



**Ana Isabel Lobato
Cabrinha**

**Desenvolvimento de modelo numérico da
interface cimento-osso na artroplastia cimentada**



**Ana Isabel Lobato
Cabrinha**

**Desenvolvimento de modelo numérico da
interface cimento-osso na artroplastia cimentada**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestrado em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica de António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Este trabalho teve o apoio financeiro dos projetos UIDB/00481/2020 e UIDP/00481/2020 - FCT - Fundação para Ciência e Tecnologia; e CENTRO-01-0145-FEDER-022083 - Programa Operacional Regional do Centro (Centro2020), no âmbito do Acordo de Parceria Portugal 2020, através do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional.

O júri / The jury

Presidente / President

Prof. Doutor Alfredo Manuel Balacó de Morais

Professor Associado da Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (orientador)

Prof. Doutor Paulo Rui Alves Fernandes

Professor Associado do Instituto Superior Técnico

Agradecimentos / Acknowledgements

Aos meus pais, a quem sou eternamente grata, por de tudo fazerem para me proporcionarem oportunidades que eles não puderam ter. Sem eles, nada disto seria possível. À minha família e aos meus amigos, por todo o apoio incondicional.

Ao meu orientador, Professor Doutor António Ramos, os meus mais sinceros agradecimentos, por todo o apoio, confiança, orientação e disposição prestados ao longo destes meses de trabalho.

À Professora Doutora Gabriela Vincze e ao Engenheiro Ricardo Beja, um especial obrigado, por toda a ajuda e tempo disponibilizados na realização dos ensaios experimentais.

Palavras-chave

Artroplastia; Osso Trabecular; Cimento Ósseo; Interface; Resposta Mecânica

Resumo

A taxa de incidência da artroplastia primária e de revisão na população mundial tem vindo a aumentar, principalmente associada a grandes articulações: anca, joelho e ombro. Uma das variáveis associada à artroplastia é o tipo de ligação entre o implante e o osso do paciente, pois esta estará associada ao sucesso ou insucesso de uma artroplastia a curto prazo. Assim o estudo da interface osso-cimento no caso de artroplastias cimentadas revela-se como um fator decisivo para o sucesso de qualquer artroplastia. Neste âmbito, este trabalho tem por base o desenvolvimento de um modelo que permita replicar a interface osso-cimento e cimento-haste de forma a aferir o seu comportamento a longo prazo. Para o efeito, foi desenvolvido um modelo experimental e um modelo de elementos finitos de uma secção da artroplastia cimentada, situada na epífise de um osso longo, considerando o osso cortical, o osso trabecular, o cimento ósseo e a haste do implante.

Experimentalmente, a arquitetura do osso trabecular foi reproduzida através de espumas de poliuretano de três densidades distintas: 7,5, 10 e 12 PCF. As amostras foram submetidas a ensaios mecânicos de tração, em conjunto com correlação digital de imagem. Foi ainda efetuado um ensaio de extensometria de forma a obter deformações locais no cimento. Numericamente, a reconstrução da geometria do osso esponjoso baseou-se em scans de uma espuma de poliuretano de densidade 7,5 PCF, obtidos por microtomografia raio-X computadorizada (μ CT). Foi considerada uma simetria em relação ao eixo de revolução do implante. Calculou-se uma correlação linear de $r=0,72$ e uma correlação quadrática de $\rho=0,61$ entre os dois modelos.

Foi avaliada a influência de quatro variáveis associadas à artroplastia cimentada: acabamento da superfície da haste do implante, propriedades mecânicas e elásticas do cimento ósseo, espessura da camada de cimento (avaliadas numericamente) e densidade do osso trabecular (avaliada experimentalmente). O aumento de atrito entre a haste e o cimento demonstrou reduzir as tensões solicitadas no cimento, contudo, verificou-se convergência no efeito. Um coeficiente de 0,3 parece oferecer resultados favoráveis. O aumento do módulo de elasticidade e tensão de rotura do cimento traduziu-se na diminuição das tensões médias deste, contudo aumentam as tensões locais na interface cimento-osso. Um cimento de 2,5 GPa ofereceu resultados mais equilibrados. A espessura da camada de cimento revelou ter uma influência substancial nas tensões e deformações do osso e do cimento. O estudo indica que camadas entre 5,5 e 7,5 mm de espessura oferecem resultados mais favoráveis na resistência de ambos os componentes. Os resultados experimentais sugerem que o aumento da densidade do osso aumenta a rigidez e estabilidade da estrutura mas reduz a aposição de cimento, aumentando o risco de falha na interface cimento-osso.

Keywords

Arthroplasty; Trabecular Bone; Bone Cement; Mechanical Response

Abstract

The incidence rate of primary and revision arthroplasties has been increasing, especially when associated with larger joints: hip, knee and shoulder. One of the variables associated with arthroplasty is the kind of fixation between the implant and the patient's bone, since this will determine the short-term success or failure of the arthroplasty. Therefore, the study of the cement-bone interface, in the case of cemented arthroplasties, becomes a decisive factor to the success of any arthroplasty. Thus, this work aims to develop a model that reproduces the bone-cement and the implant-cement interfaces, in order to assess its long-term behaviour. For this purpose, an experimental and a finite element model of a section of a cemented arthroplasty located at the epiphysis of a long bone was developed, considering the cortical bone, trabecular bone, bone cement and the stem of the implant. Experimentally, the structure of the trabecular bone was reproduced as a polyurethane foam in three different densities: 7.5, 10 and 12 PCF. The samples were subjected to a tensile test and digital image correlation simultaneously. In order to obtain local strains at the cement mantle, it was also used strain gauges. Numerically, the structure of the trabecular bone was reconstructed using computed microtomography (μ CT) of a 7.5 PCF polyurethane foam. Axis symmetry along the stem revolution axis was considered. A linear correlation of $r=0.72$ and a nonparametric correlation of $\rho=0.61$ was calculated between the two models.

The influence of four variables associated with the cemented arthroplasty were evaluated: implant surface finish, bone cement's mechanical and elastic properties, cement mantle thickness (evaluated numerically) and trabecular bone density (evaluated experimentally). The increase of friction between the implant and the cement resulted in a decrease of the latest tensions, however, there was convergence in the effect. A 0.3 friction coefficient seems to offer good results. The increase of cement elastic modulus and ultimate tensile strength have decreased the mean tensions in the cement, but in contrast, increased the local stresses. The results indicate a cement of 2.5 GPa as more suitable. A substantial influence of cement mantle thickness was observed in the cement and bone stresses and strains. The study indicates a cement mantle of 5.5-7.5 mm provides better results in both components strength. The experimental results suggest that greater bone densities provide stability and a stiffer structure. On the other hand, cement apposition decreases, increasing cement-bone interface failure risk.

Índice

Nomenclatura	xi
Acrónimos	xiii
I Contextualização Teórica	1
1 Introdução	3
1.1 Enquadramento	3
1.2 Metodologia e resultados esperados	4
1.3 Organização do documento	5
2 O osso e a sua estrutura	7
2.1 Composição e estrutura	8
2.2 Propriedades mecânicas do osso	10
2.3 Modelação e remodelação óssea	12
3 A artroplastia cimentada	15
3.1 Artroplastia cimentada	16
3.1.1 Cimento ósseo e técnicas de cimentação	17
3.1.2 Interface implante-cimento	18
3.1.3 Interface cimento-osso	19
3.1.3.1 Histologia da interface cimento-osso	20
3.1.3.2 Propriedades da interface cimento-osso	21
4 Métodos e modelos utilizados em estudos	23
4.1 Estudos MEF da interface cimento-osso	24
II Metodologia e Resultados Obtidos	29
5 Modelos experimentais	31
5.1 Procedimento experimental	31
5.1.1 Fabrico das amostras experimentais	31
5.1.2 Ensaio mecânicos	33
5.1.3 Correlação digital de imagem	34
5.1.4 Extensometria	34
5.2 Resultados experimentais	36

5.2.1	Resposta da amostra em tração	36
5.2.2	Deformações no manto de cimento	37
5.2.3	Micromovimentos no manto de cimento	40
6	Modelo numérico	43
6.1	Desenvolvimento do modelo numérico	43
6.1.1	Reconstrução da geometria	43
6.1.2	Influência do acabamento da superfície da haste do implante	47
6.1.3	Influência das propriedades do cimento ósseo	48
6.1.4	Influência da espessura da camada de cimento	48
6.2	Validação	49
6.3	Resultados numéricos	52
6.3.1	Influência do acabamento da superfície do implante	52
6.3.2	Influência das propriedades do cimento ósseo	55
6.3.3	Influência da espessura da camada de cimento	58
7	Análise e discussão dos resultados	65
7.1	Limitações do estudo	68
III	Conclusão e Direções Futuras de Investigação	71
8	Conclusões	73
8.1	Trabalhos futuros	73
	Apêndices	81
A	Gráficos interface cimento-osso	83
B	Gráficos interface implante-cimento	95

Lista de Tabelas

3.1	Sumário dos valores reportados na literatura para a resistência da interface, consoante diferentes parâmetros de estudo.	22
5.1	Constantes elásticas e de resistência mecânica do osso esponjoso de humanos e propriedades mecânicas das espumas de poliuretano.	32
6.1	Lista de materiais dos componentes e respectivas propriedades elásticas e mecânicas.	45
6.2	Casos considerados para o estudo da influência do acabamento da haste do implante.	47
6.3	Propriedades mecânicas e elásticas dos diferentes cimentos ósseos simulados (Lewis, 1997).	48
6.4	As diferentes medidas consideradas para análise da influência da espessura da camada de cimento e quantidade de osso envolvente.	49
6.5	Tabela de coeficientes de correlação numérica e experimental e desvios dos valores da amostragem.	51

Lista de Figuras

2.1	Em (a) a composição do osso. Em (b) as características interiores de uma secção da diáfise de um osso longo (Adaptado de <i>Anatomia e Fisiologia</i> , Seeley et al., 2005).	8
2.2	Em (a) identificação da configuração de um fémur adulto. Em (b) a arquitetura microscópica do osso trabecular e secção transversal de uma trabécula. (Adaptado de <i>Anatomia e Fisiologia</i> , Seeley et al., 2005)	9
2.3	Curvas típicas tensão-deformação do osso cortical e osso esponjoso (Adaptado de Completo e Fonseca, 2019).	10
2.4	Secção interior de um fémur, com a identificação da direção das tensões criadas pelo peso corporal. As trabéculas orientam-se consoante as direções da carga mecânica. (Adaptado de <i>Anatomia e Fisiologia</i> , Seeley et al., 2005)	13
3.1	Artroplastia total do joelho em marfim, com a) representação da montagem e b) vista explodida da prótese a evidenciar as aberturas para a fixação das estacas. Adaptado de <i>Themistocles Gluck: an unrecognised genius</i> , Eynon-Lewis et al., 1992	16
3.2	Secção de um fémur com uma artroplastia total da anca implantada. Identificação dos vários constituintes: osso cortical, osso esponjoso, haste, cimento e compósito formado entre o cimento e o osso trabecular. Adaptado de <i>The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties</i> , Jasty et al., 1991.	17
3.3	(a) À esquerda uma secção de uma amostra de um femur <i>postmortem</i> , por Charnley, 1964. A indica o manto de cimento. B é a camada de tecido fibroso. C é o compósito, constituído por cimento e osso trabecular morto. D é a zona do compósito com osso novo depositado no osso morto e nos espaços trabeculares. E corresponde ao osso trabecular saudável com líquido sinovial. (b) À direita uma radiografia de um homem adulto de 46 anos, com uma artroplastia total da anca implantada em 1993 devido a necrose vascular. As setas indicam as zonas onde houve osteólise. Figura adaptada de Wong et al., 2013.	20

4.1	Em (a) a malha de elementos finitos dos constituintes do modelo FEM de um estudo da transferência de carga na interface cimento-osso em função da espessura do cimento (Jansson et al., 1993). O osso esponjoso (cancellous bone), é considerado como um meio contínuo, linear elástico, e isotrópico. A reconstrução do osso foi baseada em tomografia computadorizada. Em (b), outro estudo considerando a continuidade do osso esponjoso (Waanders et al., 2011). O parâmetro em estudo foi a fadiga do manto de cimento, como função do método de implementação do comportamento micro mecânico da interface cimento-osso. Em (c), o estudo pormenorizado de uma secção crítica de uma prótese Lubinus (Ramos et al., 2020). Em (d), estudo da fadiga do manto de cimento, através uma secção 2D de um modelo de artroplastia, em função do acabamento da superfície do implante (Lennon et al., 2003).	25
4.2	Em (a) o modelo de elementos finitos da amostra da interface cimento-osso de bovino (Tozzi et al., 2012). A amostra foi dividida em quatro regiões: osso (Bone), zona de interdigitação parcial (BC-PI), zona de interdigitação total (BC-FI), e manto de cimento (Cement). Em (b) o modelo de elementos finitos de uma amostra da interface cimento-osso, utilizando uma espuma de malha aberta de alumínio como reprodução do osso (Leung, 2008). A amostra foi dividida em quatro regiões: manto de cimento (A), região do compósito (B), compósito e espuma (C), e espuma (D).	26
4.3	Em (a) o modelo de elementos finitos do modelo da interface cimento-osso, utilizado para o estudo do comportamento do descolamento (Hung e Chang, 2010). Em (b) o modelo numérico 2D desenvolvido por Paula, 2019.	27
5.1	Secção da amostra experimental utilizada para os ensaios de validação. Identificação dos vários constituintes.	32
5.2	Em (a) as amostras finais, após a polimerização. Em (b) as amostras seccionadas para os ensaios de tração e correlação cruzada digital de imagem. Da esquerda para a direita: espuma 7,5 PCF, 10 PCF e 12 PCF.	33
5.3	Método de fixação da amostra à máquina de ensaios. O suporte central é aparafusado ao suporte base (a). É depois inserida a amostra no suporte central (b). Por fim, para garantir o bloqueio da amostra no suporte central é aparafusada uma tampa ao mesmo (c).	34
5.4	Amostra pintada com padrão estocástico (a) antes e (b) depois do ensaio mecânico.	35
5.5	Identificação da localização do extensómetro na amostra experimental.	35
5.6	Secções do cimento consideradas na análise das deformações e micromovimentos através da correlação digital de imagem.	36
5.7	Curvas da força de resposta à tração, (a) para o ensaio com a interface implante-cimento descolada e (b) para o ensaio mecânico com o cimento e o implante colados.	37
5.8	Gráficos das deformações principais (a) máxima e (b) mínima na camada de cimento ao longo do tempo de ensaio, para o caso da interface implante-cimento descolada.	38

5.9	Gráficos das deformações principais (a) máxima e (b) mínima na camada de cimento ao longo do tempo de ensaio, para o caso da interface implante-cimento colada.	39
5.10	Gráficos dos micromovimentos ocorridos no manto de cimento ao longo do ensaio mecânico para o ensaio com a haste descolada do cimento.	40
5.11	Gráficos dos micromovimentos ocorridos no manto de cimento ao longo do ensaio mecânico. (a) Micromovimentos do cimento para o ensaio com a haste e o cimento colados. (c) Micromovimentos no cimento, do ensaio com a haste e o cimento colados, apenas para as densidades 10 e 12 PCF.	41
6.1	Imagem renderizada do modelo de elementos finitos final.	44
6.2	Representação esquemática do modelo. Identificação dos constituintes e do ponto P.	45
6.3	Gráfico do estudo de convergência de malha.	46
6.4	Representação esquemática do modelo. Identificação do segmento de reta utilizado como referência na medição da espessura do cimento.	49
6.5	Gráficos de correlação entre os valores numéricos e experimentais. (a) Gráfico das curvas de carga em função do tempo, numérica e experimental. (b) Curva de resposta da deformação principal máxima numérica (cinzento claro) e experimental.	50
6.6	Gráfico de correlação entre as amostragens experimentais e numéricas.	51
6.7	Gráficos das tensões principais e deformação principal máxima, para o osso e o cimento, em ambas as interfaces, com a variação do coeficiente de atrito entre a haste e o cimento ósseo.	53
6.8	Tensão principal máxima para o coeficiente de atrito 0,2.	54
6.9	Tensão principal máxima nas trabéculas do osso esponjoso nas diferentes zonas de interesse, para o caso de estudo com coeficiente de atrito 0,3.	55
6.10	Gráficos das tensões principais e deformação principal máxima, para o osso e o cimento, em ambas as interfaces, com a variação da rigidez do cimento ósseo.	57
6.11	Tensões locais na interface cimento-osso, para o coeficiente de atrito 0,2. A tensão local 3 corresponde à tensão local máxima ocorrida.	58
6.12	Tensão principal máxima nas trabéculas do osso esponjoso nas diferentes zonas de interesse, para o cimento de 2,5 GPa.	59
6.13	Gráficos das tensões principais e deformação principal máxima, para o osso e o cimento, em ambas as interfaces, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.	60
6.14	Tensão principal máxima nas trabéculas do osso esponjoso nas diferentes zonas de interesse, em função da espessura da camada de cimento.	62
A.1	Tensão principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.	83
A.2	Tensão principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.	84
A.3	Tensão principal mínima no osso, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.	84

A.4	Tensão principal mínima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.	85
A.5	Deformação principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.	85
A.6	Deformação principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.	86
A.7	Tensão principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.	87
A.8	Tensão principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.	88
A.9	Tensão principal mínima no osso, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.	88
A.10	Tensão principal mínima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.	89
A.11	Deformação principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.	89
A.12	Deformação principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.	90
A.13	Tensão principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.	91
A.14	Tensão principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.	92
A.15	Tensão principal mínima no osso, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.	92
A.16	Tensão principal mínima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.	93
A.17	Deformação principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.	93
A.18	Deformação principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.	94
B.1	Tensão principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.	95
B.2	Tensão principal mínima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.	96
B.3	Deformação principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.	96
B.4	Tensão principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.	97
B.5	Tensão principal mínima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.	98
B.6	Deformação principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.	98
B.7	Tensão principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.	99
B.8	Tensão principal mínima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.	100

B.9	Deformação principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso. . . .	100
-----	---	-----

Nomenclatura

- μ Coeficiente de atrito estático.
- ν Coeficiente de *Poisson*.
- ρ Coeficiente de correlação de Spearman.
- σ Tensão normal do material.
- σ_u Tensão normal de rotura do material.
- σ_y Tensão normal de cedência do material.
- τ_u Tensão de cisalhamento de rotura do material.
- τ_y Tensão de cisalhamento de cedência do material.
- ε Deformação normal do material.
- E Módulo de elasticidade.
- r Coeficiente de correlação de Pearson.

Acrónimos

BCIS Bone Cement Implantation Syndrome.

CAD Computed Aided Design.

CT Computed Tomography.

DIC Digital Image Correlation.

FEM Finite Element Method.

GL Graus de Liberdade.

MEF Método dos elementos finitos.

MRI Magnetic Resonance Imaging.

PMMA Polimetilmetacrilato.

PU Poliuretano.

TAC Tomografia Axial Computorizada.

Parte I

Contextualização Teórica

Capítulo 1

Introdução

1.1 Enquadramento

O sistema esquelético representa um papel fundamental no quotidiano. Durante todo o dia, este é responsável por uma vasta quantidade de movimentos como a locomoção, extensão ou flexão, que são cruciais para a realização das atividades da rotina. Quando a articulação é danificada, por exemplo por lesões na cartilagem ou traumatismos no osso, pode-se originar dor e perda de mobilidade, comprometendo a realização de certas atividades. Normalmente, quando tal ocorre, é prescrita medicação e fisioterapia para a sua revitalização. Contudo, por vezes o dano é irreversível e há a necessidade de se recorrer a outras alternativas. Uma das soluções mais comumente utilizadas no tratamento de patologias irreversíveis na articulação é a artroplastia. A artroplastia consiste na substituição total ou parcial da articulação, com o fim de aliviar dor e restaurar as funções originais da mesma.

Entre 1987 e 2018 foram registados um total de 2 807 440 procedimentos cirúrgicos de artroplastias na Noruega (Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures, 2019), Nova Zelândia (T. N. Z. J. Registry, 2018) e Reino Unido (N. J. Registry, 2018). Da amostra considerada, 95% remetem a operações primárias, sendo a osteoartrite a causa mais comum para o recurso à artroplastia (90,97%). A osteoartrite é um distúrbio articular, caracterizada por danificar a cartilagem e os tecidos circundantes, que origina dor, rigidez e perda de função. É muito comum na população geriátrica. Antes dos 40 anos é mais frequente nos homens, devido a lesões ou deformidades, mas entre os 40 e os 70 anos as mulheres desenvolvem a doença com mais frequência. As causas que se seguem à osteoartrite, são fraturas traumáticas ou sequelas devido a fraturas (1,54%) e outras doenças inflamatórias como artrite reumatóide (0,79%).

Nas artroplastias cimentadas, quando os componentes são fixos pelo uso de cimento ósseo, a fixação do implante está dependente da ligação mecânica formada pela penetração do cimento no osso trabecular. O cimento não é um agente adesivo e, portanto, a resistência da interface está dependente da aposição de cimento no osso e de fenómenos friccionais entre ambos os materiais (Janssen et al., 2008; Skripitz e Aspenberg, 1999). Uma interface cimento-osso mecanicamente estável é essencial para a longevidade do implante.

Embora se tenha revelado uma solução eficaz, a artroplastia continua a manifestar limitações e em alguns casos requer revisão. As falhas podem ocorrer no período pós-operatório, em curto prazo, devido à necrose térmica resultante do calor libertado durante

a polimerização do cimento ósseo, toxicidade local do monómero, ou mesmo por aspetos relacionados com a própria cirurgia, como má preparação da cavidade óssea (Mann et al., 2008). Analogamente, esta pode suceder a longo prazo, tendo sido associada a fatores como o nível de interdigitação do cimento no osso trabecular (Janssen et al., 2008; Mann et al., 1997; Srinivasan et al., 2017; Waanders et al., 2010), tipo de cimento (Janssen et al., 2008; Nelissen et al., 2005), acabamento da superfície (Lennon et al., 2003; Zelle et al., 2011), densidade e morfologia do osso trabecular (Bean et al., 1987; Leung, 2008; Paula, 2019) e espessura da camada de cimento (Coultrup et al., 2010; Nyffeler et al., 2003; Ramos e Simões, 2009).

Descolamento assético é o tipo de falha mais frequente e a causa mais comum na cirurgia de revisão (67,84% (Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures, 2019; N. J. Registry, 2018; T. N. Z. J. Registry, 2018)). Atualmente, é reconhecido que o descolamento é um tipo de falha multifatorial e resulta sobretudo da deterioração da interface entre o cimento e o implante (Jasty et al., 1991), degradação da interface cimento-osso (Bean et al., 1987; Waanders et al., 2009), ou pela fadiga do manto de cimento (Mann et al., 2008; Waanders et al., 2011).

Apesar de muita pesquisa já ter sido realizada no âmbito de compreender o real mecanismo de falha no implante, estes continuam ainda pouco compreendidos. Qual o fenómeno que desencadeia a falha, qual dos materiais falha primeiro, quais os fatores que influenciam essa falha, são questões que permanecem vagas e em alguns casos controversas. Com o intuito de encontrar respostas a tais perguntas, a presente dissertação focou-se em compreender quais os fatores que influenciam a falha do implante. Nesse âmbito, foi desenvolvido um modelo de elementos finitos de uma secção da artroplastia, com todos os seus constituintes: haste, cimento, osso. O objetivo foi avaliar o comportamento das interfaces segundo diversos parâmetros e averiguar a sua influência na falha do implante. Foram modelados diferentes casos de estudo, para investigar o efeito dos seguintes parâmetros: acabamento da superfície do implante, propriedades mecânicas e elásticas do cimento utilizado, influência da espessura da camada de cimento e da quantidade de osso trabecular preservado durante a cirurgia.

Adicionalmente, foi efetuado um estudo experimental. Reproduziram-se amostras análogas ao modelo numérico, mas de maiores dimensões, que foram submetidas a um ensaio mecânico em conjunto com correlação digital de imagem (Digital image correlation, DIC). O objetivo principal foi correlacionar os dois modelos, de forma a averiguar a validação do modelo numérico. Complementarmente, as amostras experimentais permitiram ainda analisar outros parâmetros associados à artroplastia, como a densidade e morfologia do osso trabecular.

1.2 Metodologia e resultados esperados

A dissertação baseou-se sobretudo no método dos elementos finitos para o estudo das interfaces da artroplastia. A reconstrução do modelo estrutural do osso trabecular foi alcançada recorrendo a técnicas de microtomografia raio-X computadorizada (Micro-computed tomography, μ CT), a partir de uma amostra de espuma de poliuretano (PU). Os restantes constituintes foram modelados utilizando software CAD (Computed Aided Design). O modelo final consta numa secção da artroplastia cimentada na zona da epífise de um osso longo, considerando simetria em relação ao eixo de revolução do implante. Experi-

mentalmente, as amostras foram fabricadas através de processos de maquinagem. Para a concretização dos ensaios mecânicos recorreu-se a equipamentos de ensaios de tração e de correlação digital de imagem.

Avaliaram-se quatro variáveis associadas à artroplastia: acabamento da superfície do implante, propriedades do cimento ósseo, espessura da camada de cimento e densidade do osso trabecular. Dois dos parâmetros de estudo, estão relacionados com o cimento ósseo (propriedades e espessura da camada de cimento), um está associado ao implante (acabamento da superfície), e dois estão associados ao osso (densidade óssea e espessura da camada de cimento). Por outro lado, três das variáveis são controláveis cirurgicamente (acabamento da superfície do implante, propriedades e espessura da camada de cimento), e uma delas é possível aferir, mas não de controlar (densidade óssea). Para todas as variáveis investigadas, esperou-se observar uma influência na resistência da interface cimento-osso.

1.3 Organização do documento

A dissertação está organizada em três partes: contextualização teórica, metodologia e resultados obtidos, e conclusão e direções futuras de investigação.

Na primeira parte do documento é efetuada a contextualização teórica do tema abordado. Para a realização de um estudo ou projeto sobre qualquer domínio, é essencial uma primeira fase de pesquisa, de forma a abarcar todo o conhecimento atual no tema em questão. Por essa razão os capítulos da primeira parte da dissertação são dedicados essencialmente à documentação da pesquisa efetuada antes do começo do projeto tema da dissertação. Uma vez que o estudo se foca na interface cimento-osso, é imprescindível entender a caracterização e comportamento mecânico de ambas as partes. Desta forma, são dedicados dois capítulos especialmente para a compreensão do osso e da artroplastia. O capítulo 2 é destinado à caracterização do osso, com especial foco no osso esponjoso e no seguinte, capítulo 3, é abordada a artroplastia, onde é caracterizado o cimento e o comportamento do mesmo perante diferentes técnicas, assim como as interfaces constituintes. Adicionalmente, no capítulo 4, são definidos os tipos de modelos de elementos finitos utilizados nos estudo sobre a artroplastia e sobre a interface cimento-osso, em específico. Esta parte do documento é fundamental para clarificar os acréscimos da presente dissertação ao estado de conhecimento atual.

A segunda parte do documento corresponde ao estudo empírico da dissertação. No capítulo 5 é apresentado o modelo experimental e os métodos e técnicas utilizados no fabrico e caracterização das amostras experimentais, assim como os resultados obtidos através deste método. O modelo numérico é abordado no capítulo 6, onde é descrito o método implementado para a reconstrução da geometria da secção da artroplastia cimentada, é averiguada a sua validação e apresentados os resultados obtidos nas simulações. No capítulo 7 é efetuada a análise e discussão dos resultados obtidos, através dos dois modelos, e são descritas as limitações dos do estudo.

