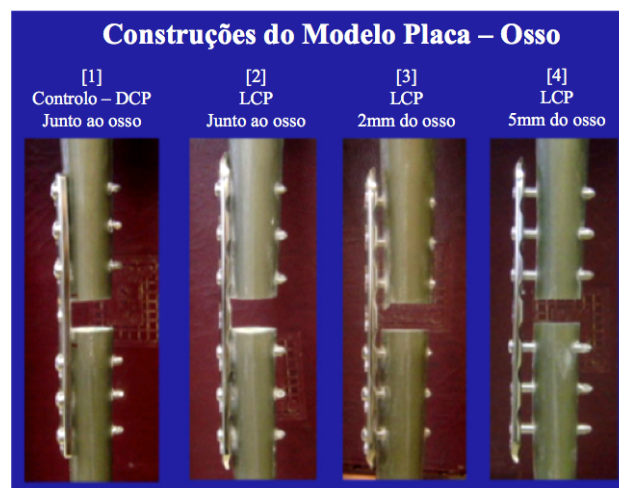
Avery et al. (2013), a partir de uma simulação numérica, concluiu que a placa DCP (Figura 1.6) de 3,5 mm de espessura tem uma construção robusta quando comparada a outro tipo de placas, LCP (*Locking Compression Plates*) e placas em T, e que apesar de ser um tipo de placa eficaz, não é a ideal, devido à sua adaptação à superfície do osso, tal como outros autores já concluíram, e ao volume ocupado. Em alternativa devem utilizar-se placas leves e finas, com áreas de contacto limitadas.



**Figura 1.6** – Placa plana com 3,5 mm de espessura com parafusos de fixação desbloqueados (Avery et al., 2013).

Um aspeto relevante que está associado à utilização de placas de osteossíntese tem a ver com a formação de necroses ósseas (morte das células do tecido ósseo), que se desenvolvem na região do osso que fica em contacto com a placa. Este fenómeno decorre do estado de tensão crítico que se instala no tecido ósseo, durante o processo de osteossíntese. Este facto é responsável pela redução da resistência à fratura do osso reparado (Mehboob and Chang, 2014a), sendo um processo irreversível. A maior ou menor extensão de necroses ósseas resulta da disposição e da dimensão dos implantes metálicos usados aquando da redução da fratura.

Para evitar a situação supracitada, Ahmad et al. (2007) desenvolveram um estudo para compreender a estabilidade da fixação de placas de bloqueio sem contacto e de que maneira é afetada pelo aumento da distância entre a placa e o osso. À medida que os parafusos são roscados na placa para proporcionar estabilidade angular, pensa-se que a placa não necessita de estar em contacto com o osso. Contudo, sabe-se que a colocação do sistema de fixação quanto mais afastado do osso estiver, mais fraca resulta a estabilidade da construção/ligação. O estudo consistiu num modelo de controlo, uma placa de aço inoxidável (DCP), aplicada rente ao osso, e em três modelos experimentais, placas de aço inoxidável (LCP), que estavam fixas numa das três posições: rente ao osso, a 2 e a 5 mm a partir do osso (Figura 1.7).

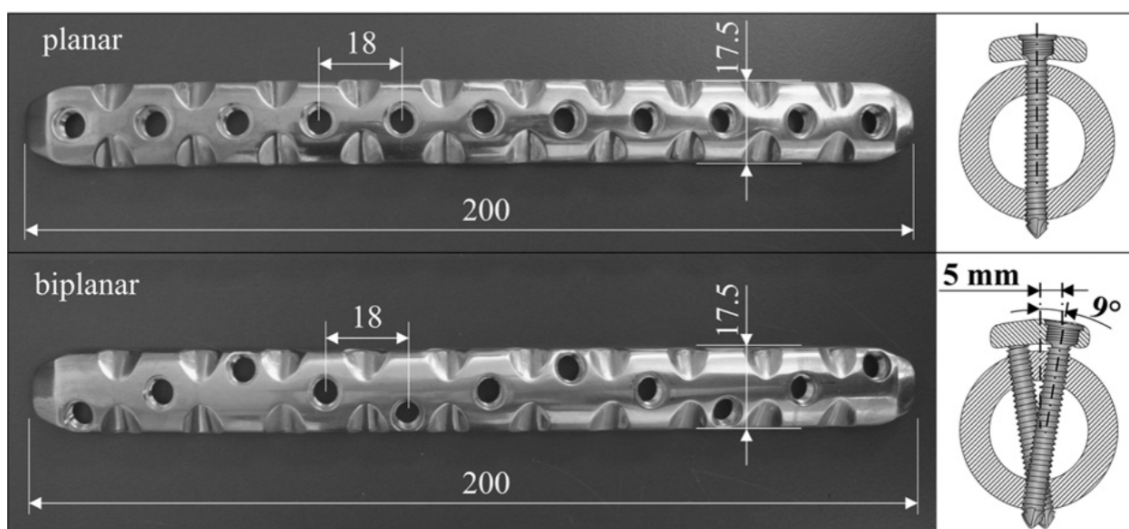


**Figura 1.7** – Modelo de controlo e modelos experimentais em 3 posições (adaptado de Ahmad et al., 2007).

Verificou-se que o aumento da distância entre a placa e o osso afeta significativamente a estabilidade da construção. Ao comparar os resultados obtidos com o modelo de controlo pode concluir-se que o comportamento mecânico é bastante semelhante tanto quando a placa LCP é fixa junto ao osso como a 2 mm do mesmo. No entanto, quando a placa LCP é fixa a uma distância de 5 mm a partir do osso, tanto a rigidez axial como a resistência à torção sofrem uma redução de forma significativa. Por isso, se for desejável a utilização de uma placa LCP em vez da DCP recomenda-se colocar a placa a uma distância inferior a 2 mm a partir do osso. Isto mantém o fornecimento de sangue para o perióstio sob a placa e permite também mecanicamente um ambiente estável no local da fratura, permitindo a redução da mesma sem perturbações.

De forma a preservar o fornecimento de sangue, algumas placas de osteossíntese permitem a elevação da mesma sobre o perióstio, reduzindo assim a área de contacto com o tecido ósseo, e favorecendo a vascularização (processo essencial à regeneração óssea pretendida). Por outro lado, sabe-se que a interface osso/parafuso é limitada relativamente à resistência a cargas de torção, especialmente quando os parafusos são colocados segundo um padrão linear (Figura 1.8), o que proporciona apenas um único plano de fixação.

Para contornar esse problema existem placas de fixação em que o posicionamento dos furos dos parafusos se faz de forma escalonada (ou biplanar) (Figura 1.8). O estudo de Denard et al. (2011) revela que as placas mais largas são mais resistentes do que as placas mais estreitas.



**Figura 1.8** – Placa estreita (planar) com furo do parafuso linear e placa larga (biplanar) com furo do parafuso escalonada e furos com uma inclinação de 9° para a convergência dos parafusos distantes do córtex (Denard et al., 2011).

No caso em estudo, utilizou-se um substituto do osso, o que implica que os valores de resistência obtidos não são válidos para uso clínico, contudo as conclusões finais relativamente à diferença entre placas mantêm-se em situações clínicas (Denard et al., 2011).

A estabilidade da fixação é um fator importante para a progressão da cicatrização da fratura (Heyland et al., 2015). Uma má fixação do material ao osso pode induzir instabilidade e movimento no local de fratura, instalando tensões entre os fragmentos, o que dificulta a regeneração no local da lesão. A instabilidade do implante pode ocorrer por este apresentar um tamanho reduzido ou o contacto entre o osso e o implante ser insuficiente.

Sendo a estabilidade da fixação fundamental para que haja sucesso na redução de uma fratura (Lee et al., 2014), é necessário que existam estudos à volta dos fatores envolvidos na influência deste tema, como a redução da fratura, o número, o tamanho e a posição dos parafusos, o comprimento da placa, o comprimento da ligação e a distância entre a placa e o osso (Ahmad et al., 2007). Para reduzir as necrose ósseas, considera-se importante a simulação realista de cenários que impliquem a análise da distribuição do campo de tensões no osso, resultante da escolha de diferentes distâncias entre parafusos (Mehboob and Chang, 2014a).

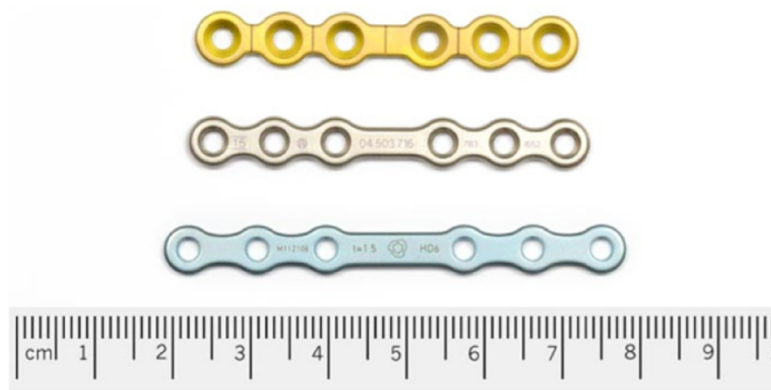
Um dos problemas clínicos é a estabilização assimétrica no local da fratura que leva a diferentes deformações no tecido ósseo sob a placa. Nestas situações os pacientes demonstram um maior risco de atraso ou até mesmo de não-união no local da placa.

Uma solução clínica que influencia as condições mecânicas da ligação é o aumento do comprimento da placa (distância entre os parafusos interiores de cada lado da fratura), diminuindo a rigidez da construção/ligação. Atualmente, a escolha do comprimento do implante, bem como o número e a localização dos parafusos é bastante dependente da experiência clínica revelada pelo cirurgião.

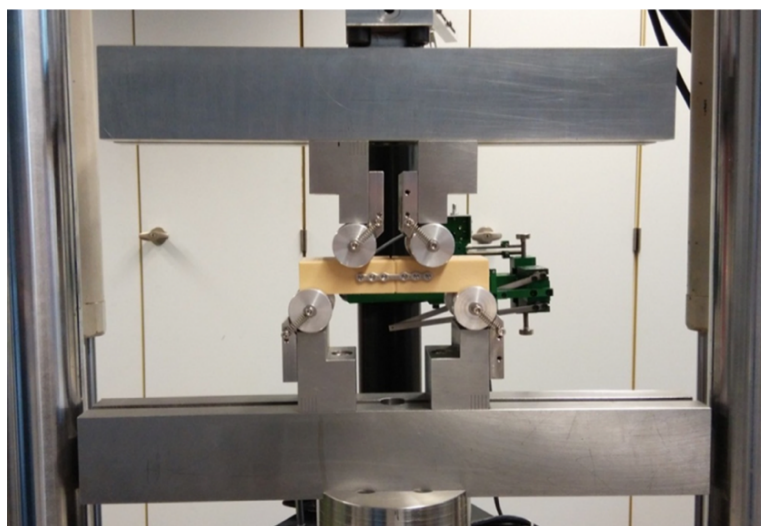
Estudos recomendam o uso de pelo menos três parafusos bicorticais (designação do tipo de parafuso empregue em cirurgia do tecido ósseo) de cada lado da fratura, o que implica várias combinações possíveis para a fixação dos parafusos, mediante o comprimento da placa utilizada (Heyland et al., 2015; Lee et al., 2014; Chakladar et al., 2016).

Heyland et al. (2015), fizeram variar o tipo de parafuso e a configuração da placa de fixação e verificaram que com o aumento do número de parafusos a rigidez global aumenta. No entanto, quanto maior for esse número menor é o impacto no aumento da rigidez. Constatou-se também que o comprimento de trabalho de uma placa de fixação, numa fratura cominutiva no fémur distal, é um fator importante e que a variação do tipo de parafusos não é tão influente, mas terá possivelmente um efeito auxiliar.

Lieger et al. (2015) comparou a estabilidade de três sistemas de fixação para a redução da fratura mandibular, utilizando placas com a mesma altura, mas com comprimentos diferentes (Figura 1.9), e parafusos com diâmetros iguais. Para comparar a estabilidade inicial e a resistência mecânica sob condições de carga realistas, estes autores realizaram ensaios de flexão em quatro pontos (Figura 1.10) sobre os diferentes modelos placa/parafuso. Neste estudo, a avaliação mecânica foi realizada recorrendo a outro tipo de material que não o tecido ósseo. Neste caso, utilizaram-se blocos de osso artificial (espuma de poliuretano rígida), um material que replica o comportamento mecânico do osso humano. Embora a estrutura e as propriedades mecânicas deste material não sejam exatamente as do osso humano, o material foi selecionado para assegurar um nível elevado de reprodutibilidade nos ensaios experimentais. Além disso, a norma ASTM F-1839-08 menciona que as propriedades e a uniformidade deste material, fá-lo ideal para testes comparativos que simulam o osso para análise de implantes ortopédicos.

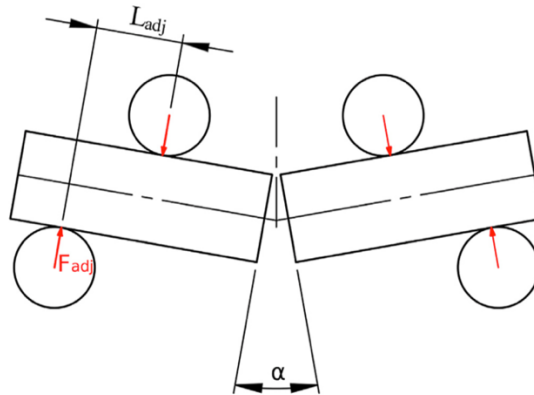


**Figura 1.9** – Diferentes placas utilizadas no sistema de fixação (Lieger et al., 2015).



**Figura 1.10** – Ilustração do ensaio de flexão em quatro pontos (Lieger et al., 2015).

A carga aplicada sobre a placa e a deformação do implante foram calculados com base em relações geométricas simples. A força e o deslocamento obtidos durante o ensaio de flexão foram utilizados para calcular o momento fletor ( $M$ ) e o ângulo entre os fragmentos ósseos  $\alpha$  (Figura 1.11).



**Figura 1.11** – Forças aplicadas e apoios do ensaio em quatro pontos (Lieger et al., 2015).

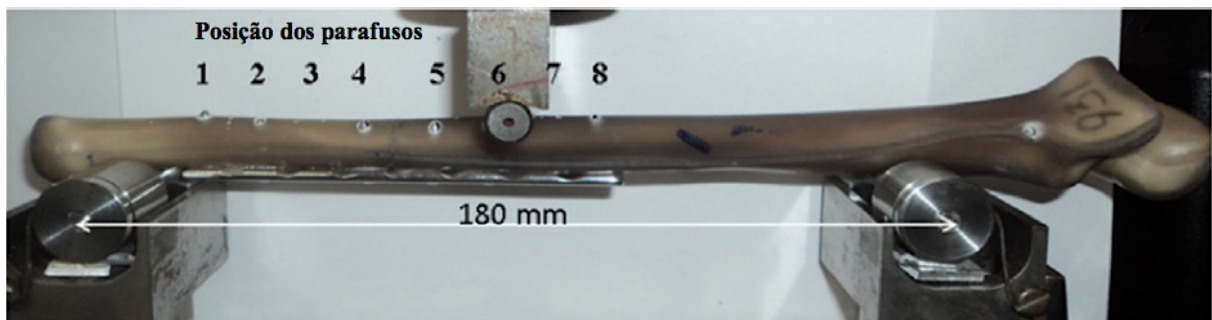
Concluiu-se que o comprimento das placas em estudo não é influente na estabilidade da fixação, portanto outras considerações podem estar em causa como, por exemplo, o posicionamento dos parafusos.

Os parafusos ortopédicos são habitualmente utilizados na fixação de placas de osteossíntese, na ancoragem de hastes intramedulares, em acessórios de estabilização de vértebras e em sistemas de ancoragem suturados. A viabilidade destas soluções de reparação óssea depende do desempenho das ligações aparafusadas, pelo que se justifica a realização de estudos de caracterização deste tipo de solução (Feerick and McGarry, 2012). Por sua vez, Chakladar et al. (2016) realizaram simulações numéricas de forma a modelar o comportamento à flexão numa placa em aço inoxidável, ao longo de um comprimento de 180 mm (Figura 1.12) com diferentes arranjos de parafusos (Figura 1.13), a fim de compreender como a rigidez e a resistência da construção são afetadas pelas posições dos parafusos e se os resultados podem ter implicações clínicas relevantes.

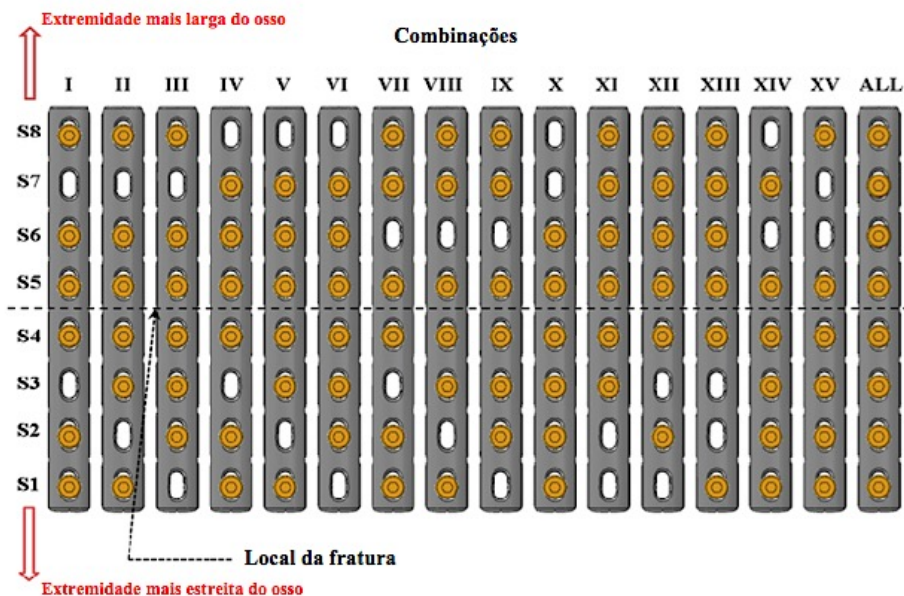
A Figura 1.12 indica as posições dos parafusos (designadas de S1 a S8) na placa de osteossíntese para a construção/montagem existente, a partir da região distal (estreita) do modelo de osso (cúbito) empregue, no estudo utilizou-se um material compósito. Realizaram-se padrões com seis posições dos parafusos, ou seja, quinze combinações, e foram analisadas para uma placa de aço inoxidável com 8 furos (Figura 1.13). Estabeleceu-se que para todas as combinações, duas das posições para a fixação dos parafusos eram no meio, um de cada lado

da fratura. Existe ainda mais uma combinação (ALL), em que os parafusos são fixados em todas as posições da placa.

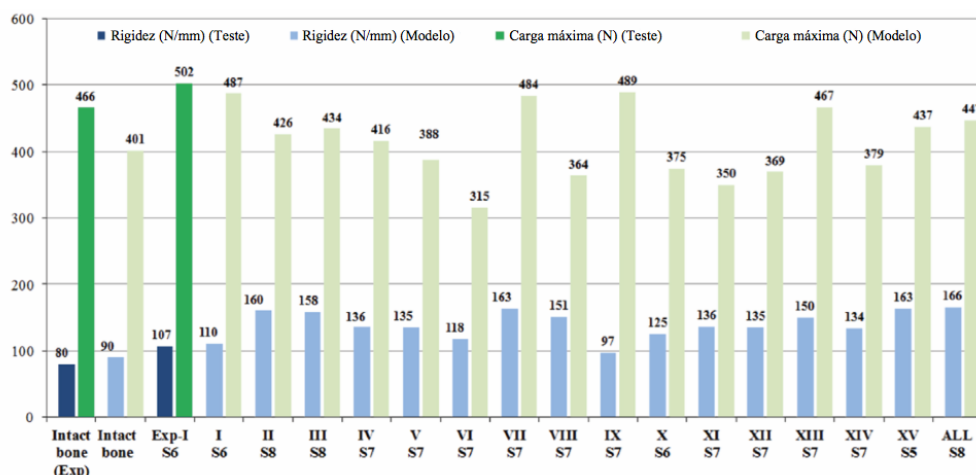
A Figura 1.14 compara a rigidez e a carga de máxima de todas as combinações previstas pelo modelo numérico, com a rigidez e a resistência experimental do osso intacto. A localização do dano inicial é indicada em cada barra, onde S8 significa o dano no furo do parafuso 8, por exemplo.



**Figura 1.12** – Posição dos parafusos num sistema tradicional (adaptado de Chakladar et al., 2016).



**Figura 1.13** – Combinações das posições dos parafusos numa placa de aço de 8 furos (adaptado de Chakladar et al., 2016).



**Figura 1.14** – Rigidez e carga máxima com as posições de dano no furo do parafuso (adaptado de Chakladar et al., 2016).

Atendendo que os resultados numéricos e experimentais são bastante próximos, como se pode verificar na Figura 1.14, os autores resolveram recorrer apenas ao modelo numérico para as restantes combinações (II a XV e ALL). A partir da mesma figura concluíram que as combinações de parafusos em posições simétricas (eixo de simetria sobre o local da fratura) comportaram-se de forma diferente em relação às combinações não-simétricas, devido à geometria irregular e à rigidez ao longo do comprimento do osso. Verificaram que tanto a rigidez como a força gerada por cada padrão são dependentes da posição dos parafusos ao longo de toda a região da fratura, particularmente se estiverem concentrados no lado mais estreito (distal) ou mais largo (proximal) do osso. Observou-se que o padrão que gera maior rigidez nem sempre tem a maior resistência à flexão, devido à incompatibilidade entre a não uniformidade geométrica ao longo do comprimento do osso e os padrões de parafusos. Um padrão em particular (IX) superou o sistema existente (Padrão I) com uma rigidez prevista de 97 N/mm e uma carga máxima de 489 N, destacando-se como uma excelente alternativa para o padrão atual.