Por fim, na terceira parte do documento, são feitas as considerações finais e sugestões de trabalhos futuros (capítulo 8).

Capítulo 2

O osso e a sua estrutura

A vida útil de um implante está dependente da estabilidade do meio onde está inserido. Desta forma, a degradação do suporte fornecido pelo osso pode levar a eventuais falhas na prótese, fenômenos como migração e descolamento dos componentes (Mann et al., 2008). Conseqüentemente, a estabilidade do implante está dependente da qualidade do osso, podendo afetar a qualidade da fixação. Desta forma, torna-se essencial compreender as limitações mecânicas do osso e da ligação ao elemento protésico.

O esqueleto é uma estrutura elementar constituída pelo conjunto de 206 ossos. O osso presta suporte mecânico ao corpo e contribui para funções fisiológicas. Faculta pontos de ligação entre músculos e ligamentos, as articulações, proporcionando uma vasta gama de movimentos, como a locomoção. Complementarmente, auxilia a proteção de órgãos internos, é responsável pelo metabolismo do cálcio e participa na formação de células sanguíneas, as hemácias (Seeley et al., 2005).

Um esqueleto pode ser dividido em duas partes: esqueleto axial e apendicular. O primeiro diz respeito ao conjunto de ossos da parte central do corpo, a zona do torso. Já o apendicular corresponde a todos os ossos que se juntam ao esqueleto axial, como os membros superiores e inferiores. Existem três tipos diferentes de ossos: longos, chatos e curtos. Os longos são ossos que apresentam comprimentos relativamente maiores que a largura e a espessura. Estes garantem uma maior resistência aos esforços mecânicos. Os ossos chatos, também designados de planos ou laminares, são ossos que têm comprimentos e larguras semelhantes, muito maiores que a espessura. A sua principal função é proteger órgãos vitais, como é o exemplo do crânio, que protege o cérebro. Por fim, os ossos curtos apresentam uma forma cubóide, ou seja, em cubo, tendo as três dimensões principais relativamente semelhantes. Existem apenas dois tipos de ossos curtos: os ossos carpais (na zona do pulso) e tarsais (na zona do tornozelo) (Seeley et al., 2005).

Após a dentina e o esmalte, o osso é a estrutura mais dura do corpo humano. É também um dos tecidos mais dinâmicos e metabolicamente ativos, cuja atividade permanece durante toda a sua vida. É um tecido constituído por vasos sanguíneos, constitui 10% de todo o débito cardíaco (a cada minuto), e revela-se fundamental no fornecimento de nutrientes essenciais para a adequada síntese de colagénio. Demonstra uma excelente capacidade de auto-reparação e pode alterar as suas propriedades e configuração consoante as cargas mecânicas solicitadas (Completo e Fonseca, 2019).

2.1 Composição e estrutura

Analogamente aos outros tecidos do corpo, o osso é também composto por células e fibras, todavia os componentes extracelulares estão calcificados, convertendo-os numa substância dura. É composto sobretudo por osso mineral e matriz orgânica (figura 2.1a), rico em cálcio e fósforo. É um tecido conjuntivo cuja composição sólida se adapta às suas funções de suporte e de proteção. O osso mineral é constituído por matéria inorgânica, essencialmente hidroxiapatite (HA), sob a forma de sais minerais e é responsável por 50 a 70% do osso adulto. É a fase mineral que promove a dureza e rigidez características do osso. Em contraste, a componente orgânica representa apenas 20 a 40% do osso maduro, e é a que lhe proporciona flexibilidade e elasticidade. É constituída essencialmente por colagénio de tipo I. O osso contém ainda água e lípidos, embora em menos quantidade relativamente às fases mineral e orgânica (Cowan, 2001).

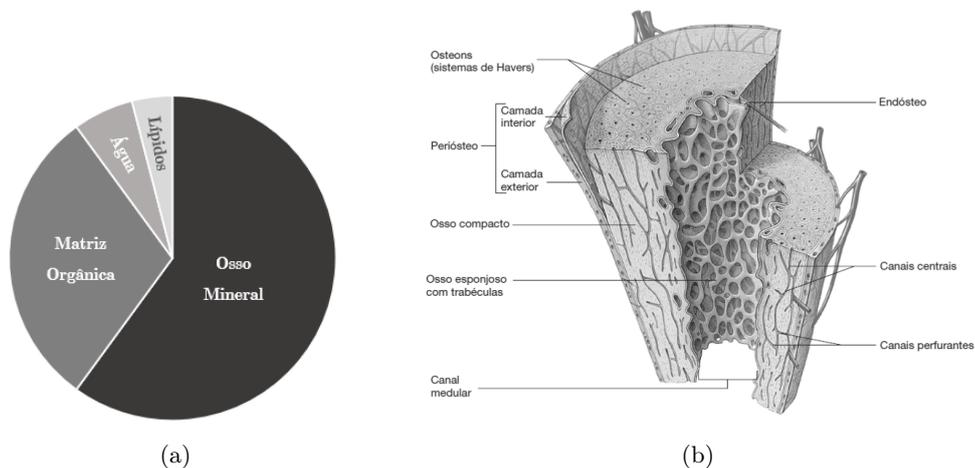


Figura 2.1: Em (a) a composição do osso. Em (b) as características interiores de uma secção da diáfise de um osso longo (Adaptado de *Anatomia e Fisiologia*, Seeley et al., 2005).

Histologicamente, há dois tipos de tecido ósseo: o imaturo (ou primário) e o secundário ou lamelar. A constituição é idêntica, o que difere entre os dois é a sua organização. O tecido imaturo é o primeiro a aparecer e caracteriza-se por ter uma organização irregular das fibras de colagénio. Quando amadurece, torna-se em tecido secundário. Este consiste em fibras de colagénio organizadas em lamelas paralelas ou de forma concêntrica em torno de uma unidade estrutural designada de osteão ou sistema haversiano. Consiste em uma série de lamelas de fibras de colagénio, dispostas em camadas concêntricas e cilíndricas, paralelas à diáfise ossea. No centro destas, existe um canal revestido de endoósseo, o canal de Havers, que contém vasos e nervos. Estes comunicam entre si, o exterior e a medula, por intermédio de canais transversais, os canais de Volkman. Os últimos diferem dos canais de Havers, por não possuírem lamelas concêntricas (Figura 2.1b) (Seeley et al., 2005).

Os ossos são revestido interna e externamente. Externamente, estão envoltos por uma membrana de dupla face, denominada periósseo, ou periósteeo, que é penetrada por vasos sanguíneos e fibras nervosas, que passam para o interior através dos canais de Volkman.

Na parte interna, existe também uma camada de tecido, designada endoósseo. Nesta estão reservadas as células ósseas responsáveis por gerar osso novo durante o crescimento e reparação, os osteoblastos (Seeley et al., 2005).

A nível macroscópico, é possível distinguir dois tipos de tecido: osso cortical (ou compacto) e osso esponjoso (ou trabecular) (Seeley et al., 2005). O osso cortical gera-se na parede exterior, o periósteo, e zonas médias dos ossos longos. Caracteriza-se por ter uma grande dureza e elevada densidade, cuja espessura depende da exigência mecânica. A sua organização é em forma de finas lâminas concêntricas, muito próximas entre si, designadas de sistemas haversianos. Apresenta uma alta resistência à torção e flexão, contudo, tem uma taxa de renovação lenta (cerca de 3% anualmente)(Cowin, 2001). Representa quase 80% da massa óssea. Os restantes 20% são constituídos pelo osso trabecular.

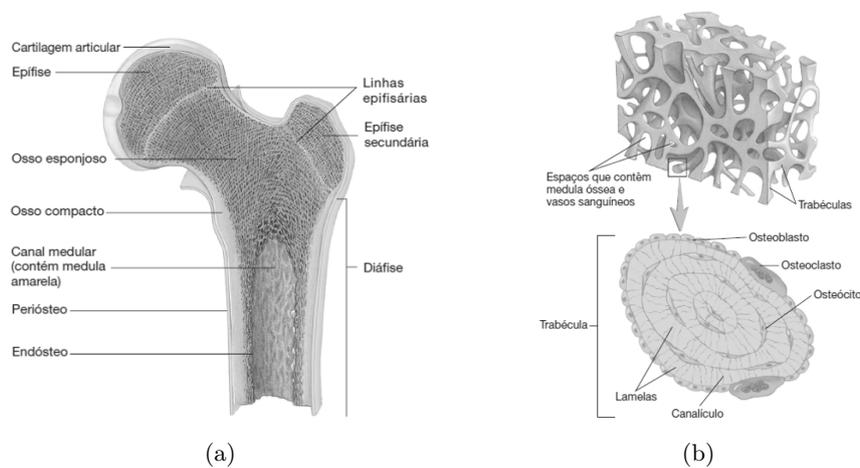


Figura 2.2: Em (a) identificação da configuração de um fémur adulto. Em (b) a arquitetura microscópica do osso trabecular e secção transversal de uma trabécula. (Adaptado de *Anatomia e Fisiologia*, Seeley et al., 2005)

Ao contrário do osso cortical, o osso trabecular concentra-se nas zonas interiores das extremidades dos ossos longos (epífise) e no interior dos ossos irregulares (Seeley et al., 2005). A nível microscópico aparece sob a forma de uma rede de estruturas laminares, designadas por trabéculas, que lhe confere uma boa resistência a cargas compressivas. As trabéculas são feitas de cristais de hidroxiapatite embebidas em matrizes de fibras de colagénio e a sua espessura varia entre 50 a 400 μm . Os espaços entre trabéculas, de aproximadamente 1mm, são preenchidos com medula óssea. Esta organização confere-lhe um aspeto poroso, semelhante ao de uma esponja. Consoante a zona do corpo, as trabéculas adotam orientações diferentes, que é afetada pelas cargas mecânicas a que o osso está submetido. Quanto maior a carga a que está sujeito, maior a densidade do osso. Tem uma taxa de remodelação superior à do osso cortical, e é mais deformável, todavia é menos denso e menos rígido. Em geral, não contém canais vasculares. Apesar de representar apenas 20% da massa óssea, constitui 80% da superfície óssea. Esta é uma das razões de apresentar uma remodelação óssea mais acentuada, com uma taxa de renovação anual de 26% (Cowin, 2001). A sua maior dinâmica de remodelação pode estar relacionada com o facto de possuir menor rigidez, uma vez que o período de manutenção

é mais curto relativamente ao osso cortical.

2.2 Propriedades mecânicas do osso

O osso é constituído por diversas substâncias orgânicas e inorgânicas, com propriedades mecânicas distintas, o que o torna um material heterogéneo. Esta sua característica fundamenta a diversidade de valores encontrados na literatura para as propriedades mecânicas do osso. Estas variam, adicionalmente, com o paciente (idade, género, atividade física), a sua localização no esqueleto, o tipo de carregamento (compressão, tração, corte ou combinado), a direção da sua aplicação (longitudinal, transversal), assim como a sua velocidade de aplicação (Cowin, 2001; Hayes, 1991; Keaveny et al., 1994; Kontulainen et al., 2003; Lindahl e Lindgren, 1967).

Devido à grande diferença entre as suas estruturas, as curvas de tensão-deformação dos ossos cortical e esponjoso são bem distintas (Figura 2.3). À partida, verifica-se uma grande diferença entre os dois em regime elástico (ou linear), traduzindo-se em uma grande divergência nos respetivos módulos elásticos. O osso cortical e esponjoso apresentam 20 a 30% de variação no módulo de elasticidade (Cowin, 2001). Relativamente à tensão de cedência, ou seja, a tensão no final da zona linear da curva tensão deformação, os ossos exibem valores bem distintos, nos quais o osso cortical se mostra dominante.

Assim como em regime linear, em regime plástico, ou seja, após a tensão de cedência, ambos os tipos de ossos exibem comportamentos bem distintos (Cowin, 2001). O osso cortical comporta-se como um material frágil. É mais rígido do que o esponjoso, pois suporta mais carga mas menos deformação antes da rutura (1,5 a 2%). Em contraste, o osso esponjoso pode suportar até cerca de 30% mais de deformação antes da rutura em ensaios "in vitro". Esta grande taxa de deformação deve-se à sua estrutura porosa, que lhe confere uma grande capacidade para armazenar energia (Completo e Fonseca, 2019).

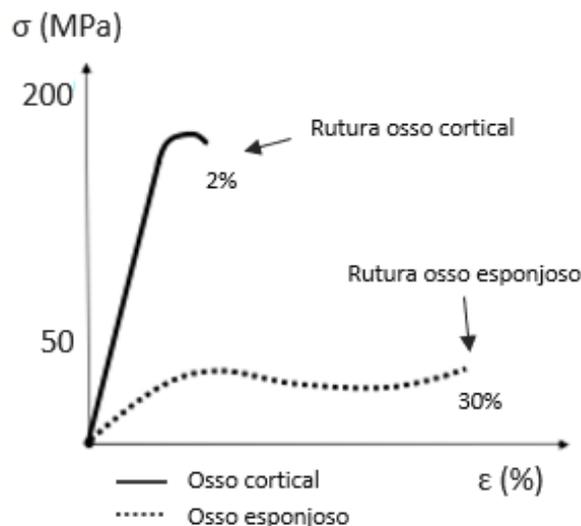


Figura 2.3: Curvas típicas tensão-deformação do osso cortical e osso esponjoso (Adaptado de Completo e Fonseca, 2019).

O comportamento mais ou menos frágil do osso está dependente da velocidade de deformação a que este está submetido, estando a última fortemente dependente da atividade e intensidade desenvolvida. Para velocidades superiores a $1 \mu\text{m} \cdot (\mu\text{m} \cdot \text{s})^{-1}$, que representam cargas de impacto, o osso torna-se muito frágil, ocorrendo rutura para valores inferiores a 1%. A velocidade de deformação é importante pois influencia o tipo de fratura que origina. A baixas velocidades de carga, a energia pode-se dissipar através da formação de uma simples fissura, permanecendo o osso relativamente intacto. No entanto, a grande velocidade, a libertação de energia é rápida, originando-se uma fratura extensa (Completo e Fonseca, 2019).

O osso exhibe diferentes propriedades quando sujeito a cargas de diferentes direções, devido à variação na sua estrutura ao longo das suas direções predominantes (longitudinal e transversal). A esta característica designa-se anisotropia. Em alguns casos, o material apresenta três planos de simetria, ou seja, é um material ortotrópico, caracterizado por nove constantes elásticas. Em muitos estudos, é este o tipo de simetria utilizado para modelar macroscopicamente o osso esponjoso e, em alguns casos, o cortical (Zaharie e Phillips, 2019). Para o osso cortical é usual utilizar uma simetria transversalmente isotrópica, que consiste em uma rigidez longitudinalmente e outra para a direção radial e tangencial. Contudo, para efeitos de simplificação, são normalmente utilizadas apenas duas constantes elásticas (E e ν). Neste caso, o material possui infinitos planos de simetria, e diz-se isotrópico.

Além da direção (longitudinal, transversal) e magnitude da carga, o seu modo de carregamento também influencia as propriedades mecânicas do osso. O comportamento mecânico do osso difere com o modo de carga (tração, compressão, torção e flexão), conduzindo a diferentes tipos de fratura. A resistência do osso é máxima quando sujeita a esforços de compressão, inferior quando sujeito a tração e mínima para torção (Keaveny et al., 1994). Entre a tração e a compressão, o módulo de elasticidade mantém-se, no entanto, as tensões máximas admissíveis e a deformação de rutura são diferentes, sendo as duas mais elevadas em compressão. Ao contrário do que acontece em compressão, quando sujeito a esforços de tração, o osso esponjoso comporta-se como um material frágil, sofrendo fratura para valores de deformação plásticas muito reduzidas. Este tipo de fraturas podem ter origem em zonas de concentração de tensão, tais como as lacunas, onde se situam as células ósseas (osteócitos) ou vasos sanguíneos. As fraturas por compressão ocorrem predominantemente nas vértebras, na cabeça do fémur e, sobretudo, em ossos com osteoporose.

A atuação de cargas cíclicas de valor inferior ao da tensão de rutura do osso, pode originar microfendas em ossos saudáveis. Normalmente, estas são removidas pela remodelação óssea. Mas caso exista uma acumulação de dano mais rápida que a remodelação óssea, estas multiplicam-se, crescendo e tornando-se macrofendas, eventualmente originando a falha do osso. A este processo designa-se por fratura de fadiga. Este tipo de fraturas é bastante comum aquando da colocação de artroplastias. A lei de Wolf dita que o osso é uma estrutura viva, que se adapta às diversas solicitações existentes, como o peso ou a contração muscular (Wolff, 1986). Para haver adaptação, tem que haver equilíbrio entre a osteogénese e a reabsorção. A fratura por fadiga resulta de uma perturbação do mecanismo de adaptação do osso às solicitações e cargas repetidas. Neste processo, as tensões localizadas em zonas de concentração (furos, cavidades, entalhes) podem ser superiores à tensão de cedência do osso, sem que de uma forma geral a tensão no osso ultrapasse a tensão de cedência. Ao aplicar ciclos contínuos de carregamento e descarre-

gamento, originam-se microfissuras que vão aumentando progressivamente e muitas vezes se unem, transformando-se em pequenas fissuras que, ao fragilizarem a estrutura óssea, originam a sua fratura. O processo de fadiga é afetado pela magnitude da força, o número de ciclos e pela frequência de carregamento (Choi e Goldstein, 1992).

O estado de tensão no osso é função da atividade fisiológica realizada num determinado instante e da sua localização no esqueleto, sujeitando-se o osso a diferentes modos de tensão. Este resulta das forças que atuam no osso, nomeadamente, as forças de reação das articulações, as forças externas diretamente aplicadas ao segmento ósseo, as forças ligamentares e as forças musculares. De entre as forças corporais, apenas é possível controlar a ação muscular, tendo esta grande impacto no estado de tensão gerado no osso (Completo e Fonseca, 2019).

O paciente é determinante na caracterização das propriedades mecânicas do osso. As propriedades mecânicas à compressão estão linearmente relacionadas com a densidade. O módulo de elasticidade e a deformação de cedência são independentes da densidade, o que é afetado é a tensão máxima admissível do osso. Desta forma, o aumento de densidade provoca um aumento da tensão máxima admissível, o que se traduz num aumento da resistência mecânica. O tecido ósseo apresenta diferentes formas ao longo do esqueleto, podendo, para cada forma, apresentar densidades diferentes. A variação da densidade óssea está, quase sempre, associada à porosidade do osso. Quanto menor a porosidade, maior o aumento da resistência mecânica do osso. No caso do osso cortical, a densidade é afetada pelos canais haversianos, cavidades e canais vasculares. Paralelamente, no osso esponjoso a densidade está dependente dos espaços entre as trabéculas. Com a idade, o indivíduo perde densidade óssea, diminuindo a capacidade de absorção de energia do osso. Estima-se que, em média, por cada década, a perda de resistência mecânica do osso é cerca de 9% (McCALDEN et al., 1997). As trabéculas longitudinais, no osso esponjoso, tornam-se mais finas e algumas das transversais são reabsorvidas. O osso cortical torna-se mais delgado. Esta perda de densidade aumenta o risco de fratura.

2.3 Modelação e remodelação óssea

Devido às variações de volume, arquitetura irregular e propriedades dos tecidos, o osso é considerado heterogéneo. Por outro lado, é considerado anisotrópico, em virtude das variações anatómicas da sua estrutura e das condições de carregamento. O osso é uma estrutura viva e, por conseguinte, é adaptativo e responde a estímulos mecânicos. A quantidade de osso vigente é controlada pelos processos de modelação e remodelação óssea. A modelação óssea é a resposta à alteração das condições normais de carga. Revela-se em fenómenos como o aumento da espessura do osso na epífise em ossos longos e aumento de densidade do osso trabecular em zonas de elevada tensão. A remodelação é o processo de manutenção do equilíbrio entre a formação e absorção óssea. Quando há alterações de carga, é provocado um desequilíbrio. Como consequência, ou a formação ou a absorção prevalece até que o equilíbrio se estabeleça novamente (Wolff, 1986). A lei de Wolf descreve este fenómeno: o osso sofre remodelação para se adaptar às cargas. É possível verificar-se este fenómeno ao examinar-se a direção das trabéculas nos osso longos. No fémur por exemplo, é possível visualizar as trabéculas a desenvolverem-se segundo as direções principais de tensão (Figura 2.4).

A nível celular, é possível identificar três tipos de células especializadas, as quais

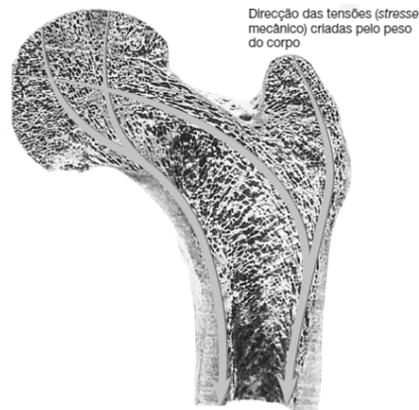


Figura 2.4: Secção interior de um fémur, com a identificação da direcção das tensões criadas pelo peso corporal. As trabéculas orientam-se consoante as direcções da carga mecânica. (Adaptado de *Anatomia e Fisiologia*, Seeley et al., 2005)

são responsáveis pelo crescimento e manutenção do osso: os osteoblastos, os osteócitos e os osteoclastos. Os osteoblastos são células de grandes dimensões, encarregues de produzir a substância onde os minerais se vão depositando, substância osteoide, que permite a reparação e formação de novo osso. Quando estas diminuem ou cessam a sua atividade, tornam-se em osteócitos. Os osteócitos são células de pequena dimensão, que se encontram no interior da substância osteoide, podendo ser reativadas, tornando-se novamente em osteoblastos. A quantidade destas células depende da taxa de formação de osso, sendo proporcional à velocidade de formação de osso, ou seja, quanto mais rápida esta for, maior quantidade de osteócitos se formará. Em contraste, os osteoclastos têm uma função quase oposta à dos osteoblastos e osteócitos. O seu encargo consiste em destruir e reabsorver o osso deteriorado, sendo por isso bastante importante no processo de renovação óssea (Seeley et al., 2005).

Capítulo 3

A artroplastia cimentada

A artroplastia é um procedimento cirúrgico, executado por um médico ortopedista, com o intuito de alterar ou substituir por completo uma articulação por um implante, com a finalidade de restaurar as funções mecânicas e promover o bem estar do paciente. A artroplastia é aplicada quando todos os tratamentos médicos possíveis não atuam mais de forma eficaz para a atenuação da dor ou invalidez da articulação.

Os primeiros relatos de cirurgias de substituição da articulação remontam para 1890, quando Themistocles Gluck implementou o primeiro conceito de artroplastia do joelho. Consistia em cilindros de marfim introduzidos na medula dos ossos longos, auxiliados por estacas de marfim guiadas por um pino horizontal (Figura 3.1). Rapidamente o médico concebeu modelos de artroplastias totais para as restantes articulações (Eynon-Lewis et al., 1992; Knight et al., 2011). Contudo os mesmos obtiveram sucesso a curto prazo. Apesar das suas tentativas não terem sido bem sucedidas, o trabalho de Gluck foi pioneiro ao de diversos nomes cruciais à evolução da artroplastia: Smith-Petersen, George McKee, John Charnley, Robineau, Venable, Michael Freeman, Sav Swanson, entre muitos outros (Eynon-Lewis et al., 1992; Knight et al., 2011; Prkić, 2016). Atualmente, é uma cirurgia efetuada em quase todas as articulações, tendo maior taxa de sucesso e incidência na anca (49.3%) e joelho (48.2%) (Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures, 2019; N. J. Registry, 2018; T. N. Z. J. Registry, 2018).

São inúmeras as causas que levam ao recurso da artroplastia. O procedimento é executado com vista a restaurar a função mecânica da articulação e aliviar a dor no paciente, requerida usualmente por desgaste na cartilagem, desalinhamentos na articulação, rigidez excessiva, doenças, ou outras condições traumáticas e degenerativas. A patologia mais incidente no recurso à artroplastia é a osteoartrite (92%), seguida de fraturas ou sequelas devido a fraturas (2%) (Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures, 2019; N. J. Registry, 2018; T. N. Z. J. Registry, 2018).

Quanto ao tipo de fixação, a artroplastia pode ser cimentada ou não cimentada, normalmente denominada de *press-fit*. A principal diferença entre as duas reside na extração do osso. Na artroplastia cimentada, o volume de osso retirado é maior, de forma a ser acrescentada uma camada de cimento, para assegurar a fixação do implante. Muitos cirurgiões defendem o uso da artroplastia não cimentada, pois acreditam que a ligação entre o implante e o osso é superior à obtida numa artroplastia cimentada, a longo prazo. Todavia, esta só pode ser aplicada a pacientes com boa capacidade de osteointegração, descartando indivíduos com osteoporose e fraca densidade óssea. Adicionalmente, tem a desvantagem de a adesão do osso ser mais morosa, cerca de três meses. No entanto,

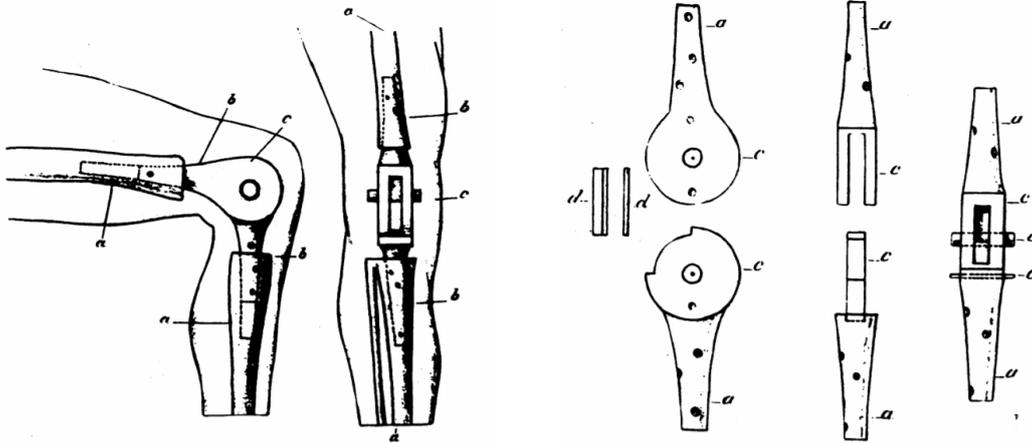


Figura 3.1: Artroplastia total do joelho em marfim, com a) representação da montagem e b) vista explodida da prótese a evidenciar as aberturas para a fixação das estacas. Adaptado de *Themistocles Gluck: an unrecognised genius*, Eynon-Lewis et al., 1992

a questão do tipo de fixação continua a ser um assunto controverso, sendo esta muito dependente do tipo de paciente. Independentemente de ser cimentado ou não, a fixação do implante e a qualidade das interfaces de ligação são fatores fundamentais para a estabilidade em longo prazo do mesmo.

3.1 Artroplastia cimentada

O primeiro cirurgião a utilizar o conceito de cimento na artroplastia foi Themistocles Gluck. Experimentou uma diversidade de substâncias, como gesso e massa de vidraceiro, que endureceram rapidamente depois da sintetização. Apesar de ter obtido sucesso na fixação dos implantes com cimento, Gluck continuou a defender a osteointegração: a estabilidade do implante deveria ser alcançada unicamente pela adesão do osso à prótese (Eynon-Lewis et al., 1992). Mais tarde esta técnica foi desenvolvida por Charnley, nos anos 60, quando o médico introduziu o cimento ósseo na artroplastia total da anca (Charnley, 1961).