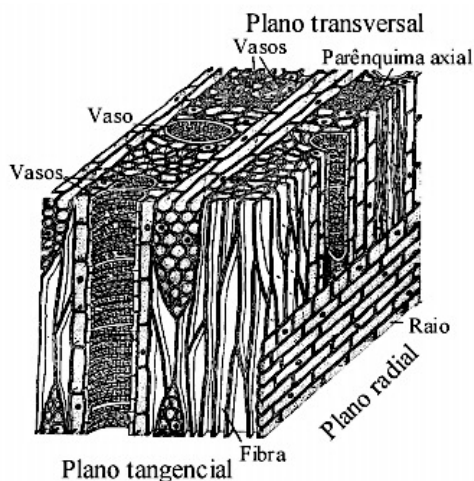
A partir do estudo em causa, pode concluir-se que clinicamente a organização dos parafusos de fixação é o fator com maior influência nos resultados face aos outros parâmetros em estudo, a alteração do material ou da localização da placa de osteossíntese.

## 1.5. MATERIAL SUBSTITUTO: MADEIRA

Geralmente, neste tipo de estudos, os testes mecânicos realizados utilizam materiais substitutos do tecido ósseo (Denard et al., 2011; Chen et al., 2013), tendo como alternativas os compósitos de terceira (Ahmad et al., 2007) e quarta geração (Denard et al., 2011; Chakladar et al., 2016; Denard et al., 2011), espuma de poliuretano rígida ((Lieger et al., 2015), entre outros, de forma a minimizar a variabilidade dos resultados experimentais que advém da natureza biológica do tecido. Vários estudos confirmam que os materiais substitutos disponíveis possuem propriedades mecânicas adequadas para avaliar o desempenho dos implantes no tecido ósseo (Sommers et al., 2007). Nalguns casos os componentes utilizados assumem um comportamento isotrópico e linearmente elástico (Zhang et al., 2016).

Tal como nos estudos anteriormente referidos, neste também se utilizou um material substituto do tecido ósseo, uma vez que o estudo implica que não haja grandes variabilidades. Perante isto, depois de testar alguns materiais optou-se por utilizar madeira da espécie *Eucalyptus globulus* Labill que, do ponto de vista botânico, pertence ao grupo das folhosas, também designadas por angiospérmicas.

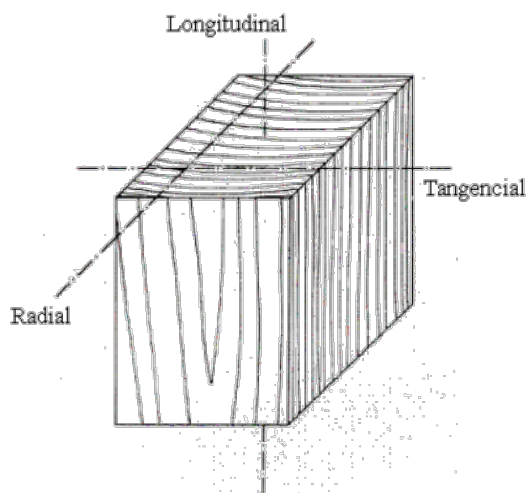
Atendendo que entre as espécies florestais existem diferenças na estrutura anatómica, surgiram dois grandes grupos de madeiras, as resinosas (gimnospérmicas) e as folhosas (angiospérmicas). A madeira das espécies resinosas é constituída por dois tipos de células, traqueídeos e parênquimas, em que os traqueídeos são células compridas, dispostas na vertical, com funções de transporte e de suporte (preenchem cerca de 95% do volume total do tronco), e os parênquimas são células dispostas na horizontal, responsáveis pelo armazenamento e transporte de nutrientes. Por sua vez, a madeira das espécies folhosas apresenta maior variabilidade estrutural e uma maior complexidade anatómica, sendo constituída por fibras que servem de suporte (representam 15 a 60% do volume da madeira), por vasos ou poros responsáveis pelo transporte (ocupam entre 20 a 60% do volume da madeira), pelo parênquima axial que assegura o armazenamento (constitui até 15% do volume da madeira) e por raios que têm a função de transporte e armazenamento (representam entre 5 a 30% do volume da madeira) (Figura 1.15) (Xavier, 2003).



**Figura 1.15** – Representação tridimensional da estrutura celular das espécies folhosas (Xavier, 2003).

É possível estudar a estrutura da madeira a diferentes níveis ou escalas de observação: a escala macro (característica das peças de dimensões estruturais), a escala meso (característica dos anéis de crescimento), a escala micro (característica do tecido celular) e a escala nano (característica da parede celular) (Monteiro, 2013). Nesta secção descreve-se a estrutura da madeira apenas na escala macroscópica.

A nível macroscópico a madeira pode ser considerada um material contínuo e homogêneo. Tal como o tecido ósseo, a madeira é um material anisotrópico, sendo possível definir, em cada ponto, três direções de simetria (Figura 1.16) designadas por longitudinal (L), ao longo das fibras, radial (R), perpendicular às fibras e paralela aos raios e tangencial (T), aos anéis de crescimento e mutuamente perpendicular às direções L e R. O comportamento mecânico da madeira é caracterizado pelas relações tensão – deformação no referencial de simetria material LRT (Xavier, 2003).



**Figura 1.16** – Plano de simetria da madeira (Dâmaso, 2009).

## 1.6. MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

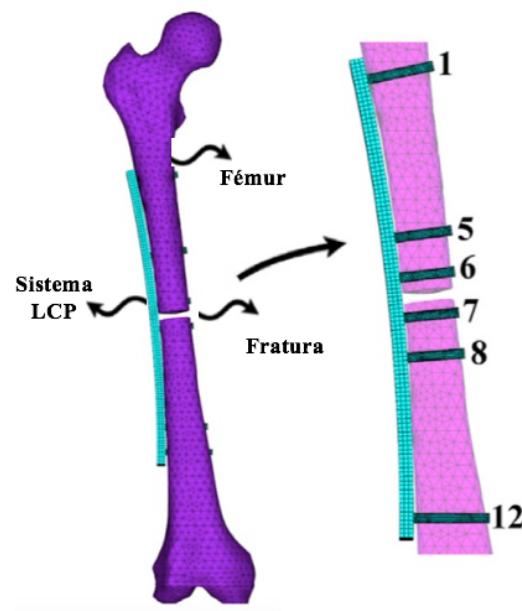
A aplicação de técnicas de modelação numérica, designadamente o Método dos Elementos Finitos (MEF), permite avaliar, de forma rigorosa, o estado de tensão instalado em regiões de interesse do osso, designadamente na interface com implantes metálicos (Bujtár et al., 2014). Este conhecimento permite a elaboração de cenários de reparação, que poderão ser disponibilizados a equipas de cirurgiões, no sentido de reduzir a probabilidade do insucesso dos atos médicos praticados. A utilização deste tipo de ferramentas numéricas constitui assim um importante meio de apoio à decisão.

Ao contrário dos ensaios experimentais, as simulações numéricas permitem um processo de seleção mais eficiente quando se pretende variar parâmetros ou até mesmo a geometria do modelo, proporcionando uma vantagem económica, principalmente quando se trata de tecido ósseo (Inzana et al., 2016).

A simulação numérica é bastante utilizada em estudos ligados à estabilização da fixação de placas, por isso, vários estudos têm como base essa técnica. Chen et al. (2013), numericamente estudaram as interações biomecânicas de placas DDP (*Dorsal Double Plating*), que são utilizadas como sistemas de imobilização de diferentes tipos de fraturas, com o objetivo de analisar o efeito de vários fatores de ligação placa/parafuso (inclinação, comprimento, largura e espessura da placa, diâmetro e número de parafusos). Os resultados da simulação indicaram que a resposta mecânica depende da espessura e da largura da placa e do diâmetro e do número de parafusos.

Uma vez que o número e a posição dos parafusos, para atingir a estabilidade da fixação, são determinados mediante a experiência dos cirurgiões, existem estudos que procuram tornar esses parâmetros menos empíricos. Para tal, é comum recorrer-se a modelos numéricos que são validados através da realização de ensaios experimentais. A partir dos resultados numéricos e experimentais é possível fornecer sugestões clínicas aos cirurgiões de forma a ajudá-los a compreender a biomecânica das placas (Lee et al., 2014).

Lee et al. (2014) concluíram que para alcançar a estabilidade da fixação de uma placa LCP são necessários seis parafusos de aperto e que a melhor combinação são três parafusos em ambos os lados da fratura, com dois parafusos de bloqueio o mais perto possível da fratura (Figura 1.17).



**Figura 1.17** – Melhor número e posicionamento dos parafusos de fixação numa placa LCP (adaptado de Lee et al., 2014).

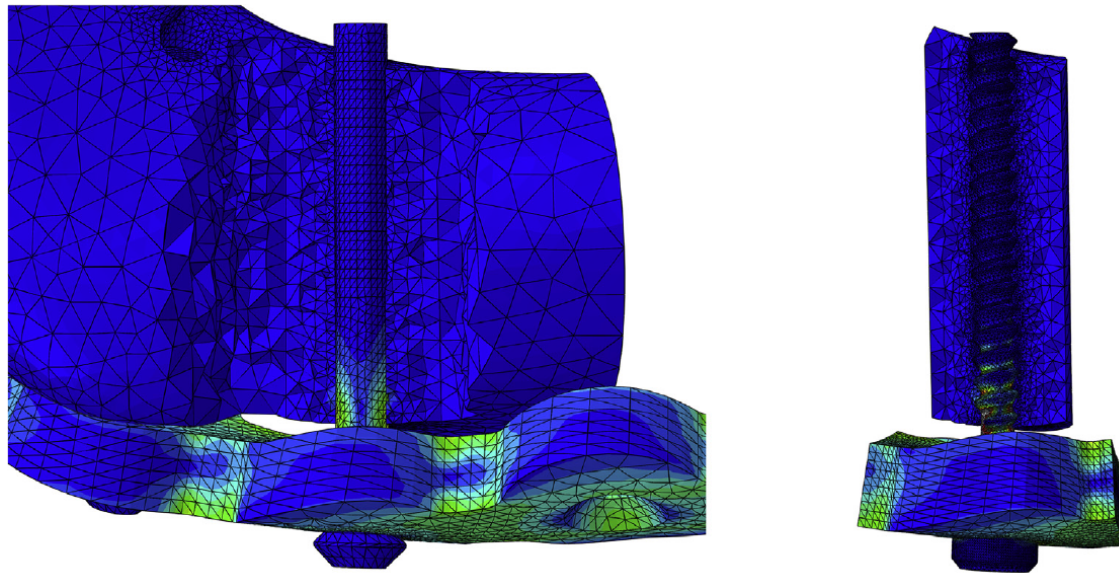
Em Ortopedia, no método de fixação de fraturas internas ou externas, é comum utilizar-se parafusos roscados. Contudo, a modelação de ligações roscadas tem implicações ao nível da malha de elementos finitos, como o elevado número de elementos e a irregularidade da superfície a modelar, o que dificulta a obtenção de resultados (Justo, 2014; Teixeira, 2015; Dias, 2014).

Para contornar essa dificuldade, os modelos são muitas vezes simplificados através de aproximações de forma a auxiliar e assegurar a convergência numérica e economizar o tempo computacional. No entanto, é fundamental que essas aproximações não comprometam a precisão das conclusões (Inzana et al., 2016).

Assim sendo, é essencial elaborar uma modelação adequada da interface entre os implantes utilizados na Ortopedia e o tecido ósseo, visto que existe um impacto no estado de tensão/deformação na vizinhança destes acessórios e na interface entre os segmentos de tecido ósseo. A modelação mais comum é admitir uma interface totalmente ligada, em que a superfície do osso e do parafuso são um único domínio. Outros estudos assumem uma interface de atrito, ignorando as roscas, visto que esta aproximação simplifica a análise. Existe ainda um estudo que, em vez da forma helicoidal, modelaram-se os fios da rosca dos parafusos, admitindo uma configuração anelar da região da espiga, como simplificação da rosca. O estudo apresenta

algumas limitações, contudo os autores consideram que estas não têm implicações significativas nos resultados obtidos (Alisdair et al., 2012).

Péter Bujtár et al. (2014) fez uma comparação entre parafusos com superfície roscada e lisa, em que apresenta as diferenças (geometria e *design*) e semelhanças (distribuição de tensões, deslocamentos e deformações) dos modelos dos parafusos simplificado e refinado, comparação essa representada na Figura 1.18.



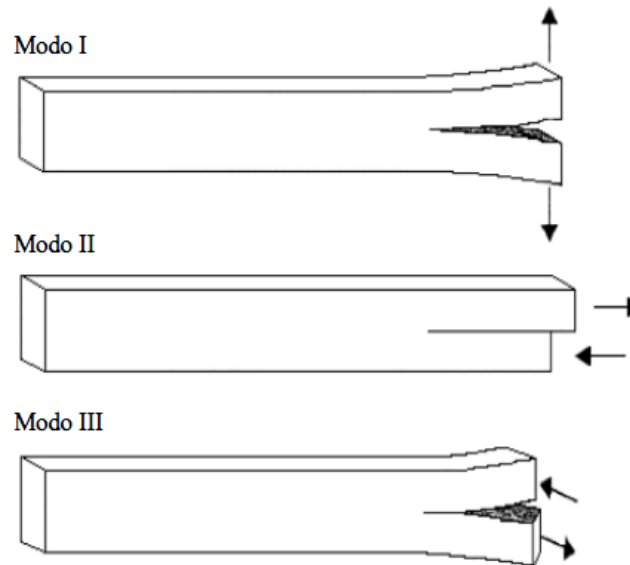
**Figura 1.18** – Modelação do parafuso com espiga lisa (esquerda) e roscada (direita) (Bujtár et al., 2014).

No estudo em causa, a utilização do método de elementos finitos é fundamental, uma vez que permite reportar resultados sobre a posição dos parafusos de forma a aumentar a estabilidade de uma fratura transversa.

## 1.7. MODELO DE DANO

A caracterização do comportamento à fratura dos materiais requer o conhecimento das propriedades de fratura para cada um dos três modos elementares de propagação de fendas (Figura 1.19). O modo I representa o modo de abertura, ocorre quando esforços de tração provocam a abertura da fenda, enquanto os modos II e III são modos de corte, ocorrem quando a frente da fenda é sujeita a esforços de corte. No modo II as superfícies da fenda têm movimento relativo perpendicular à fenda e no modo III o movimento é paralelo à frente da

fenda (Moura et al., 2011). Assim, para cada modo puro de propagação de fendas, distinguem-se seis sistemas de propagação: RL, TL, RT, LR, LT e TR, em que a primeira letra é a direção normal ao plano da fenda e a segunda a direção de propagação da fenda (Monteiro, 2013).



**Figura 1.19** – Modos de propagação puros (Pereira, 2008).

A Teoria da Resistência dos Materiais (TRM) e a Mecânica da Fratura (MF) apresentam algumas limitações na caracterização do comportamento à fratura. Para contornar essas dificuldades, surgiram os modelos coesivos que combinam os conceitos da TRM e da MF, permitindo simular a iniciação e a propagação de fendas em elementos estruturais.

Os modelos coesivos baseiam-se numa relação que exprime a redução gradual do campo de tensões ( $\sigma$ ), em função dos deslocamentos relativos ( $\delta$ ) entre as faces de uma fenda, tornando possível a simulação do processo de degradação progressiva das propriedades de um material. Esta lei de amaciamento traduz a lei coesiva  $\sigma = f(\delta)$  (Rodrigues, 2014).

A simulação da fissuração de um material pode ser concretizada recorrendo a elementos finitos de interface (EFI), em que existem leis de dano coesivo, que permitem simular as condições de iniciação e de propagação do dano. Nos modelos de elementos finitos, os EFI, podem ter espessura nula, sendo posicionados ao longo de linhas (em análises no plano) ou planos (em análises tridimensionais), cujas conectividades são definidas a partir dos nós dos elementos sólidos contíguos. A formulação destes elementos finitos de interface é baseada na teoria de contacto, em que se utiliza o método da função penalidade. Estes elementos devem ser colocados nas zonas propícias à iniciação e à propagação do dano (Rodrigues, 2014; Pereira, 2009). A lei coesiva exprime a relação entre as tensões no plano da fenda e o deslocamento

relativo entre dois pontos homólogos das faces da fenda.

As tensões acima mencionadas podem ser obtidas a partir de,

$$\sigma = \mathbf{D}\delta \quad (1.1)$$

onde o vetor dos deslocamentos relativos ( $\delta$ ) nos pontos de integração dos elementos de interface é relacionado com a matriz ( $\mathbf{D}$ ) que contém a rigidez ou o fator de penalidade,  $k$ , controlado pelo utilizador. Este fator deverá encontrar-se no intervalo compreendido entre  $10^6$  e  $10^8$  N/mm<sup>3</sup>, que corresponde à condição de que deverá ser o mais elevado possível.

A partir da Figura 1.20 observa-se que o dano local tem início quando aplicado o deslocamento relativo  $\delta_{o,i}$  (ou abertura de fenda em modo  $i = \text{I, II ou III}$ ), a que corresponde a tensão  $\sigma_{u,i}$ . Quando os deslocamentos relativos  $\delta_i$  são superiores a  $\delta_{o,i}$ , a tensão instalada na interface decresce linearmente, até à separação completa do par de nós do elemento finito local ( $\delta_{u,i}$ ). A área definida pela curva tensão/deslocamento corresponde à taxa crítica de libertação de energia ( $G_{Ic}$ ). Como a taxa crítica de libertação de energia e a tensão limite são característicos de cada material e obtidas experimentalmente, é possível determinar o deslocamento relativo máximo  $\delta_{u,i}$ , ou seja, rotura/propagação da fenda.

$$G_{Ic} = \frac{1}{2} \sigma_{u,i} \delta_{u,i} \quad \text{com } i = \text{I, II e III} \quad (1.2)$$

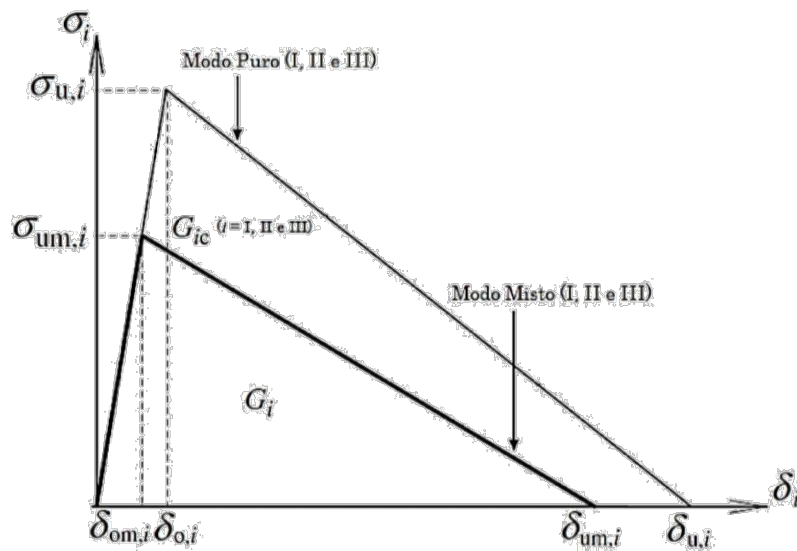


Figura 1.20 – Modelo de dano bilinear para modo misto I+II+III (de Moura et al., 2006).

A zona de dano (ou amaciamento) da lei coesiva é descrita por,

$$\boldsymbol{\sigma} = (\mathbf{I} - \mathbf{E})\mathbf{D}\boldsymbol{\delta} \quad (1.3)$$

onde  $\mathbf{I}$  é a matriz identidade e  $\mathbf{E}$  a matriz diagonal que contém o parâmetro de dano. Os parâmetros de dano, onde  $\delta_{om,i}$  é o deslocamento para o qual a tensão é máxima,  $\delta_{um,i}$  é o deslocamento relativo máximo para o qual a rotura completa ocorre e  $\delta_i$  o deslocamento no instante considerado, são assim definidos,

$$e_i = \frac{\delta_{um,i}(\delta_i - \delta_{om,i})}{\delta_i(\delta_{um,i} - \delta_{om,i})} \quad (1.4)$$

Considerando que as tensões normais de compressão não favorecem o aparecimento do dano e, como geralmente a propagação de fendas nas estruturas ocorre em condições de modo misto (I+II+III), a iniciação de dano é prevista através de um critério quadrático de tensões,

$$\left(\frac{\sigma_I}{\sigma_{u,I}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{II}}{\sigma_{u,II}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{III}}{\sigma_{u,III}}\right)^2 = 1 \quad \text{se } \sigma_I > 0 \quad (1.5)$$

$$\left(\frac{\sigma_{II}}{\sigma_{u,II}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{III}}{\sigma_{u,III}}\right)^2 = 1 \quad \text{se } \sigma_I \leq 0$$

onde  $\sigma_{u,I}$ ,  $\sigma_{u,II}$  e  $\sigma_{u,III}$  representam as tensões limite do material em modo puro (I, II e III, respetivamente).

Tendo em conta o caso  $\sigma_I > 0$ , pode-se definir o deslocamento equivalente de modo misto como,

$$\delta_m = \sqrt{\delta_I^2 + \delta_{II}^2 + \delta_{III}^2} \quad (1.6)$$

e o rácio de modo misto,

$$\beta_i = \frac{\delta_i}{\delta_I} \quad (1.7)$$

Com base na Equação (1.1), pode reescrever-se a equação (1.4) da seguinte forma,

$$\left(\frac{\delta_{om,I}}{\delta_{o,I}}\right)^2 + \left(\frac{\delta_{om,II}}{\delta_{o,II}}\right)^2 + \left(\frac{\delta_{om,III}}{\delta_{o,III}}\right)^2 = 1 \quad (1.8)$$

onde  $\delta_{o,i}$  ( $i=I, II$  e  $III$ ) representa o deslocamento correspondente ao aparecimento de dano resultantes de carregamentos em modos puros.

Combinando as equações (1.6) a (1.8) tem-se a seguinte expressão para o deslocamento relativo equivalente, para a iniciação do dano em modo misto,

$$\delta_{o,m} = \delta_{o,I}\delta_{o,II}\delta_{o,III} \sqrt{\frac{1 + \beta_{II}^2 + \beta_{III}^2}{(\delta_{o,II}\delta_{o,III})^2 + (\beta_{II}\delta_{o,I}\delta_{o,III})^2 + (\beta_{II}\delta_{o,II}\delta_{o,III})^2}} \quad (1.9)$$

O critério energético que foi considerado para simular a propagação do dano é dado por,

$$\frac{G_I}{G_{Ic}} + \frac{G_{II}}{G_{IIc}} + \frac{G_{III}}{G_{IIIc}} = 1 \quad (1.10)$$

A energia libertada em cada modo, após a rotura completa, pode ser obtida pela área do triângulo menor representado na Figura 1.20,

$$G_i = \frac{1}{2} \sigma_{um,i} \delta_{um,i} \quad \text{com } i = I, II \text{ e } III \quad (1.11)$$

em que  $\delta_{um,i}$  é o deslocamento relativo em cada modo para a rotura completa. Tendo em conta as equações (1.1), (1.6) e (1.7), pode reescrever-se as energias em função dos deslocamentos relativos. Assim, a partir da Equação (1.10) tem-se,

$$\delta_{um} = \frac{2(1 + \beta_{II}^2 + \beta_{III}^2)}{k\delta_{o,m}} \left[ \frac{1}{G_{Ic}} + \frac{\beta_{II}^2}{G_{IIc}} + \frac{\beta_{III}^2}{G_{IIIc}} \right]^{-1} \quad (1.12)$$

em que  $\delta_{um}$  representa o deslocamento relativo em modo misto para a rotura completa da estrutura.

## 1.8. MODELO DE PLASTICIDADE

Quando se pretende simular o comportamento elasto-plástico ortotrópico em madeira, o critério de Hill surge como um dos mais utilizados, tendo sido o primeiro modelo proposto para lidar com este fenómeno. Neste trabalho utilizou-se o modelo de Hill simples, modelo esse que não é capaz de distinguir compressão de tração. Este critério de cedência é uma extensão do critério von Mises e pode assumir a seguinte forma,

$$f(\sigma) = \sqrt{F(\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + G(\sigma_{33} - \sigma_{11})^2 + H(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + 2L\sigma_{23}^2 + 2M\sigma_{31}^2 + 2N\sigma_{12}^2} \quad (1.13)$$

em que  $F$ ,  $G$ ,  $H$ ,  $L$ ,  $M$  e  $N$  são constantes do material que podem ser determinadas experimentalmente. Estas constantes definem-se do modo seguinte,

$$F = \frac{(\sigma^0)^2}{2} \left( \frac{1}{\sigma_{22}^2} + \frac{1}{\sigma_{33}^2} - \frac{1}{\sigma_{11}^2} \right) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{R_{22}^2} + \frac{1}{R_{33}^2} - \frac{1}{R_{11}^2} \right) \quad (1.14)$$

$$G = \frac{(\sigma^0)^2}{2} \left( \frac{1}{\sigma_{33}^2} + \frac{1}{\sigma_{11}^2} - \frac{1}{\sigma_{22}^2} \right) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{R_{33}^2} + \frac{1}{R_{11}^2} - \frac{1}{R_{22}^2} \right) \quad (1.15)$$

$$H = \frac{(\sigma^0)^2}{2} \left( \frac{1}{\sigma_{11}^2} + \frac{1}{\sigma_{22}^2} - \frac{1}{\sigma_{33}^2} \right) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{R_{11}^2} + \frac{1}{R_{22}^2} - \frac{1}{R_{33}^2} \right) \quad (1.16)$$

$$L = \frac{3}{2} \left( \frac{\tau^0}{\sigma_{23}} \right)^2 = \frac{3}{2R_{23}^2} \quad (1.17)$$

$$M = \frac{3}{2} \left( \frac{\tau^0}{\sigma_{13}} \right)^2 = \frac{3}{2R_{13}^2} \quad (1.18)$$

$$N = \frac{3}{2} \left( \frac{\tau^0}{\sigma_{12}} \right)^2 = \frac{3}{2R_{12}^2} \quad (1.19)$$

Nas últimas expressões,  $\bar{\sigma}_{ij}$  representa o valor de tensão que é medida quando  $\sigma_{ij}$  é a única componente de tensão aplicada,  $\sigma^0$  representa a tensão de cedência de referência e  $\tau^0$  corresponde à tensão de corte de referência, definida pela seguinte equação,

$$\tau^0 = \frac{\sigma^0}{\sqrt{3}} \quad (1.20)$$

$R_{11}$ ,  $R_{22}$ ,  $R_{33}$ ,  $R_{12}$ ,  $R_{13}$  e  $R_{23}$  representam os coeficientes de anisotropia,

$$R_{11} = \frac{\bar{\sigma}_{11}}{\sigma^0} \quad (1.21)$$

$$R_{12} = \frac{\bar{\sigma}_{12}}{\tau^0} \quad (1.22)$$

$$R_{22} = \frac{\bar{\sigma}_{22}}{\sigma^0} \quad (1.23)$$

$$R_{13} = \frac{\bar{\sigma}_{13}}{\tau^0} \quad (1.24)$$

$$R_{33} = \frac{\bar{\sigma}_{33}}{\sigma^0} \quad (1.25)$$

$$R_{23} = \frac{\bar{\sigma}_{23}}{\tau^0} \quad (1.26)$$

devido à forma da função de cedência, todos estes rácios devem ser positivos. Quando as constantes F, G e H são positivas a função de cedência encontra-se bem definida, mas se uma destas constantes assumir valores negativos, a função de cedência pode ser indefinida para alguns estados de tensão.

# CAPÍTULO II

---

## Ensaio mecânico

### 2.1. INTRODUÇÃO

Neste Capítulo apresenta-se uma descrição da preparação do material para posterior montagem e ensaio mecânico. Também são atribuídas as distâncias entre os apoios e os atuadores do ensaio de flexão em quatro pontos e faz-se uma descrição do mesmo, referindo as características dos equipamentos utilizados. Além dos detalhes do trabalho experimental, serão apresentados e discutidos os resultados obtidos, relativos ao dano resultante nos tubos utilizados.

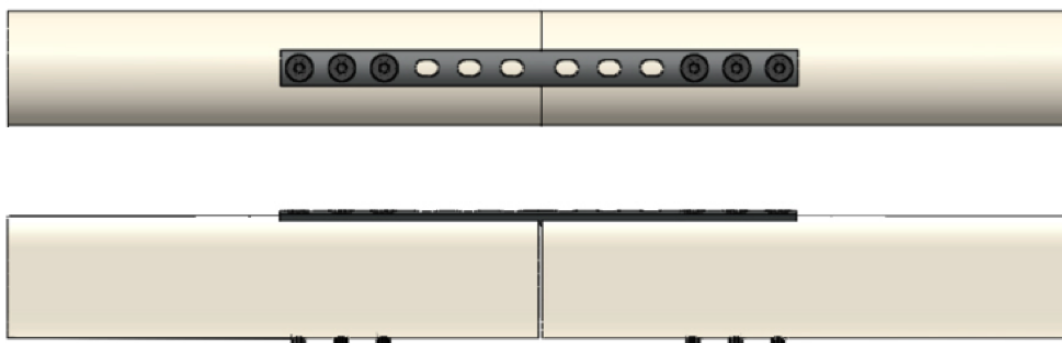
### 2.2. PREPARAÇÃO DO MATERIAL

Para reduzir as variações nos ensaios de flexão em quatro pontos e obter resultados experimentais realistas, o tecido ósseo teria de ser devidamente preparado. No entanto, uma vez que este apresenta uma configuração irregular e diversos parâmetros variáveis, optou-se por utilizar um material substituto que contornasse essa limitação.

Ao utilizar um material artificial torna-se possível reduzir as diferenças de resultados entre ensaios, fazendo com que a distância entre parafusos fosse a única responsável pela alteração do comportamento observado.

Assim, testaram-se três materiais distintos com o intuito de se verificar aquele que melhor traduz o comportamento do osso no estudo em causa. Para tal, utilizou-se um material isotrópico linear elástico (tubos de polipropileno copolímero random – PP-R) e dois materiais

ortotrópicos (um compósito de madeira e madeira de eucalipto). Os materiais procuraram suportar a placa de osteossíntese tal como representado na Figura 2.1.



**Figura 2.1** – Representação esquemática da placa fixa no tubo utilizando seis parafusos. A fratura foi alinhada com o centro da placa.

Os diferentes materiais seguiram o mesmo procedimento durante a sua preparação, contudo, inicialmente foi necessário transformar os cabos de madeira (destinados a ferramentas) em tubos, em que o material em bruto possuía 1,40 m de comprimento e 28 mm de diâmetro. De modo a transformar os cabos em tubos com as dimensões desejadas, foram efetuados diversos cortes com um disco de corte de madeira. Seguidamente, utilizou-se um furador de coluna (Figura 2.2) e, com o auxílio de uma bucha, fixa à máquina furadora, estabilizaram-se os tubos e fez-se a abertura dos cabos com o diâmetro desejado, através de brocas helicoidais de 18 mm (Figura 2.3-A) e de 14 mm (Figura 2.3-B) de diâmetro.



**Figura 2.2** – Furador de coluna.



**Figura 2.3** – Transformação dos cabos de madeira em tubos: A – madeira de eucalipto e B – madeira composta.

As características dos materiais utilizados estão apresentadas na Tabela 2.1. As medidas utilizadas foram determinadas com base nas ferramentas existentes nas Oficinas de Mecânica da UTAD e no material disponível. A diferença das paredes nos tubos de madeira deve-se ao facto do tubo de eucalipto ser mais rígido, por isso, de forma a evitar cargas elevadas durante o ensaio e assegurar que estas não ultrapassassem a capacidade da célula de carga da máquina de ensaios, optou-se por uma parede mais fina.

**Tabela 2.1** – Características dimensionais dos materiais empregues.

| <b>Material</b>      | <b>Diâmetro exterior (mm)</b> | <b>Espessura da parede (mm)</b> | <b>Comprimento (mm)</b> |
|----------------------|-------------------------------|---------------------------------|-------------------------|
| PP-R                 | 32                            | 5,7                             | 300                     |
| Madeira composta     | 28                            | 7                               | 300                     |
| Madeira de eucalipto | 28                            | 5                               | 300                     |

### 2.2.1. Montagem

Para estabilizar e reparar fraturas ósseas, é comum utilizarem-se placas de fixação interna, como é o caso das placas DCP, em aço inoxidável, com o objetivo de promover a ligação estável entre segmentos do osso que se encontram separados. No estudo em causa,

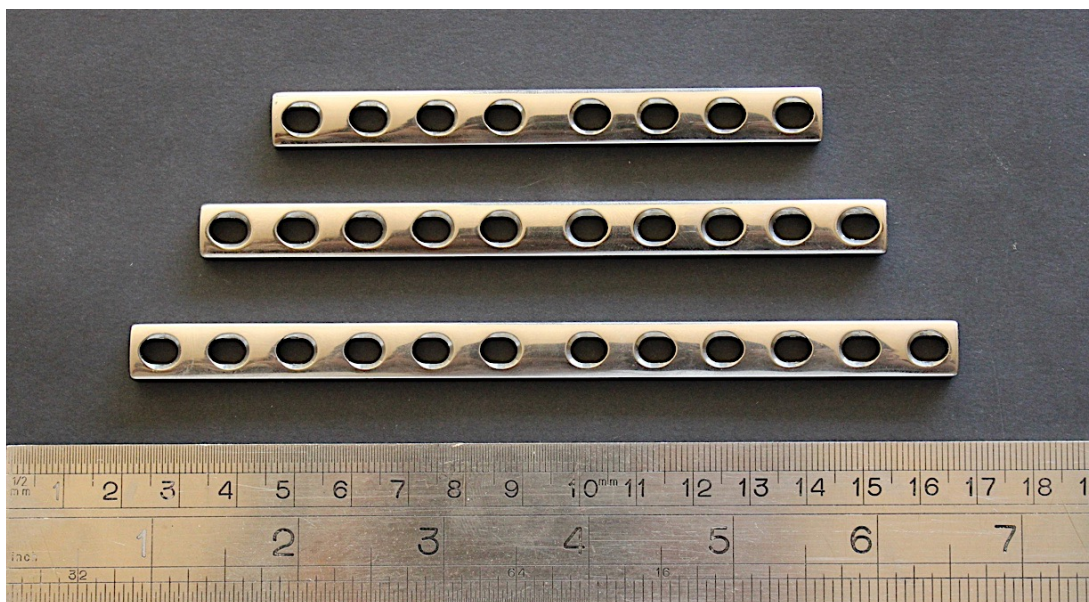
pretendeu-se reproduzir os mesmos procedimentos como se de osso se tratasse, mas com processos simplificados.

Com o propósito de seccionar os tubos, de modo a produzir uma simulação de uma fratura transversa, procedeu-se à realização do corte no centro do tubo (Figura 2.4), através de uma serra de fita. Seguidamente, para facilitar e melhorar a união das peças, foi necessário limpar a rebarba nos tubos de PP-R num torno mecânico.



**Figura 2.4** – Separação dos tubos (fratura transversa).

Com o intuito de estudar a influência da distância entre parafusos, avaliaram-se três montagens que procuravam reduzir a fratura transversa produzida. Para tal, foram utilizadas três placas DCP com comprimentos diferentes, com 3,5 mm de espessura, de configuração plana e com furos passantes, dispostos em linha, na região central da mesma (Figura 2.5). As características das placas estão apresentadas na Tabela 2.2 em que as únicas diferenças entre elas são o comprimento e consequentemente o número de furos.



**Figura 2.5** – Placas DCP de 98, 122 e 146 mm (cima para baixo).

**Tabela 2.2** – Características das placas de reconstrução.

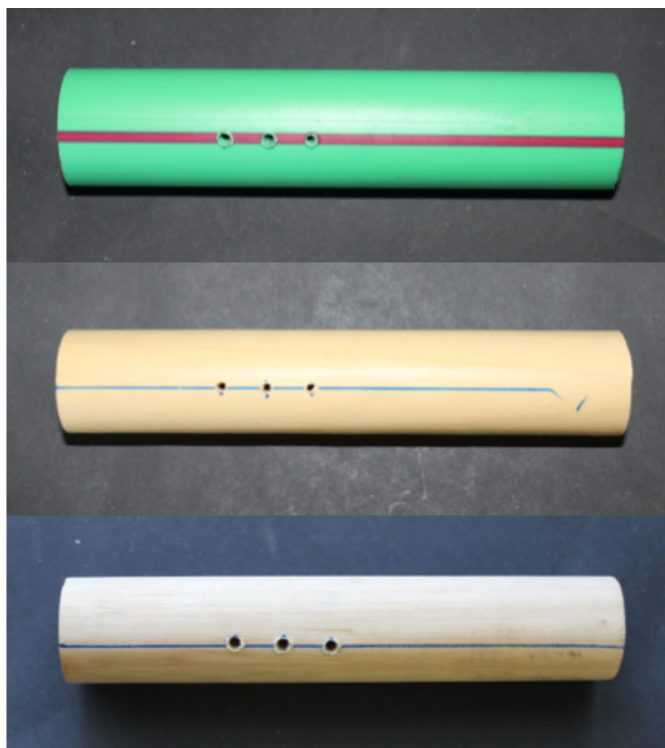
| Comprimento (mm) | Nº de furos |
|------------------|-------------|
| 98               | 8           |
| 122              | 10          |
| 146              | 12          |

De forma a fixar a placa ao material utilizaram-se seis parafusos que atravessavam os tubos, com 3,5 mm de diâmetro nominal. A escolha do comprimento do parafuso depende da espessura da placa e do diâmetro do tubo. O comprimento é medido na secção onde o parafuso é apertado, com um acréscimo de 2 mm, para que trespasse todo o tubo. Como a quantidade de parafusos é limitada e como estes são reutilizados de material para material, escolheu-se, por defeito, o tubo de maior diâmetro, para determinar o comprimento do parafuso, sendo então necessário um comprimento de 40 mm (Figura 2.6).



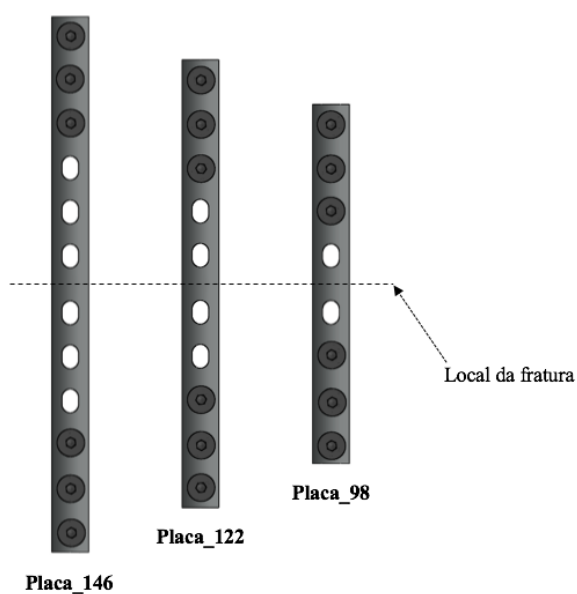
**Figura 2.6** – Parafuso bicortical empregue nos ensaios mecânicos.

Antes de fixar a placa ao tubo através dos parafusos foi efetuada a furação dos tubos recorrendo a uma máquina de furar de coluna, utilizando uma broca de 2,5 mm de diâmetro. Este procedimento permitiu a abertura de furos passantes, em que de seguida foi realizada a abertura de rosca, utilizando um macho, para a medida nominal de 3,5 mm (Figura 2.7).



**Figura 2.7** – Furos passantes roscados.

A disposição dos parafusos nas diferentes placas encontra-se representada na Figura 2.8.



**Figura 2.8** – Disposição dos parafusos nas 3 placas DCP.

Em Ortopedia, utiliza-se uma técnica designada por compressão dinâmica, que assegura uma melhor regeneração do tecido ósseo na região fraturada, uma vez concluída a redução pretendida. Esta técnica serve-se dos chanfros nos furos da placa DCP, principalmente nos furos interiores, de forma a realizar o movimento de aproximação das duas linhas de fratura, na fase final de aperto dos dois parafusos, o que permite a instalação de tensões normais de compressão no plano de interface dos dois segmentos (Justo, 2014). A interferência da cabeça do parafuso com as superfícies do chanfro da placa, para um parafuso colocado na posição excêntrica (em compressão) pressiona a movimentação dos tubos no sentido convergente da junta de fratura. Neste caso, não se utilizou esta técnica dado que quando aplicada provocava uma abertura na parte de trás do provete.

Os diversos acessórios referidos anteriormente (placa DCP, machos para abertura de roscas e parafusos bicorticais) são padronizados e pertencem a uma caixa ortopédica 3,5 mm. Atendendo a que se trata de um estudo comparativo, a escolha da caixa teve em conta o facto de que se pretendiam três comprimentos diferentes de placas e parafusos com comprimento suficiente para trespassar os tubos utilizados. Assim sendo, desde que estes requisitos fossem cumpridos, foi possível utilizar o material disponível no Hospital Veterinário da UTAD.

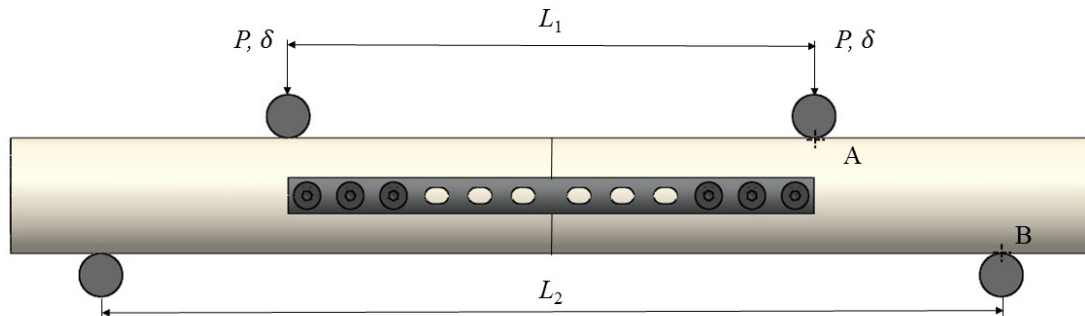
As operações acima descritas foram realizadas nas Oficinas de Engenharia Mecânica da UTAD e o material (macho, broca, chave, placas e parafusos) utilizado foi fornecido pelo Hospital Veterinário da UTAD (HVUTAD).

### **2.3. ENSAIO DE FLEXÃO EM QUATRO PONTOS**

O ensaio de flexão em quatro pontos é um ensaio que proporciona um momento de flexão constante ao longo da região de interesse (troço central entre pontos de aplicação da carga), que permite avaliar os limites de estabilidade sob condições de carga realistas (Lieger et al., 2015). Para a realização do ensaio é necessário definir dois parâmetros, a distância entre os pontos de aplicação da carga ( $L_1$  na Figura 2.9), sendo então essa igual ao comprimento da placa com mais furos (146 mm) para que o momento fletor seja contínuo, e a distância entre os apoios ( $L_2$  na Figura 2.9). Neste sentido, efetuou-se uma análise por elementos finitos, tendo em vista a determinação da distância entre apoios.

Os elementos estruturais submetidos a carregamentos que provocam grandes deflexões podem criar tensões e deformações localizadas que têm influência a uma distância considerável do ponto de aplicação da carga. Assim, torna-se fundamental garantir que o campo de tensões

na região limite da placa (ponto A na Figura 2.9) não é influenciado por nenhum efeito local. Desta forma foi necessário determinar a distância entre apoios mínima que é livre dos efeitos locais promovidos pelo apoio. Para o efeito considerou-se a placa de maior comprimento.