Enquanto que na artroplastia não cimentada a fixação é obtida pela adesão do osso à prótese (osteointegração), na artroplastia cimentada a fixação é assegurada por meio de um cimento ósseo. É um composto constituído por uma base em pó e uma base líquida. Os dois componentes são misturados, numa proporção de 2:1 aproximadamente, da qual resulta uma reação exotérmica (Ranjan et al., 2017). A viscosidade do cimento altera-se ao longo do tempo, começando como uma substância líquida, que endurece progressivamente, até que solidifica completamente (Havelin et al., 1995; Vaishya et al., 2013). É aplicada na cavidade óssea quando está no estado pastoso. O cimento é utilizado como um aglomerante, que transmite carga do implante para o osso. A transferência de carga é satisfeita através da interação mecânica entre o cimento depositado nos espaços trabeculares do osso esponjoso adjacente. A intrusão do cimento no osso trabecular é alcançada através das características viscosas do cimento e da pressão aplicada aquando da aplicação do mesmo, resultando num composto formado pelos dois materiais, cuja

capacidade mecânica é fulcral no tempo de vida do implante (Vaishya et al., 2013).

A artroplastia cimentada está associada a pacientes com fraca densidade óssea, nos quais há pouca regeneração óssea, como é o caso da população geriátrica, ou portadores de doenças degenerativas dos ossos, como a osteoartrite. Nestes casos, a capacidade de osteointegração é mínima ou inexistente, pelo que se opta pelo uso de cimento ósseo para garantir a fixação e estabilização do implante.

Existem duas interfaces distintas na artroplastia cimentada: a interface entre a haste do implante e o cimento ósseo, e a interface entre o cimento e osso esponjoso. A figura (3.2) representa uma secção de uma artroplastia total da anca, na zona do fémur, onde é possível observar os diferentes constituintes da artroplastia, assim como as interfaces.

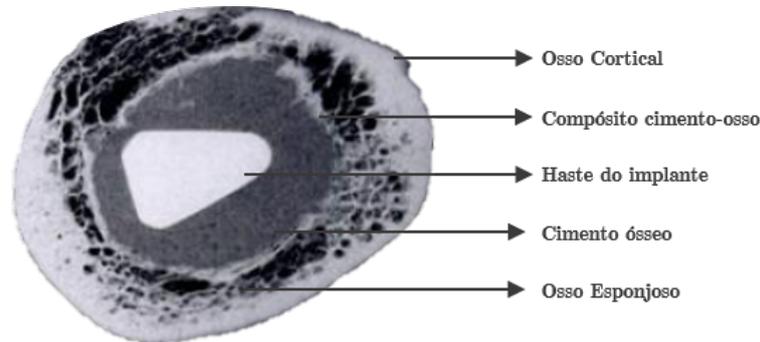


Figura 3.2: Secção de um fémur com uma artroplastia total da anca implantada. Identificação dos vários constituintes: osso cortical, osso esponjoso, haste, cimento e composto formado entre o cimento e o osso trabecular. Adaptado de *The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties*, Jasty et al., 1991.

3.1.1 Cimento ósseo e técnicas de cimentação

A qualidade do cimento é essencial para o sucesso a longo prazo de um implante. Uma técnica de polimerização e aplicação precisas, são cruciais para garantir a estabilidade e longevidade da prótese (Ranjan et al., 2017).

O cimento é caracterizado consoante o seu nível de viscosidade: baixa, média ou elevada. A viscosidade afeta as características de manuseamento, o tempo de manuseamento e a penetração do cimento no osso trabecular, e, portanto, a qualidade e longevidade da fixação. Após a mistura, a viscosidade do cimento altera ao longo do tempo, e só é aplicado na cavidade quando atinge determinado nível. Os cimentos de baixa viscosidade permanecem num estado líquido durante mais tempo, quando comparado com os restantes, e o tempo de manuseamento é bastante restrito. Em contraste, os cimentos de alta viscosidade são caracterizados por não terem praticamente fase líquida. Imediatamente após a mistura, estes adquirem um estado pastoso e, portanto, o seu tempo de manuseamento é relativamente maior que o primeiro. Os cimentos de viscosidade média são considerados cimentos de dupla fase: começam como líquido e vão progressivamente endurecendo (Ranjan et al., 2017; Vaishya et al., 2013).

Outro fator para a garantia de uma boa fixação é a centralização da prótese, de modo a garantir uma camada de cimento uniforme. A espessura do manto é um aspeto importante para a proporção de uma interdigitação mecanicamente forte. Se a camada

de cimento não for homogênea, podem haver zonas onde a espessura da camada não é suficiente para aguentar as cargas, suscitando risco de fratura no cimento (Vaishya et al., 2013).

O uso do cimento pode proporcionar inúmeras desvantagens. Um dos incidentes que pode ocorrer, comprometendo a durabilidade do implante, é a necrose celular dos tecidos ósseos circundantes. Ocorre devido ao calor libertado durante a reação exotérmica de polimerização. A temperatura máxima atingida depende do volume de cimento e das propriedades de polimerização do cimento e, em conjunto com o tempo de exposição, estabelecem um fator fulcral para a viabilidade do tecido envolvente (Janssen et al., 2012). As elevadas temperaturas podem ainda causar problemas na circulação sanguínea e predisposição para a formação de uma camada fibrosa (Lewis, 1997).

O cimento representa um papel importante na necrose química do osso. Acontece devido ao vazamento de líquido monômero para o osso antes da polimerização ocorrer (Lewis, 1997).

Outra desvantagem do cimento está na contração do cimento durante a polimerização. Este fenômeno causa tensões residuais que podem comprometer a vida do implante. A grande diferença de rigidez entre o osso e o cimento também representa uma desvantagem. Por fim, as partículas de cimento podem interagir com o tecido circundante, induzindo inflamação periprotética do tecido e aumentando a osteólise (Lewis, 1997).

Outro incidente que pode ocorrer devido ao uso do cimento, é a síndrome da implantação do cimento ósseo (Bone Cement Implantation Syndrome, BCIS). É um fenômeno caracterizado por episódios de hipoxia, hipotensão, arritmia cardíaca, hipertensão arterial pulmonar e paragem cardíaca. A BCIS ocorre normalmente no período intraoperatório, mas também pode suceder no período pós-operatório (Donaldson et al., 2009; Ranjan et al., 2017; Vaishya et al., 2013). A fim de evitar infecções no pós-operatório, é possível incluir determinadas quantidades de antibiótico no cimento (Vaishya et al., 2013).

3.1.2 Interface implante-cimento

Jasty et al., 1991, sugeriu que a falha na interface entre o implante e o cimento era um dos primeiros indicadores de descolamento assético, sendo a falha na interface oposta um evento tardio. Os descolamentos locais entre a haste e o cimento, progride para fraturas no manto de cimento (junta a esta interface). Estas fraturas são radiais, ou circunferenciais, e podem eventualmente progredir para a interface cimento-osso.

Há uma variedade de fatores que afetam esta interface. Estes incluem a técnica de cimentação, tensão residual devido à contração do cimento, geometria e rigidez do implante e o acabamento da superfície da haste. A quantidade de poros presentes no cimento é influenciada pela técnica de cimentação. Os poros são defeitos no cimento, onde se concentra a tensão, e são, por conseguinte, iniciadores de fendas, favorecendo a redução da resistência estática e de fadiga do manto de cimento. Algumas técnicas foram desenvolvidas de modo a reduzir a porosidade no cimento, como cimentação por centrifugação ou vácuo, e pré-aquecimento da haste.

A contração do cimento ocorre durante a sua cura, a qual origina tensões residuais no cimento que podem ir até aos 10 MPa (Leung, 2008). Estas tensões podem originar dano no cimento na zona entre o cimento e a haste. A contração pode ainda originar lacunas na interface, que aumentam a probabilidade de descolamento. Adicionalmente, a geometria da haste também pode favorecer o aparecimento de zonas de concentração

de tensão no cimento, que podem causar a iniciação de fraturas no mesmo, induzindo a falha na interface (Leung, 2008).

Um esforço considerável tem sido realizado no âmbito de melhorar a ligação entre o cimento e o implante, como técnicas de cimentação, texturas e revestimentos. Contudo, enquanto a ligação entre os dois não for garantida durante o tempo de vida do implante, é preciso ter em conta, não só a resistência da interface, mas também um mecanismo de falha seguro contra os efeitos do descolamento. O aumento da rugosidade aumenta a resistência da interface implante-cimento (Verdonschot e Huiskes, 1998; Zelle et al., 2011). Uma haste *matte* promove uma maior longevidade da ligação da interface. Contudo, quando a interface descola, o cenário de falha é muito pior que o de uma haste lisa, o que pode acelerar a falha total. Quando ocorre descolamento assético, existem dois cenários de falha: acumulação de dano e reações a partículas de desgaste. O primeiro consiste na acumulação gradual de dano nos materiais e nas interfaces, até estes falharem. O implante solta-se e induz micromovimentos na interface cimento-osso, que causam reabsorção óssea e promovem o aparecimento de uma camada fibrosa, até ocorrer o descolamento total nesta interface. O segundo efeito diz respeito à resposta biológica das partículas de desgaste na interface cimento-osso. Estas partículas podem ter origem na interface implante-cimento, cimento-osso, ou até mesmo por fratura da camada de cimento. Se estas alcançam o endoósseo, induzem uma resposta inflamatória, resultando em absorção óssea local e falha da interface cimento-osso (Verdonschot e Huiskes, 1998).

3.1.3 Interface cimento-osso

Atualmente, é reconhecido que o descolamento assético é um tipo de falha multifatorial que resulta da deterioração da interface entre o implante e o cimento (Jasty et al., 1991), degradação da interface entre o cimento e o osso trabecular (Bean et al., 1987; Race et al., 2003; Waanders et al., 2009), e fadiga do manto de cimento (Mann et al., 2008; Waanders et al., 2011).

As tentativas para melhorar a ligação entre o implante e o cimento conduziram à falha da interface oposta, induzindo o seu descolamento (Leung, 2008). Em contraste ao estudo feito por Jasty (Jasty et al., 1991), Race et al., 2003, demonstraram que os primeiros indicadores de descolamento estavam concentrados na interface entre o cimento e o osso, em vez de na interface implante-cimento. Consequentemente, a pesquisa sobre a integridade e o comportamento mecânico na interface cimento-osso, tem-se revelado cada vez mais importante.

O desenvolvimento de técnicas de processamento de cimento ósseo, como pressurização (Askew et al., 1984; Panjabi et al., 1983), centrifugação (Burke et al., 1984) e mistura a vácuo, têm demonstrado diminuir a porosidade do cimento após a secagem. Em alguns casos, melhoram inclusive as propriedades do mesmo. Desta forma, as falhas na interface cimento-implante tornam-se menos frequentes, convertendo este tipo de falha secundária comparativamente à falha entre o cimento e o osso.

Na artroplastia cimentada, a fixação do implante é alcançada por meio da deposição de um cimento ósseo, geralmente PMMA, na cavidade entre o implante e o osso. Consequentemente, o cimento penetra progressivamente no osso esponjoso, depositando-se nos espaços trabeculares, formando assim uma mistura complexa entre o osso e o cimento, assegurando a fixação da camada de cimento ao osso. Como as propriedades do osso trabecular são inferiores às do PMMA (Bean et al., 1988), a interface entre os

dois torna-se um elo fraco do sistema implante-cimento-osso (Bean et al., 1987). Assim, torna-se fundamental o conhecimento do regime da mecânica de fratura nesta interface, para prevenir eventuais complicações na artroplastia.

3.1.3.1 Histologia da interface cimento-osso

Ao seccionar fêmures *postmortem*, Charnley (Charnley, 1964) examinou a histologia na interface entre o cimento e o osso trabecular. Na figura 3.3 está ilustrada uma das secções analisadas por Charnley. O autor verificou haver três zonas de atividades distintas na interface. Nas zonas onde eram suportadas cargas, havia um contacto direto entre o cimento e o osso, que constitui a zona do compósito cimento-osso trabecular morto. Em zonas não carregadas, verificou-se a formação de uma camada fibrosa, fina e não contínua. Observou ainda uma terceira zona, situada no fim do compósito, onde osso lamelar novo se depositou, indicativo de remodelação óssea.

A histologia da interface não é contínua, muda com o tempo, e é diferente entre próteses funcionais e próteses que apresentam problemas no seu funcionamento. As próteses estáveis, onde há uma boa fixação, exibem uma interface intacta, com contacto direto entre o cimento e o osso, verificando-se aposição do osso no cimento. Pode existir uma camada fibrosa, no entanto, esta é fina e não uniforme, aparecendo em menos zonas. Contudo, a histologia de próteses com descolamento assético é bastante diferente. Neste caso, a camada de tecido fibroso é espessa e reveste grande parte da interface. Como a camada fibrosa se forma em zonas onde não há carregamento, nestas zonas verifica-se uma grande reabsorção óssea (osteólise). Este fenómeno é possível observar através de radiografias, através do aparecimento de zonas radiolúcentes (figura 3.3).

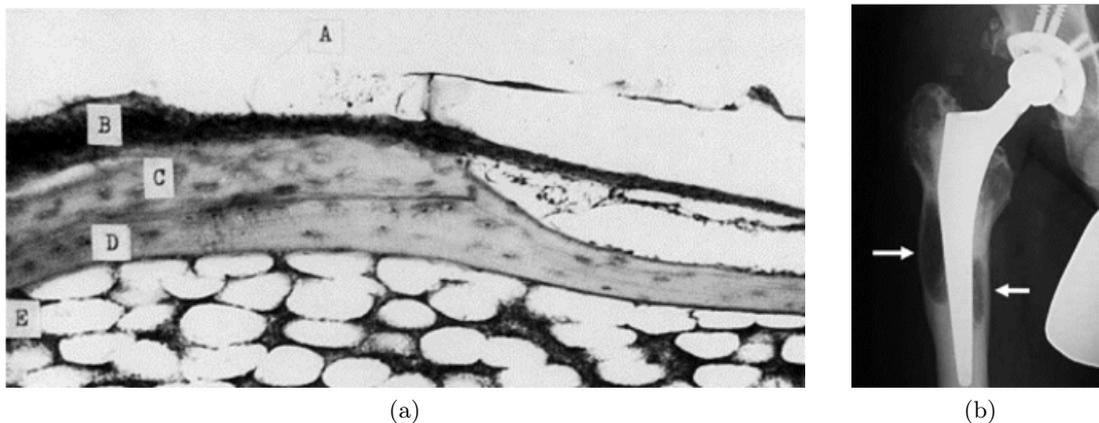


Figura 3.3: (a) À esquerda uma secção de uma amostra de um fémur *postmortem*, por Charnley, 1964. A indica o manto de cimento. B é a camada de tecido fibroso. C é o compósito, constituído por cimento e osso trabecular morto. D é a zona do compósito com osso novo depositado no osso morto e nos espaços trabeculares. E corresponde ao osso trabecular saudável com líquido sinovial. (b) À direita uma radiografia de um homem adulto de 46 anos, com uma artroplastia total da anca implantada em 1993 devido a necrose vascular. As setas indicam as zonas onde houve osteólise. Figura adaptada de Wong et al., 2013.

3.1.3.2 Propriedades da interface cimento-osso

O cimento ósseo não tem quaisquer qualidades adesivas e, conseqüentemente, a resistência da interface depende da ligação mecânica adquirida entre osso e o cimento. O aumento do nível de interdigitação do cimento no osso tem demonstrado melhorar a resistência mecânica da interface cimento-osso (Janssen et al., 2008; Jansson et al., 1993; Krause et al., 1982; Mann et al., 1997; Paula, 2019; Srinivasan et al., 2017; Waanders et al., 2010). A penetração do osso pode ser otimizada através de várias técnicas. O método de aplicação do cimento influencia o nível de penetração adquirido. Krause et al., 1982, observaram um aumento significativo da resistência da interface quando se usava pressurização como método de aplicação do cimento, em contraste com uma aplicação manual. Uma boa preparação da cavidade óssea também ajuda a uma melhor penetração. A lavagem da superfície do osso permite a remoção de osso lamelar solto, sangue e gordura. Majkowski et al., 1993, registaram um aumento de 50 a 75% na resistência da interface quando se aplicou lavagem com pressurização, oferecendo melhores resultados em relação a lavagem manual com escova e sem lavagem.

Outro fator que influencia o grau de interdigitação do cimento no osso é o tipo de cimento utilizado. Para ocorrer penetração do cimento nos espaços trabeculares, é preciso ser desviada a medula que ocupa os mesmos. A viscosidade do cimento está fortemente ligada com a capacidade de se depositar nesses espaços. Os cimentos de baixa viscosidade são menos eficazes em desviar a medula, resultando em menos zonas de aposição e, conseqüentemente, uma interface menos resistente (Miller et al., 2007). Adicionalmente, este é menos eficaz em prevenir hemorragias.

Penetrações inferiores a 2mm demonstraram ter baixa resistência na interface cimento-osso e maior quantidade de micromovimentos (Krause et al., 1982). Contudo, apesar de se observar um aumento de resistência com o aumento de penetração, este valor apresentou ter um limite superior. Em penetrações superiores a 5mm, a resistência da interface não aumenta significativamente. Penetrações elevadas reduzem a quantidade de osso disponível. Adicionalmente, penetrações acima dos 5mm aumentam a probabilidade de necrose térmica do osso, devido ao calor gerado durante a polimerização, e necrose química devido à presença do monômero do cimento. Desta forma, é sugerida uma penetração ótima entre os 3-5mm (Leung, 2008).

Devido aos vários aspectos associados à artroplastia (tipo de cimento, técnica de cimentação e aplicação, preparação do osso, condições do ensaio), os valores registados na literatura para a resistência da interface apresentam algumas discrepâncias. Na tabela 3.1 estão listados alguns exemplos de valores obtidos experimentalmente para diferentes estudos, segundo diferentes fatores associados à artroplastia.

Estudos demonstraram que, para além do nível de interdigitação do cimento, outros fatores influenciam a resistência da interface cimento-osso. Em adição à técnica de cimentação e preparação do osso, também a textura da superfície do osso, morfologia e quantidade de osso removido têm demonstrado influenciar a resistência da interface cimento-osso. A textura da superfície do osso depende das ferramentas utilizadas na cirurgia para a remoção do osso. Uma superfície mais rugosa demonstra uma interface mais resistente.

A qualidade do osso trabecular afeta a resistência da interface. A morfologia e orientação das trabéculas representa um papel importante na força da interface. Bean et al., 1987 estudou a resistência da interface por quadrantes e ao longo do eixo longitudinal de

Tabela 3.1: Sumário dos valores reportados na literatura para a resistência da interface, consoante diferentes parâmetros de estudo.

Referência	Parâmetro investigado	Tipo de Amostras	Cimento	Resistência ao corte (MPa)	Resistência à tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)
Krause et al., 1982	Preparação do osso e técnica de cimentação	Tíbia de humano	Acrílico	1.83±2.08-8.50±4.28	9.55±4.06-41.99±5.8	
Bean et al., 1987	Plano anatómico	Fémur de humano	PMMA	7.0-15.0		
Majkowski et al., 1993	Preparação do osso	Fémur de bovino	PMMA (Simplex P)	1.5±3.8-36.1±3.5		
Mann et al., 1997	Interdigitação do cimento	Fémur de humano	PMMA (Simplex P)		1.28±0.79	
Mann et al., 2008	Comportamento microestrutural da interface cimento-osso	Fémur de humano	PMMA (Simplex P)		2.64±1.45-3.38±1.30	
Tozzi et al., 2012	Comportamento microestrutural da interface cimento-osso	Crista ílfaca de bovino	PMMA (Simplex P)			4.93±1.10

um fémur humano. Não foi observada variação entre as zonas longitudinal e proximal, contudo, o quadrante medial apresentou uma resistência significativamente superior ao quadrante lateral. Observaram que o quadrante lateral apresentava menos densidade de trabéculas e uma geometria achatada, ao contrário do quadrante medial, que possuía grande densidade trabecular. Também Graham et al., 2003, observaram que a resistência da interface estava fortemente correlacionada com a porosidade e orientação das trabéculas. Adicionalmente, alguns autores reportam que a qualidade do osso trabecular é mais determinante no cálculo da resistência da interface (Funk e Litsky, 1998).

Assim como o nível de penetração do cimento, a espessura da camada de cimento tem influência na estabilidade da fixação e a transferência de cargas. Não existe um consenso na literatura sobre a espessura ótima da camada de cimento, e esta pode ou não incluir a interdigitação do cimento no osso. Geralmente, as espessuras sugeridas para a camada, de forma a aferir bons resultados, situam-se acima dos 2mm. Autores detetaram que espessuras inferiores a este valor promovem o aumento de micromovimentos na interface cimento-osso (Ramaniraka et al., 2000). Contudo, uma camada excessiva demonstrou conferir demasiada rigidez ao cimento, aumentando as tensões na interface e no próprio osso (Terrier et al., 2005). É portanto, sugerido uma espessura compreendida entre os 2 e 5mm (Ramaniraka et al., 2000; Terrier et al., 2005).

É possível inferir que a fixação do implante nas artroplastias cimentadas é um fenómeno complexo e requer pesquisa futura. Uma vez que os fatores microestruturais afetam a resistência da interface e, conseqüentemente, a qualidade da fixação, são necessários mais estudos que se foquem em compreender o comportamento da interface a um nível microestrutural, para ajudar a compreender os fatores que estão na origem do descolamento.

Capítulo 4

Métodos e modelos utilizados em estudos

Existem inúmeras formas de estudar a artroplastia. Inicialmente, os seus constituintes e interfaces, eram analisados sobretudo em ensaios *in vitro* ou *in vivo*. Todavia, nos últimos anos tem-se vindo a adotar cada vez mais o método numérico como ferramenta em biomecânica ortopédica.

O método numérico é um método matemático de aproximação. O mais utilizado é o Método dos Elementos Finitos, MEF (Finite Element Method, FEM), que subdivide o sistema contínuo em partes mais simples, os elementos finitos. Estes elementos podem ser unidimensionais, bidimensionais e tridimensionais. As equações dos elementos são posteriormente agrupadas num sistema de equações que soluciona o problema global. É uma ferramenta numérica para obter a solução de um conjunto de equações diferenciais e condições de fronteira. Resolver problemas de engenharia, utilizando o MEF apresenta inúmeras vantagens. É um processo económico, pois o recurso a materiais é bastante reduzido. Adicionalmente, é um método não destrutivo, ou seja, pode-se realizar uma infinidade de problemas com o mesmo modelo, e com diferentes variáveis (Teixeira-Dias et al., 2018). O método MEF em biomecânica ortopédica, apresenta-se como uma ferramenta de grande valor. Possibilita a redução do uso da experimentação animal, que é controversa e dispendiosa, e permite a avaliação de parâmetros impossíveis de medir, ou de difícil determinação, com uso laboratorial ("*in vitro*") ou animal ("*in vivo*") (Completo e Fonseca, 2019).

A geometria do modelo em estudo pode ser alcançada de diferentes formas: pela modelação manual das estruturas, ou através de sistemas automáticos, ou semi-automáticos, como a digitalização tridimensional de imagens médicas de tomografia axial computadorizada (TAC), ou ressonância magnética (Magnetic Resonance Imaging, MRI, em inglês). Os últimos são utilizados quando se pretende replicar de forma muito aproximada a geometria do elemento biológico e, em simultâneo, associar ao modelo características físicas do tecido (como a densidade). Este procedimento exige a utilização de software especializado de visualização tridimensional e segmentação dos objetos digitalizados. A segmentação consiste na repartição do modelo digitalizado, nos seus vários constituintes, através da escala de cinzentos, cuja unidade se designa por Hounsfield (HU) (Hayes, 1991). Os materiais apresentam diferentes níveis de cinzento, que estão associados à sua densidade.

4.1 Estudos MEF da interface cimento-osso

A complexidade do modelo de elementos finitos depende, sobretudo, do grau de detalhe das características a investigar. A um nível aparente, os modelos de adaptação do osso, podem ser considerados contínuos, estruturais ou híbridos. Nos modelos contínuos a geometria do osso trabecular é modelada através de informação CT, mas não existe uma distinção direta entre a estrutura do osso cortical e do osso trabecular. Em contraste, os modelos estruturais, consideram a arquitetura do osso esponjoso. Outra forma de caracterizar o modelo MEF do osso, é através das características dos materiais. Estudos consideram o osso como um material isotrópico, ortotrópico ou anisotrópico. A simulação com materiais isotrópicos, tem a vantagem do menor custo computacional, em relação aos restantes casos (Zaharie e Phillips, 2019).

O osso trabecular apresenta uma geometria complexa, e, por isso, obtém-se um modelo de elevada complexidade, o que afeta o seu custo computacional. Quando o estudo se foca no comportamento do implante, usualmente é considerado um modelo completo da artroplastia. Uma vez que esta apresenta dimensões relativamente substanciais, se fosse considerado um modelo estrutural, este resultaria numa enorme complexidade. Para efeitos de simplificação, neste tipo de estudos, o osso é normalmente assumido como um meio contínuo (figura 4.1). Para estudar a interface cimento-osso neste tipo de modelos, alguns autores consideram esta como a zona de mistura entre o osso esponjoso e o cimento ósseo (Jansson et al., 1993; Ramos et al., 2020; Waanders et al., 2011). Outros consideram apenas como a interface de contacto entre os dois materiais (Lennon et al., 2003; Terrier et al., 2005). Alguns autores experimentaram outras técnicas para distinguir o osso cortical do esponjoso, em modelos contínuos. Anderson et al., 2005, modelou o osso cortical, de um modelo de elementos finitos da pelvis, com elementos de casca, e o osso trabecular com elementos contínuos isotrópicos, e obteve o seu modelo validado contra os dados experimentais.

Embora os modelos contínuos se tenham vindo a demonstrar como um bom método de aproximação no estudo da previsão do comportamento de artroplastias cimentadas, estes não consideram o comportamento micromecânico do osso esponjoso. Nas últimas duas décadas, têm-se vindo a adotar cada vez mais modelos estruturais, com foco na interface cimento-osso. Estes modelos consistem em reconstruções de amostras cadavéricas de secções reduzidas, da interface cimento-osso, considerando assim a geometria do osso trabecular. Este método permite observar com mais detalhe o que acontece a um nível microestrutural entre o cimento e o osso. Os estudos têm como objetivo avaliar a transferência de cargas entre o cimento e o osso, tendo em vista a identificação da origem da falha nesta interface, assim como o seu modo de propagação.

Os modelos para reconstrução da geometria trabecular são diversos. Alguns autores utilizam amostras *in vitro* de osso cadavéricos de secções de osso longos de humanos (Janssen et al., 2008; Srinivasan et al., 2017; Waanders et al., 2010; Waanders et al., 2009) e outros de animais (Tozzi et al., 2012), para a reconstrução do modelo, através de microtomografia raio-X computadorizada (μ CT). Uma vez que o uso de osso cadavérico é muito dispendioso, autores têm vindo a recorrer a materiais celulares, como espumas metálicas, ou de polímero, para reprodução do osso trabecular nos seus modelos (Leung, 2008). Na figura 4.2 estão ilustrados alguns dos modelos mencionados.