**Figura 2.9** – Representação do ensaio de flexão em quatro pontos.

### 2.3.1. Distância entre apoios

Recorrendo a um *software* de simulação numérica, elaborou-se um modelo tridimensional de elementos finitos do ensaio de flexão em quatro pontos, para diferentes comprimentos de vão (180, 200 e 250 mm). Os valores utilizados têm como base o maior comprimento das placas em estudo.

O princípio de *Saint-Venant* afirma que a tensão e a deformação produzidas em pontos de um corpo suficientemente distantes da região da aplicação da carga serão iguais à tensão e à deformação produzidas por quaisquer carregamentos aplicados que tenham a mesma resultante estaticamente equivalente e sejam aplicados ao corpo dentro da mesma região. Por conseguinte, não é necessário considerar as distribuições de tensão complexas que possam desenvolver-se nos pontos de aplicação de carga ou em apoios, quando a distribuição de tensão num corpo em secções suficientemente afastadas dos pontos de aplicação de carga. Também por esta razão, os efeitos localizados causados por qualquer carga que age sobre um corpo serão dissipados ou atenuados (Hibbeler, 2010).

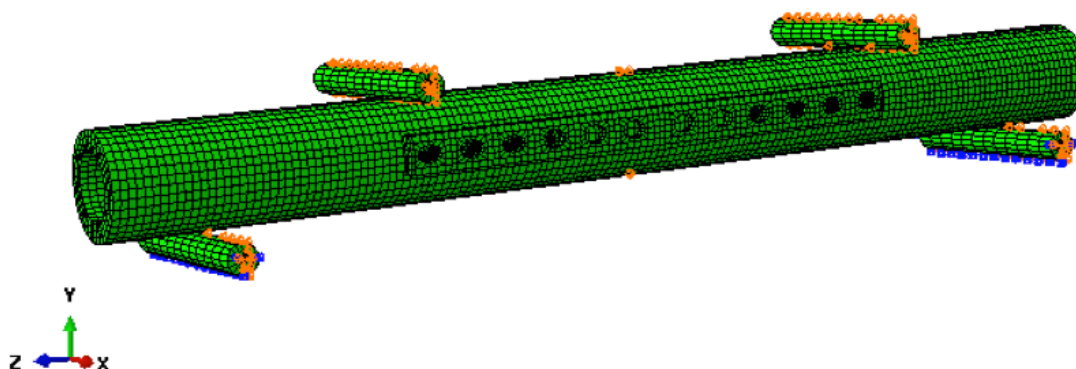
Perante isto, através do modelo numérico obtiveram-se os valores de tensão e de deformação para cada um dos modelos, sendo então possível, através da Lei de Hooke, calcular os módulos de elasticidade. Os valores médios do módulo de elasticidade, apresentados na Tabela 2.3, foram conseguidos através de uma secção ao longo da altura entre o ponto A e B da Figura 2.9. Esses valores médios são resultado dos módulos de elasticidade determinados em cada nó dessa secção, esses valores foram de seguida comparados com os valores introduzidos no modelo numérico, concluindo-se que a distância de 250 mm entre apoios é

suficiente para garantir que o campo de tensões na região limite da placa não é influenciado por nenhum efeito local. Como se desconhece as propriedades elásticas da madeira composta admitiu-se a distância entre apoios utilizada nos outros materiais.

**Tabela 2.3** – Valores médios do módulo de elasticidade e respetivos erros.

| Material                    | Módulo de elasticidade, $E$ (MPa) |       |           |       |           |       |
|-----------------------------|-----------------------------------|-------|-----------|-------|-----------|-------|
|                             | $L_2=180$                         | Erro  | $L_2=200$ | Erro  | $L_2=250$ | Erro  |
| <b>PP-R</b>                 | 807                               | 11,5% | 944       | 4,66% | 881       | 2,16% |
| <b>Madeira de eucalipto</b> | 22 437                            | 2,22% | 22 415    | 2,12% | 21 927    | 0,05% |

No modelo numérico, os atuadores e os apoios foram modelados como superfícies rígidas. As condições de fronteira foram impostas nos nós centrais do tubo, em cima e em baixo, restringindo o deslocamento em relação a  $x$ , de maneira a impedir a translação do provete segundo essa direção. O carregamento foi aplicado na forma de um deslocamento (10 mm) e o apoio foi fixado tal como representado na Figura 2.10.



**Figura 2.10** – Condições de fronteira.

O modelo de elementos finitos do tubo de PP-R foi modelado como sendo um material contínuo, homogéneo, isotrópico e com um comportamento linear elástico, em que o módulo de elasticidade ( $E$ ) é de 900 MPa e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) de 0,4 (Vesbo, Sistemas de Tubagens).

Por sua vez, visto que a espécie da madeira de eucalipto utilizada é desconhecida, admitiu-se que o tubo de madeira de eucalipto pertence à espécie *Eucalyptus globulus* Labill, (espécie mais comum na Península Ibérica), sendo modelado como um material contínuo,

homogêneo, ortotrópico e com um comportamento linear elástico. As propriedades elásticas atribuídas ao modelo de elementos finitos estão apresentadas na Tabela 2.4.

**Tabela 2.4** – Propriedades elásticas do *Eucalyptus globulus Labill* (Crespo et al., 2016).

| $E_L$<br>(MPa) | $E_R$<br>(MPa) | $E_T$<br>(MPa) | $\nu_{RT}$ | $\nu_{RL}$ | $\nu_{TL}$ | $G_{RT}$<br>(MPa) | $G_{RL}$<br>(MPa) | $G_{TL}$<br>(MPa) |
|----------------|----------------|----------------|------------|------------|------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| 21 939         | 2 420          | 1 165          | 0,696      | 0,052      | 0,032      | 533               | 1 756             | 969               |

O modelo de elementos finitos dos implantes metálicos foi modelado como sendo um material isotrópico. As propriedades elásticas atribuídas estão apresentadas na Tabela 2.5. O módulo de elasticidade imposto é apresentado na norma ISO 5832-1 referida pela marca dos mesmos, AESCULAP LN352S, valor esse também utilizado no estudo de Avery et al., (2013).

**Tabela 2.5** – Propriedades elásticas dos implantes metálicos.

| $E$ (GPa) | $\nu$ |
|-----------|-------|
| 186*      | 0,3** |

\*(Avery et al., 2013)

\*\* (Branco, 1994)

### 2.3.2. Descrição dos ensaios

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Dinâmica da UTAD, na máquina eletromecânica MicroTester INSTRON<sup>®</sup> 5848, equipada com uma célula de carga de 2 kN de capacidade, com controlo do deslocamento do atuador, à velocidade de 2 mm/min, e uma frequência de aquisição de 5 Hz (Figura 2.11). Uma vez que a montagem (tubo, placa DCP e parafusos) foi submetida à flexão em quatro pontos, foi necessário desenvolver um *setup* experimental (Figura 2.12) composto por dois atuadores e dois apoios.

O carregamento foi conseguido através da fixação de dois perfis MayTec<sup>®</sup>, um à amarra superior da máquina, em que estavam fixas as peças responsáveis pelo carregamento, e o outro à base da máquina, onde se encontravam os apoios. Os tubos foram colocados em contacto com dois cilindros de apoio, permitindo a livre rotação destes em torno do eixo normal à resultante do carregamento, ao longo do ensaio. A distância entre apoios foi fixada em 250 mm, enquanto a distância entre os pontos de aplicação da carga foi de 146 mm, como visto anteriormente.



Figura 2.11 – Aspeto geral da máquina MicroTester INSTRON® 5848.

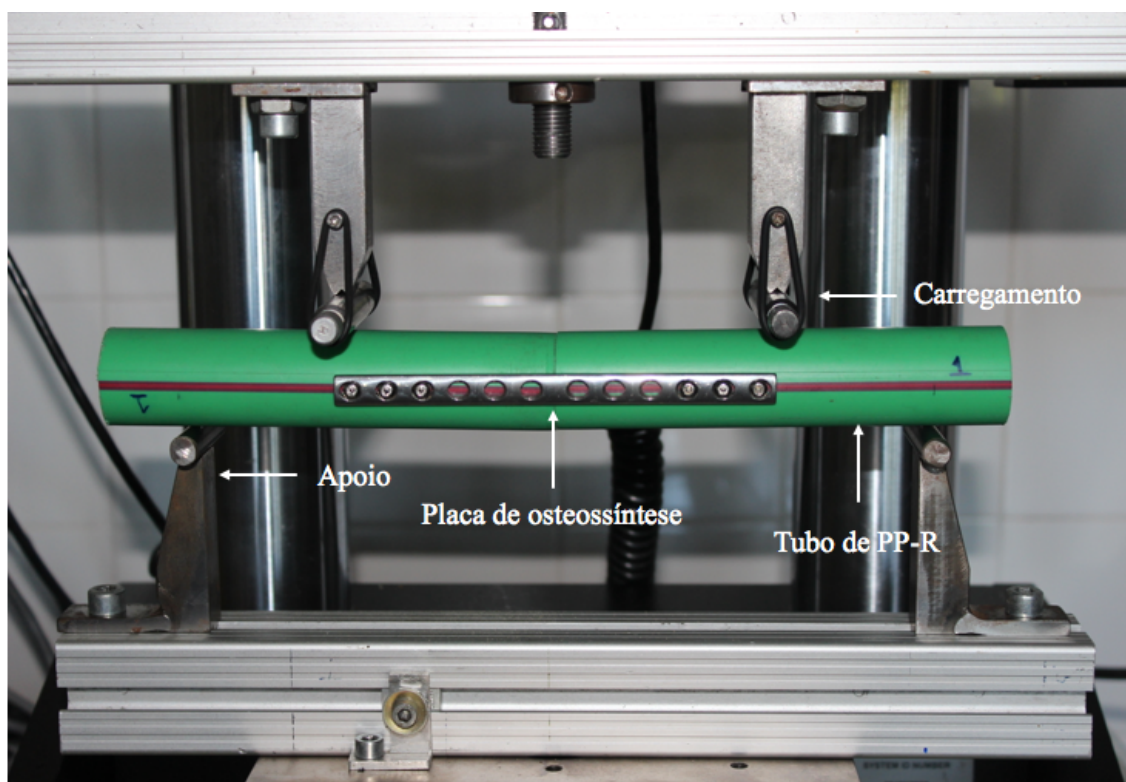
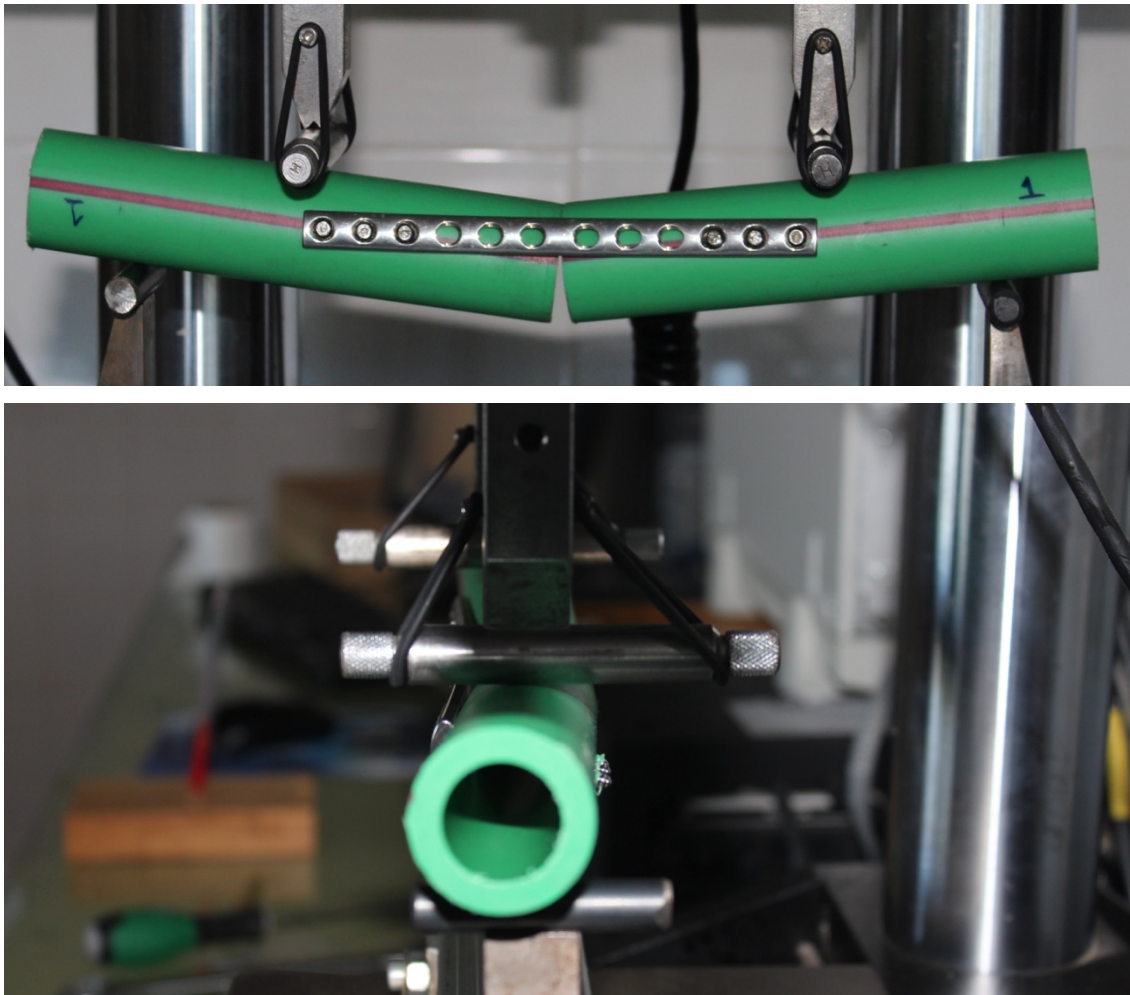


Figura 2.12 – Setup experimental (placa DCP de 146 mm).

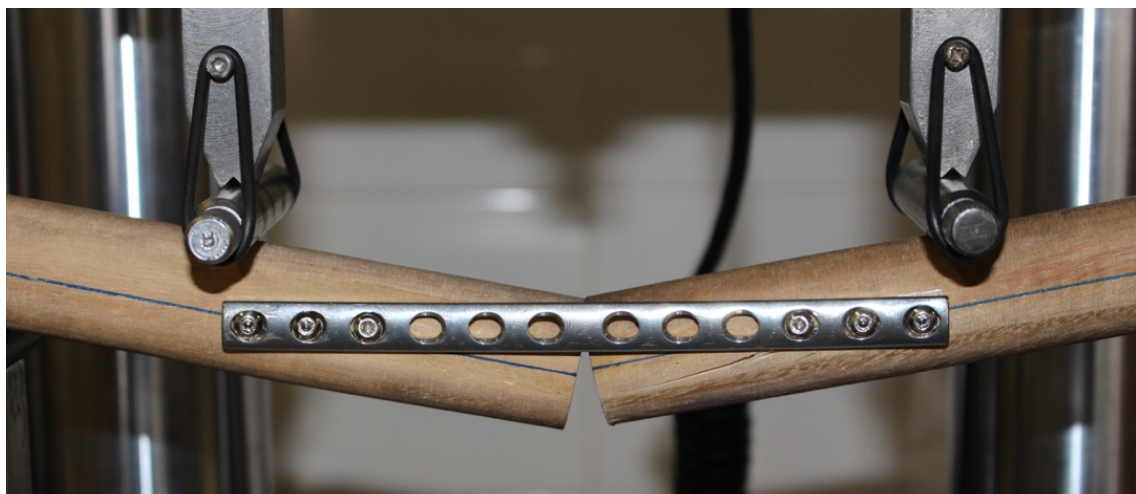
O ensaio foi interrompido assim que se observou que o carregamento da máquina começava a atuar no implante metálico, como no caso dos tubos de PP-R (Figura 2.13), ou então quando se observava a fratura dos tubos, com propagação do dano de forma explícita (Figura 2.14 e Figura 2.15) e correspondente queda do valor da força, como ocorreu nos tubos de madeira. O ensaio do tubo de madeira intacto foi interrompido assim que se observou que a carga máxima seria superior ao valor máximo de carga da máquina de ensaios, i.e., superior a 2 kN.



**Figura 2.13** – Efeito do carregamento na placa DCP.



**Figura 2.14** – Propagação do dano no tubo de madeira de composta.

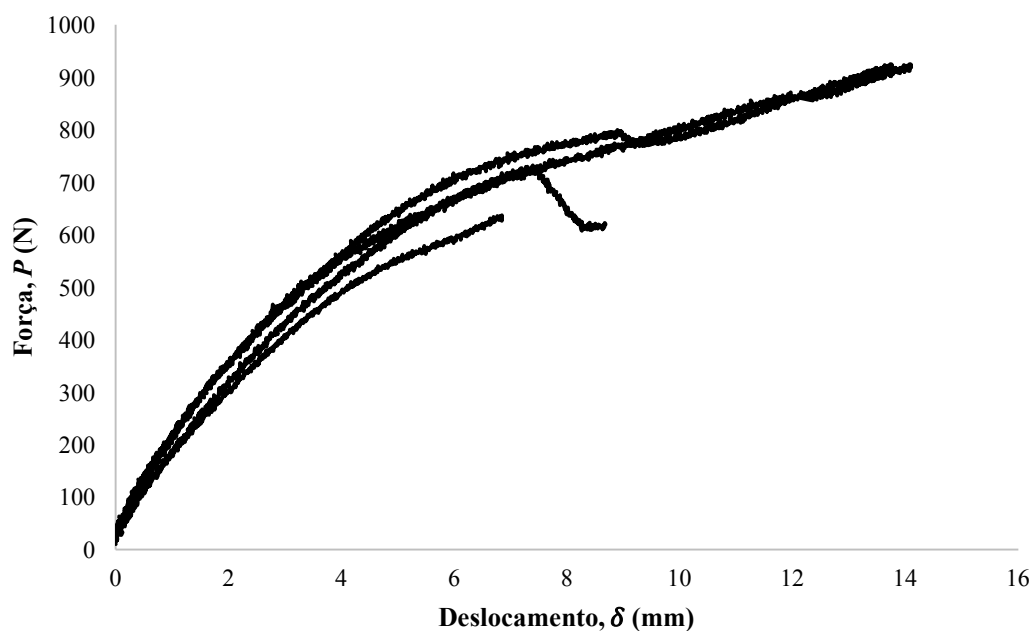


**Figura 2.15** – Propagação do dano no tubo de madeira de eucalipto.

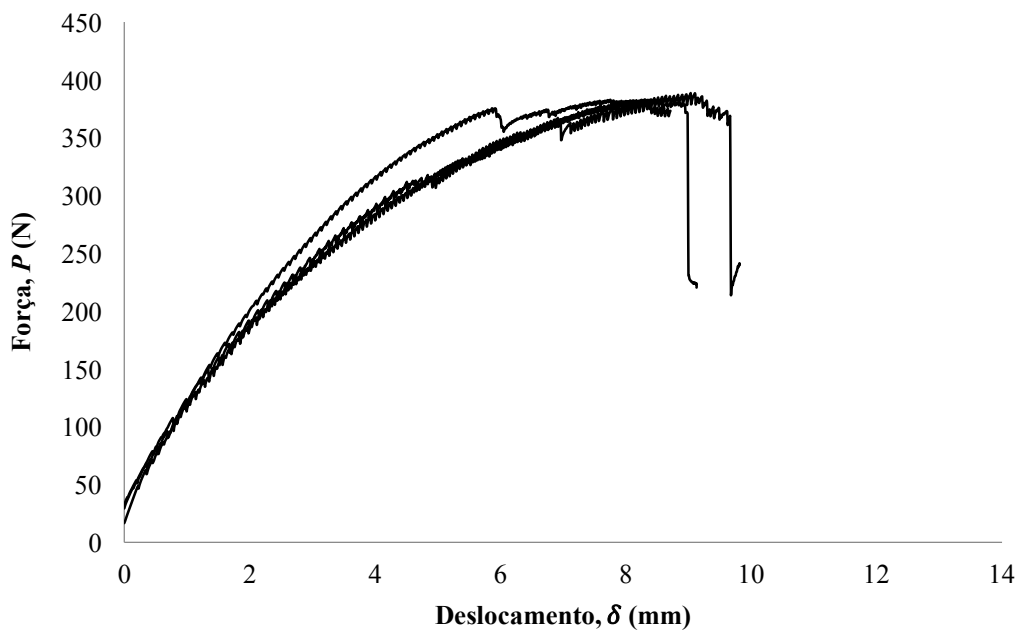
## **2.4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS**

### **2.4.1. Seleção do material substituto do tecido ósseo**

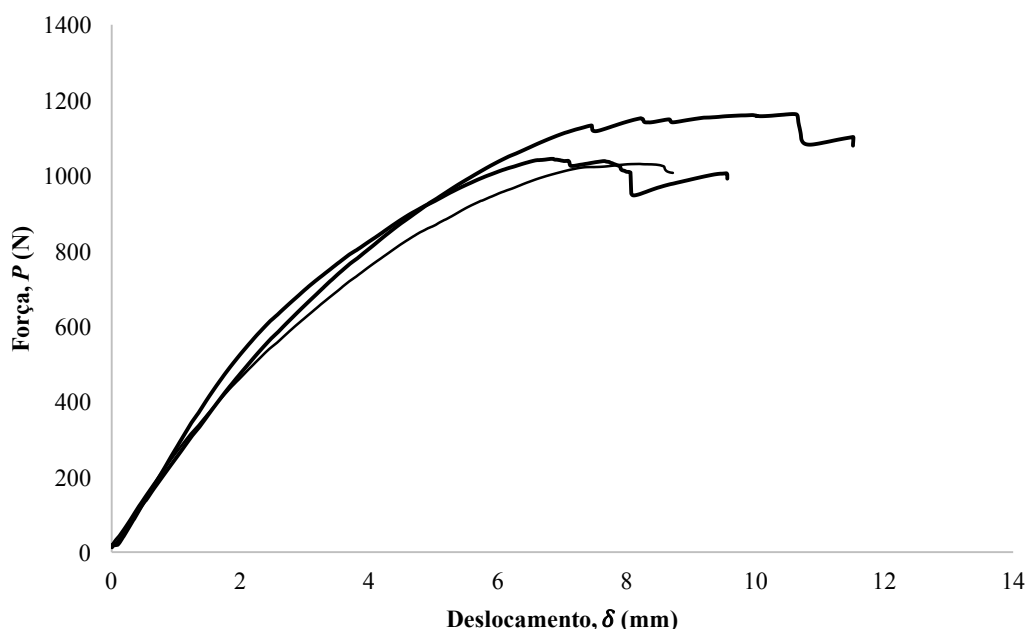
Da Figura 2.16 à Figura 2.18 apresentam-se as curvas *força-deslocamento*, também designadas como curvas  $P - \delta$ , registadas durante os ensaios de flexão em quatro pontos para os tubos de PP-R, madeira composta e madeira de eucalipto, com a placa DCP de 146 mm.



**Figura 2.16** – Curvas *força-deslocamento* dos ensaios de flexão do PP-R com a placa de 146 mm.



**Figura 2.17** – Curvas *força-deslocamento* dos ensaios de flexão da madeira composta com a placa de 146 mm.



**Figura 2.18** – Curvas *força-deslocamento* dos ensaios de flexão da madeira de eucalipto com a placa de 146 mm.

Na Figura 2.16, observa-se que a força aumenta constantemente, à exceção de um ensaio, constatando-se que não há rotura da ligação. É também visível que as curvas apresentam um comportamento não linear pronunciado, que se deve à deformação da placa de osteossíntese, tal como apresentado na Figura 2.13. Posto isto, conclui-se que o tubo de PP-R não reproduz o comportamento desejado, apresentando-se como um material demasiado dúctil, não sendo o mais adequado para este estudo.

A partir das restantes figuras, pode concluir-se que a curva apresenta um comportamento linear desde o início e seguidamente um comportamento não linear pronunciado, resultado na acumulação de dano e formação de micro fendas na madeira na vizinhança dos furos. Observa-se alguma dispersão nos deslocamentos de rutura.

Com base na Figura 2.19, é possível observar a indentação dos atuadores e apoios na madeira composta, provocando erros no campo de deformações e deslocamentos. Por este motivo, concluiu-se que este material não é adequado para o que se pretende.



**Figura 2.19** – Identação na madeira composta.

Para avaliar o comportamento mecânico de cada material, calculou-se a rigidez média e fez-se uma análise estatística. O valor da rigidez de cada ensaio corresponde ao declive da curva  $P - \delta$  até ao início do troço não linear elástico ajustada ao gráfico *força-deslocamento*, na zona elástica inicial. Na Tabela 2.6 estão apresentados os valores da rigidez média, desvio padrão e o coeficiente de variação (CV) para cada material.

**Tabela 2.6** – Rigidez dos provetes relativamente à placa DCP de 146 mm.

| Proвете       | Rigidez (N/mm) |          |           |
|---------------|----------------|----------|-----------|
|               | PP-R           | Composta | Eucalipto |
| 1             | 175,54         | 79,92    | 244,84    |
| 2             | 169,86         | 81,49    | 283,8     |
| 3             | 155,88         | 93,09    | 233,44    |
| 4             | 170,29         | *        | *         |
| 5             | 209,82         | *        | *         |
| Média         | 176,28         | 84,83    | 254,03    |
| Desvio padrão | 20,12          | 7,19     | 26,41     |
| CV (%)        | 11,41          | 8,48     | 10,40     |

\*Provetes danificados

A fim de comparar qual dos materiais apresentava um valor de rigidez mais próximo do tecido ósseo, recorreu-se novamente ao modelo numérico, alterando apenas as propriedades utilizadas pelas propriedades do osso de bovino (Tabela 2.7) de forma a conseguir a rigidez do mesmo, obtendo um valor de 329,17 N/mm. Perante isto, pode concluir-se a partir da Tabela 2.6 que o material que mais se aproxima deste valor é a madeira de eucalipto.

**Tabela 2.7** – Propriedades elásticas do osso de bovino (Martin et al., 2015).

| $E_L$<br>(MPa) | $E_R$<br>(MPa) | $E_T$<br>(MPa) | $\nu_{RT}$ | $\nu_{RL}$ | $\nu_{TL}$ | $G_{RT}$<br>(MPa) | $G_{RL}$<br>(MPa) | $G_{TL}$<br>(MPa) |
|----------------|----------------|----------------|------------|------------|------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| 20 400         | 9 000          | 11 700         | 0,26       | 0,16       | 0,21       | 3 360             | 4 740             | 4 100             |

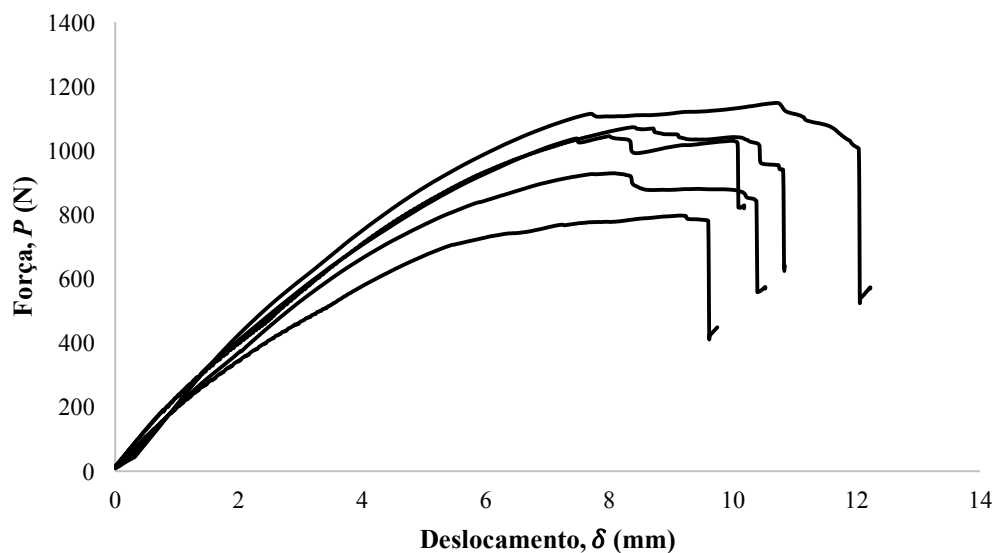
Depois das várias avaliações aos diferentes materiais, a escolha recaiu sobre a madeira de eucalipto. Esta escolha mostrou-se consideravelmente aceitável visto que este material apresenta um valor próximo do módulo de elasticidade longitudinal ( $E_L$ ) e da rigidez do tecido ósseo, assim como um comportamento mecânico bastante semelhante, uma vez que no desenvolvimento de dano não existe deformação plástica permanente nos acessórios metálicos utilizados na montagem e também porque é visível o desenvolvimento de várias fendas no tubo.

Após a escolha do material a utilizar, preparou-se o provete de um tubo de madeira de eucalipto intacto (Figura 2.20) com o mesmo diâmetro, parede e comprimento dos provetes fraturados, sendo este necessário para comparar com os resultados obtidos. Realizou-se um ensaio de flexão em quatro pontos com as mesmas características dos ensaios dos tubos fraturados (Figura 2.21), de maneira a conseguir os valores da rigidez e carga máxima do tubo intacto.

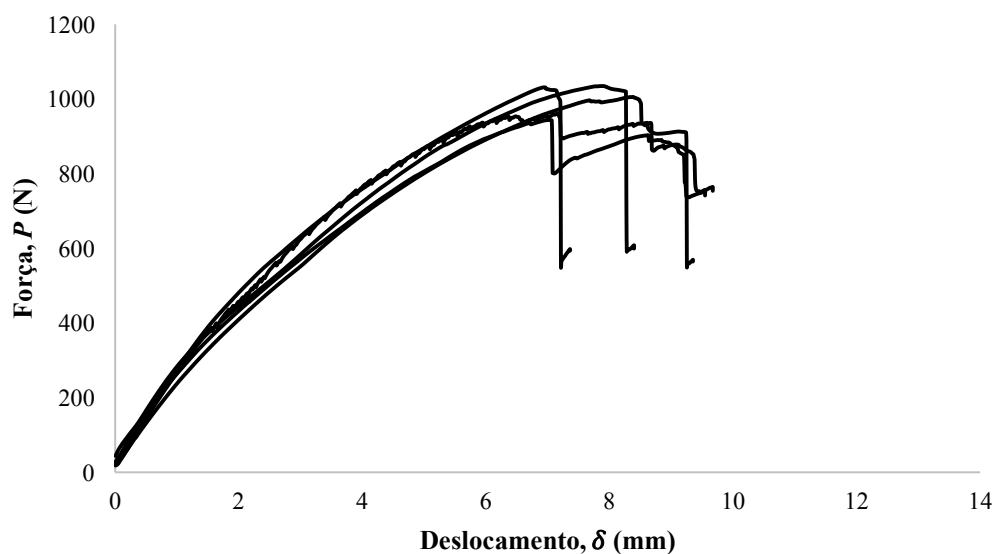
**Figura 2.20** – Tubo de madeira de eucalipto intacto.**Figura 2.21** – Ensaio de flexão em quatro pontos do tubo intacto.

### 2.4.2. Rigidez, carga e deslocamento máximos dos provetes

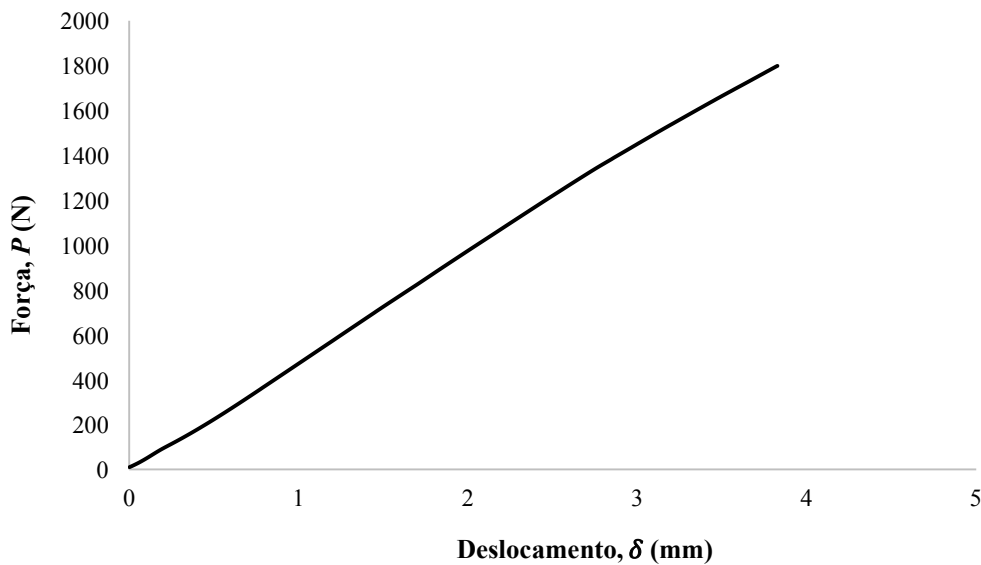
Na Figura 2.22 e Figura 2.23 encontram-se as curvas  $P - \delta$  dos ensaios de flexão dos tubos de madeira de eucalipto fraturados com as placas de 122 e 98 mm de comprimento, respetivamente. Por sua vez, na Figura 2.24 está representada a curva do tubo intacto.



**Figura 2.22** – Curvas *força-deslocamento* dos ensaios de flexão da madeira com a placa de 122 mm.



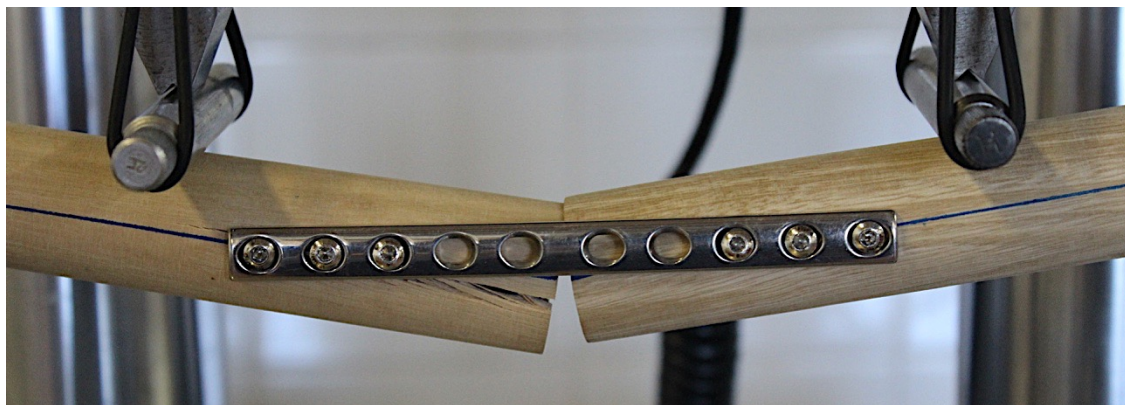
**Figura 2.23** – Curvas *força-deslocamento* dos ensaios de flexão da madeira com a placa de 98 mm.



**Figura 2.24** – Curva *força-deslocamento* do ensaio de flexão do tubo intacto.

Na Figura 2.22 e Figura 2.23 é possível observar que a dispersão na rigidez inicial é reduzida. As primeiras quedas de força correspondem ao início de propagação de fendas, mas ao longo do ensaio, com o aumento da força exercida, sucederam-se quedas para maiores valores de deslocamento. A partir da Figura 2.24 observa-se que a curva segue um comportamento linear e que há um aumento constante da força. Atendendo que o ensaio foi interrompido, pelo motivo já mencionado, não é possível afirmar o valor de carga máxima, mas é claramente superior à dos tubos fraturados. No entanto, através do declive obteve-se uma rigidez de 498,98 N/mm.

A localização das fendas na madeira foi muito semelhante em todos os provetes, permitindo definir um padrão da fratura (Figura 2.25), i.e., ao longo do plano médio do provete, que contém os eixos dos parafusos. O processo de furação na madeira e a abertura de rosca são responsáveis pela iniciação de dano, sendo normal que as fendas se tenham propagado ao longo deste plano.



**Figura 2.25** – Fratura típica.

Os valores de carga e deslocamento máximos estão apresentados na Tabela 2.8, para as três montagens distintas. Na Figura 2.26 e Figura 2.27 avaliou-se a existência de tendência nos valores de rigidez e carga máxima. Nesta fase inicial, apenas se realizou a comparação do comprimento das placas e consequentemente a posição dos parafusos.

Com base na Tabela 2.8, na Figura 2.26 e na Figura 2.27 conclui-se que a disposição dos parafusos utilizada não permite determinar com certeza a influência da distância entre os mesmos. Com efeito, ao examinar as relações entre a rigidez (Figura 2.26) e a carga máxima (Figura 2.27) com o comprimento da placa denota-se que não existe nenhuma tendência significativa, apesar da reduzida dispersão dos resultados experimentais. No entanto, tanto nos valores de rigidez como da carga máxima denota-se uma coerência de valores por série.

**Tabela 2.8** – Resumo dos resultados do ensaio de flexão em quatro pontos.

|                  | <b>Provete</b> | <b>Rigidez<br/>(N/mm)</b> | <b><math>P_{\max}</math> (N)</b> | <b><math>\delta_m</math> (mm)</b> |
|------------------|----------------|---------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|
| <b>Placa_146</b> | 1              | 244,84                    | 1030,08                          | 8,22                              |
|                  | 2              | 283,8                     | 1037,75                          | 7,65                              |
|                  | 3              | 233,44                    | 1162,52                          | 10,58                             |
|                  | 4              | *                         | *                                | *                                 |
|                  | 5              | *                         | *                                | *                                 |
|                  | <b>Média</b>   | 254,03                    | 1076,78                          | 8,82                              |
|                  | <b>DP</b>      | 26,41                     | 74,35                            | 1,55                              |
|                  | <b>CV (%)</b>  | 10,40                     | 6,90                             | 17,62                             |

|                  |               |        |         |       |
|------------------|---------------|--------|---------|-------|
| <b>Placa_122</b> | 6             | 190,75 | 795,74  | 9,15  |
|                  | 7             | 217,68 | 1071,78 | 8,39  |
|                  | 8             | 189,54 | 1044,05 | 7,99  |
|                  | 9             | 218,41 | 1148,25 | 10,70 |
|                  | 10            | 191,33 | 929,20  | 8,06  |
|                  | <b>Média</b>  | 201,54 | 997,80  | 8,86  |
|                  | <b>DP</b>     | 15,08  | 137,64  | 1,13  |
|                  | <b>CV (%)</b> | 7,48   | 13,79   | 12,73 |
| <b>Placa_98</b>  | 11            | 243,05 | 935,31  | 5,94  |
|                  | 12            | 270,68 | 1034,33 | 7,89  |
|                  | 13            | 217,28 | 1004,78 | 8,38  |
|                  | 14            | 203,61 | 942,34  | 7,03  |
|                  | 15            | 246,67 | 1030,1  | 6,95  |
|                  | <b>Média</b>  | 236,24 | 989,37  | 7,24  |
|                  | <b>DP</b>     | 26,27  | 47,57   | 0,94  |
|                  | <b>CV (%)</b> | 11,12  | 4,81    | 12,0  |

\*Provetes danificados.

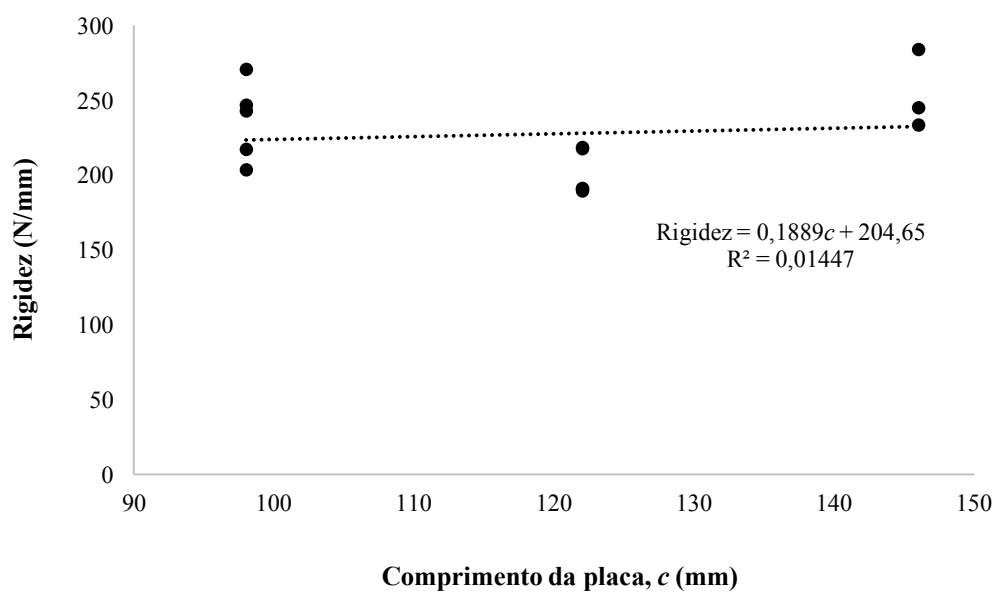
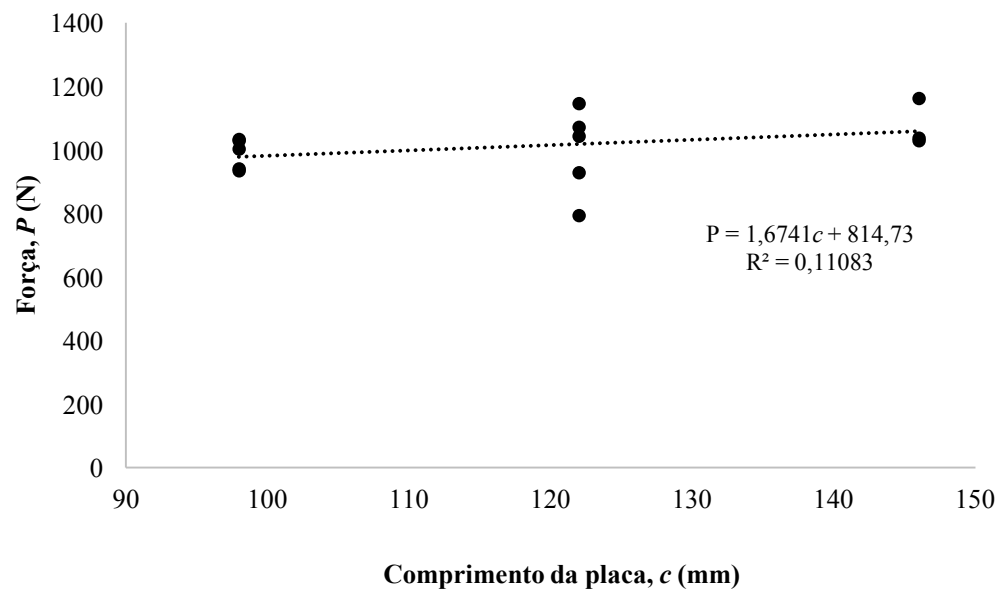


Figura 2.26 – Comportamento da rigidez em função do comprimento da placa.