A definição dos materiais e condições de contacto, variam entre estudos. Alguns autores consideram o osso como um material linear (Janssen et al., 2008; Srinivasan et

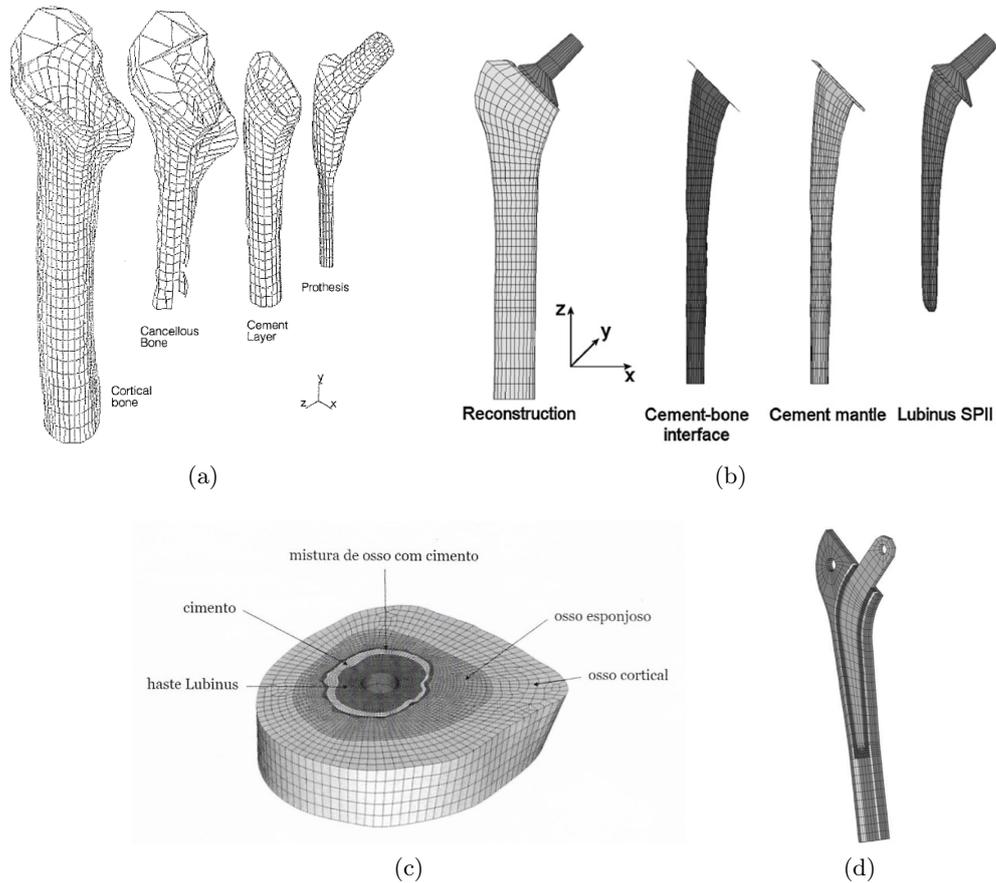


Figura 4.1: Em (a) a malha de elementos finitos dos constituintes do modelo FEM de um estudo da transferência de carga na interface cimento-osso em função da espessura do cimento (Jansson et al., 1993). O osso esponjoso (cancellous bone), é considerado como um meio contínuo, linear elástico, e isotrópico. A reconstrução do osso foi baseada em tomografia computadorizada. Em (b), outro estudo considerando a continuidade do osso esponjoso (Waanders et al., 2011). O parâmetro em estudo foi a fadiga do manto de cimento, como função do método de implementação do comportamento micro mecânico da interface cimento-osso. Em (c), o estudo pormenorizado de uma secção crítica de uma prótese Lubinus (Ramos et al., 2020). Em (d), estudo da fadiga do manto de cimento, através uma secção 2D de um modelo de artroplastia, em função do acabamento da superfície do implante (Lennon et al., 2003).

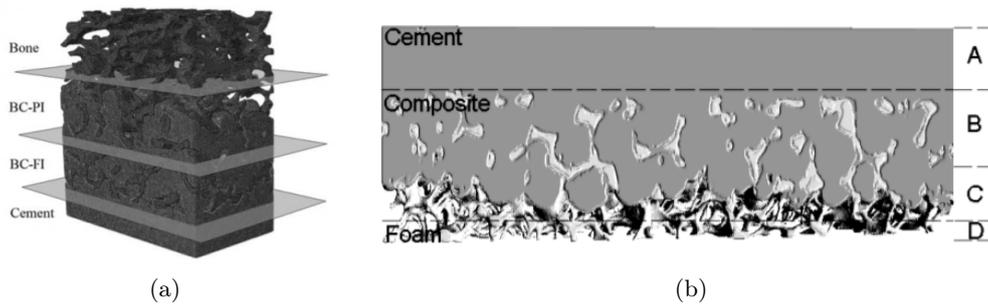


Figura 4.2: Em (a) o modelo de elementos finitos da amostra da interface cimento-osso de bovino (Tozzi et al., 2012). A amostra foi dividida em quatro regiões: osso (Bone), zona de interdigitação parcial (BC-PI), zona de interdigitação total (BC-FI), e manto de cimento (Cement). Em (b) o modelo de elementos finitos de uma amostra da interface cimento-osso, utilizando uma espuma de malha aberta de alumínio como reprodução do osso (Leung, 2008). A amostra foi dividida em quatro regiões: manto de cimento (A), região do compósito (B), compósito e espuma (C), e espuma (D).

al., 2017; Waanders et al., 2010; Waanders et al., 2009). Outros apresentam abordagens não lineares, através de leis constitutivas, para o cimento e para o osso (Leung, 2008; Tozzi et al., 2012). Quanto ao comportamento do osso nas diferentes direções, existe uma tendência a considerar o material como isotrópico, devido ao seu reduzido custo computacional em relação a casos onde se considera ortotropia ou anisotropia (Zaharie e Phillips, 2019). Contudo, alguns autores têm vindo a tentar reproduzir o comportamento anisotrópico do osso trabecular (Janssen et al., 2008; Waanders et al., 2010; Waanders et al., 2009). Através dos níveis de cinzento dos μ CTs, convertem-se os valores em densidades equivalentes HU, utilizando um calibrador. É depois estabelecida uma relação linear entre a densidade HU e o módulo de elasticidade, obtendo uma gama de valores entre 0.1 a 20.0 GPa.

As condições de contacto também variam entre estudos. Alguns autores consideram em contacto com atrito na interface cimento-osso, usualmente entre 0.3 e 0.4 (Janssen et al., 2008; Tozzi et al., 2012; Waanders et al., 2010; Waanders et al., 2009). Outros consideram a interface colada (Hung e Chang, 2010; Leung, 2008; Paula, 2019; Srinivasan et al., 2017). Adicionalmente, autores consideram uma interface com lacunas entre o cimento e o osso (Janssen et al., 2008; Waanders et al., 2009).

Para reduzir os custos computacionais, alguns autores optam por modelos mais simplificados do estudo da interface cimento-osso. Hung e Chang, 2010, estudou o comportamento do descolamento na interface cimento-osso, através de um modelo numérico com validação experimental. O modelo de elementos finitos era constituído por dois blocos, que reproduziam o cimento e o osso, ligados nas suas extremidades (figura 4.3a). Considerou uma fissura entre o cimento e o osso, de modo a observar o comportamento da interface, quando a esta apresenta algum descolamento. O osso foi modelado como contínuo. Outro estudo simplificado, considerando um modelo contínuo, foi efetuado por Paula, 2019, que com o intuito de reproduzir o osso após a cirurgia primária, desenvolveu um modelo de elementos finitos de uma secção da artroplastia total da anca. O modelo foi obtido por modelação geométrica através de software CAD. Consistia em um modelo 2D considerando axi simetria (figura 4.3b). Trata-se de um modelo contínuo e isotrópico.

O compósito de cimento-osso foi representado como uma camada uniforme entre os dois materiais, onde o módulo de elasticidade era calculado em função dos dois materiais.

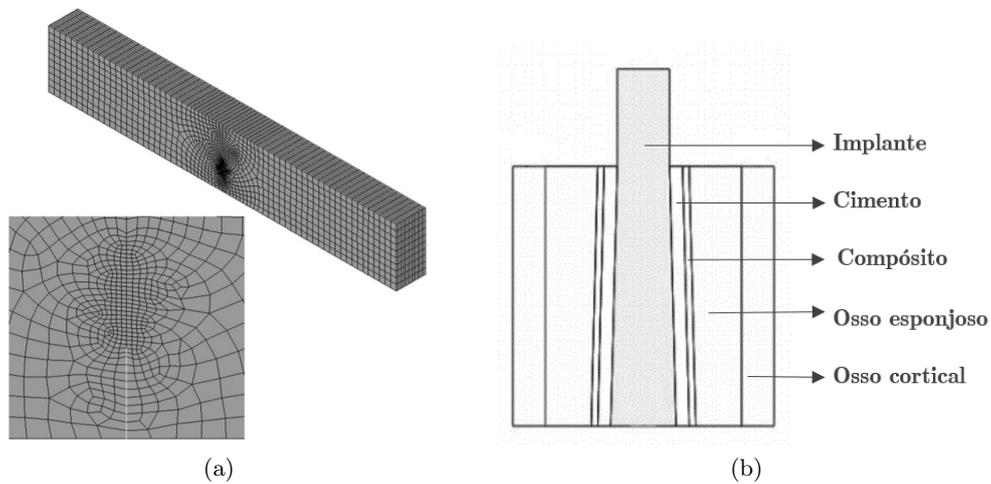


Figura 4.3: Em (a) o modelo de elementos finitos do modelo da interface cimento-osso, utilizado para o estudo do comportamento do descolamento (Hung e Chang, 2010). Em (b) o modelo numérico 2D desenvolvido por Paula, 2019.

Parte II

Metodologia e Resultados Obtidos

Capítulo 5

Modelos experimentais

5.1 Procedimento experimental

Foi efetuado um estudo experimental no âmbito da investigação do efeito da densidade do osso trabecular, assim como o tipo de ligação entre o cimento e a haste do implante. A presente secção descreve os materiais e técnicas utilizadas para criar e caraterizar as amostras. Para a caraterização das amostras foram utilizadas técnicas de correlação digital de imagem e extensometria, efetuadas em conjunto com ensaios de tração na extremidade da haste.

5.1.1 Fabrico das amostras experimentais

Há um grande número de fatores que afetam a morfologia e propriedades do osso trabecular, como a anatomia da estrutura trabecular, idade, sexo e estado de saúde do paciente, entre outros. As maiores limitações dos testes *in vitro* consistem na escassa disponibilidade e elevado custo de amostras de osso cadavérico. Para além disso, a maquinaria das amostras de osso tende a ser de elevada dificuldade e muitas vezes produzem efeitos residuais que afetam a viabilidade dos testes, como a quebra das trabéculas, ou acumulação de detritos. Desta forma, materiais análogos, com morfologia semelhante à do osso trabecular têm-se revelado alternativas desejáveis para validação de modelos computacionais.

Existe uma variedade de materiais análogos ao osso. Um material que se destina a replicar o osso trabecular deve ter uma estrutura geométrica semelhante à do mesmo, ou seja, deve ser um material poroso com uma estrutura constituída por uma rede de trabéculas interligadas. Este é o caso de materiais celulares, como espumas. As suas propriedades mecânicas devem aproximar-se o mais possível dos valores refletidos na literatura (tabela 5.1). Uma vez que se pretende estudar a interface cimento-osso, a espuma deve permitir a penetração de cimento nos espaços trabeculares. Este tipo de espuma tem a designação de espuma de malha aberta. A espuma selecionada para o estudo foi a espuma de malha aberta de poliuretano (PU), fornecida pela *Saubones*. Foram maquinadas seis amostras representativas de três densidades diferentes: 7,5, 10 e 12 PCF (Pounds per Cubic Foot). Cada espuma foi maquinada em uma amostra cilíndrica de 30x40x13,5 mm³.

Tabela 5.1: Constantes elásticas e de resistência mecânica do osso esponjoso de humanos e propriedades mecânicas das espumas de poliuretano.

Propriedades osso trabecular (Rincón-Kohli e Zysset, 2009)								
Tração (mín.-máx.)			Compressão (mín.-máx.)			Corte (mín.-máx.)		
E (GPa)	σ_y (MPa)	σ_u (MPa)	E (GPa)	σ_y (MPa)	σ_u (MPa)	E (GPa)	τ_y (MPa)	τ_u (MPa)
0,18	1,1	1,4	0,1	0,8	0,9	0,017	0,065	0,27
1,7	7,3	9,1	1,3	24,1	29,2	0,358	2,6	5,44
Propriedades da espuma de poliuretano								
Densidade da espuma			Compressão					
Densidade (PCF)	Densidade (g/cm ³)	Fração de Volume	E (MPa)		σ_u (MPa)			
7,5	0,12	0,1	12,4		1,4			
10	0,16	0,14	23		2,3			
12	0,20	0,17	47		3,9			

As amostras experimentais consistem em cilindros de espumas de poliuretano, com uma haste em cromo cobalto, e cimento ósseo a preencher a cavidade entre os dois materiais. Por fora, o material celular foi revestido por resina epoxy, também fabricada pela *Sawbones* (figura 5.1).

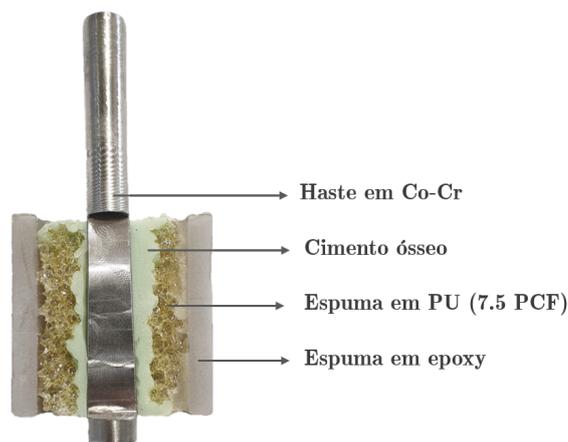


Figura 5.1: Seção da amostra experimental utilizada para os ensaios de validação. Identificação dos vários constituintes.

A haste resultou em uma geometria cônica, com a base em 10mm de diâmetro, um comprimento de 50mm e um ângulo de $1,43^\circ$, na interface com o cimento. A zona da haste que entra em contacto com a célula de aperto da máquina de ensaios, resultou em

uma geometria cilíndrica, de diâmetro 7,5mm e um comprimento de 40mm.

A cimentação das amostras teve lugar no Laboratório de Biomecânica de Universidade de Aveiro. Utilizou-se um cimento de viscosidade média, radiopaco, Palamed, da fornecedora Heraeus. A técnica utilizada foi cimentação manual. A aplicação do cimento também foi manual. Com a ajuda de uma espátula depositou-se cimento nas cavidades das espumas, apenas nas suas extremidades. Em seguida, inseriram-se as hastes nas respectivas cavidades. A penetração do cimento na cavidade da espuma ocorreu devido ao movimento de subsidência da haste ao ser inserida. A haste foi inserida através da parte inferior da guia, e acabava quando a base da haste atingia o mesmo nível que a superfície inferior da guia. O processo foi idêntico para as seis amostras. Após a finalização do processo, as amostras repousaram enquanto a polimerização ocorria e o cimento curava. As amostras finais, após a cura do cimento, estão representadas na figura 5.2a. Após o fabrico das amostras, estas permaneceram armazenadas durante 9 dias à temperatura ambiente até à realização do ensaio mecânico.



Figura 5.2: Em (a) as amostras finais, após a polimerização. Em (b) as amostras seccionadas para os ensaios de tração e correlação cruzada digital de imagem. Da esquerda para a direita: espuma 7,5 PCF, 10 PCF e 12 PCF.

5.1.2 Ensaios mecânicos

As amostras fabricadas não permitem a visualização do seu interior e, portanto, das suas interfaces objetivo de estudo. Uma vez que o ensaio foi efetuado em conjunto com correlação digital de imagem, para poderem ser analisados os deslocamentos na interface cimento-osso e no manto de cimento, houve a necessidade de cortar as amostras ao meio, onde já era possível a visualização do seu interior. Na figura 5.2b observa-se o aspeto final das amostras após a maquinação para o ensaio mecânico.

Os ensaios mecânicos foram efetuados num equipamento de ensaios mecânicos de tração Shimadzu AG-100kN. As amostras foram submetidas a uma força de tração, não destrutiva, quase estática de 50 N, com um incremento de 0,5mm/s. Foram efetuados dois ensaios para cada amostra: um com a haste descolada, e outro com a haste colada ao cimento, através de cola.

A fixação das amostras na máquina de testes foi alcançada por meio de um fixador desenvolvido para esse fim. Este é formado por três peças: um suporte central, um

suporte base, e uma tampa, todos em alumínio. Na sequência de montagem, o suporte central é inicialmente aparafusado ao suporte base. A amostra é posteriormente inserida no suporte central e é aparafusada a tampa (figura 5.3). O fixador é depois aparafusado à máquina de testes pelo suporte base.

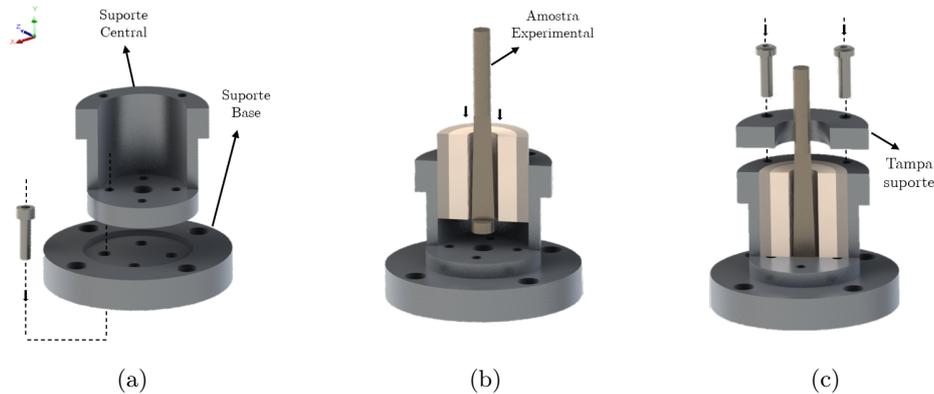


Figura 5.3: Método de fixação da amostra à máquina de ensaios. O suporte central é aparafusado ao suporte base (a). É depois inserida a amostra no suporte central (b). Por fim, para garantir o bloqueio da amostra no suporte central é aparafusada uma tampa ao mesmo (c).

5.1.3 Correlação digital de imagem

O equipamento utilizado para a correlação digital de imagem foi o GOM ARAMIS 3D 5M (figura 5.4a), disponível no Laboratório de Ensaios Mecânicos da Universidade de Aveiro, no departamento de Engenharia Mecânica. ARAMIS é um sistema ótico de medição de deformações tridimensionais, sem contacto direto. O sistema reconhece as superfícies do objeto em medição, através de imagens digitais, e atribui coordenadas aos pixels da imagem. A primeira imagem capturada representa o estado não deformado do objeto. Durante o teste mecânico, o sistema captura imagens progressivamente. Depois, o software do sistema compara as imagens e calcula os deslocamentos e deformações das superfícies do objeto.

Se o objeto em medição tem superfícies homogêneas, é preciso prepará-lo de modo a obter um padrão estocástico. Tal aplica-se às amostras em estudo, que apresentam superfícies homogêneas (haste, cimento e resina epoxy). Para obter o padrão referido, utilizaram-se tintas spray branca e preta. O resultado final consta na figura 5.4b.

5.1.4 Extensometria

Através da extensometria, analisaram-se os valores da deformação média no cimento, ao longo do tempo, em uma secção reduzida, de modo a correlaciona-los com os valores obtidos pelo método de elementos finitos. O ensaio foi realizado nas condições mencionadas na secção 5.1.2. O extensómetro utilizado foi KFG-1-120-C1-11L3M2R, e a sua localização está ilustrada na figura 5.5. Foram realizados mais ensaios para obter uma maior amostragem.

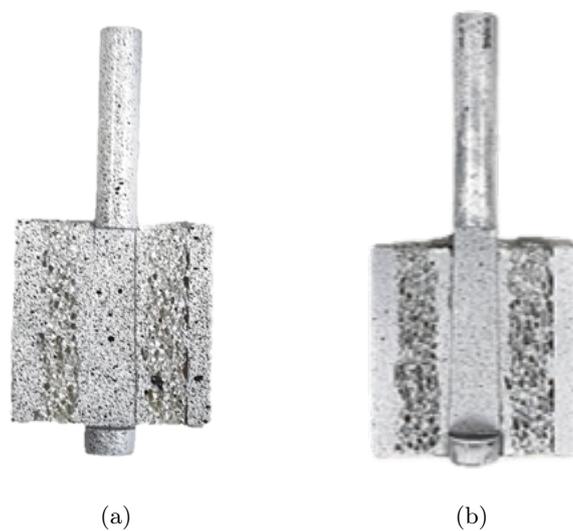


Figura 5.4: Amostra pintada com padrão estocástico (a) antes e (b) depois do ensaio mecânico.

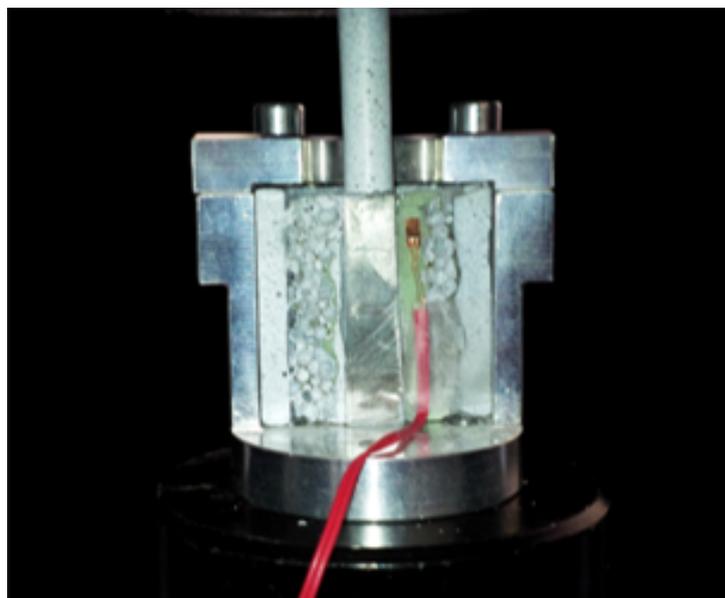


Figura 5.5: Identificação da localização do extensómetro na amostra experimental.

5.2 Resultados experimentais

Nesta secção são apresentados os gráficos resultantes dos ensaios experimentais, assim como a sua análise. Na secção 5.2.1 apresentam-se as curvas das força-tempo de cada densidade, obtidas pelo ensaio de tração. Nas secções 5.2.2 e 5.2.3, são apresentadas as deformações e micromovimentos médios no manto de cimento, em cada instante. Tanto as deformações como os micromovimentos resultantes, foram analisados no plano frontal da DIC, o plano XY. Na figura 5.6 encontram-se ilustradas as secções analisadas, de cada amostra, para o cálculo das deformações e micromovimentos.

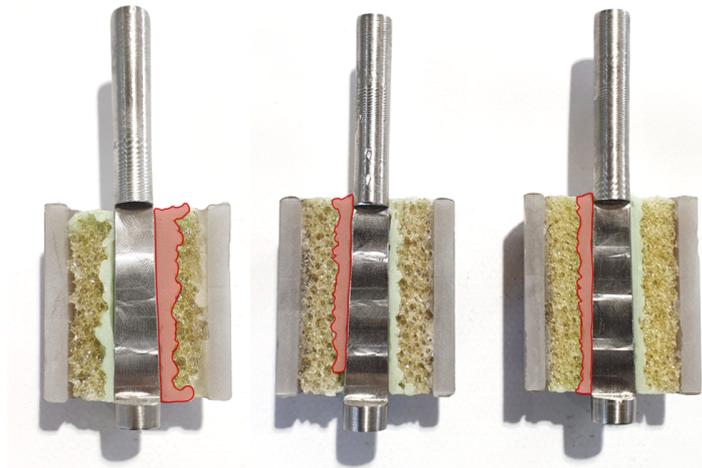


Figura 5.6: Secções do cimento consideradas na análise das deformações e micromovimentos através da correlação digital de imagem.

5.2.1 Resposta da amostra em tração

Haste com atrito

Os resultados revelam uma notória influência do tipo de espuma utilizada (figura 5.7a). O ensaio foi efetuado até aos 200 s, mas não ocorreu rotura das espumas. Em média, a força de resposta aumenta com o aumento de densidade. Tem-se uma média de 28N para a espuma de densidade 7,5 PCF, 34N para a densidade intermédia, e 45N para a espuma de maior densidade.

É possível observar que força de resposta no início do ensaio é superior para a espuma de densidade 12 PCF (68% superior em relação à densidade 10 PCF e apenas 6% em relação à menor densidade), sugerindo que esta apresenta uma tensão de cedência superior às outras. Refere-se que a inclinação da reta final da espuma de densidade 12 PCF é cerca de 13% inferior à inclinação da densidade 10 PCF, o que revela um aumento de resposta mais rápido na espuma de densidade média, em comparação com a densidade superior. Observa-se também que, para esta densidade, existe mais oscilação na curva força-tempo, do que nas restantes espumas. No fim do ensaio, verifica-se uma relação linear entre a densidade da espuma e a resposta, sugerindo que uma maior densidade proporciona uma maior resistência. Contudo, é preciso ter em mente que não ocorreu a rotura das amostras, mais especificamente, não se observou a rotura da interface cimento-osso. Para

determinar corretamente a resistência da amostra, e por conseguinte da interface cimento-osso, teria que se observar o seu comportamento até à rotura.

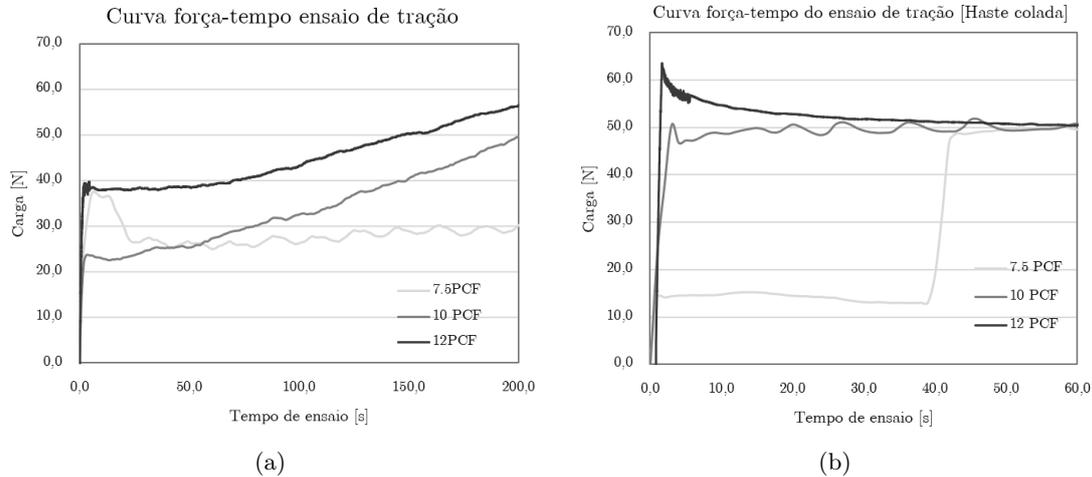


Figura 5.7: Curvas da força de resposta à tração, (a) para o ensaio com a interface implante-cimento descolada e (b) para o ensaio mecânico com o cimento e o implante colados.

Haste colada

Da análise da figura 5.7b é possível deduzir que a densidade da amostra tem influência na curva de resposta ao ensaio de tração. O ensaio foi efetuado até aos 60 s e não ocorreu rotura da amostra, nem se verificou o descolamento da haste. Paralelamente ao caso anterior, o aumento de densidade da espuma traduz-se num aumento da resposta média. A menor densidade apresenta uma resposta média de 35N, a densidade 10 PCF de 48N, e a maior uma resposta média de 52N.

Em contraste ao caso anterior, existe uma relação linear entre a força de resposta no início do ensaio e o aumento de densidade, sugerindo um aumento da tensão de cedência, com o aumento da densidade. Para a espuma de menor densidade tem-se uma resposta de 14N no início do ensaio. Esta aumenta 3,5 vezes ao aumentar a densidade para 10 PCF, e apenas 26% ao aumentar para 12 PCF. Contrariamente ao caso de ligação anterior, a espuma de densidade 10 PCF é a que verifica mais oscilação. Ao longo do ensaio observa-se uma convergência dos valores da resposta ao ensaio de tração. Tal como anteriormente, não é possível afirmar qual das amostras é mais resistente, uma vez que não se verificou rotura nem o descolamento da haste.

5.2.2 Deformações no manto de cimento

Haste com atrito

As deformações no manto de cimento são fortemente afetadas pela densidade da espuma (figura 5.8). Em primeira instância, observa-se que as deformações na espuma de menor

densidade, 7,5 PCF, são substancialmente superiores às restantes espumas. As deformações máximas do cimento, para esta densidade, são em média 13 a 26 vezes superiores às restantes, e as deformações mínimas 5 a 9 vezes superiores. Desta forma, os resultados sugerem que densidades superiores conferem mais rigidez à estrutura. As deformações apresentam oscilações de magnitudes diferentes, contudo, os valores médios mantêm-se constantes. Estas oscilações nos valores da deformação devem-se, sobretudo, às deformidades geométricas das superfícies entre os materiais em movimento de subsidência: a haste em relação ao cimento. Podem também ocorrer devido às lacunas do cimento, que ocorreram em algumas zonas desta interface.

Analisando as espumas de densidades 10 e 12 PCF, as deformações médias da espuma de maior densidade são sempre o dobro das observadas na espuma de densidade intermédia. Por fim, observam-se muitas oscilações nos valores das deformações ao longo do tempo de ensaio, principalmente no caso das deformações mínimas. As oscilações nos valores de deformação da espuma de densidade 12 PCF são superiores para as deformações mínimas. As oscilações da espuma de 10 PCF mantêm-se quase constantes e de baixa amplitude relativamente aos outros casos.

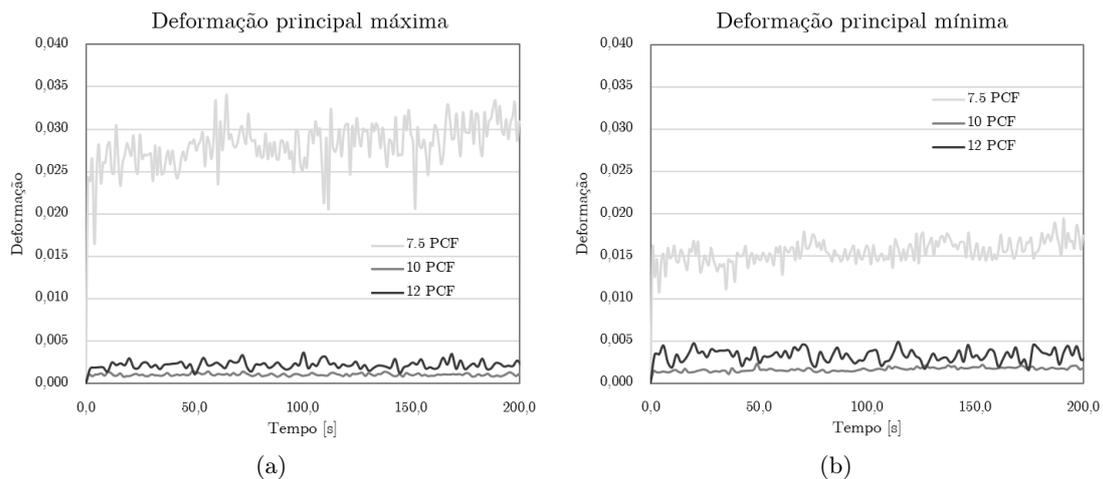


Figura 5.8: Gráficos das deformações principais (a) máxima e (b) mínima na camada de cimento ao longo do tempo de ensaio, para o caso da interface implante-cimento descolada.

Haste colada

Considerando a interface entre o cimento e o implante colada, observam-se diversos fenómenos. As deformações principais máxima e mínima da amostra de menor densidade, diminuem em 78 e 49%, respetivamente (figura 5.9). Ao colar a haste ao cimento, a rigidez do estrutura aumenta, havendo menos deformação. Contudo, na amostra de densidade média verifica-se um efeito oposto. As deformações máximas resultantes são 3,5 vezes, e as mínimas quase 6 vezes, superiores ao caso em que o cimento e implante estão descolados. Na amostra de 12 PCF, observa-se um aumento de apenas 3% nas deformações máximas, ou seja mantêm-se quase constantes, e uma diminuição de 17% nas deformações mínimas. Outro fenómeno observado ao alterar-se este parâmetro foi que as

oscilações aumentaram significativamente, sobretudo no caso da deformação mínima da amostra de densidade média, na qual passaram a ocorrer amplitudes substancialmente superiores ao valor médio de deformação.

Existe uma relação linear entre a densidade da espuma e a deformação média do cimento. As deformações médias diminuem em 38%, ao aumentar a densidade da espuma de 7,5 para 10 PCF, e diminuem 40% ao aumentar a densidade de 10 para 12 PCF, sugerindo que a diminuição da densidade diminui a rigidez da amostra. Contudo, não é possível aferir se o mesmo ocorre, especificamente, na interface cimento-osso, pois as deformações correspondem à camada de cimento por completo. O compósito entre o osso e o cimento depende do nível de interdigitação do cimento no osso. Quanto maior o nível de penetração, maior a resistência da interface. O nível de interdigitação do cimento está relacionado com a densidade da espuma. O aumento da porosidade do osso aumenta a penetração do cimento nos espaços trabeculares, aumentando assim a região de compósito. É possível observar uma grande diferença nos níveis de penetração das amostras, principalmente entre a amostra de 7,5 PCF em relação às outras. Todavia, a espessura do cimento interdigitado não foi medida, não sendo possível aferir, com exatidão, a influência da densidade no nível de penetração do cimento e, por conseguinte, na resistência da interface cimento-osso.

No caso das deformações mínimas, a espuma de densidade intermédia é a que sofre mais deformações (28% superior em relação à de 7,5 PCF e 67% superior em relação à densidade 12 PCF). A espuma de maior densidade é a que verifica menos deformação. Diminui cerca de 72% em relação à amostra de densidade média e 64% em relação à de menor densidade.

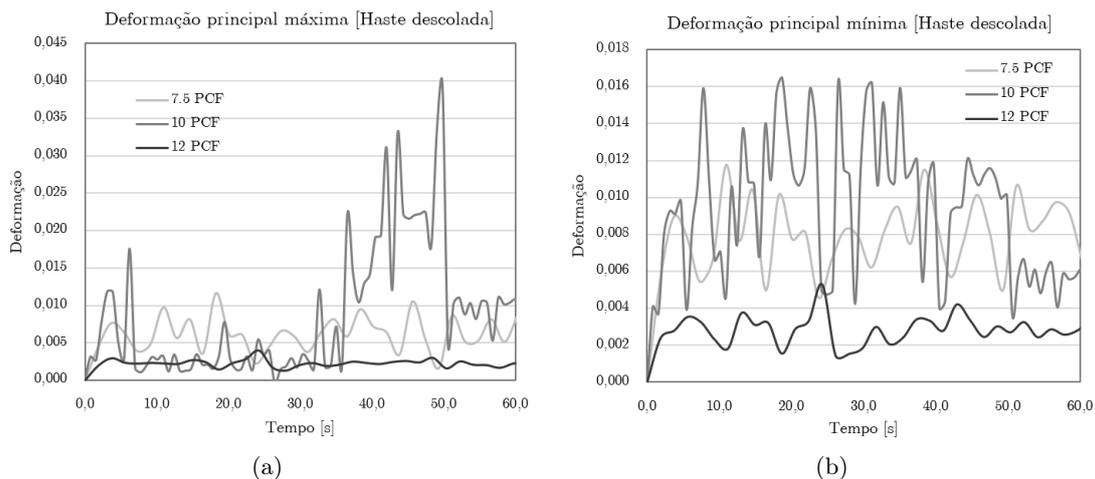


Figura 5.9: Gráficos das deformações principais (a) máxima e (b) mínima na camada de cimento ao longo do tempo de ensaio, para o caso da interface implante-cimento colada.

5.2.3 Micromovimentos no manto de cimento

Haste com atrito

Observa-se uma notável relação linear entre a densidade da espuma e os micromovimentos no manto de cimento (figura 5.10). O aumento da densidade da espuma traduz-se numa diminuição dos micromovimentos. O valor médio decai em 30% ao aumentar a densidade da amostra de 7,5 para 10 PCF e 89% entre a espuma de 7,5 e 12 PCF. Os resultados sugerem que ao aumento da densidade promove a estabilidade do manto de cimento e, conseqüentemente, favorece a estabilidade das suas interfaces. Os micromovimentos na interface cimento-osso promovem a acumulação de detritos, que originam o aparecimento de uma camada fibrosa entre o cimento e o osso. Conseqüentemente, a transferência de carga do implante para o osso é obstruída, aumentando a probabilidade de reabsorção óssea. Desta forma, a sua atenuação é essencial para a integridade do implante.

Os micromovimentos no plano em análise tendem a aumentar com o aumento do tempo de ensaio, ou seja, com o aumento da carga aplicada, para todas as espumas. Contudo, no fim do ensaio, os movimentos da espuma de 10 PCF convergem. No caso da espuma de menor densidade parecem estar sempre em um aumento gradual.

Verifica-se que a espuma de 7,5 PCF tem oscilações de maior amplitudes, quando comparada com as restantes. A espuma de maior densidade demonstra oscilações com uma maior frequência, mas de amplitudes reduzidas. A espuma de densidade média apresenta algumas oscilações, mas em menor frequência e amplitude que as restantes. Este padrão assemelha-se ao observado no caso das deformações, em que a espuma de 10 PCF apresentava menos oscilações em relação às restantes.

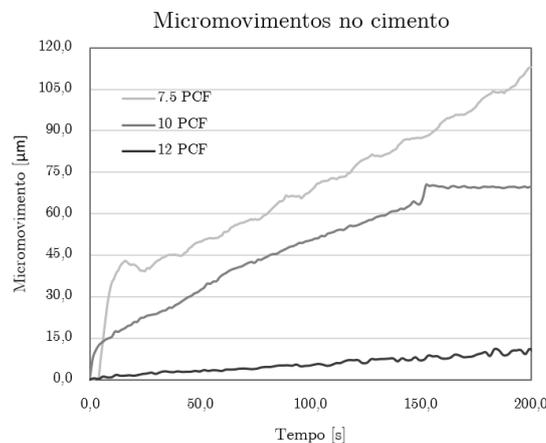


Figura 5.10: Gráficos dos micromovimentos ocorridos no manto de cimento ao longo do ensaio mecânico para o ensaio com a haste descolada do cimento.

Haste colada

Alterando a condição da interface implante-cimento, observaram-se alterações nos valores dos deslocamentos. Verifica-se um aumento em 4 vezes dos valores médios dos micromovimentos do cimento, para a amostra de menor densidade. Em contraste, os

micromovimentos médios das espumas de 10 e 12 PCF, decaem em 68 e 74%, respetivamente.

Paralelamente ao observado no caso anterior, existe também uma forte correlação entre os micromovimentos do cimento e a densidade da espuma utilizada (figura 5.11a). Os micromovimentos na espuma de menor densidade são substancialmente superiores aos das restantes espumas. O valor médio diminui em 93% entre a espuma de 7,5 e a de 10 PCF, e 89% entre as densidades 10 e 12 PCF.

Observa-se um aumento gradual dos movimentos da espuma de menor densidade, até, aproximadamente, aos 20 segundos. Estes atingem o valor de $344 \mu\text{m}$ e mantêm-se constantes até ao fim do ensaio. Esta convergência deve-se à convergência da força de resposta do ensaio. Os micromovimentos da espuma de densidade média mantêm-se constantes e quase nulos, no início do ensaio, e aumentam repentinamente por volta dos 10 segundos (figura 5.11b). Depois verifica-se um aumento gradual até ao fim do ensaio. A espuma de maior densidade mantém-se constante ao longo de todo o ensaio. Existem menos oscilações nos micromovimentos nesta condição de contacto da interface implante-cimento, em relação ao primeiro caso.

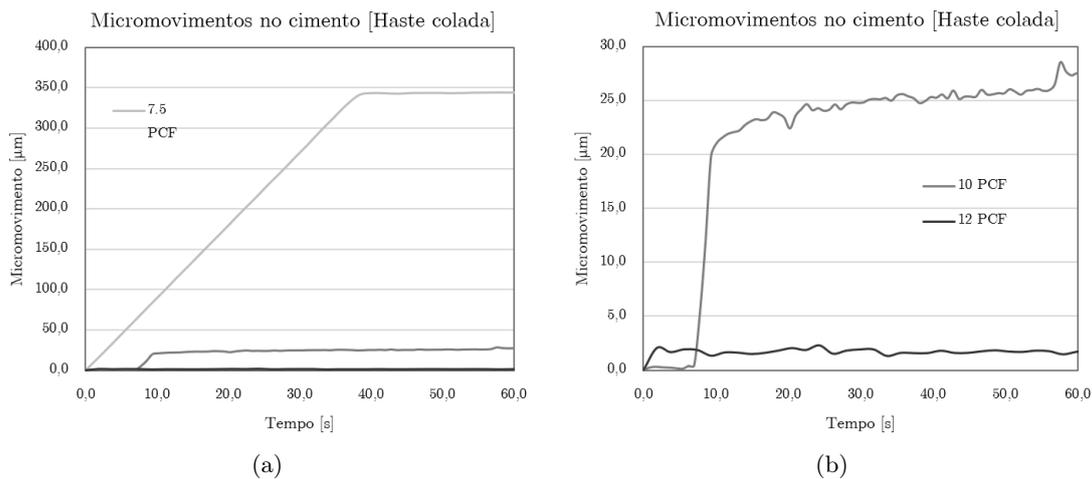


Figura 5.11: Gráficos dos micromovimentos ocorridos no manto de cimento ao longo do ensaio mecânico. (a) Micromovimentos do cimento para o ensaio com a haste e o cimento colados. (c) Micromovimentos no cimento, do ensaio com a haste e o cimento colados, apenas para as densidades 10 e 12 PCF.

Em suma, é notória a influência da densidade da espuma na resistência do artroplastia cimentada. No geral, a amostra de menor densidade (7,5 PCF) aparenta ter uma resistência muito inferior em relação às outras, pois apresenta uma força de resposta inferior, e proporciona uma ligação mais instável, uma vez que existem mais micromovimentos no manto de cimento. Por outro lado, é mais deformável, o que significa que a estrutura é menos rígida em relação às outras. Contudo, é preciso delinear que as amostras não atingiram a rotura. Desta forma, apenas foi avaliado o seu comportamento em regime elástico e plástico. A rotura das interfaces, ou do cimento, é um parâmetro determinante na integridade e longevidade do implante.

Analisando as espumas de densidade 10 e 12 PCF, a força de resposta da espuma de

maior densidade apresenta sempre uma força de resposta superior e micromovimento no manto de cimento inferiores, sugerindo que esta densidade proporciona mais estabilidade e resistência à estrutura. No entanto, as deformações no manto de cimento parecem estar dependentes do tipo de ligação entre a haste e o cimento. Quando estes não estão colados, as deformações na espuma de densidade 12 PCF são o dobro das observadas na espuma de densidade intermédia. Em contraste, quando a haste está colada ao cimento, o cimento da densidade intermédia deforma mais do que o da espuma de densidade 12 PCF (1,7 vezes superior nas deformações máximas, 3,6 vezes superior nas deformações mínimas).

De um modo geral, os resultados permitem concluir que o aumento da densidade aumenta a resistência e rigidez da estrutura. Por outro lado, o aumento da densidade diminui a porosidade da espuma. Esta redução dificulta a aposição de cimento no osso e, como consequência, reduz a penetração do cimento nos espaços trabeculares, traduzindo-se numa redução do compósito cimento-osso. Um baixo nível de interdigitação do cimento está associado a uma interface cimento-osso mecânicamente menos resistente (Janssen et al., 2008; Krause et al., 1982; Miller et al., 2007). Adicionalmente, o aumento da densidade resultou em camadas de cimento mais finas. Camadas finas fragilizam o manto de cimento e reduzem a sua resistência de fadiga (Coultrup et al., 2010). Estas estão ainda associadas à formação de fissuras na interface implante-cimento (Ramos e Simões, 2009). Assim, o aumento da densidade promove uma estrutura mais estável e rígida, no entanto, aumenta o risco de falha na interface cimento-osso e fragiliza a camada de cimento.

Capítulo 6

Modelo numérico

6.1 Desenvolvimento do modelo numérico

A dissertação tem como base o estudo das interfaces da artroplastia cimentada, segundo parâmetros diversos. Na sequência, foi reproduzido um modelo de uma secção pormenorizada da artroplastia, recorrendo ao método dos elementos finitos. O modelo consiste em uma secção bidimensional, de cerca de 10mm de altura, representativa das artroplastias cimentadas na zona da epífise de um osso longo. A amostra numérica é constituída pelo osso cortical, de espessura uniforme, osso trabecular, cimento ósseo e haste do implante. A malha de elementos finitos foi gerada em elementos triangulares de superfície.

6.1.1 Reconstrução da geometria

A tomografia raio-X computadorizada (CT) tem sido vastamente utilizada para fornecer a informação necessária para a reconstrução de geometrias biológicas. A CT foi primeiramente desenvolvida para uso medicinal, em 1970. Foi desenvolvida para maximizar a efetividade e diminuir a exposição do paciente à radiação. Atualmente foi estendida para uso em aplicações industriais. Modelos de alta resolução (escala micro) são utilizados para examinar o comportamento microestrutural do osso.

A imagiologia CT oferece um método não destrutivo de visualização tridimensional e caracterização de um objeto através do mapeamento da sua atenuação raio-X. Fundamentalmente, consiste na captura de uma série de raios-X do objeto em diferentes orientações angulares. Os raios-X são emitidos por uma fonte, atravessam o objeto e a quantidade de atenuação absorvida pelo raio-X é medida por um detetor. Os dados são depois filtrados e a informação é devolvida em projeções 2D sobrepostas sucessivamente.

Imagens de alta resolução CT foram utilizadas para criar o modelo de elementos finitos do osso trabecular na presente dissertação. Foram recolhidos *scans* das amostras previamente maquinadas, com uma resolução de $20\mu\text{m}$. O equipamento disponibilizado foi o Bruker SkyScan1275, disponível no departamento de Nanoengenharia da Universidade de Aveiro.

O scan foi importado para o *software* de segmentação e processamento de imagiologia 3D *Simpleware ScanIP*. A segmentação consiste na classificação das imagens CT em diferentes materiais, utilizando a escala de cinzentos. A escala de cinzentos da imagem CT está relacionada com a atenuação do raio-x do material. Para a espuma de PU a segmentação foi utilizada para diferenciar os níveis de cinzento do poliuretano e do

ar. Foi utilizada uma intensidade entre 101-141 HU, cujos valores dentro do intervalo correspondiam a poliuretano, e fora foram assumidos como ar. O modelo de malha triangular é depois importado para *software* Solidworks, resultando no modelo reconstruído da amostra de osso trabecular.

Uma vez gerado o modelo de osso trabecular, segue-se a modelação dos restantes constituintes da artroplastia, pois as dimensões do primeiro ditam as dimensões do modelo restante. Para o efeito, foi utilizado o *software* CAD Solidworks, no qual se modelou o osso cortical, haste e cimento ósseo. A haste foi modelada de forma a aproximar a sua geometria, da geometria dos implantes utilizados cirurgicamente. Utilizou-se uma geometria cônica de diâmetro base 10mm (Paula, 2019). O cimento ósseo foi modelado com base na estrutura trabecular do osso, assumindo uma penetração ótima, sem lacunas entre os dois materiais. A espessura do cimento foi de 2,5 mm. O osso cortical foi assumido como tendo uma geometria cilíndrica de diâmetro interior igual ao diâmetro exterior do osso trabecular e espessura uniforme de 2 mm (Zain et al., 2019). Para efeitos de simplificação, e de modo a reduzir os custos computacionais, foi efetuada uma simplificação bidimensional da secção, considerando axissimetria em relação ao eixo de revolução da haste. O modelo final encontra-se representado na figura 6.1.

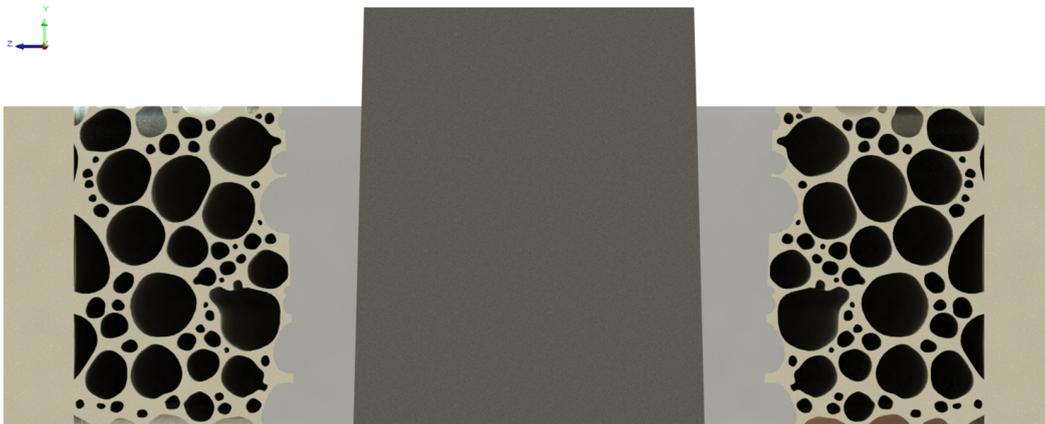


Figura 6.1: Imagem renderizada do modelo de elementos finitos final.

Os materiais foram considerados como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. O modelo foi desenvolvido de modo a replicar as amostras experimentais. O osso trabecular apresenta as mesmas propriedades da espuma de poliuretano. Para o modelo de elementos finitos foi selecionada a espuma de 7,5 PCF. A haste foi modelada como sendo de uma liga de cromo-cobalto de fins ortopédicos, ASTM F75 CoCr, usualmente utilizada para hastes de implantes. O osso cortical foi definido como sendo em resina de epoxy. Por fim, o cimento ósseo do modelo MEF, foi definido como um Zimmer Regular de 2,7 GPa. A lista das propriedades mecânicas dos materiais do modelo encontra-se na tabela 6.1.

O modelo de elementos finitos foi criado em elementos triangulares de superfície, através do *software* Solidworks Simulation Module.

Devido à geometria complexa, elementos distorcidos podem ser gerados durante a triangulação. Estes geralmente ocorrem quando a densidade da malha é baixa, e com-

Tabela 6.1: Lista de materiais dos componentes e respectivas propriedades elásticas e mecânicas.

Componente	Material	E (GPa)	ν	ρ (kg/m ³)	σ_u (MPa)
Implante	ASTM F75 (Baron et al., 2019)	216	0,29	8300	920
Cimento	Zimmer Regular (Lewis, 1997)	2,7	0,37	1190	44.4
Osso trabecular	Espuma PU 7.5 PCF	0,0124	0,35	120	1,4
Osso cortical	Resina Epoxy	16,7	0,394	1640	106

prometem a validade dos resultados. Por essa razão, um refinamento da malha é essencial para aferir resultados válidos em qualquer estudo numérico. Para evitar tais problemas, foi efetuada uma otimização da densidade de malha, através de um estudo de convergência de malha. Neste, foi determinado o deslocamento vertical do ponto P, situado na extremidade superior esquerda da haste (figura 6.2), para diferentes números de graus de liberdade.

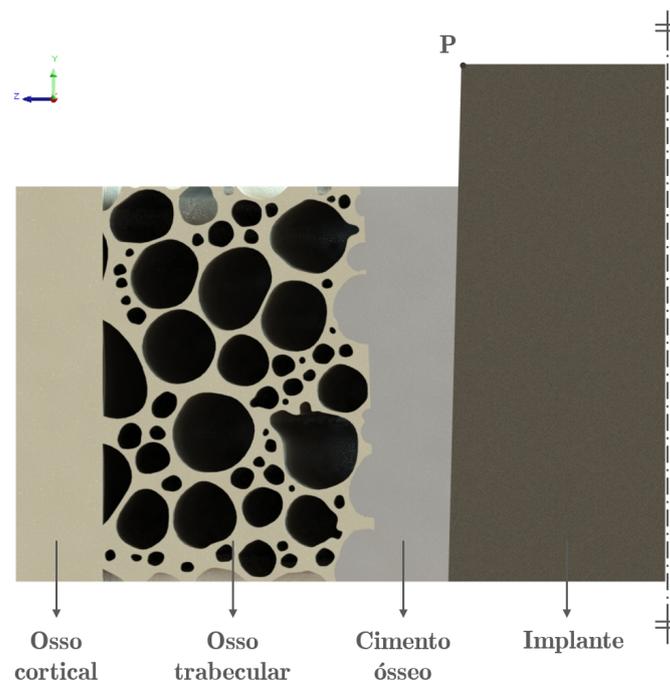


Figura 6.2: Representação esquemática do modelo. Identificação dos constituintes e do ponto P.

O valor de convergência nem sempre é o ponto mais adequado à simulação. A diminuição do tamanho dos elementos aumenta o número de graus de liberdade do modelo. Este aumento traduz-se num aumento do custo computacional do sistema. Assim sendo, apesar da densidade de malha na convergência apresentar os resultados mais assertivos, a relação entre o erro de cálculo e o custo computacional torna-se cada vez menor. De forma a calcular um ponto ótimo entre a convergência do valor e o custo computacional do sistema, calculou-se o erro e o custo computacional. O cálculo do erro baseou-se na

diferença percentual entre o valor de convergência e o valor do ponto em questão. O custo computacional calculou-se através do tempo que o CPU do sistema levou para correr a simulação.

As condições de fronteira consideradas para o estudo de convergência consistiram na fixação do osso cortical, de modo a replicar as condições do ensaio experimental. Consideraram-se todas as interfaces coladas. As condições de carregamento consistiram na aplicação de uma carga vertical de 11.5 N. O valor da carga baseia-se na carga aplicada experimentalmente. O gráfico de convergência de malha encontra-se representado na figura 6.3.

Os resultados demonstram haver convergência quando se atinge o valor de 0,7068 mm de movimento vertical do ponto P, para 1 423 026 GL (figura 6.3). Apesar desta densidade de malha proporcionar o valor mais assertivo, o seu custo computacional é substancialmente elevado. O modelo com 390 200 graus de liberdade apresenta apenas um erro de 0,1% relativamente ao valor de convergência e o seu custo computacional foi 87% inferior ao custo computacional para o valor de convergência. Desta forma, elegeu-se a malha de 390 mil graus de liberdade para os casos de estudo a simular.