**Figura 2.27** – Comportamento da carga máxima em função do comprimento da placa.

# CAPÍTULO III

---

## Análise numérica

### 3.1. INTRODUÇÃO

Este Capítulo apresenta o trabalho realizado na simulação por elementos finitos do ensaio de flexão em quatro pontos de uma fratura transversa estabilizada através de uma placa de osteossíntese. A validação deste modelo permite avaliar a melhor combinação de posições para os parafusos numa placa DCP, de maneira a alcançar as melhores condições de estabilidade e resistência da ligação.

Para criar o modelo de elementos finitos, é necessário passar pela fase de modelação, onde se apresenta detalhadamente a construção de cada um dos componentes.

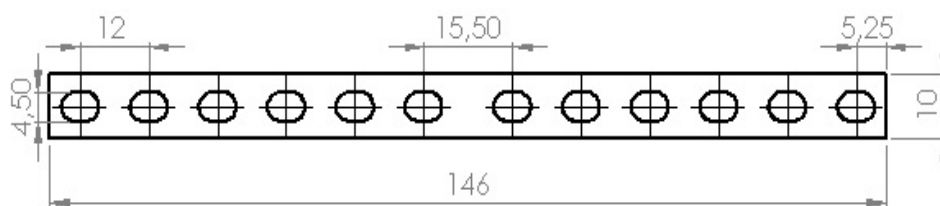
Um dos objetivos da simulação numérica passa pela validação do procedimento experimental. Serão apresentados todos os modelos utilizados, bem como a análise e discussão dos resultados obtidos.

### 3.2. MODELO GEOMÉTRICO

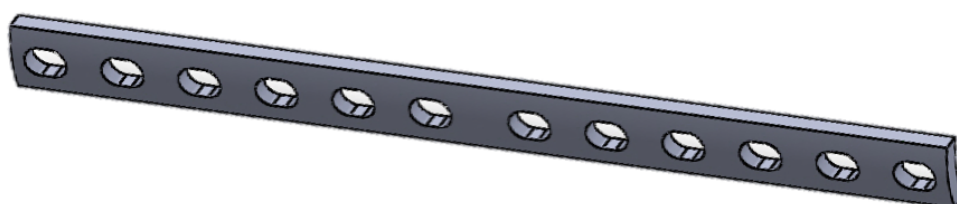
As montagens utilizadas neste estudo incluem os tubos de madeira, seis parafusos e três placas de osteossíntese de comprimentos diferentes, usadas na reparação de fraturas do tipo transversa. Nesta secção criaram-se ainda os acessórios necessários para o ensaio de flexão em quatro pontos.

Atendendo que o tubo de madeira tem uma geometria regular, a criação das placas DCP num *software* de CAD baseou-se na sua geometria real e dimensões retiradas das próprias. Na Figura 3.1 estão representadas as dimensões de uma das placas DCP, neste caso a placa com

146 mm de comprimento. Os furos da placa foram modelados com uma configuração oblonga (Figura 3.2).



**Figura 3.1** – Dimensões da placa DCP com 3,5 mm de espessura.



**Figura 3.2** – Representação da placa DCP de 146 mm.

Uma vez que seria necessário repetir o modelo numérico dos tubos, alterando apenas a distância entre os furos, optou-se por parametrizar o modelo recorrendo à linguagem *Python*. Por conseguinte, no *software* de elementos finitos tornou-se necessário fazer um *run script* para reproduzir as fases de criação do modelo sólido. O tubo foi construído tendo em conta a geometria e distâncias reais do mesmo e os furos foram criados conforme a placa utilizada (Figura 3.3). É também importante referir que o modelo do tubo foi seccionado em duas partes, por forma a reproduzir a fratura transversa.

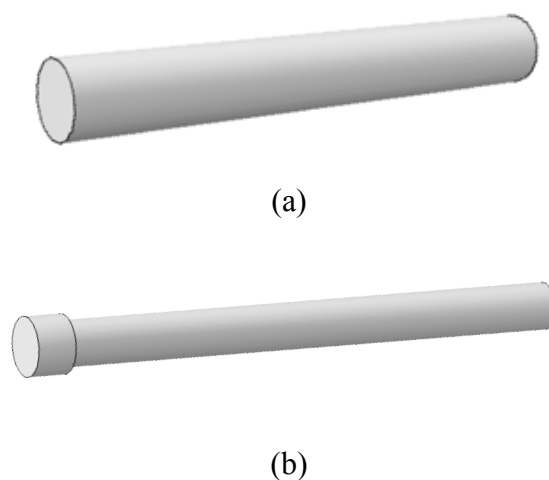


**Figura 3.3** – Representação do modelo sólido do tubo.

Na geração do modelo dos parafusos, optou-se por uma simplificação da rosca. Esta escolha surgiu com o intuito de reduzir o esforço computacional referente ao modelo de

elementos finitos que se pretendia conceber, e também porque seria um processo laborioso considerado injustificado no estudo em causa.

Para a conceção do modelo dos atuadores e apoios, criaram-se cilindros com 8 mm de diâmetro e 60 mm de comprimento (Figura 3.4 (a)). O modelo dos parafusos seguiu a mesma geometria, mas com 3,5 mm de diâmetro e 40 mm de comprimento e, na parte superior do parafuso, de maneira a representar a cabeça, modelou-se um cilindro com o mesmo diâmetro dos furos da placa DCP, 4,5 mm (Figura 3.4 (b)).



**Figura 3.4** – Modelo dos (a) atuadores e apoios e (b) parafusos.

### 3.3. MODELO NUMÉRICO

Depois de modelar o tubo de madeira, os parafusos, os atuadores e apoios no *software* de elementos finitos, retiraram-se todos os nós e elementos que os compõem, e fez-se o mesmo depois de se importar o modelo geométrico da placa DCP para esse mesmo *software*. De maneira a obter a configuração final da montagem, o modelo utilizado foi gerado com recurso à programação do ficheiro de texto de entrada com a extensão *INP*, este processo repetiu-se para todos os modelos criados.

Para posterior simulação do ensaio de flexão em quatro pontos, procedeu-se à geração da malha de elementos finitos de cada componente das montagens, sendo necessário seleccionar o tipo de elementos finitos a utilizar nos vários modelos. Assim, foram utilizados três tipos de elementos finitos (6 e 8 nós e elementos coesivos) disponíveis na biblioteca de elementos finitos

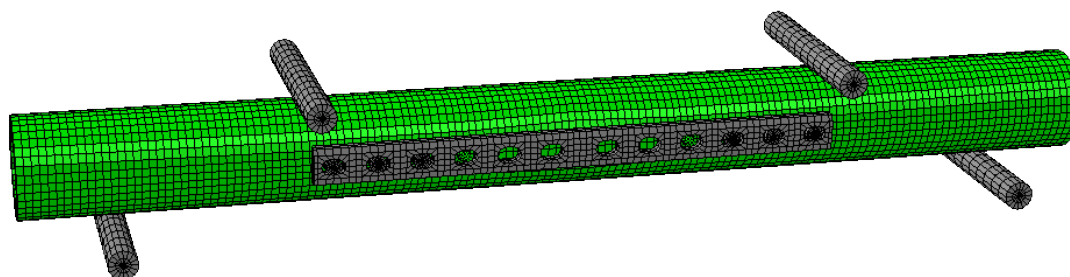
do *software* utilizado.

A malha do tubo e da placa DCP foi criada com elementos sólidos tridimensionais hexaédricos lineares de 8 nós. Por sua vez, os cilindros que representam os atuadores, apoios e parafusos são formados no seu exterior por elementos tridimensionais de 8 nós (iguais aos anteriores), e no interior por elementos finitos tridimensionais tetraédricos lineares de 6 nós. Em todos os elementos finitos empregues, cada nó apresenta três graus de liberdade. O número de nós e de elementos encontra-se discriminado na Tabela 3.1, para cada uma das placas DCP, com comprimentos de 146, 122 e 98 mm, indicadas como montagens 1, 2 e 3, respetivamente.

**Tabela 3.1** – Número de nós e de elementos.

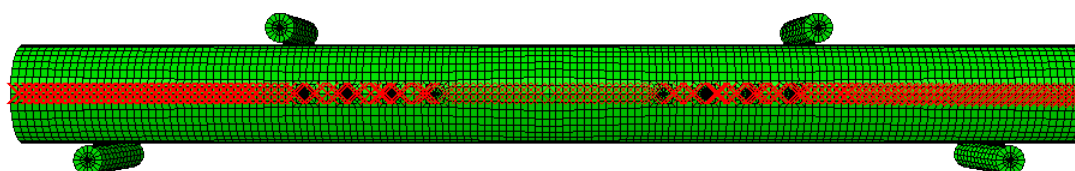
| <b>Montagem</b> | <b>Componente</b> | <b>Nº de nós</b> | <b>Nº de elementos</b> |
|-----------------|-------------------|------------------|------------------------|
| <b>1</b>        | Tubo              | 24 216           | 17 160                 |
|                 | Atuadores/Apoios  | 1 716            | 1 536                  |
|                 | Parafusos         | 6 030            | 5 088                  |
|                 | Placa_146         | 1 827            | 888                    |
| <b>2</b>        | Tubo              | 24 168           | 17 160                 |
|                 | Atuadores/Apoios  | 1 716            | 1 536                  |
|                 | Parafusos         | 6 030            | 5 088                  |
|                 | Placa_122         | 3 168            | 744                    |
| <b>3</b>        | Tubo              | 24 120           | 17 160                 |
|                 | Atuadores/Apoios  | 1 716            | 1 536                  |
|                 | Parafusos         | 6 030            | 5 088                  |
|                 | Placa_98          | 1 218            | 588                    |

Na Figura 3.5 encontra-se o modelo geométrico com a malha de elementos finitos construída.

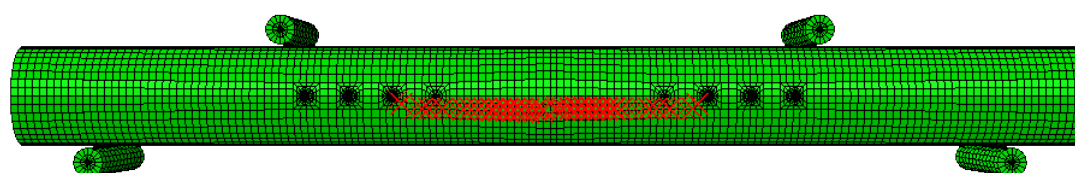


**Figura 3.5** – Modelo numérico do ensaio de flexão em quatro pontos.

O MEF requer a definição *a priori* de um caminho para a fenda, permitindo a iniciação e propagação do dano ao longo desse plano. No ensaio de flexão em quatro pontos, observou-se a propagação da fenda na madeira ao longo do plano de nível meridional, alinhado com os parafusos (Figura 3.6 (a)), e foi também visível a presença de micro fendas na proximidade do parafuso mais próximo da fratura (Figura 3.6 (b)). Posto isto, após a geração da malha, definiram-se duas linhas de elementos finitos de interface nessas regiões.



(a)

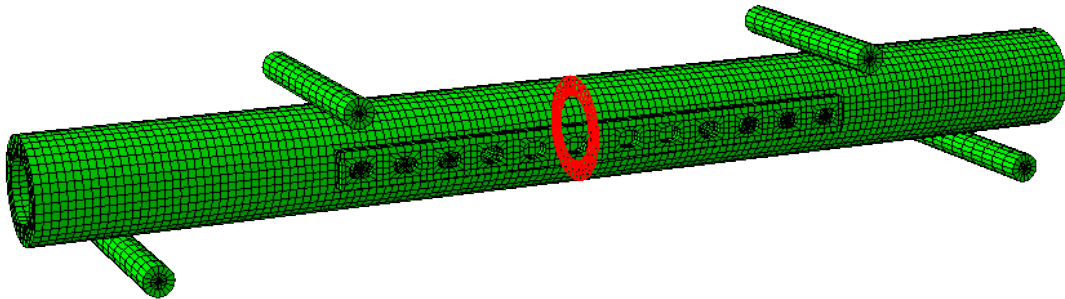


(b)

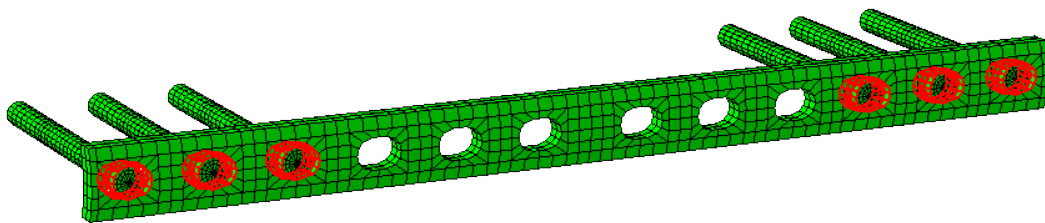
**Figura 3.6** – Ilustração do posicionamento elementos finitos de interface (a) ao longo do plano de nível meridional e (b) na proximidade do parafuso mais próximo da fratura.

Para reproduzir o comportamento experimental foram definidos entre os diferentes componentes pares de contacto. Foram então considerados os contactos entre as duas peças do tubo (Figura 3.7 (a)), a interferência entre a cabeça dos parafusos e os furos da placa (Figura 3.7 (b)), o contacto entre os parafusos e os furos do tubo (Figura 3.7 (c) e (d)) e o contacto tanto entre o carregamento e o tubo (Figura 3.7 (e)), como o apoio e tubo (Figura 3.7 (f)).

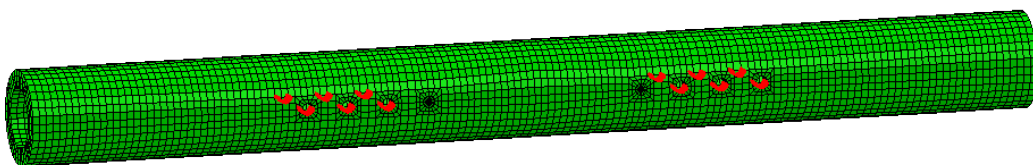
Os contatos foram modelados utilizando elementos de contato superfície-superfície com comportamento de contato de penalidade e um coeficiente de atrito assumido de 0,5. Os nós das superfícies placa/cabeça do parafuso foram ajustados de forma a garantir uma melhor ligação entre estas superfícies.



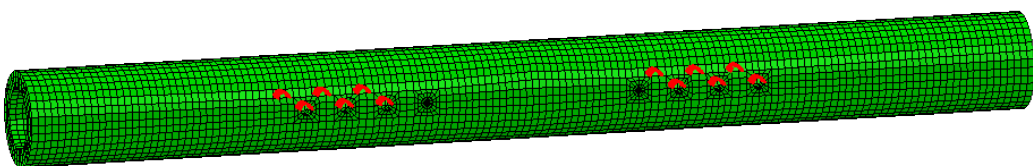
(a)



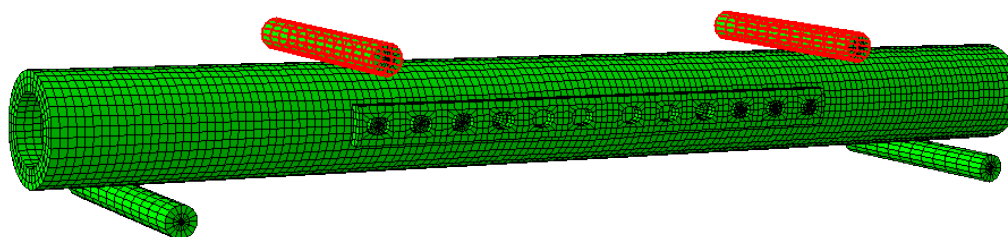
(b)



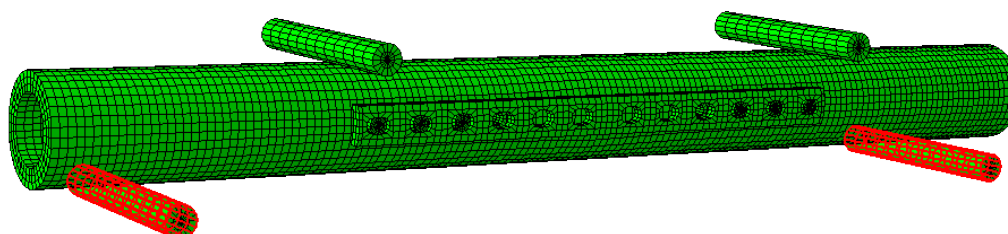
(c)



(d)



(e)



(f)

**Figura 3.7** – Ilustração dos pares de contacto: (a) na junta da fratura; (b) placa DCP com os parafusos, (c) parafusos e furos inferiores, (d) parafusos e furos superiores (e) carregamento e (f) apoio.

### 3.4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS

Na simulação numérica o comportamento da madeira foi considerado ortotrópico para a generalidade do modelo, tendo sido considerado elasto-plástico (critério de Hill, secção 1.8) na proximidade dos furos. Utilizaram-se as propriedades elásticas da madeira de *Eucalyptus globulus* Labill, apresentadas na Tabela 2.4, tendo sido necessário fazer um ajuste numérico-experimental ( $E_L = 17000$  MPa), e nos modelos dos implantes metálicos as propriedades elásticas que se encontram na Tabela 2.5 e os coeficientes de anisotropia e a tensão de referência encontram-se na Tabela 3.3. Impuseram-se, igualmente, condições de fronteira compatíveis com o ensaio mecânico, representadas na Figura 2.10. Os pares de contacto utilizados são do tipo rígido e foram governados por um fator de penalidade linear obtido por tentativa erro (ajuste entre a curva experimental e numérica) igual a  $280 \text{ N/mm}^3$ , para o contacto atuador/tubo e apoio/tubo, e de  $180 \text{ N/mm}^3$  para os restantes contactos. Com o intuito de modelar o dano na peça de madeira utilizaram-se os parâmetros da lei de dano que constam na Tabela 3.2.

Os modelos numéricos foram todos criados sob as mesmas condições e propriedades, alterando apenas a placa e o posicionamento dos parafusos.

**Tabela 3.2** – Parâmetros de fratura de referência da madeira de *Eucalyptus globulus Labill* (Eyma et al., 2004).

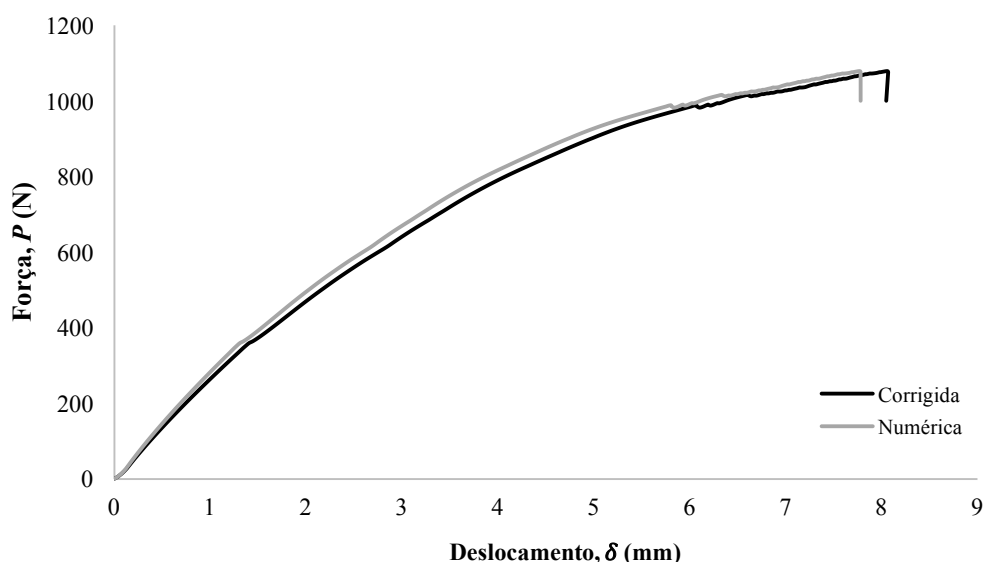
| $\sigma_{u,I}$ (MPa) | $\sigma_{u,II}$ (MPa) | $\sigma_{u,III}$ (MPa) | $G_{Ic}$ (N/mm) | $G_{IIc}$ (N/mm) | $G_{IIIc}$ (N/mm) |
|----------------------|-----------------------|------------------------|-----------------|------------------|-------------------|
| 10,5                 | 6,70                  | 6,70                   | 0,33            | 1,0              | 1,0               |

**Tabela 3.3** – Coeficientes de anisotropia e tensão de referência utilizados na definição do critério de cedência de Hill (de Carvalho, 2013) .

| $\sigma^0$ (MPa) | $R_{11}$ | $R_{22}$ | $R_{33}$ | $R_{12}$ | $R_{13}$ | $R_{23}$ |
|------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| 40*              | 1,0      | 0,12     | 0,12     | 0,26     | 0,26     | 0,07     |

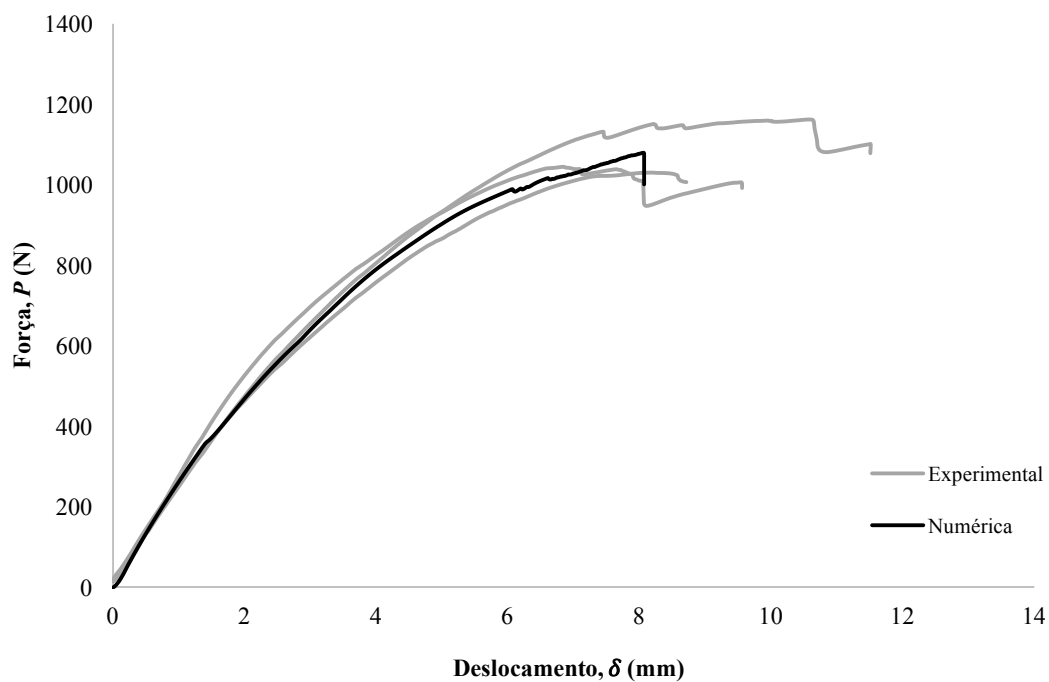
\*Ajuste numérico-experimental.