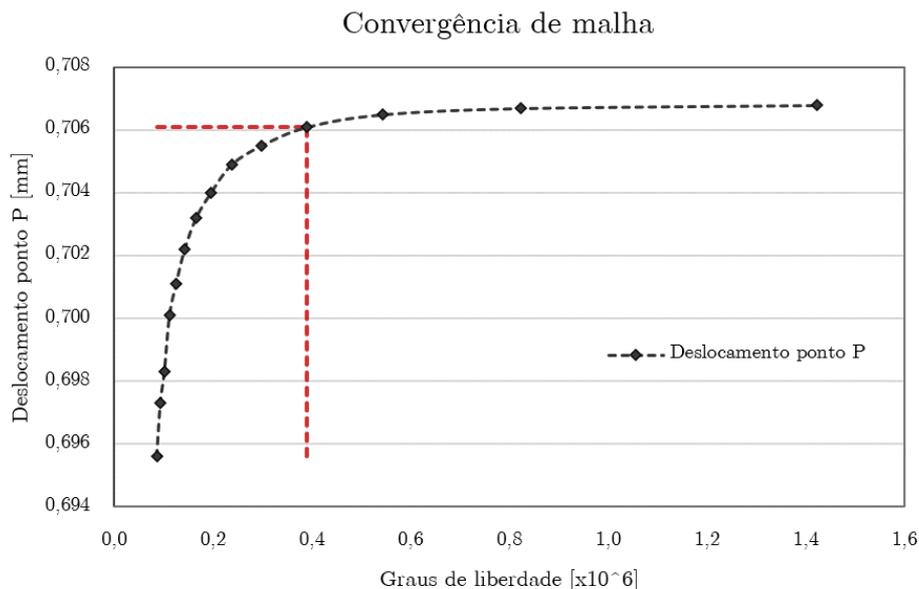


Figura 6.3: Gráfico do estudo de convergência de malha.

O modelo de elementos finitos da secção da artroplastia cimentada foi efetuado com o intuito de estudar a interface entre o cimento ósseo e o osso esponjoso, em função de determinados parâmetros. Para o efeito, decidiu-se estudar o efeito de determinados parâmetros variáveis, analisados individualmente. Estudaram-se os seguintes parâmetros:

1. Acabamento da superfície da haste do implante,
2. Rigidez do cimento ósseo,
3. Espessura da camada de cimento.

As condições de simulação consideradas foram iguais para todos os casos de estudo, com exceção do atrito entre a haste e o cimento para o caso do acabamento da superfície do implante, que se fez variar.

6.1.2 Influência do acabamento da superfície da haste do implante

Alguns autores defendem que o sucesso e insucesso da artroplastia está fortemente ligado à escolha do cirurgião em relação à prótese (Lennon et al., 2003). A qualidade do acabamento da superfície da haste do implante pode ser um fator importante para a contribuição da falha da artroplastia. Os implantes com superfície lisa (designadas de *force-closed designs*), apresentam menos atrito entre a haste e o cimento e, por essa razão, existe uma maior subsidência da prótese em relação ao cimento. Os implantes *matt*, ou seja, com uma superfície de elevada rugosidade (designadas de *shape-closed designs*), reduzem a subsidência da haste, contudo geram mais dano e desgaste da camada de cimento, pois produzem um efeito abrasivo entre os dois materiais (Verdonschot e Huiskes, 1998).

O atrito entre duas superfícies está linearmente relacionado com a rugosidade da superfície dos materiais (Svahn et al., 2003). Uma explicação para o sucedido é o facto de as superfícies mais rugosas apresentarem defeitos microgeométricos superiores, originando mais corte entre os materiais, causando, conseqüentemente, um maior atrito entre eles. Autores demonstraram, através de modelos MEF, que o aumento do coeficiente de atrito entre a haste e o cimento, minimiza o efeito do descolamento da interface ao reduzir as tensões no cimento e a subsidência da prótese (Mann et al., 1995). Em contraste, Verdonschot e Huiskes, 1998, observaram que o aumento da rugosidade diminui a subsidência da prótese, mas não o dano do cimento.

Para avaliar o efeito do acabamento da superfície da haste do implante nas interfaces da artroplastia cimentada, fez-se variar a condição de atrito entre a haste e o cimento. As condições de fixação baseiam-se na fixação lateral do osso cortical. Aplicou-se uma força de 11,5 N na extremidade da haste do implante. A força equivale à força aplicada nos ensaios experimentais, para a respetiva secção considerada numericamente. O osso cortical considerou-se colado ao osso esponjoso. A interface cimento-osso foi considerada como colada, enquanto que a interface entre a haste e o cimento considerou-se não colada, com fricção. Consideraram-se nove casos com diferentes atritos nesta interface. Os mesmos estão listados na tabela 6.2. De notar que os defeitos geométricos da superfície da haste e do cimento não foram representados.

Tabela 6.2: Casos considerados para o estudo da influência do acabamento da haste do implante.

Caso	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Coeficiente de atrito (μ) na interface haste-cimento	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0

6.1.3 Influência das propriedades do cimento ósseo

À semelhança da superfície da haste, também as propriedades do cimento foram associadas como um possível fator que afeta a falha o implante. O efeito da variação do módulo de elasticidade do cimento continua pouco compreendido. Os cimentos disponíveis comercialmente variam, aproximadamente, entre os 2 e os 3 GPa (Lewis, 1997). Funk e Litsky, 1998, verificaram uma diminuição substancial nas tensões de corte na interface cimento-osso ao usar cimento de baixa rigidez. Em contraste, Janssen et al., 2008, observaram que a variação da rigidez no cimento provocou pouco efeito no comportamento micromecânico da interface cimento-osso.

Com o intuito de melhor compreender o efeito da variação das propriedades do cimento, consideram-se cinco casos onde se difere a rigidez do cimento. As condições de simulação foram idênticas à anterior, contudo apenas se considerou um caso de coeficiente de atrito entre a interface haste-cimento, no valor de 0,3 (Lennon et al., 2003; Paula, 2019; Waanders et al., 2011). A única variável considerada foi o material do cimento (E , ν , ρ , σ_u). Na tabela 6.3 estão listadas as propriedades mecânicas e elásticas dos cimentos simulados. Todos os cimentos considerados, utilizaram um método de mistura manual, sendo assim, as propriedades mecânicas apresentadas foram obtidas nessas condições. As condições de armazenamento dos cimentos diferiram entre eles.

Tabela 6.3: Propriedades mecânicas e elásticas dos diferentes cimentos ósseos simulados (Lewis, 1997).

Caso	2,0 GPa	2,2 GPa	2,5 GPa	3,0 GPa	4,0 GPa
E (GPa)	1,9	2,14	2,53	3,07	4,12
ν	0,37	0,37	0,37	0,37	0,37
σ_u (MPa)	23,6	27,0	36,2	39,8	44,8

6.1.4 Influência da espessura da camada de cimento

Autores associam as tensões e micromovimentos na interface cimento-osso à espessura da camada de cimento. Ramaniraka et al., 2000, detetaram micromovimentos excessivos na interface cimento-osso quando a espessura da camada é inferior a 2 mm. Os mesmos autores sugerem uma camada compreendida entre os 3 e 5 mm para aferir bons resultados. Outros recomendam espessuras entre os 2 e os 3 mm (Coultrup et al., 2010). Terrier et al., 2005, observou que camadas demasiado espessas conferem demasiada rigidez ao cimento, aumentando a tensão na interface cimento-osso e no próprio osso, mas que camadas demasiado finas fragilizam o cimento, aumentando o risco de falha do cimento por fadiga. A espessura da camada de cimento é importante no mecanismo de formação de fissuras, pois determina onde esta se inicia (Ramos e Simões, 2009). No caso de camadas finas, a falha ocorre na interface haste-cimento. Para camadas espessas, a geometria da prótese e o processo de remoção do osso são determinantes no processo de iniciação de fissuras.

A extensão da influência da camada de cimento continua uma questão pouco clara. Para aferir o efeito que a espessura da camada de cimento induz nas interfaces da artroplastia, realizou-se um estudo onde a espessura do cimento se fez variar. Durante a cirurgia, o médico retira o osso da secção, e compensa com a injeção de cimento. Desta

forma, o presente estudo permite avaliar adicionalmente o efeito da quantidade de osso preservado na artroplastia. Reduziu-se progressivamente a espessura do osso esponjoso e compensou-se a diferença aumentando a espessura da camada de cimento. A tabela 6.4 lista as espessuras das camadas de cimento para os diferentes casos considerados, assim como a quantidade de osso trabecular preservado. A camada de cimento não é uniforme ao longo da interface, pois tanto a geometria do osso trabecular como a do implante varia. Na figura 6.4 estão representados o segmento de reta (S), utilizado como referência para o cálculo das espessuras do cimento, e o segmento de reta (O), utilizado como referência para o cálculo da espessura do osso. As condições de simulação são idênticas às consideradas anteriormente. As únicas variáveis do modelo foram a espessura da camada de cimento e de osso, o restante manteve-se constante.

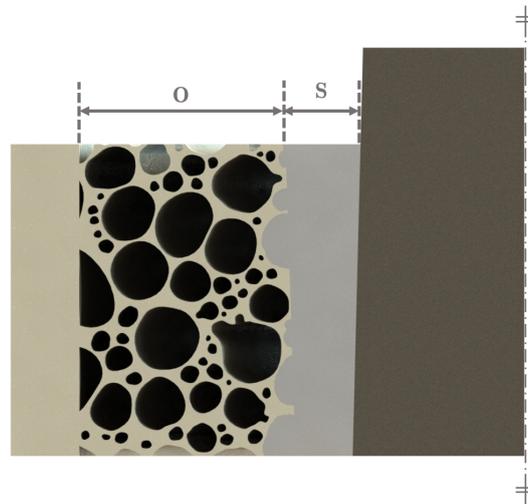


Figura 6.4: Representação esquemática do modelo. Identificação do segmento de reta utilizado como referência na medição da espessura do cimento.

Tabela 6.4: As diferentes medidas consideradas para análise da influência da espessura da camada de cimento e quantidade de osso envolvente.

Caso	1	2	3	4	5	6
Quantidade osso (O)(mm)	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0
Espessura cimento (S)(mm)	2,5	3,5	4,5	5,5	6,5	7,5

6.2 Validação

A simulação numérica apresenta-se como uma ferramenta benéfica para o estudo de materiais, pois proporciona um método não destrutivo e, conseqüentemente, mais rentável. Contudo, para avaliar a veracidade dos modelos computacionais, é necessário efetuar-se uma validação experimental do mesmo. No âmbito de obter uma validação do modelo numérico, foi efetuada uma simulação adicional, com o mesmo modelo, mas ao invés

dos casos de estudo referidos, recorreu-se a um método não linear, de forma a obter as curvas da carga e das deformações em função do tempo. Foram retirados os valores nos primeiros 5 segundos de ensaio. Para a curva de resposta, foram considerados os valores da força resultante do modelo inteiro. Os valores das deformações foram retirados apenas no manto de cimento, considerando a deformação média em cada instante. Para a comparação utilizaram-se os valores das deformações obtidas experimentalmente por extensometria, para a espuma de 7,5 PCF. Foram utilizados os valores de dois ensaios experimentais para a comparação. Foi efetuada uma validação quantitativa e qualitativa, sendo a última efetuada através de uma correlação linear (Pearson) e uma quadrática (Spearman) entre as deformações no cimento. As curvas da resposta da força de reação da amostra e das deformações no cimento encontram-se ilustradas na figura 6.5.

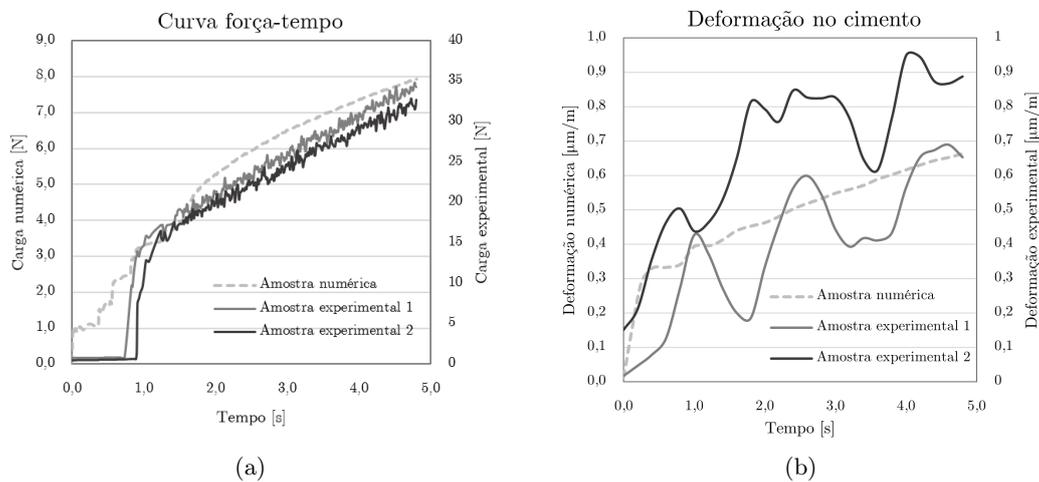


Figura 6.5: Gráficos de correlação entre os valores numéricos e experimentais. (a) Gráfico das curvas de carga em função do tempo, numérica e experimental. (b) Curva de resposta da deformação principal máxima numérica (cinzento claro) e experimental.

A curva de resposta da carga em função do tempo, aproxima-se da resposta equivalente nos ensaios experimentais, onde se calculou um coeficiente de Pearson de $r=0,95$ (correlação linear) e de Spearman $\rho=0,94$ (correlação quadrática). Contudo, as deformações no cimento afastam ligeiramente da resposta experimental. Qualitativamente, ou seja, em termos comportamentais, calculou-se um coeficiente de Pearson $r=0,72$ (figura 6.6). Isto significa que existe uma relação linear positiva entre as variáveis experimentais e as variáveis numéricas. O coeficiente de correlação de Spearman calculado foi de $\rho=0,61$. Desta forma, obteve-se um modelo de elementos finitos com uma correlação linear forte e uma correlação quadrática moderada em relação ao modelo experimental.

Quantitativamente, as deformações calculadas numericamente afastam-se ligeiramente dos valores experimentais. Verificou-se um desvio médio de 47,7% entre os valores das amostragens experimental e numérica. O erro máximo foi de 496% e o mínimo de 1,6%. O erro máximo ocorreu no segundo ponto da amostragem do ensaio experimental 1. Este equivale aos 0,2 segundos, onde se observou, numericamente, um aumento na deforma-

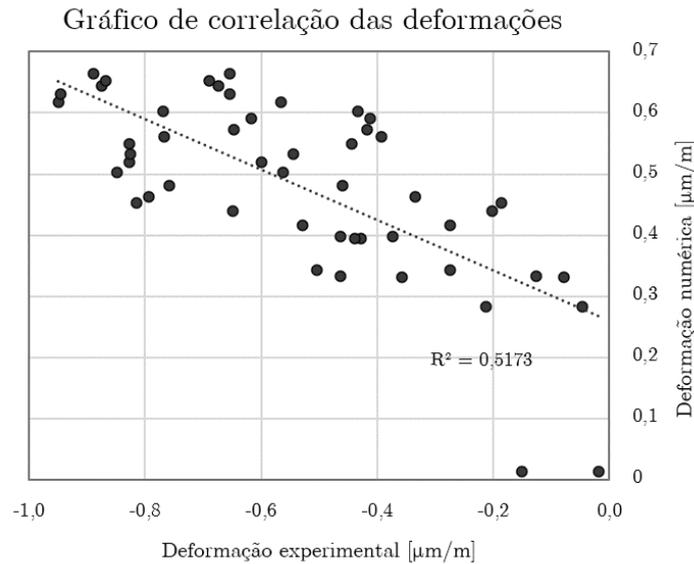


Figura 6.6: Gráfico de correlação entre as amostragens experimentais e numéricas.

ção de $0,0134 \mu\text{m/m}$ para $0,283 \mu\text{m/m}$, em contraste com o experimental, que aumentou gradualmente ao longo do ensaio. Todavia, nos restantes pontos já não se verificam discrepâncias tão acentuadas entre os valores experimentais e numéricos.

Tabela 6.5: Tabela de coeficientes de correlação numérica e experimental e desvios dos valores da amostragem.

Coeficiente de correlação		Desvio	Médio	Máximo	Mínimo
Pearson (r)	Spearman (ρ)	($\mu\text{m/m}$)	0,15	0,36	0,005
0,72	0,61	(%)	47,7	496	1,6

A principal razão para a discrepância observada nos resultados é a aproximação do modelo numérico a um modelo axissimétrico. A espuma de poliuretano apresenta uma arquitetura porosa e distribuída irregularmente. A reprodução da espuma resultou em uma estrutura regular ao longo de todas as direções. Esta diferença entre as duas, resulta, indubitavelmente, em comportamentos e valores distintos. Experimentalmente existem fenómenos não representados numericamente, como a contração do cimento durante a polimerização e a porosidade do cimento, que induzem tensões residuais. Estas tensões têm influência nas deformações e, portanto, vão promover comportamentos e valores distintos dos observados numericamente. Esta diferença, em combinação com a aproximação de axis simetria, resultam nas discrepâncias observadas no estudo de correlação. Contudo, é importante referir que o tamanho da amostragem de comparação pode também não ter sido o suficiente para uma comparação apurada dos modelos. Correlacionaram-se apenas os primeiros 5 segundos de ensaio. Seria pertinente observar em um período de tempo superior o comportamento dos dois modelos. Este aspeto não foi possível, uma vez que numericamente apenas se conseguiu simular 5 segundos. Refere-se também que as curvas de deformação experimentais apresentam oscilações de magnitudes superiores, relativamente à curva numérica. Estas oscilações devem-se sobretudo ao atrito entre

a haste e o cimento. Ocorrem devido às deformações macro (ondulação) e microgeométricas (rugosidades) da superfície dos materiais. Numericamente estes defeitos não foram representados. Ao invés, as superfícies entre o cimento e a haste são lisas. Assim, originam-se curvas de deformação com menos oscilações.

Embora se tenha observado um desvio significativo entre os valores numéricos e os valores experimentais, obteve-se uma correlação linear forte entre os dois modelos e uma correlação moderada alta entre os comportamentos não paramétricos dos mesmos. Os resultados de um modelo MEF devem ser sempre abordados em termos fenomenológicos e não tanto em termos quantitativos. Desta forma, para a validação do modelo, os resultados qualitativos são sempre imperativos. Assim, tendo obtido uma boa correlação entre os modelos numérico e experimental, infere-se que o modelo de elementos finitos desenvolvido é válido.

6.3 Resultados numéricos

Nesta secção são apresentados os dados obtidos nos casos de estudo numéricos efetuados. Apresentam-se os gráficos das médias globais das tensões principais máximas, mínimas e deformação principal máxima. São ainda apresentados os valores nos picos máximos, correspondentes a zonas de iniciação de fendas. Para efeitos de organização, os resultados são analisados na seguinte ordem: cimento ósseo na interface com a haste, cimento ósseo na interface com o osso e, por fim, osso na interface cimento-osso. Adicionalmente, é feita uma análise ao osso, na zona interior.

6.3.1 Influência do acabamento da superfície do implante

A variação de atrito entre a haste do implante e o cimento ósseo foi efetuada de modo a averiguar a influência que o acabamento da haste causa no cimento e no osso trabecular. Nesta secção são apresentados os resultados obtidos nas simulações da variação de atrito entre a haste e o cimento. Foram retirados os valores de tensão principal máxima, tensão principal mínima e deformação principal máxima, no osso trabecular e no cimento (em ambas as interfaces).

Cimento na interface haste-cimento

O cimento localizado na interface implante-cimento é notavelmente influenciado pelo atrito entre este e o implante (figura 6.7). Os resultados revelam uma diminuição do estado de tensão nesta interface com o aumento de atrito. As tensões médias na interface implante-cimento são até 4,5 vezes superiores às tensões na interface cimento-osso (figuras 6.7a e 6.7a). As tensões principais máxima (figura 6.8) e mínima diminuem em 71% e 63%, respetivamente, com o aumento de atrito. Contudo, observa-se uma convergência no efeito, sendo este mais significativa entre os atritos 0,2 e 0,3. As tensões locais descrevem comportamentos semelhantes, tendo ocorrido uma diminuição de 63% e 18%, respetivamente (figura 6.7e e 6.7f). Paralelamente, as deformações na interface implante-cimento também diminuem com o aumento do coeficiente de atrito (figura 6.7c e 6.7g). As deformações médias diminuem em 71% e os valores locais em 64,5%. Em ambos os casos, também se verifica convergência no efeito do atrito a partir do coeficiente 0,3.

■ Cimento (interface haste) ■ Cimento (interface osso) ■ Osso --○-- Cimento (interface haste) --◇-- Cimento (interface osso) --■-- Osso

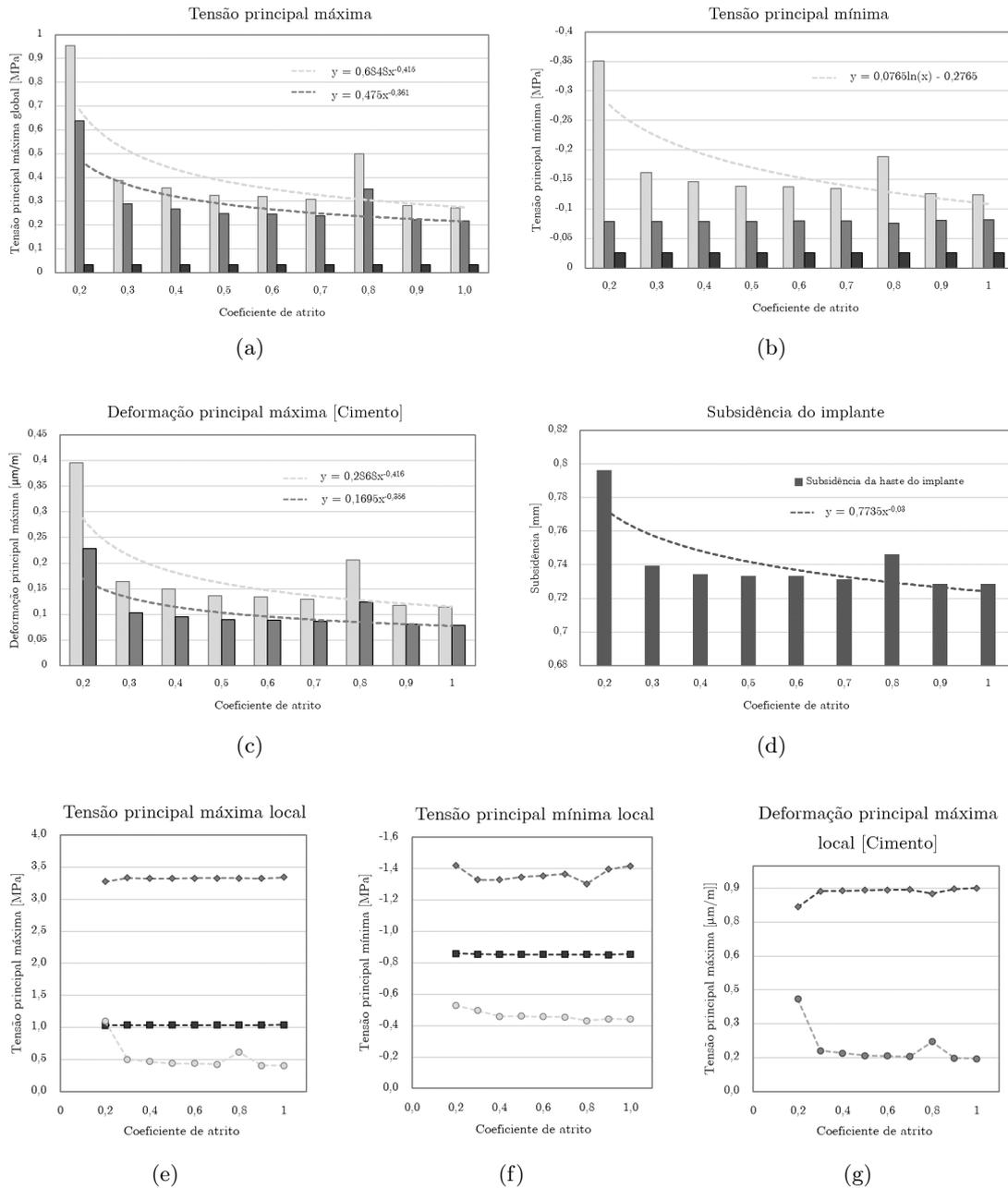


Figura 6.7: Gráficos das tensões principais e deformação principal máxima, para o osso e o cimento, em ambas as interfaces, com a variação do coeficiente de atrito entre a haste e o cimento ósseo.

Adicionalmente, a variação no atrito entre o cimento e o implante revelou uma diminuição em 9% da subsidência da haste do implante (figura 6.7d). Quando ocorre subsidência numa artroplastia cimentada, há um risco de falha na estabilização primária da artroplastia. Esta pode também estar associada a dor (Bocahut et al., 2018). A subsidência depende da geometria da prótese. Para alguns autores, mais de 5 mm de subsidência é um indicativo negativo e sugere instabilidade do implante (Engh et al., 1990; Paprosky et al., 1999). A estabilidade do implante é primordial para a sua longevidade. No caso de artroplastias cimentadas, a instabilidade inicial pode causar o descolamento entre o implante e o cimento (Verdonschot e Huiskes, 1997). Assim, a prevenção do movimento relativo entre a haste e o cimento torna-se essencial. Desta forma, embora se tenha verificado pouca redução no movimento de subsidência com o aumento de atrito, esta redução pode ser crucial para a estabilidade a longo termo do implante.

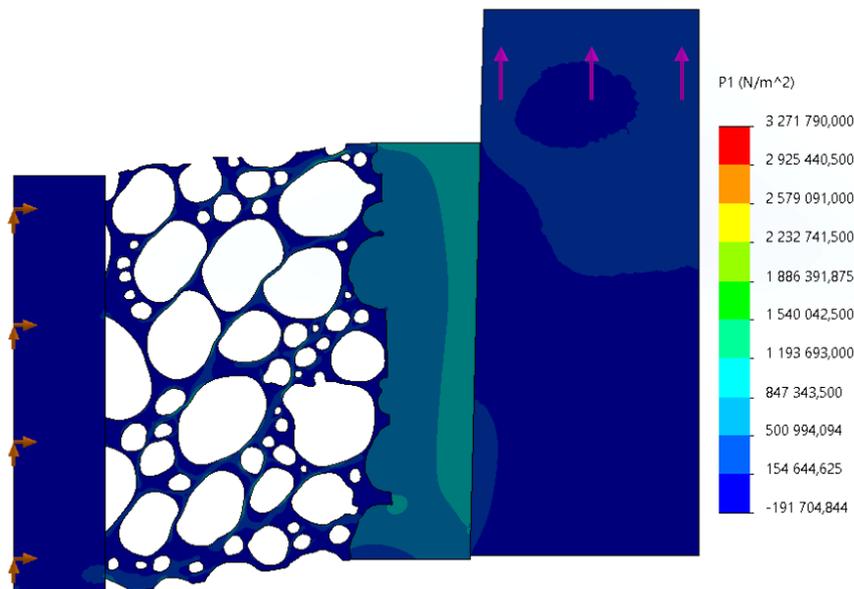


Figura 6.8: Tensão principal máxima para o coeficiente de atrito 0,2.

Cimento na interface cimento-osso

A alteração do atrito entre o implante e o cimento influencia sobretudo as tensões e deformações principais médias do cimento, na interface cimento-osso (figura 6.7a e 6.7c). Ambas diminuem em 66% com o aumento de atrito, verificando-se, semelhantemente à interface oposta, uma convergência nos resultados. Este é mais notório entre o atrito 0,2 e 0,3. Em contraste, as tensões e deformações locais variam apenas 2 e 10% (figura 6.7e e 6.7g). Adicionalmente, as tensões principais mínimas, médias e locais, variam apenas entre 7 a 8% (figura 6.7b e 6.7f).

Osso na interface cimento-osso

O osso não sofre quaisquer alterações com a variação do coeficiente de atrito. As tensões principais médias variam apenas 1% com o aumento do atrito (figura 6.7a e 6.7b) e as

locais 0,7 a 0,9% (figura 6.7e e 6.7f). Adicionalmente, as deformações médias aumentam 1,4% e as locais 0,78%. Estas são 8 a 40 vezes superiores às do cimento. O osso apresenta um módulo de elasticidade muito inferior em relação ao do cimento, atingindo assim níveis de deformação mais elevados.

Osso trabecular

Alterações nos parâmetros da artroplastia podem provocar alterações no osso. O osso reage aos diferentes estímulos e, consoante a sua intensidade, desencadeia diferentes reações (Wolff, 1986). Se o estímulo for demasiado elevado pode ocorrer fratura periprotética (Franklin e Malchau, 2007). Por outro lado, se for muito reduzido pode ocorrer osteólise. Desta forma, torna-se essencial compreender a influência que as variáveis da artroplastia provocam no osso. Para a análise do osso trabecular foram consideradas três zonas de interesse: a zona perto da interface, a zona intermédia e a zona perto do osso cortical (6.9a). Uma vez que a geometria do osso varia ao longo do comprimento, as tensões são apresentadas em função da área de contacto (figura 6.9b). A zona mais solicitada foi a zona intermédia, sendo 17% superior à zona junto à interface cimento-osso e cerca de 6 vezes maior em relação à zona situada perto do osso cortical. Assim como no caso da interface, também o restante osso trabecular não é praticamente influenciado pela variação no coeficiente de atrito entre a haste e o cimento. A tensão principal máxima global varia apenas entre 0,01 e 0,4% e os valores de tensão local entre 0 e 0,91%.

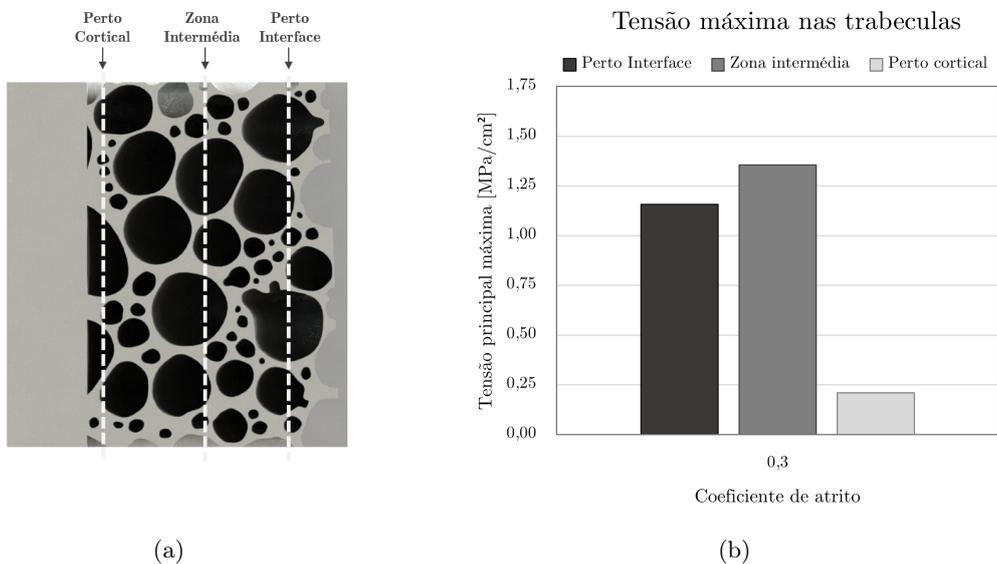


Figura 6.9: Tensão principal máxima nas trabéculas do osso esponjoso nas diferentes zonas de interesse, para o caso de estudo com coeficiente de atrito 0,3.

6.3.2 Influência das propriedades do cimento ósseo

O estudo das propriedades do cimento foi efetuado com o intuito de compreender o efeito da alteração da rigidez do cimento nos materiais constituintes da artroplastia. Foram

efetuadas simulações de cimentos ósseos com diferentes propriedades mecânicas e elásticas (E , ν , σ_u). Os cimentos utilizados correspondem à gama utilizada clinicamente (Lewis, 1997). Nesta secção são apresentados os valores de tensão principal máxima, tensão principal mínima e deformação principal máxima no osso e no cimento (em ambas as interfaces), segundo a ordem referida no estudo anterior.

Cimento na interface haste-cimento

O estado de tensão e deformação do cimento é substancialmente influenciado pela alteração das propriedades do cimento (figura 6.10). O aumento do módulo de elasticidade e tensão de rotura do cimento induz uma diminuição nas tensões principais máxima e mínima médias do material, na interface implante-cimento, em 76 e 72%, respetivamente (figura 6.10a e 6.10b). Este efeito tende a convergir. As deformações principais médias descrevem um comportamento semelhante, diminuindo em 86% no total (figura 6.10c). Relativamente aos valores locais, estes também tendem a diminuir com o aumento do módulo de Young do cimento. As tensões locais máximas diminuem em 72%, contudo convergem tal como no caso das médias (figura 6.10e). A tensão principal mínima e a deformação principal máxima tendem a diminuir sempre com o aumento do módulo de elasticidade do cimento, calculando-se um decréscimo máximo de 56 e 86%, respetivamente (figura 6.10f e 6.10g).

O aumento do módulo de Young do cimento revelou ter mais influência sobre a subsidência do implante do que o aumento do atrito entre o implante e o cimento (figura 6.10d). Este traduziu-se numa diminuição da subsidência em 24%, contudo, o efeito tende a convergir.

Cimento na interface cimento-osso

Os resultados evidenciam uma influência da rigidez do cimento no estado de tensão e deformação do mesmo, na zona da interface com o osso. Paralelamente à interface oposta, os valores médios de tensão e deformação tendem a convergir a partir dos 2,5 GPa de módulo de elasticidade. As tensões e deformações máximas diminuem 72 e 85%, respetivamente (figura 6.10a e 6.10c). As deformações locais decaem em 43% (figura 6.10g). Em contraste, as tensões mínimas médias e locais diminuem apenas 8% e 22% (figura 6.10b e 6.10f).

Por outro lado, as tensões máximas locais aumentaram 9% com o aumento do módulo de Young do cimento (figura 6.10e). Tensões locais no cimento consistem em zonas de concentração de tensões. Os primeiros indicativos de falha estão associados à interface cimento-osso na forma de microfissuras (Race et al., 2003). Existem várias classificações. Estas podem ser fissuras que se formam no meio do cimento devido a poros, fissuras relacionadas com vãos nas interfaces e fissuras entre as trabéculas e o cimento na região do compósito. As últimas ocorrem devido a intensificadores de tensão, tais como irregularidades geométricas das trabéculas (Leung, 2008). Com a atenuação de dano estas microfendas propagam-se pelo manto de cimento, podendo, eventualmente, originar a falha da interface. Assim, os intensificadores de tensão tornam-se zonas de elevada importância na prevenção da falha. No presente estudo foram identificadas algumas zonas de concentração de tensão (figura 6.11), sendo uma delas correspondente à tensão local máxima representada na figura (figura 6.10e). Os cimentos de 2,0-2,2 GPa têm a vantagem de diminuir as tensões locais. Contudo, as tensões médias são 4 vezes superiores aos

Cimento (interface haste)
 Cimento (interface osso)
 Osso
 ○ Cimento (interface haste)
 ◆ Cimento (interface osso)
 ■ Osso

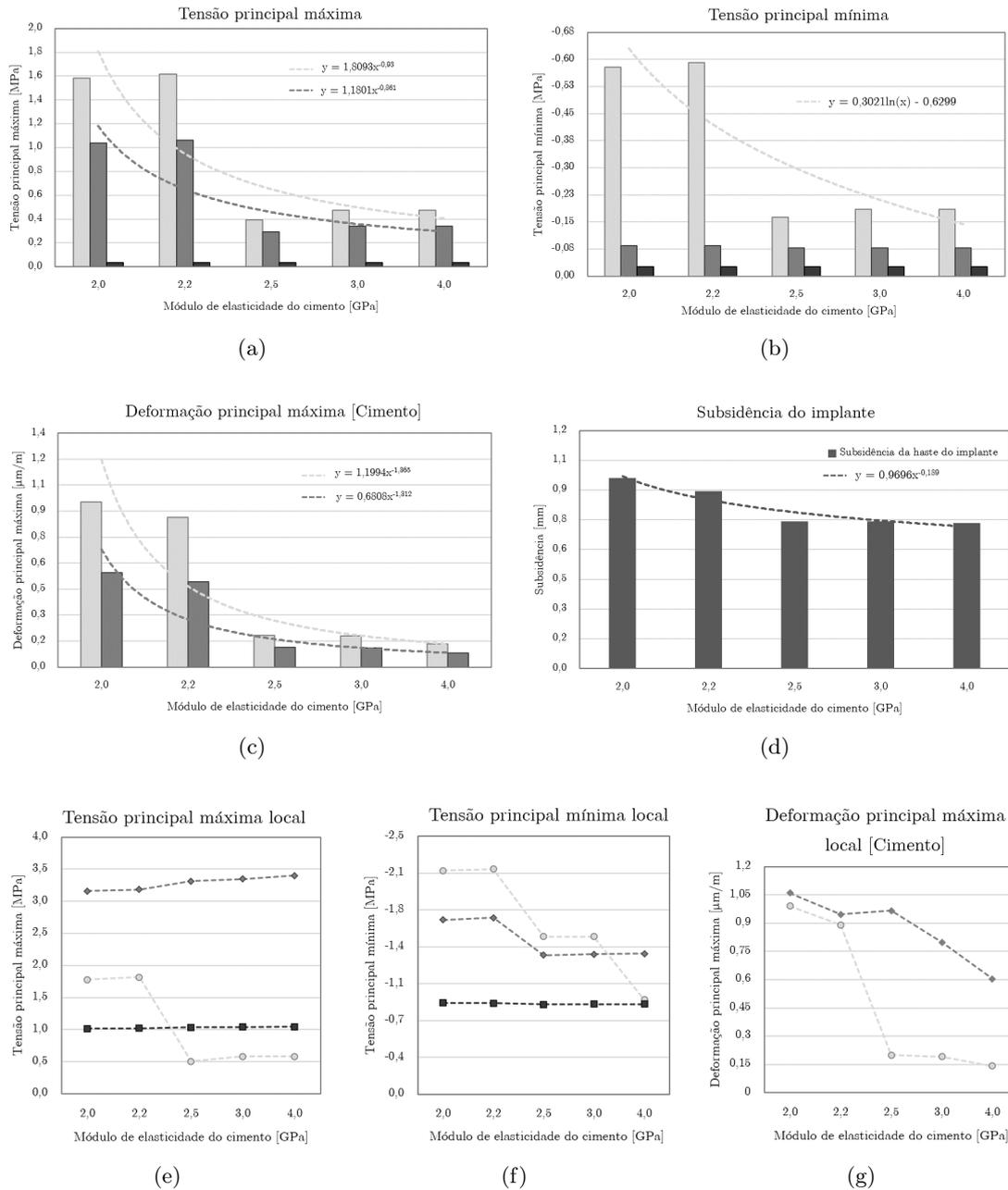


Figura 6.10: Gráficos das tensões principais e deformação principal máxima, para o osso e o cimento, em ambas as interfaces, com a variação da rigidez do cimento ósseo.

restantes casos. A gama de cimentos entre 2,5 e 4,0 GPa conferem tensões e deformações inferiores ao material. Por outro lado, aumentam as tensões locais. Desta forma, um cimento de cerca de 2,5 GPa parece proporcionar resultados mais equilibrados.

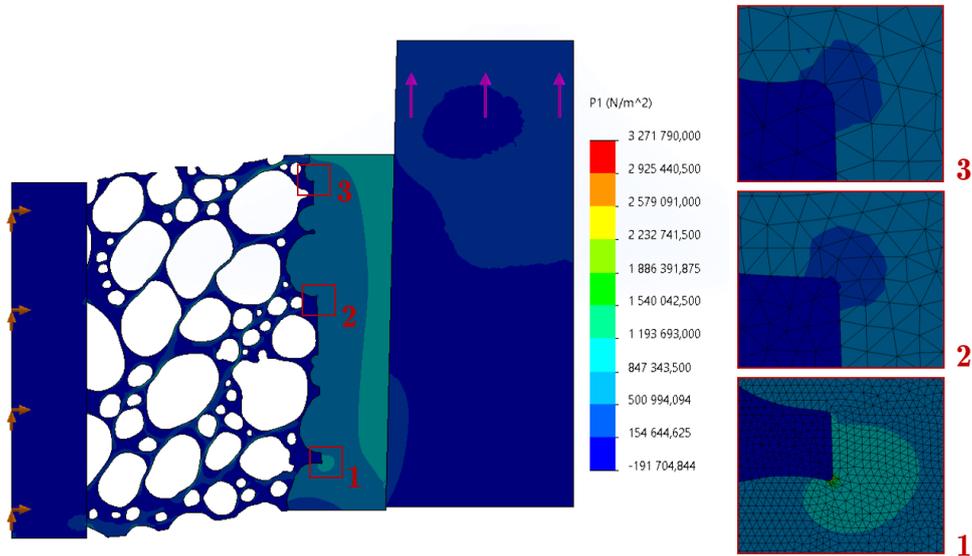


Figura 6.11: Tensões locais na interface cimento-osso, para o coeficiente de atrito 0,2. A tensão local 3 corresponde à tensão local máxima ocorrida.

Osso na interface cimento-osso

No osso não se observam grandes alterações devido à variação da rigidez do cimento. As tensões principais máximas globais diminuem 5% com o aumento de rigidez, e os valores de pico aumentam 3% (figura 6.10a e 6.10e). As tensões principais mínimas globais decaem 3% e os valores de pico apenas 1,4% (figura 6.10b e 6.10f). A deformação principal máxima global diminui 2% e os valores de pico aumentam 3%.

Osso trabecular

Assim como no caso de estudo anterior, também as tensões foram superiores na zona intermédia do osso. A tensão aumenta em 18% da zona perto da interface cimento-osso para a zona intermédia e diminui 76% desta para a zona perto do cortical. Contudo, o efeito das propriedades do cimento não foram sentido nas trabéculas. A tensão principal máxima média varia apenas entre 0,037 e 1,13%. As tensões máximas locais variam entre 0 e 1,2% (figura 6.12).

6.3.3 Influência da espessura da camada de cimento

Alguns autores relacionam a falha do implante ao volume de cimento e quantidade de osso disponível na artroplastia cimentada. Para averiguar este efeito, foi estudado o impacto que a variação da espessura da camada de cimento, e da quantidade de osso, apresentam nas tensões e deformações do osso e do cimento. Foram efetuados seis casos de estudo,

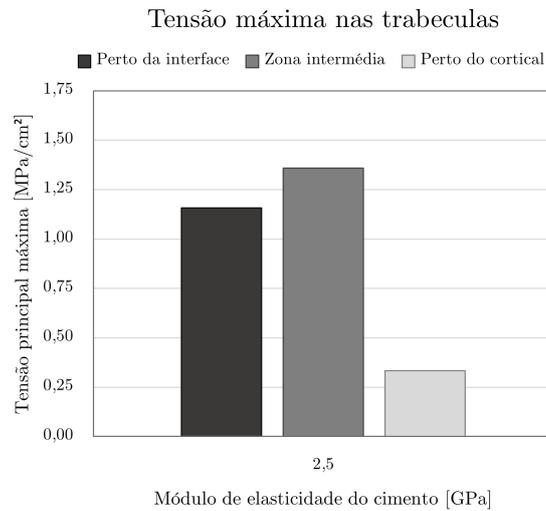


Figura 6.12: Tensão principal máxima nas trabéculas do osso esponjoso nas diferentes zonas de interesse, para o cimento de 2,5 GPa.

nos quais se variou a espessura do osso esponjoso, compensando essa diminuição com cimento, mantendo todas as outras medidas constantes.

Cimento na interface haste-cimento

É notória a influência que a remoção de osso tem nos constituintes da artroplastia (figura 6.13). De um modo geral, na interface implante-cimento, o aumento da espessura da camada de cimento (diminuição da quantidade de osso) traduz-se numa diminuição das tensões e deformações principais no cimento. Quando a espessura do cimento aumenta de 2,5 para 3,5mm, observa-se um aumento de 14% nas tensões principais máximas médias (figura 6.13a). Estes retornam a diminuir (em 53%), mas parecem convergir. As tensões máximas locais diminuem em 47% (figura 6.13e). O mesmo comportamento se observa para as deformações principais máximas, tendo-se verificado uma redução de 47% nas deformações médias (figura 6.13c) e locais (figura 6.13g). A tensão principal mínima é menos afetada. O aumento da espessura de cimento reduziu as tensões mínimas médias em 22% (figura 6.13b). Em contraste, as tensões locais mínimas aumentaram em 25% (figura 6.13f).

A subsidência da prótese é amplamente afetada pelo volume de cimento na secção da artroplastia (figura 6.13d). Verifica-se uma diminuição gradual do deslocamento do implante, com o aumento da espessura da camada de cimento, resultando em uma redução de 95%.

Cimento na interface cimento-osso

As tensões e deformações do cimento na interface cimento-osso diminuem gradualmente com o aumento da espessura da camada de cimento (figura 6.13). Ambas as tensões máximas e mínimas diminuem cerca de 65% com o aumento do volume de cimento (figura 6.13a e 6.13b), e as tensões locais cerca de 46% (figura 6.13e e 6.13f). Por outro

■ Cimento (interface haste) ■ Cimento (interface osso) ■ Osso --○-- Cimento (interface haste) --◇-- Cimento (interface osso) --■-- Osso

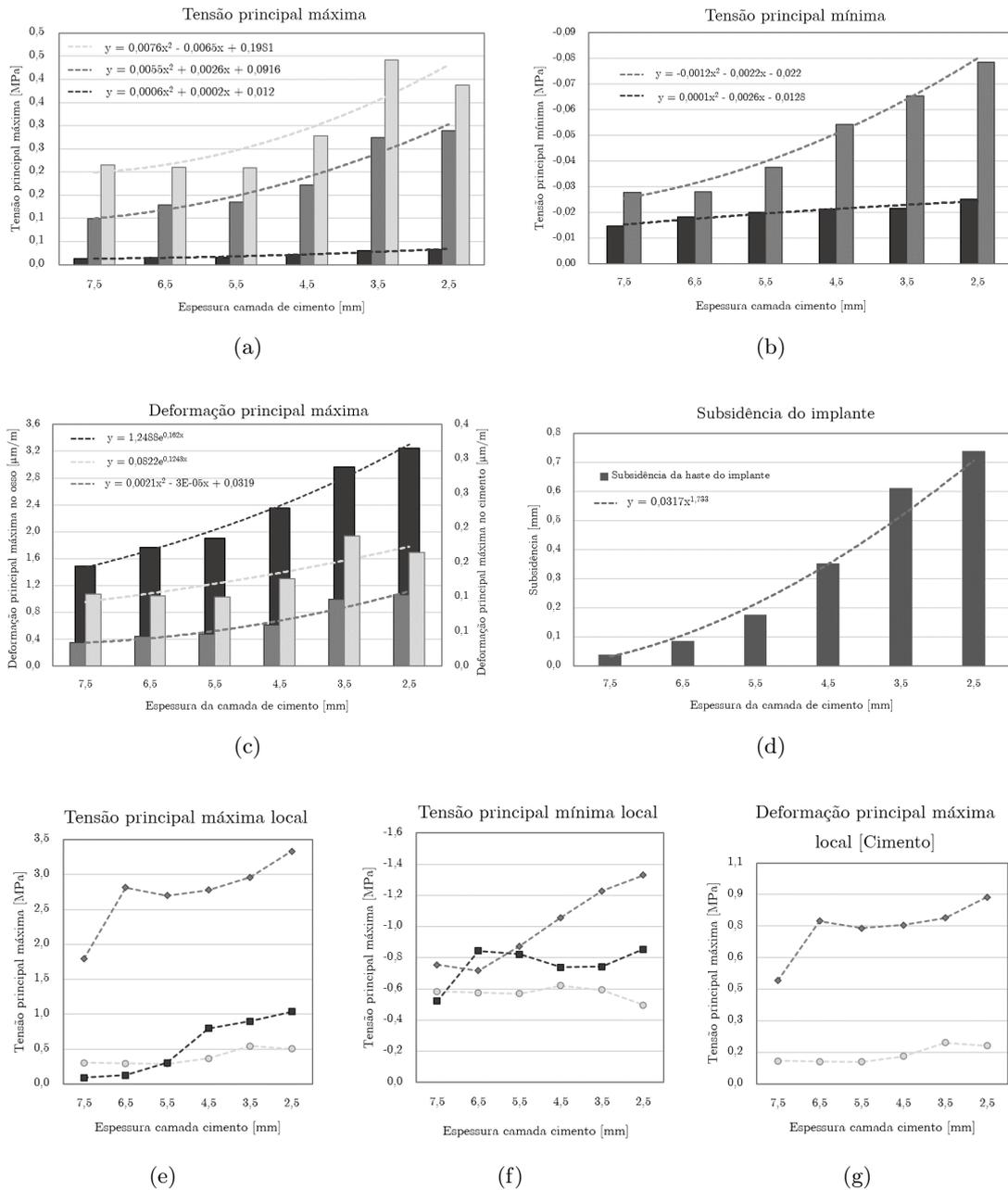


Figura 6.13: Gráficos das tensões principais e deformação principal máxima, para o osso e o cimento, em ambas as interfaces, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.

lado, a deformação principal máxima aparenta ser a mais sensível à variação da espessura do cimento. A média global diminui em 67% e a local 81%, quase o dobro do caso das tensões (figura 6.13c e 6.13g).

De um modo geral, as espessuras superiores a 4,5 mm parecem ser mais adequadas para o cimento, pois conferem tensões e deformações inferiores, em relação às espessuras entre 2,5-3,5 mm, resultando em uma camada de cimento menos frágil. Outro aspeto importante é que, para as espessuras mais espessas, as tensões locais máximas do cimento na interface cimento-osso são entre 16 a 47% inferiores, reduzindo assim a probabilidade de formação de microfissuras.

Osso na interface cimento-osso

De todos os componentes, o osso é o mais afetado pelo volume de cimento na artroplastia. Globalmente, o estado de tensão e deformação do osso na interface cimento-osso diminui com o aumento da espessura da camada de cimento. As tensões principais máximas sofrem uma redução de 60% em média (figura 6.13a) e 91% nas tensões locais (figura 6.13e). Paralelamente, as deformações principais máximas decaem 54% e 91%, respetivamente (figura 6.13c). A tensão mínima é menos afetada que a tensão e deformação máximas, mas ainda assim o efeito continua a ser significativo: a tensão média reduz em 42% e a local em 39%. Os resultados demonstram que o aumento da espessura do cimento diminui o estímulo mecânico no osso, diminuindo o risco de fratura.

Osso trabecular

As tensões médias nas trabéculas próximas à interface cimento-osso descrevem um comportamento semelhante ao observado para o osso nesta interface (figura 6.14). Estas diminuem gradualmente com o aumento da espessura da camada de cimento, a uma taxa de 20-27%. As trabéculas situadas na zona intermédia do osso da secção da artroplastia diminuem em 74% com o aumento da espessura do cimento até aos 5,5 mm, contudo, aumentam a partir desta espessura. No caso das trabéculas localizadas na zona perto do osso cortical, o comportamento descrito é o oposto. As tensões máximas aumentam até 6 vezes até à espessura de 4,5 mm, a partir da qual tendem a diminuir (77%). As tensões locais descrevem comportamentos semelhantes aos descritos, com exceção das tensões locais nas trabéculas perto do osso cortical, que aumentam até à espessura de 5,5 mm (em vez de 4,5 como no caso das tensões médias).

É notável a influência do volume de cimento no osso trabecular. Enquanto que para o cimento e o osso situado na interface cimento-osso (e as trabéculas perto desta interface) as tensões e deformações diminuem com o aumento da espessura, as tensões nas trabéculas nas zonas mais afastadas da interface parecem estar dependentes da espessura utilizada. Espessuras mais finas (2,5-3,5 mm) solicitam menos tensão nas trabéculas perto do osso cortical, contudo, as tensões na zona intermédia e na interface cimento-osso são muito elevadas (2 a 6 vezes superior). Ao invés, para uma espessura de 4,5 mm as tensões do cortical são muito elevadas em comparação às zonas intermédia e perto da interface. As espessuras entre 5,5 e 7,5 demonstram ter melhores resultados, com uma solicitação equilibrada entre as três zonas do osso. Da mesma forma, para as mesmas espessuras, as tensões no cimento são igualmente aceitáveis (figura 6.13c). Desta forma, os resultados sugerem que uma espessura da camada de cimento situada entre os 5,5 e os 7,5 oferece resultados mais favoráveis.

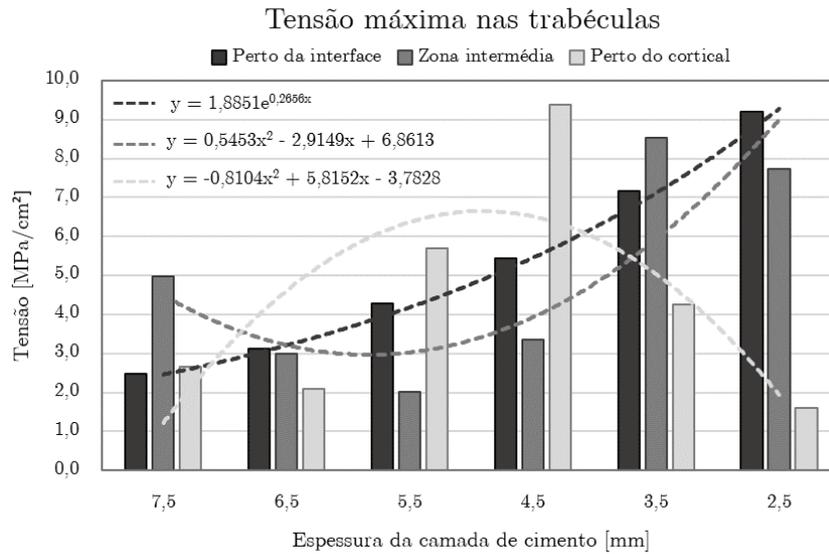


Figura 6.14: Tensão principal máxima nas trabéculas do osso esponjoso nas diferentes zonas de interesse, em função da espessura da camada de cimento.

Em suma, todos os parâmetros avaliados evidenciaram uma influência substancial nos estados de tensão e deformação do cimento e do osso. O estudo do acabamento da superfície do implante traduziu-se numa diminuição das tensões de deformações solicitadas no cimento com o aumento do atrito entre este e o implante. Contudo, o efeito apenas revelou ter impacto entre o coeficiente de atrito 0,2 e 0,3, tendo depois os resultados convergido. As tensões médias foram sempre superiores no manto de cimento, mais especificamente na interface com o implante. Em contraste, as tensões locais do cimento foram superiores na interface cimento-osso, contudo, diminuíram apenas 9%. No osso não foi verificado nenhum efeito significativo, tanto na interface como nas trabéculas mais afastadas desta. Adicionalmente, a subsidência do implante diminuiu em 9%. Os resultados sugerem um coeficiente de atrito 0,3 entre a haste e o cimento como uma situação ideal.