Atendendo a que modelo numérico admite que todo o aparato é totalmente rígido no seu conjunto, o que não se verifica nos ensaios experimentais, foi necessário corrigir os resultados numéricos obtidos. Para tal, a rigidez do aparato experimental foi avaliada através de um ensaio de flexão em quatro pontos, respeitando as mesmas dimensões do ensaio experimental, sendo o provete substituído por um bloco de aço. Essa informação foi utilizada para corrigir os deslocamentos obtidos com o modelo global. A comparação entre as duas curvas pode ser observada na Figura 3.8 concluindo-se que a rigidez do aparato tem uma influência quase nula no ensaio.

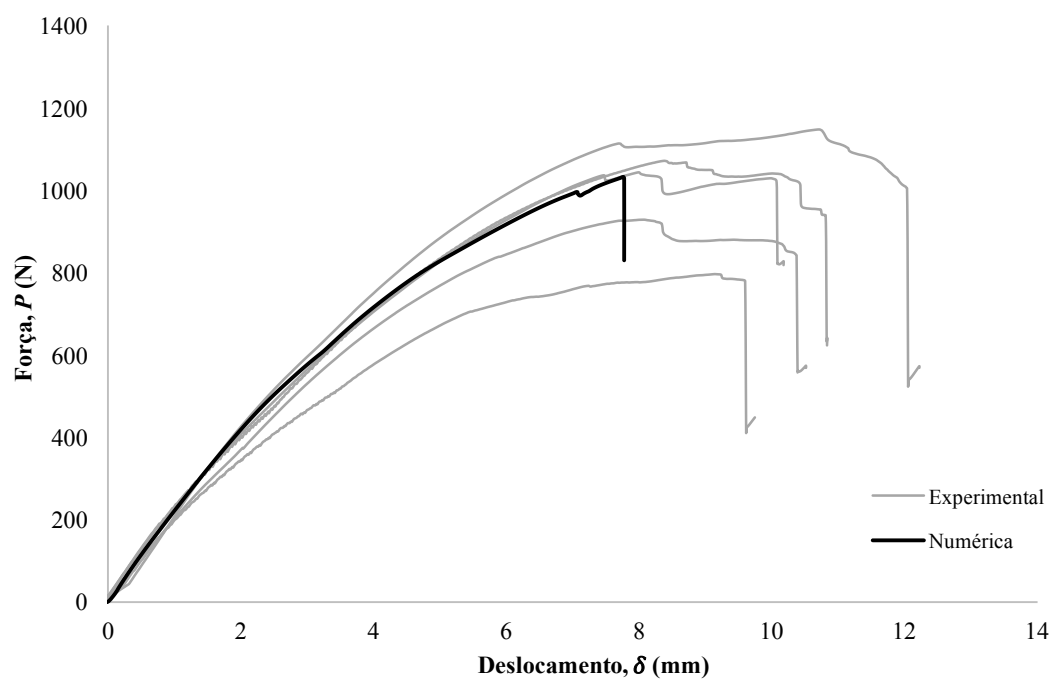


**Figura 3.8** – Influência da rigidez do aparato na previsão das curvas *força – deslocamento*.

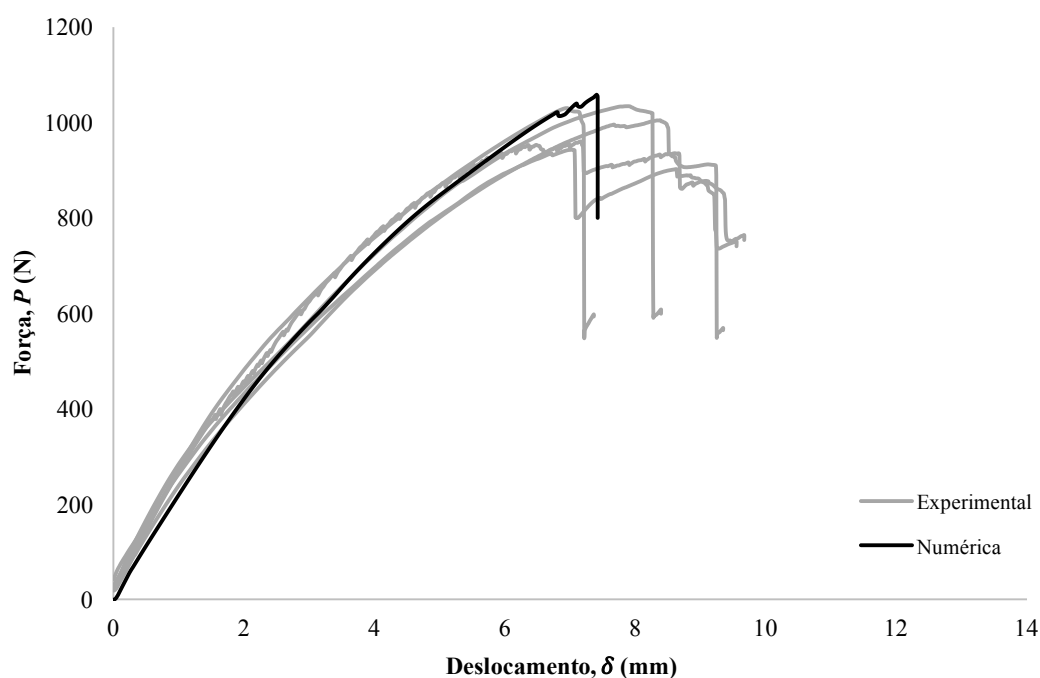
Da Figura 3.9 à Figura 3.11 reúnem-se todas as curvas *força – deslocamento* dos provetes e respectiva curva obtida por simulação numérica, a preto.



**Figura 3.9** – Curvas *força–deslocamento* mostrando o acordo numérico-experimental obtido (placa de 146 mm).



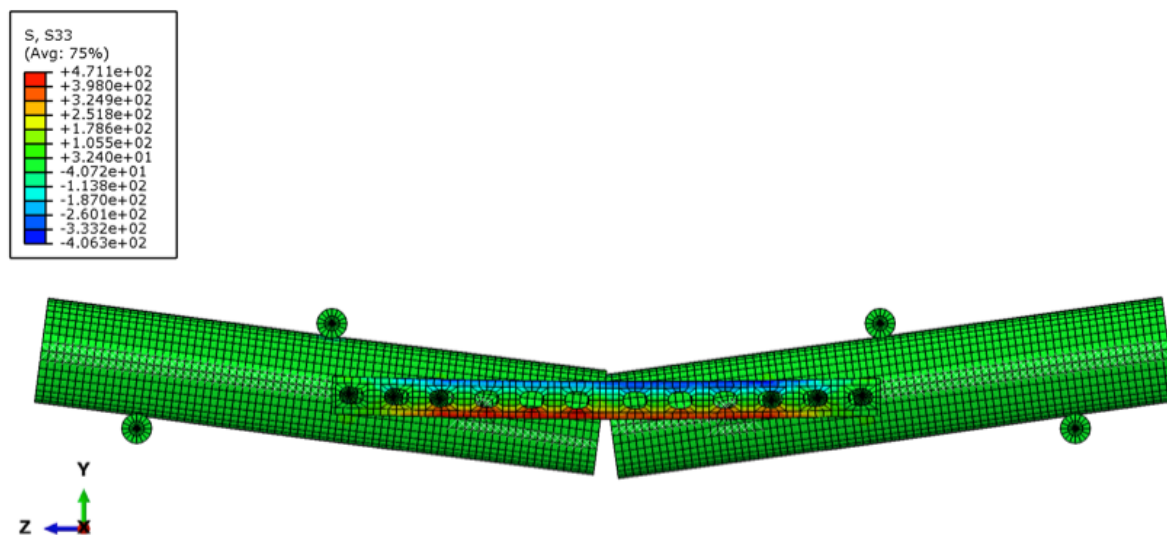
**Figura 3.10** – Curvas *força deslocamento* mostrando o acordo numérico-experimental obtido (placa de 122 mm).



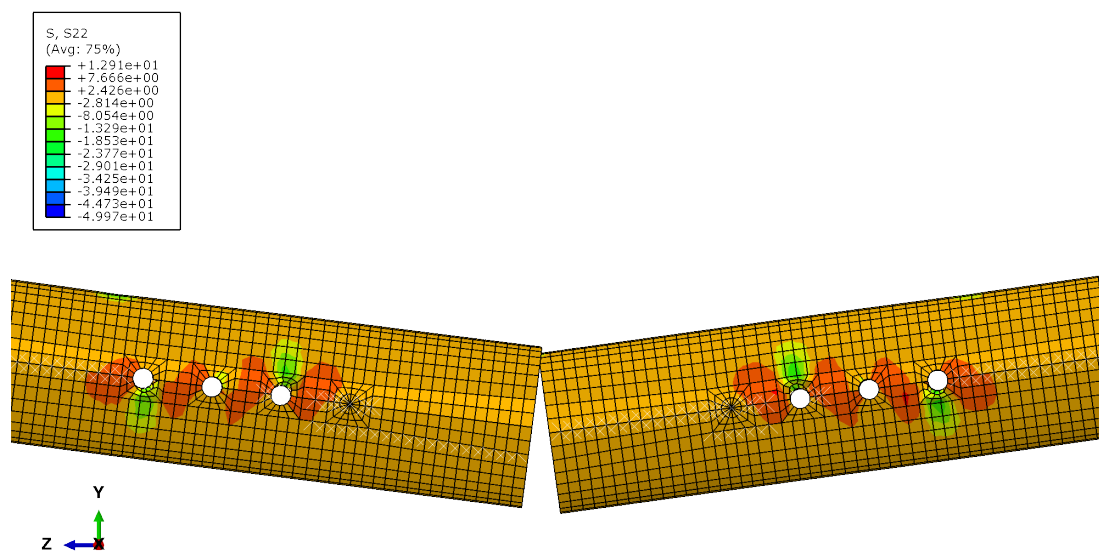
**Figura 3.11** – Curvas *força–deslocamento* mostrando o acordo numérico-experimental obtido (placa de 98 mm).

Da observação das figuras anteriores pode concluir-se que o comportamento global dos ensaios experimentais é capturado pelos modelos numéricos. Pode então afirmar-se que o modelo reproduz de forma qualitativa o efeito da posição dos parafusos, conforme o comprimento das placas, na rigidez e carga máxima.

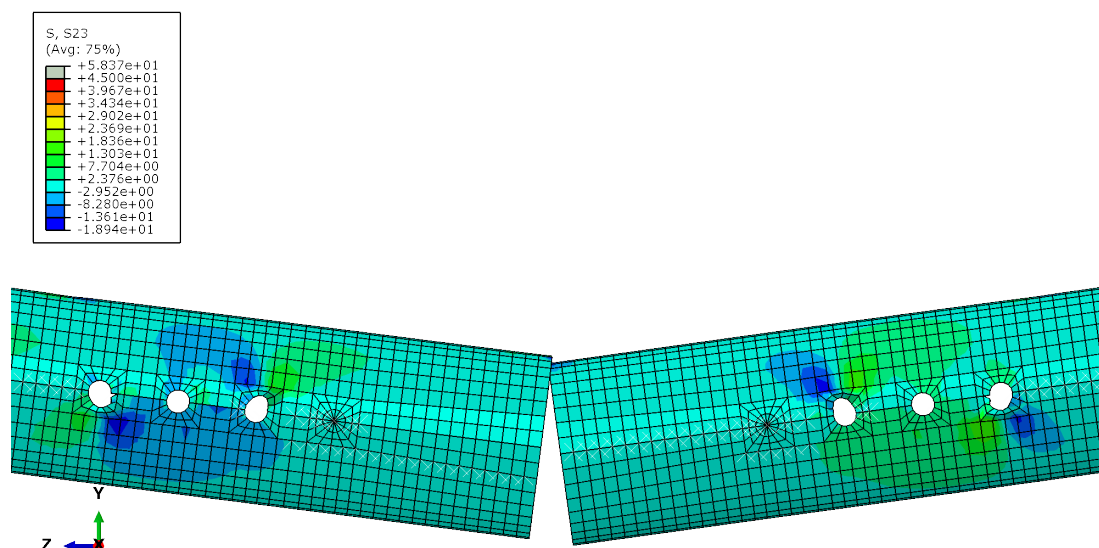
Na Figura 3.12 está apresentado o campo de tensões normais instaladas na direção longitudinal do provete. A partir da mesma observa-se que a distribuição de tensões é coerente, uma vez que se constata que se instalaram tensões compressivas na região superior da placa e tensões de tração na região do bordo inferior da mesma. Isto prova que a transmissão de esforços das duas partes do tubo de madeira à placa de reforço, pelo intermédio de parafusos, foi devidamente reproduzida, sendo os campos de tensão coerentes com os esforços aplicados e condições de ligação ao exterior. Ao analisar a Figura 3.13 e Figura 3.14 observa-se igualmente um gradiente de tensões normais pronunciado na vizinhança dos furos da madeira, que é característica de ligações deste tipo. A zona com maior concentração de tensões é a região entre os furos. Esta observação é consistente com o facto dessa região corresponder à zona de fendas observada na generalidade dos ensaios experimentais (ver Figura 2.25). A partir das mesmas, verifica-se que existem tensões normais e tensões de corte significativas, o que indica que a propagação do dano ocorre em modo misto (I+II+III).



**Figura 3.12** – Campo de tensões normais na direção longitudinal da montagem.

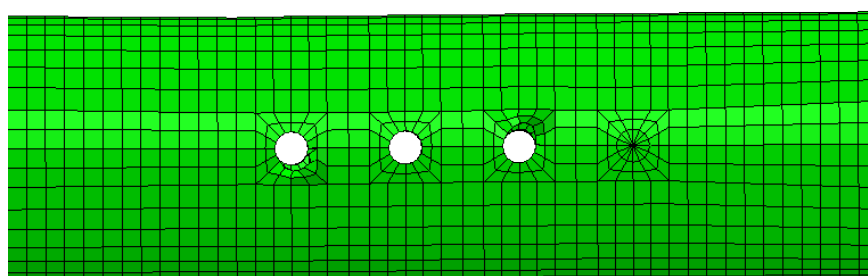


**Figura 3.13** – Campo de tensões na direção normal à propagação de fenda (Inc. 107).

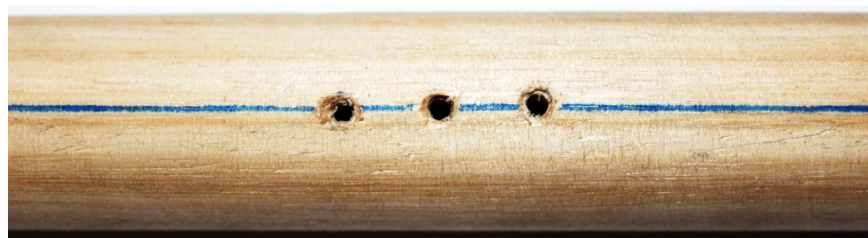


**Figura 3.14** – Campo de tensões na direção de corte na propagação de fenda (Inc. 107).

Na Figura 3.15 é visível a deformação por esmagamento nos furos tanto no modelo como no provete, principalmente nos furos das extremidades.



(a)



(b)

**Figura 3.15** – Deformação nos furos do tubo no final do ensaio: (a) numérico e (b) experimental.

Para perceber a influência do comprimento das placas DCP, elaboraram-se modelos em que as posições dos parafusos permaneciam constantes e apenas se fazia variar o comprimento da placa, concluindo-se que este não é influente na estabilidade da fixação. No entanto, não é possível afirmar que a disposição dos parafusos também não o seja.

### 3.4.1 Combinações de parafusos

Os modelos de elementos finitos apresentados anteriormente foram validados utilizando dados experimentais. Uma vez validado o modelo, é possível comparar resultados utilizando apenas os parâmetros usados na calibração numérica. Assim, para determinar qual a melhor combinação de parafusos, compararam-se os valores da rigidez e da carga máxima do tubo de madeira intacto, determinado experimentalmente, com a rigidez e a carga máxima de todas as combinações avaliadas numericamente. O objetivo da comparação consistia em determinar a combinação de parafusos mais adequada para proporcionar uma rigidez e carga máxima semelhantes às do tubo intacto.

A fim de compreender como a rigidez e a carga máxima são influenciadas pelas posições dos parafusos, definiram-se quatro padrões (Figura 3.16), com combinações diferentes de seis parafusos, três em cada lado da fratura. Para tal, realizaram-se simulações numéricas para modelar o comportamento de flexão da construção, na qual as combinações foram realizadas numa placa de aço inoxidável de 12 furos (146 mm), em que duas das posições dos parafusos foram definidas no centro da placa, mais especificamente, junto ao local da fratura. A disposição dos parafusos foi baseada nos estudos de Lee et al., (2014) e Chakladar et al., (2016).

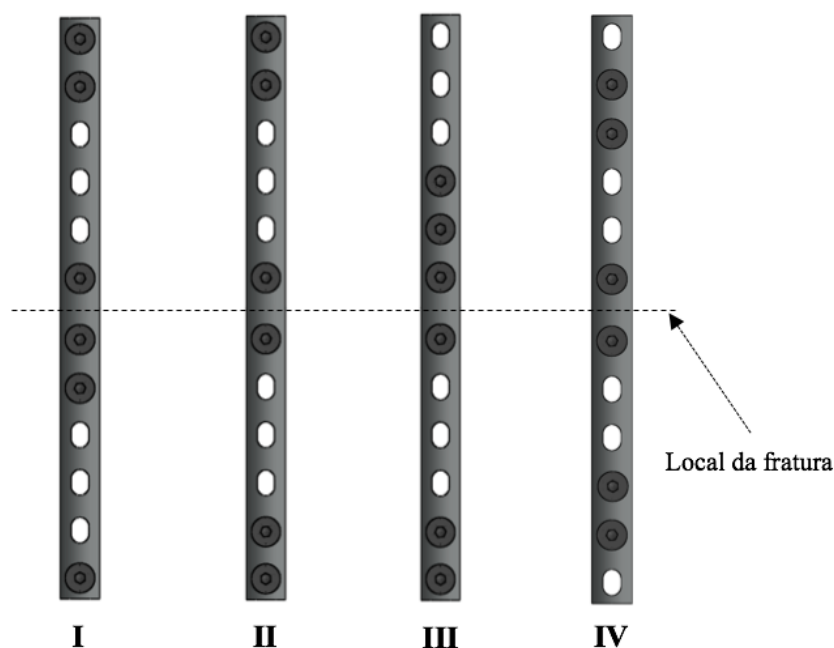
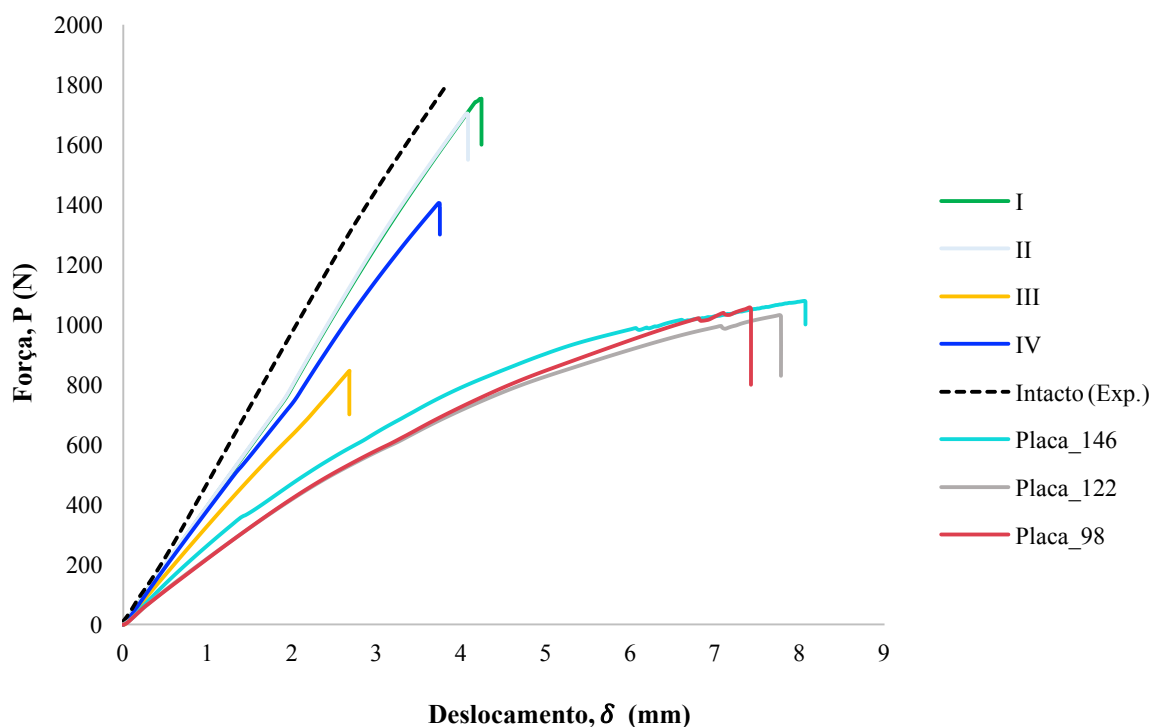


Figura 3.16 – Combinações de parafusos numa placa DCP de 12 furos.

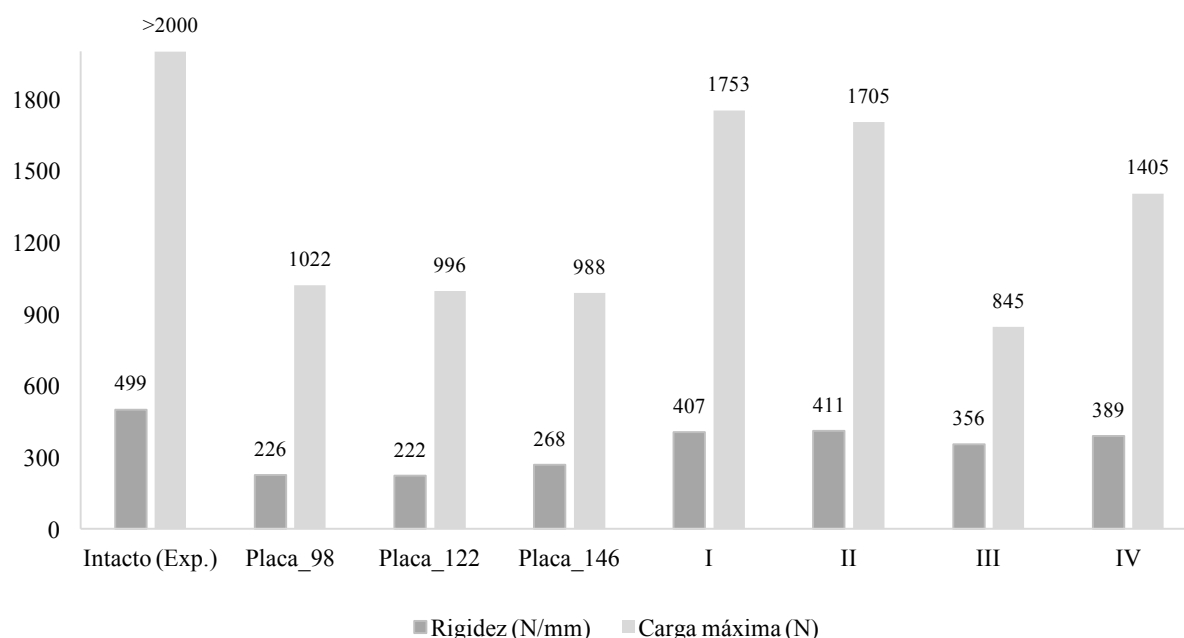
Os modelos dos padrões seguiram as mesmas condições dos modelos anteriores, alterando unicamente a posição dos parafusos.

A Figura 3.17 e a Figura 3.18 comprovam que a posição de dois parafusos junto ao local da fratura é claramente uma posição que beneficia a estabilidade da fixação, uma vez que os padrões I a IV, que contemplam essa disposição, apresentam uma rigidez próxima da pretendida (i.e., 499 N/mm), o que não acontece com os restantes modelos, em que os parafusos se concentram nas extremidades das placas. Denota-se que o padrão III, que não apresenta parafusos numa das extremidades da placa, atinge um valor de carga máxima significativamente mais baixo que o desejado, o que leva a deduzir que também seja necessário a colocação de parafusos nas duas extremidades das placas. Observa-se ainda que a combinação de parafusos que gera um valor de carga máxima mais elevado nem sempre apresenta o maior valor de rigidez. O padrão IV apresenta uma disposição semelhante à do padrão II, mas sem parafusos nas extremidades da placa, verificando-se que há uma diminuição tanto da rigidez como da carga máxima; isto mostra que o comprimento da placa é importante na combinação de parafusos. Estas conclusões demonstram que tanto a rigidez como a carga máxima são influenciadas pela posição dos parafusos, tendo em conta o local da fratura. Na Figura 3.17 estão apresentadas as curvas  $P - \delta$  numéricas de todas as combinações de parafusos em comparação com a curva  $P - \delta$  experimental do tubo intacto.



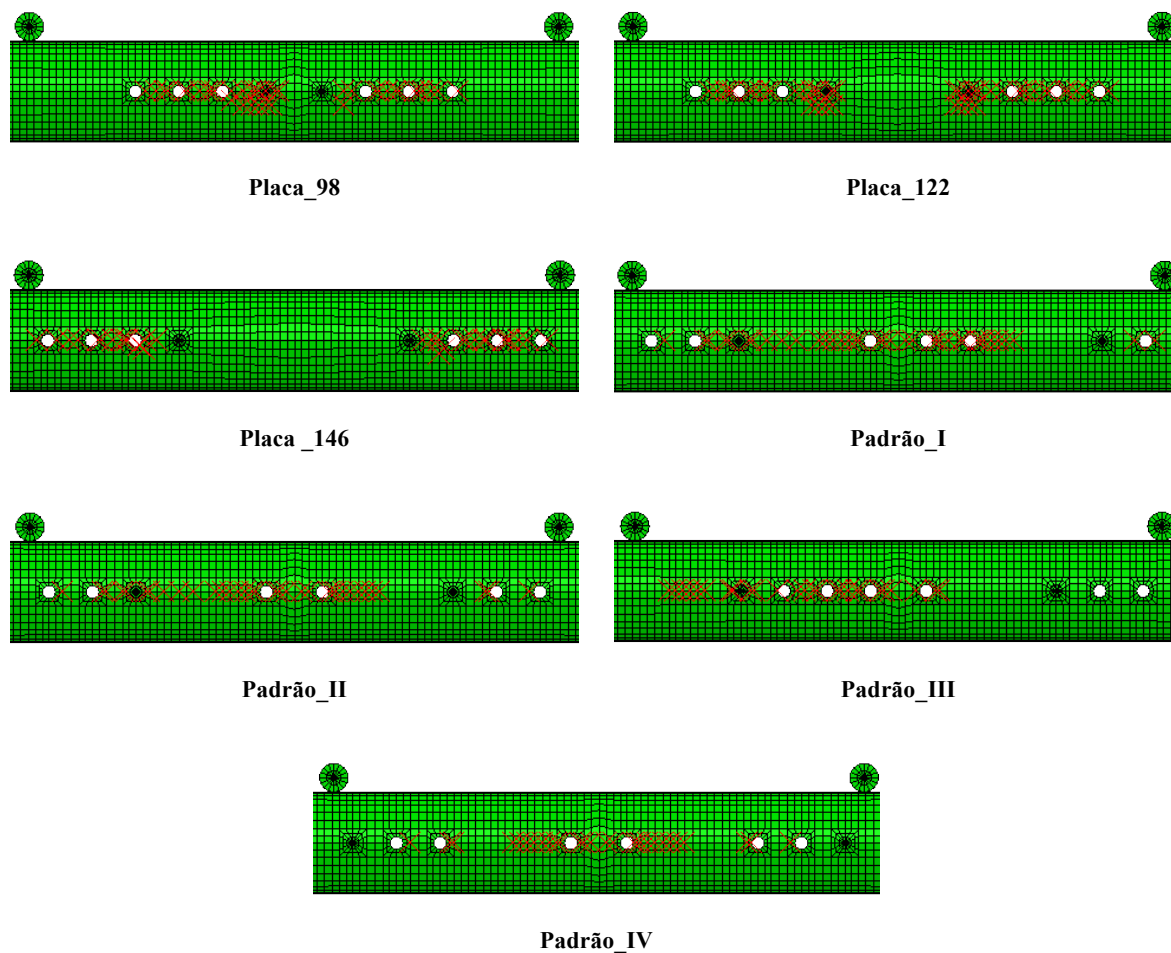
**Figura 3.17** – Curvas força-deslocamento de todas as simulações numéricas e do tubo intacto.

Com base na Figura 3.18 é possível constatar que os resultados demonstram uma grande variação na rigidez, variando entre 222, aproximadamente metade da rigidez do tubo intacto, a 411 N/mm. Do mesmo modo, observou-se uma gama de carga máxima de 845 a 1753 N, em comparação com a carga máxima superior a 2000 N do tubo intacto. Perante isto, conclui-se que os valores obtidos nos padrões I e II são os que mais se aproximam dos valores da rigidez e da carga máxima do tubo de madeira intacto, apresentando-se como duas soluções favoráveis para a estabilidade da fixação de uma placa de osteossíntese interna DCP.



**Figura 3.18** – Rigidez e carga máxima de todas as combinações de parafusos e do tubo intacto.

A Figura 3.19 apresenta a região de dano para o incremento anterior ao início da propagação em todos os modelos numéricos criados, reforçando a influência do posicionamento dos parafusos. O dano nos padrões I e II surge distribuído ao longo de todo o comprimento da placa, demonstrando que a colocação de parafusos junto ao local da fratura e nas extremidades da placa é realmente significativa, o que vai de encontro aos resultados anteriormente apresentados, revelando que o preenchimento dessas posições é fundamental para a qualidade/estabilidade da ligação.



**Figura 3.19** – Representação do dano ao longo da região de interesse em todos os modelos numéricos.

# CAPÍTULO IV

---

## Conclusões e perspectivas de trabalho futuro

Neste Capítulo final, resumem-se as principais conclusões retiradas na sequência da análise de resultados dos ensaios de flexão em quatro pontos e do modelo numérico do mesmo. Assim:

1. Para garantir que o campo de tensões na região limite da placa não é influenciado por nenhum efeito local, determinou-se a distância mínima entre apoios. Para tal, recorreu-se ao princípio de *Saint-Venant*, definindo-se uma distância entre apoios de 250 mm.
2. O ensaio de flexão em quatro pontos proporciona um momento de flexão constante ao longo da região de interesse, sendo indicado para realizar um estudo comparativo nestas condições.
3. Depois de avaliar os três materiais, chegou-se à conclusão que o PP-R é um material demasiado dúctil e a madeira composta apresenta indentação dos cilindros de apoio e carregamento, não sendo os mais indicados para o pretendido. Perante isto, considerou-se que a madeira de eucalipto, da espécie *Eucalyptus globulus Labill*, era o material mais adequado para o estudo, uma vez que é um material ortotrópico, com uma rigidez e um comportamento mecânico semelhantes ao tecido ósseo.
4. Os coeficientes de variação experimentais reduzidos indicam que o procedimento experimental foi o adequado garantindo a reprodutibilidade dos resultados.
5. Nos ensaios experimentais, o comprimento da placa de osteossíntese não se mostrou influente na estabilidade da fixação, uma vez que os valores de rigidez e carga máxima obtidos no ensaio de flexão não apresentaram qualquer tendência em função da variação

do comprimento da placa. Contudo, não foi possível afirmar que a disposição dos parafusos conforme o comprimento da placa fosse insignificante.

6. Atendendo a que modelo numérico permitiu reproduzir o comportamento da ligação muito próximo ao experimental e que os campos de tensão obtidos são indicadores claros de uma definição adequada do modelo de elementos finitos, foi possível validar os modelos numéricos.

Depois de validados os modelos, criaram-se quatro padrões de parafusos distintos, e os valores obtidos nas simulações numéricas foram comparados com os valores experimentais da rigidez (499 N/mm) e carga máxima (>2000) do tubo intacto, concluindo-se que:

7. A posição de dois parafusos junto à fratura tem um grande impacto sobretudo na rigidez, isso verificou-se ao comparar as combinações iniciais (sem parafusos junto à fratura) e os padrões (com parafusos junto à fratura).
8. A colocação de parafusos nas extremidades da placa influencia maioritariamente a carga máxima (padrões II e III, por exemplo).
9. O padrão com o valor de rigidez mais elevado não significa que tenha a carga máxima mais alta (padrões I e II).
10. O comprimento da placa tem influência aquando da utilização de parafusos nas extremidades e junto à fratura. Verificou-se que para configurações iguais e com a mesma distância entre o último parafuso e a fratura, o comprimento da placa não apresenta qualquer influência, contudo, para configurações iguais, mas com distâncias diferentes entre a fratura e o último parafuso o comprimento da placa torna-se bastante significativo (padrões II e IV).
11. A disposição inicial dos parafusos utilizada nos ensaios experimentais, não permite chegar com certezas a nenhuma conclusão, contudo foram bastante úteis para comparar com as restantes configurações de parafusos.

12. Os padrões I e II foram os que mais se aproximaram dos valores de rigidez e carga máxima desejados, assumindo os valores de 407 N/mm e 1753 N, para o padrão I, e 411 N/mm e 1705 N para o padrão II.

Perante os cenários criados, pode concluir-se que a distância entre parafusos influencia significativamente a estabilidade de fixação de uma placa DCP, responsável por reduzir uma fratura transversa. Os parafusos posicionados junto ao local da fratura e nas extremidades da placa são os que mais contribuem para a estabilidade da fixação.

O modelo numérico desenvolvido permitirá analisar o comportamento mecânico deste tipo de montagens, para estudo de cenários alternativos ou complementares ao que foi analisado, onde se faça variar diferentes distâncias entre seis parafusos, a espessura ou o material da placa. Este tipo de estudos contribui para uma maior eficiência no processo de consolidação óssea, mostrando-se uma ferramenta de apoio à decisão por equipas cirúrgicas.

Como perspectivas de trabalho futuro, seria pertinente, nos ensaios mecânicos, utilizar modelos compósitos de fêmur para avaliar o efeito da espessura ao longo do provete, uma vez que este fator pode interferir na influência da distância entre parafusos. Como no modelo numérico foram arbitrados alguns parâmetros de contacto e da ligação roscada, seria interessante um trabalho de caracterização nesta área.



# BIBLIOGRAFIA

Ahmad, M., Nanda, R., Bajwa, A.S., Candal-Couto, J., Green, S., and Hui, A.C. (2007). Biomechanical testing of the locking compression plate: When does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury* 38, 358–364.

Avery, C.M.E., Bujtár, P., Simonovics, J., Dézsi, T., Váradi, K., Sándor, G.K.B., and Pan, J. (2013). A finite element analysis of bone plates available for prophylactic internal fixation of the radial osteocutaneous donor site using the sheep tibia model. *Med. Eng. Phys.* 35, 1421–1430.

Branco, C. (1994). *Mecânica dos Materiais* (Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian).

Bujtár, P., Simonovics, J., Váradi, K., Sándor, G.K.B., and Avery, C.M.E. (2014). The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: A finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors. *J. Cranio-Maxillofac. Surg.* 42, 855–862.

de Carvalho, L. (2013). *Otimização do comportamento quase-estático de ligações com transferência de momentos de cavilhas em estruturas de madeira*. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Chakladar, N.D., Harper, L.T., and Parsons, A.J. (2016). Optimisation of composite bone plates for ulnar transverse fractures. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 57, 334–346.

Chen, A.C.-Y., Lin, Y.-H., Kuo, H.-N., Yu, T.-C., Sun, M.-T., and Lin, C.-L. (2013). Design optimisation and experimental evaluation of dorsal double plating fixation for distal radius fracture. *Injury* 44, 527–534.

Choi, J.K., Gardner, T.R., Yoon, E., Morrison, T.A., Macaulay, W.B., and Geller, J.A. (2010). The Effect of Fixation Technique on the Stiffness of Comminuted Vancouver B1 Periprosthetic Femur Fractures. *J. Arthroplasty* 25, e29.

Crespo, J., Aira, J.R., Vázquez, C., and Guaita, M. (2016). Comparative analysis of the elastic constants obtained using ultrasound and mechanical tests in white eucalyptus good (eucalyptus globulus labill.).

Dâmaso, H. (2009). Comportamento à fractura em modo I e em modo II de ligações coladas entre madeira e compósitos. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Denard, P.J., Doornink, J., Phelan, D., Madey, S.M., Fitzpatrick, D.C., and Bottlang, M. (2011). Biplanar fixation of a locking plate in the diaphysis improves construct strength. Clin. Biomech. 26, 484–490.

Dias, C. (2014). Análise numérica e experimental de ligações por parafusos metálicos do tecido ósseo cortical de cabra – fratura cominuta redutível. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Dias, M., Costa, L., Viegas, C., Alves, H., and Pires, M. (2005). O Tecido Ósseo - Biologia da Cicatrização (UTAD).

Doblaré, M., García, J.M., and Gómez, M.J. (2004). Modelling bone tissue fracture and healing: a review. Eng. Fract. Mech. 71, 1809–1840.

Eyma, F., Méausoone, P.-J., and Martin, P. (2004). Study of the properties of thirteen tropical wood species to improve the prediction of cutting forces in mode B. Ann. For. Sci. 55–64.

Feerick, E.M., and McGarry, J.P. (2012). Cortical bone failure mechanisms during screw pullout. J. Biomech. 45, 1666–1672.

Heyland, M., Duda, G.N., Haas, N.P., Trepczynski, A., Döbele, S., Höntzsch, D., Schaser, K.-D., and Märdian, S. (2015). Semi-rigid screws provide an auxiliary option to plate working length to control interfragmentary movement in locking plate fixation at the distal femur. Injury 46, Supplement 4, S24–S32.

Hibbeler, R.C. (2010). Resistência dos Materiais (São Paulo: Pearson Prentice Hall).

Inzana, J.A., Varga, P., and Windolf, M. (2016). Implicit modeling of screw threads for efficient finite element analysis of complex bone-implant systems. *J. Biomech.* 49, 1836–1844.

Jiménez-Delgado, J.J., Paulano-Godino, F., PulidoRam-Ramírez, R., and Jiménez-Pérez, J.R. (2016). Computer assisted preoperative planning of bone fracture reduction: Simulation techniques and new trends. *Med. Image Anal.* 30, 30–45.

Justo, D. (2014). Análise numérica e experimental de ligações por parafusos metálicos do tecido ósseo cortical de cabra - fratura transversa. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Lee, C.-H., Shih, K.-S., Hsu, C.-C., and Cho, T. (2014). Simulation-based particle swarm optimization and mechanical validation of screw position and number for the fixation stability of a femoral locking compression plate. *Med. Eng. Phys.* 36, 57–64.

Lieger, O., Schaller, B., Bürki, A., and Büchler, P. (2015a). Biomechanical evaluation of different angle-stable locking plate systems for mandibular surgery. *J. Cranio-Maxillofac. Surg.* 43, 1589–1594.

Lieger, O., Schaller, B., Bürki, A., and Büchler, P. (2015b). Biomechanical evaluation of different angle-stable locking plate systems for mandibular surgery. *J. Cranio-Maxillofac. Surg.* 43, 1589–1594.

Loi, F., Córdova, L.A., Pajarinen, J., Lin, T., Yao, Z., and Goodman, S.B. (2016). Inflammation, fracture and bone repair. *Bone* 86, 119–130.

Marieb, E., and Hoehn, K.H. (2007). Human anatomy & physiology (Benjamin Cummings).

Martin, R.B., Burr, D.B., Sharkey, N.A., and Fyhrie, D.P. (2015). *Skeletal Tissue Mechanics* (Springer-Verlag New York).

Mehboob, H., and Chang, S.-H. (2014a). Application of composites to orthopedic prostheses

for effective bone healing: A review. *Compos. Struct.* 118, 328–341.

Mehboob, H., and Chang, S.-H. (2014b). Evaluation of healing performance of biodegradable composite bone plates for a simulated fractured tibia model by finite element analysis. *Compos. Struct.* 111, 193–204.

Meyers, M.A., Chen, P.-Y., Lin, A.Y.-M., and Seki, Y. (2008). Biological materials: Structure and mechanical properties. *Prog. Mater. Sci.* 53, 1–206.

Monteiro, P. (2013). Caracterização da madeira de *Pinus pinaster* à fractura em modo I à escala dos anéis de crescimento. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Morais, J., Dourado, N., and Xavier, J. (2006). *Sólidos Elásticos* (UTAD).

Moura, M.F.S.F. d., Moraes, A.B. d., and Magalhães, A.G. d. (2011). *Materiais Compósitos Materiais, Fabrico e Comportamento Mecânico*.

de Moura, M.F.S.F., Silva, M.A.L., de Moraes, A.B., and Moraes, J.J.L. (2006). Equivalent crack based mode II fracture characterization of wood. *Eng. Fract. Mech.* 73, 978–993.

Pereira, F. (2008). *Comportamento mecânico e à fractura do tecido ósseo cortical*. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Pereira, F. (2009). *Comportamento à fractura em modo I do tecido ósseo cortical*. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E., and Leong, K.W. (2001). Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Compos. Sci. Technol.* 61, 1189–1224.

Rodrigues, D. (2014). *Caracterização numérico-experimental do comportamento mecânico da madeira submetida a regimes de carregamento cíclico*. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Seeley, R., Stephens, T., and Tate, P. (2005). *Anatomia e Fisiologia (Lusodidacta)*.

Sommers, M.B., Fitzpatrick, D.C., Madey, S.M., Vande Zanderschulp, C., and Bottlang, M. (2007). A surrogate long-bone model with osteoporotic material properties for biomechanical testing of fracture implants. *J. Biomech.* *40*, 3297–3304.

Teixeira, M. (2015). Caracterização numérico-experimental de um sistema constituído por placa de osteossíntese metálica para fixação óssea recorrendo a parafusos bicorticais. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Wagner, M. (2003). General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* *34*, *Supplement* 2, 31–42.

Xavier, J. (2003). Caracterização do comportamento ao corte da madeira usando o ensaio de Iosipescu. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Zhang, Y.-K., Wei, H.-W., Lin, K.-P., Chen, W.-C., Tsai, C.-L., and Lin, K.-J. (2016). Biomechanical effect of the configuration of screw hole style on locking plate fixation in proximal humerus fracture with a simulated gap: A finite element analysis. *Injury* *47*, 1191–1195.