As propriedades mecânicas e elásticas do cimento também revelaram ter uma forte influência no estado de tensão e deformação deste material. O aumento da sua rigidez traduziu-se numa diminuição das tensões e deformações médias. O impacto foi superior entre o cimento de 2,2 GPa e o cimento de 2,5 GPa, verificando-se uma tendência a convergir. As tensões médias foram sempre superiores na interface implante-cimento. A subsidência do implante foi mais afetada pela rigidez do cimento do que no primeiro caso de estudo, tendo-se verificado uma diminuição em 24% com o aumento da rigidez do cimento. A tensão máxima local do cimento, na interface cimento-osso, aumentou em 8% com o aumento do módulo de elasticidade do material. O osso não sofre alterações relevantes com a alteração da rigidez do cimento, tanto na interface como nas zonas mais afastadas. Contudo, no sistema osso-cimento-implante, o osso foi o material que apresentou mais deformações. Em conclusão, os resultados indicam que cimentos com módulos de 2,5 mm como mais favoráveis.

De todos os casos, a espessura da camada de cimento e quantidade de osso envolvente

é o parâmetro que demonstra ter mais impacto nos componentes em simultâneo. De um modo geral, as tensões principais, médias ou locais, em ambas as interfaces implante-cimento e cimento-osso, diminuem gradualmente com o aumento do volume de cimento, tanto para o cimento como para o osso. No caso do cimento que faz interface com a haste, o efeito do aumento da espessura tende a convergir, enquanto que nos casos do osso e do cimento na interface cimento-osso não se verifica uma convergência. No caso do osso, os valores de tensão e deformação locais foram os mais afetados. As tensões foram sempre superiores no cimento, na interface com o implante. As deformações foram sempre superiores no osso. Nas trabéculas, as tensões das zonas mais afastadas da interface cimento-osso dependiam da espessura da camada de cimento. As espessuras entre os 5,5 e os 7,5 mm demonstram uma redução nas tensões solicitadas ao osso e uma distribuição mais equilibrada. Adicionalmente, observou-se uma diminuição em 95% da subsidência do implante com o aumento do volume de cimento.

Capítulo 7

Análise e discussão dos resultados

O objetivo central da dissertação consiste na investigação do efeito de quatro variáveis na resistência da interface cimento-osso. Duas dessas variáveis (propriedades e volume de cimento), estavam relacionadas com o cimento ósseo, uma relacionada com o implante (acabamento da superfície) e outra relacionada com o osso trabecular (densidade/porosidade). Adicionalmente, três das variáveis (propriedades e volume de cimento e acabamento da superfície do implante) são controláveis, enquanto que a outra (densidade), pode ser medida, mas não controlada. Para todas elas foi tomado como hipótese que a sua alteração influenciaria a resistência da interface cimento-osso.

O aumento do coeficiente de atrito demonstrou uma diminuição das tensões e deformações no cimento. Resultados semelhantes já tinham sido reportados na literatura. Mann et al., 1995, verificaram, através de um modelo de elementos finitos, que o aumento do coeficiente de atrito entre o cimento e o implante se traduziu em uma diminuição das tensões no cimento e diminuição da subsidência da haste. Contudo, no seu modelo numérico, assim como no modelo do presente estudo, não foi considerado o efeito dos defeitos geométricos das superfícies dos materiais. Verdonschot e Huiskes, 1998, avaliaram experimentalmente o efeito da rugosidade da superfície da haste, e observaram que o aumento desta se traduziu numa diminuição da subsidência do implante. Contudo, não houve nenhuma indicação de que o aumento da rugosidade aumentasse o coeficiente de atrito e reduzisse as tensões no cimento. Os autores demonstraram que, se o atrito aumenta com o aumento da rugosidade da haste, então os efeitos deste são secundários ao efeito das deformações da superfície. Deste modo, os modelos MEF tornam-se menos eficazes no estudo do acabamento da superfície, pois não consideram todas as características que esta envolve. Em outro estudo, Verdonschot et al., 1998 demonstraram que o coeficiente de atrito aumenta com o aumento da rugosidade, contudo, não depende unicamente deste. O estado de uma superfície deve ser analisado sob o aspeto físico-químico (como a dureza) e geométrico. Sob o ponto de vista geométrico, devem-se considerar essencialmente os desvios macrogeométricos (desvios de forma e ondulação) e as irregularidades microgeométricas (rugosidades) da superfície. Assim, para a obtenção de um modelo MEF que seja eficaz na reprodução do efeito do acabamento da superfície do implante, devem ter-se em conta todos estes aspetos, e não apenas o efeito do coeficiente de atrito.

O aumento do módulo de elasticidade e tensão de rotura do cimento revelou uma diminuição das tensões globais no mesmo e, por outro lado, teve um efeito negligente no osso, sugerindo uma redução no estado de tensão da interface cimento-osso. Adicionalmente, a subsidência da haste também sofreu uma redução considerável. Em contraste

ao observado no estudo das propriedades mecânicas do cimento ósseo, Janssen et al., 2008, ao utilizar um modelo estrutural de elementos finitos da interface cimento-osso, não observaram alterações relevantes na interface com a alteração da rigidez do cimento. Todavia, é preciso delinear que os estudos têm condições de carregamento diferentes. Os autores consideraram ciclos de tração e compressão, enquanto que no presente estudo foi originado um estado de corte e compressão em ambos o osso e o cimento. No cimento (interface com o osso), esta diminuição do módulo do cimento, traduziu-se num aumento das tensões locais. Através de amostras de osso trabecular de bovino e cimento ósseo de diferentes propriedades mecânicas, Funk e Litsky, 1998, observaram uma diminuição substancial das tensões locais de corte no cimento, ao diminuir o módulo de corte do mesmo. Peng et al., 2018, relataram que o aumento de rigidez do cimento induziu um aumento das tensões locais máximas de Von Misses no osso trabecular. É possível inferir que não importa apenas avaliar a um nível global o que acontece às tensões dos componentes, deve-se sobretudo ter em consideração as tensões locais. As tensões locais no cimento devem-se às deformidades geométricas do osso trabecular. Estas correspondem a zonas de concentração de tensão e são uma das principais causas da iniciação de fendas no cimento, logo, são zonas propícias à iniciação da falha da interface. O aumento da rigidez do cimento demonstra uma diminuição da tensão média do material na interface cimento-osso, contudo, as tensões locais nas zonas de concentração aumentam, aumentando também o risco de iniciação de fissuras. Desta forma, deve-se considerar cimento que permita um equilíbrio entre as tensões locais e as tensões globais na interface. É ainda de relatar que os cimentos analisados no estudo das propriedades do cimento foram cimentos obtidos manualmente. O método de cimentação é muito importante, principalmente porque afeta o nível de porosidade do cimento, para além da tensão de rotura (Lewis, 1997). Uma das principais causas na falha do cimento é a sua porosidade, pois constituem zonas de concentração de tensão. Quanto mais porosidade, maior o risco de falha. A técnica de cimentação manual proporciona uma elevada porosidade do cimento. Assim, para além da rigidez do cimento, deve ser considerado o seu nível de porosidade. Este aspeto não foi reproduzido no presente estudo.

Alguns autores consideram o efeito da rigidez do cimento negligenciável em relação ao volume de cimento na artroplastia (Kim et al., 2012). Ramaniraka et al., 2000, através da reconstrução CT quantitativa de uma artroplastia do fémur proximal, também constataram que camadas muito finas, inferiores a 2mm, provocavam tensões e micromovimentos excessivos na interface entre o cimento e o osso. Contudo, os autores não reportaram uma diminuição gradual das tensões com o aumento da espessura da camada de cimento, como foi verificado no presente estudo. Observaram que para espessuras mais espessas, acima dos 4mm, as tensões e os micromovimentos retornavam a aumentar, levando a concluir que uma camada situada entre os 3 e os 4mm seria uma situação ideal. Também Terrier et al., 2005, ao analisar a transferência de carga no componente glenoidal, observaram que camadas finas fragilizam não só o cimento, como a interface cimento-osso, e que, controversamente, uma camada demasiado espessa confere demasiada rigidez ao implante, aumentando conseqüentemente as tensões e os micromovimentos, e sugerem uma camada compreendida entre os 1.0 e 1.5mm. Coultrup et al., 2010, observou uma diminuição de 9 a 11% na resistência de fadiga do cimento ao considerar uma espessura de 2mm, ao invés de uma espessura de 4mm. Embora não haja um consenso nos valores, é notória a influência da espessura da camada e cimento nas tensões do material, assim como na interface cimento-osso. Alguns autores referem ainda que o mecanismo de formação de

fissuras está correlacionado com a espessura da camada de cimento, determinando onde esta se inicia (Ramos e Simões, 2009). Ao analisarem experimentalmente dois tipos de componentes femorais, Lubinus SPII e Charnley, que apresentavam camadas de cimento de espessuras variáveis entre 0 e 8,19 mm, constataram que quando a camada era fina surgiam mais fissuras na interface implante-cimento. Por outro lado, quando as camadas eram espessas, a iniciação de fissuras estava dependente da geometria da prótese e do processo de remoção do osso. Os resultados apresentados na dissertação revelaram que a espessura da camada de cimento tem um grande impacto nos constituintes da artroplastia, principalmente no osso trabecular. O aumento do volume de cimento traduziu-se numa diminuição das tensões e deformações do cimento e do osso (situado na interface cimento-osso), tanto os valores globais, como os locais. As espessuras mais finas, situadas entre os 2,5 e os 3,5mm, induziram tensões muito elevadas. No caso das trabéculas, verificou-se que na zona intermédia do osso as tensões diminuía com o aumento do volume de cimento, até aos 5,5 mm, retornando a aumentar. Na zona perto do cortical acontecia o oposto. Os resultados sugerem que espessuras entre os 5,5 e 7,5 mm oferecem melhores resultados. Todavia, é necessário ponderar que as condições dos estudos diferem em alguns aspetos do apresentado na dissertação. Não só são analisados diferentes componentes (femoral (Ramaniraka et al., 2000), acetabular (Coultrup et al., 2010), glenoidal (Nyffeler et al., 2003; Terrier et al., 2005)), como são considerados diferentes materiais (titânio, polietileno). Adicionalmente, os estudos consideram condições de contacto da interface cimento-osso diferentes. No estudo apresentado, a interface cimento-osso foi considerada como colada, enquanto que em outros a interface é considerada com descolada (Ramaniraka et al., 2000; Terrier et al., 2005).

De entre os fatores que influenciam a decisão do tipo de fixação a utilizar, estão incluídos a idade, o género, o nível de atividade e a qualidade do osso do paciente. O grau de osteopenia pode afetar a integridade da fixação do cimento, comprometendo a sua longevidade. A qualidade do osso é substancialmente importante e deve ser considerada um fator primário na decisão do tipo de fixação (Graham et al., 2003). Os resultados experimentais demonstraram haver uma forte influência da densidade da espuma na resistência e estabilidade do implante. Verificou-se que a espuma de menor densidade (maior porosidade), induziu mais deformações e micromovimentos no cimento que as restantes, sugerindo uma maior instabilidade. Adicionalmente, a sua resposta foi inferior em relação às outras, resultando numa menor resistência. Os resultados sugerem que uma maior densidade oferece mais estabilidade e rigidez à artroplastia. Também Paula, 2019, reportou resultados semelhantes. Ao submeter amostras de espumas de poliuretano, cimento ósseo e uma haste, a ensaios de tração até à rotura da interface, observou que quanto maior a densidade, maior a força de resposta da amostra. Outro aspeto verificado experimentalmente no presente estudo, foi que as espumas de maior densidade resultaram em menos interdigitação do cimento nos espaços trabeculares. Baixos níveis de penetração do cimento estão associados a interfaces cimento-osso pouco resistentes. Através de amostras da interface cimento-osso, com osso de bovino, Graham et al., 2003, detetaram uma forte correlação entre a tensão de rotura e a porosidade do osso trabecular, e também com a orientação das trabéculas. Observaram que quanto maior a porosidade (menor a densidade), maior era a interdigitação de cimento no osso. Esta maior interdigitação traduziu-se em tensões de rotura mais elevadas. Desta forma, os resultados sugeriram que uma menor densidade oferece uma melhor resistência da interface. Similarmente, Amirfeyz e Bannister, 2009, através de amostras de bovino e cimento

ósseo, observaram um aumento na resistência ao corte da interface, com o aumento da porosidade (menos densidade). Não obstante, é preciso ter em conta que os ensaios foram submetidos a diferentes condições. A primeira remete para o tipo de carga aplicada na interface cimento-osso. Graham et al., 2003 submetem as amostras a um teste de tensão compacta, em comparação com o corte originado no ensaio no presente estudo. Outro fator é o tipo de amostra, ambos Graham et al., 2003, e Amirfeyz e Bannister, 2009, consideram apenas amostras locais da interface cimento-osso. Em contraste, no presente estudo experimental, foi considerado um modelo representativo da secção da artroplastia, considerando todos os seus constituintes. Adicionalmente, as deformações e micromovimentos calculados, são calculados no cimento, e é considerado apenas a sua média. Adicionalmente, estudos clínicos revelam resultados muito favoráveis no uso de artroplastias cimentadas em pacientes do sexo feminino, pacientes com doenças inflamatórias do osso e pacientes idosos (Berry et al., 2002; Callaghan et al., 2000; Sochart e Porter, 1997). Resultados menos favoráveis foram observados em pacientes mais jovens com ossos mais densos (Torchia et al., 1996; Woolson e Haber, 1996).

7.1 Limitações do estudo

O modelo final apresenta algumas limitações. A primeira limitação, e a principal, corresponde à simplificação do modelo numérico a um modelo axis simétrico. O osso trabecular é uma estrutura morfológicamente complexa. É um material heterogéneo e anisotrópico, ou seja, a sua estrutura varia em virtude das condições de carregamento. Desta forma, o mesmo adquire estruturas variáveis consoante a posição no esqueleto e o plano anatómico. O modelo numérico apresentado não considera esta característica do osso. Adicionalmente, os materiais consideraram-se homogéneos, lineares e isotrópicos. Desta forma, não foi reproduzido o comportamento heterogéneo do osso e o comportamento viscoelástico do cimento.

O cimento não é um agente adesivo e, por essa razão, não tem a capacidade de se ligar completamente ao osso. A ligação entre o cimento e o osso sucede-se através do nível de interdigitação do cimento nos espaços trabeculares e de fenómenos friccionais entre os dois materiais. Assim sendo, por menor que seja, existe sempre algum atrito entre o osso e o cimento, logo, existe sempre movimento relativo entre as duas superfícies. No entanto, quando se está perante uma artroplastia saudável, estes micromovimentos são bastantes reduzidos e podem ser considerados desprezáveis no modelo de elementos finitos. Todavia, seria pertinente considerar o efeito que essa característica tem no estado de tensão da interface, assim como na atenuação de dano. Terrier et al., 2005 estudaram o efeito da camada de cimento para os casos da interface cimento-osso ter ou não fricção, assumindo a interface cimento-implante sempre ligada. Verificaram que o efeito do atrito não era sentido no cimento e no osso, contudo, na zona da interface, observou-se um aumento significativo nas tensões quando se considerou a interface não colada. Também Janssen et al., 2008 verificaram que os resultados obtidos no modelo MEF com fricção se aproximavam muito mais dos valores obtidos experimentalmente, do que os valores observados para a situação de contacto ideal.

Outra limitação do modelo numérico é o tipo de ensaio considerado. As simulações numéricas foram efetuadas considerando uma carga de compressão estática na haste, para efeitos de simplificação. Na realidade, a artroplastia está sujeita a um estado complexo

de tensão, resultante das cargas provenientes do peso corporal, músculos, ligamentos, e até mesmo cargas exteriores. Devido à alternância de movimentos no cotidiano, as cargas não são constantes, e ao invés, estão em constantes alteração.

O osso trabecular apresenta uma estrutura celular, e contém nos espaços trabeculares medula óssea. A medula é um órgão hematopoiético. É um líquido gelatinoso, responsável pela produção de elementos figurados do sangue: hemácias, leucócitos e plaquetas. O presente modelo considera as cavidades do osso preenchidas com ar. Uma vez que se trata de um líquido com alguma viscosidade, a medula pode fornecer ao osso alguma consistência, e, conseqüentemente, um aumento da resistência.

Após a polimerização o cimento contrai. Este efeito provoca o aparecimento de tensões residuais. Também o movimento de subsidência da prótese, ao ser inserida na cavidade óssea, no período intra operatório, provoca tensões residuais. Ambas as tensões podem favorecer a falha do implante, comprometendo a sua longevidade. Este efeito não foi reproduzido no modelo numérico desenvolvido. Uma forma de representar estas tensões residuais seria, por exemplo, executar um ciclo inicial de pré carga no modelo, antes da simulação principal.

Por fim, os efeitos de remodelação óssea não foram reproduzidos. O osso é uma estrutura viva e, por isso, está em constante alteração. As variações na carga a que o osso está sujeito, provocam modificações na sua estrutura, e até mesmo na sua densidade. Este efeito é muito importante na falha do osso. Quando existe menos estímulo que o normal, osso começa a reabsorver, resultando numa perda óssea. Este incidente é muito comum quando existe descolamento assético.

Relativamente ao modelo experimental, também neste existem limitações. Paralelamente ao caso numérico, apenas se considera uma força quase estática nos ensaios mecânicos, na extremidade da haste, afastando assim o estado de tensão do modelo do estado de tensão complexo a que uma articulação normalmente está sujeita.

Durante a cirurgia, a excisão do osso é alcançada, primeiramente, pela furação do mesmo, através de um perfurador ósseo. Posteriormente, a cavidade final é obtida através da raspa do osso. Por essa razão, a superfície do osso não fica uniforme, e sim com diferentes rugosidades. As amostras de espuma de PU foram maquinadas, sendo por isso, a cavidade óssea fresada, obtendo-se uma superfície uniforme. Desta forma, não foram reproduzidas as rugosidades irregulares da superfície do osso que ocorrem na cirurgia, e que podem condicionar a longevidade do implante.

A densidade trabecular e a orientação das trabéculas é diferente nos diferentes planos anatômicos. A morfologia do osso trabecular difere entre quadrantes, principalmente entre o quadrante medial e lateral, sendo o quadrante medial mais resistente (Bean et al., 1987). No quadrante medial existe uma maior densidade trabecular, e as trabéculas orientam-se na direção da força. No lateral, a densidade é menor, as trabéculas são mais achatadas, e orientam-se perpendicularmente à direção da força. As espumas utilizadas nos ensaios experimentais apresentam toda densidade uniforme. Assim, não foi reproduzida a alteração da morfologia do osso nos diferentes planos anatômicos, apresentando-se como uma limitação.

Parte III

Conclusão e Direções Futuras de Investigação

Capítulo 8

Conclusões

Em conclusão, o objetivo principal da tese foi alcançado. Detetou-se que todos os fatores influenciaram o estado de tensão e deformação da interface, mesmo que apenas em um dos componentes. Compreendeu-se o comportamento mecânico do osso e como as diferentes variáveis da artroplastia podem alterar a integridade do implante. Dada a complexidade do problema, a solução apresentada foi satisfatória. Desenvolveu-se um modelo que permitiu a reprodução de todos os constituintes da artroplastia e, ao mesmo tempo, ter em consideração a arquitetura porosa do osso trabecular. Complementarmente, foram adquiridas diversas competências ao longo do desenvolvimento do trabalho, em termos de manuseamento dos diferentes softwares e em termos de análise computacional de estruturas biológicas.

A interface cimento-osso é um dos elos mais fracos do sistema osso-cimento-implante. Desta forma, torna-se um alvo de investigação, sobretudo para a deteção da origem de falhas e a sua propagação. Toda a investigação é efetuada no âmbito de prevenir essas falhas e prolongar a longevidade do implante, de forma a melhorar a qualidade de vida do paciente. O presente estudo contribui em diferentes aspetos para a investigação. Reforçou-se a importância que a escolha do tipo de fixação e implante têm na longevidade do mesmo. Por um lado, o acabamento da superfície do implante é crucial para a estabilidade inicial da ligação entre o osso e o mesmo. Por outro lado, a densidade do osso é determinante na escolha do tipo de fixação a utilizar. Cirurgicamente, demonstrou-se que a escolha do tipo de cimento a utilizar e a quantidade de osso a remover são fatores decisivos no mecanismo de transferência de carga no implante.

8.1 Trabalhos futuros

O estudo numérico baseou-se na análise bidimensional do comportamento mecânico da artroplastia. Como proposta a trabalho futuro, propõe-se uma análise tridimensional ao problema e a comparação dos resultados de modo a averiguar o impacto da simplificação bidimensional na abordagem ao problema.

A caracterização mecânica das amostras baseou-se em testes de tração uniaxiais. Clinicamente, a transferência de carga ao longo da interface cimento-osso resulta numa combinação de tensão, compressão e corte. Assim, sugere-se uma caracterização da amostra sob cargas combinadas e a avaliação da conseqüente mudança de comportamento. Adicionalmente, estudar o comportamento dos modelos em fadiga, em vez de carrega-

mentos estáticos. Seria igualmente interessante caracterizar a rotura das interfaces.

As capacidades predicativas do presente modelo numérico foram limitadas pelas condições de material e fronteira aplicados. No presente estudo, a interface cimento-osso foi assumida como colada. Alguns autores sugeriram que interfaces com atrito entre o cimento e o osso eram mais adequadas pois aproximavam-se mais dos resultados experimentais (Janssen et al., 2008). Adicionalmente, considerou-se uma interface sem lacunas entre o cimento e o osso. Desta forma, recomenda-se estudar a extensão destes efeitos no modelo numérico.

Numericamente, modelaram-se as superfícies do implante e do cimento lisas, limitando assim o estudo do acabamento da superfície do implante. Apesar de se ter avaliado a condição de atrito ideal na ligação entre os dois componentes, este depende das deformações geométricas das superfícies. Desta forma, sugere-se o desenvolvimento de um modelo local para poder avaliar o efeito das rugosidades e as ondulações das superfícies no comportamento mecânico dos materiais constituintes.

Bibliografia

- Amirfeyz, R. & Bannister, G. (2009). The effect of bone porosity on the shear strength of the bone–cement interface. *International Orthopaedics*, 33(3), 843–846.
- Anderson, A. E., Peters, C. L., Tuttle, B. D. & Weiss, J. A. (2005). Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(3), 364–373.
- Askew, M. J., Steege, J. W., Lewis, J. L., Ranieri, J. R. & Wixson, R. L. (1984). Effect of cement pressure and bone strength on polymethylmethacrylate fixation. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 1(4), 412–420.
- Baron, S., Desmond, D. & Ahearne, E. (2019). The fundamental mechanisms of wear of cemented carbide in continuous cutting of medical grade cobalt chromium alloy (ASTM F75). *Wear*, 424-425, 89–96.
- Bean, D. J., Convery, F. R., Woo, S. L. -Y. & Lieber, R. L. (1987). Regional variation in shear strength of the bone—Polymethylmethacrylate interface. *The Journal of Arthroplasty*, 2(4), 293–298.
- Bean, D. J., Hollis, J. M., Woo, S. L. & Convery, F. R. (1988). Sustained pressurization of polymethylmethacrylate: a comparison of low- and moderate-viscosity bone cements. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 6(4), 580–584.
- Berry, D. J., Harmsen, W. S., Cabanela, M. E. & Morrey, B. F. (2002). Twenty-five-Year Survivorship of Two Thousand Consecutive Primary Charnley Total Hip Replacements : Factors Affecting Survivorship of Acetabular and Femoral Components. *JBJS*, 84(2), 171–177.
- Bocahut, N., Audureau, E., Poignard, A., Delambre, J., Queinnec, S., Flouzat Lachaniette, C. -H. & Allain, J. (2018). Incidence and impact of implant subsidence after stand-alone lateral lumbar interbody fusion. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 104(3), 405–410.
- Burke, D. W., Gates, E. I. & Harris, W. H. (1984). Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. *JBJS*, 66(8), 1265–1273.
- Callaghan, J. J., Albright, J. C., Goetz, D. D., Olejniczak, J. P. & Johnston, R. C. (2000). Charnley Total Hip Arthroplasty with Cement : Minimum Twenty-five-Year Follow-up*. *JBJS*, 82(4), 487.
- Charnley, J. (1964). THE BONDING OF PROSTHESES TO BONE BY CEMENT. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 46, 518–529.
- Charnley, J. (1961). ARTHROPLASTY OF THE HIP: A New Operation [Publisher: Elsevier]. *The Lancet*, 277(7187), 1129–1132.

- Choi, K. & Goldstein, S. A. (1992). A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 25(12), 1371–1381.
- Completo, A. & Fonseca, F. (2019). *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica* (2^a edição). Quântica Editora.
- Coultrup, O. J., Hunt, C., Wroblewski, B. M. & Taylor, M. (2010). Computational assessment of the effect of polyethylene wear rate, mantle thickness, and porosity on the mechanical failure of the acetabular cement mantle: EFFECT OF POLYETHYLENE WEAR RATE, MANTLE THICKNESS, AND POROSITY ON CEMENT MANTLE FAILURE. *Journal of Orthopaedic Research*, 28(5), 565–570.
- Cowin, S. C. (2001). *Bone Mechanics Handbook* (2nd edition). CRC Press.
- Donaldson, A. J., Thomson, H. E., Harper, N. J. & Kenny, N. W. (2009). Bone cement implantation syndrome [Publisher: Oxford Academic]. *BJA: British Journal of Anaesthesia*, 102(1), 12–22.
- Engl, C. A., Massin, P. & Suthers, K. E. (1990). Roentgenographic Assessment of the Biologic Fixation of Porous-Surfaced Femoral Components. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 257, 107–128.
- Eynon-Lewis, N. J., Ferry, D. & Pearse, M. F. (1992). Themistocles Gluck: an unrecognised genius. *BMJ*, 305(6868), 1534–1536.
- Franklin, J. & Malchau, H. (2007). Risk factors for periprosthetic femoral fracture. *Injury*, 38(6), 655–660.
- Funk, M. J. & Litsky, A. S. (1998). Effect of cement modulus on the shear properties of the bone-cement interface. *Biomaterials*, 19(17), 1561–1567.
- Graham, J., Ries, M. & Pruitt, L. (2003). Effect of Bone Porosity on the Mechanical Integrity of the Bone-Cement Interface. *JBJS*, 85(10), 1901–1908.
- Havelin, L. I., Espehaug, B., Vollset, S. E. & Engesaeter, L. B. (1995). The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prostheses. A review of eight thousand five hundred and seventy-nine primary arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 77(10), 1543–1550.
- Hayes, W. (1991). Biomechanics of Cortical and Trabecular Bone: Implications for Assessment of Fracture Risk [Journal Abbreviation: Basic Orthopaedic Biomechanics]. *Basic Orthopaedic Biomechanics* (pp. 93–142).
- Hung, J.-P. & Chang, F.-C. (2010). Computational modeling of debonding behavior at the bone/cement interface with experimental validation. *Materials Science and Engineering: C*, 30(3), 445–453.
- Janssen, D., Mann, K. A. & Verdonschot, N. (2008). Micro-mechanical modeling of the cement-bone interface: the effect of friction, morphology and material properties on the micromechanical response. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3158–3163.
- Janssen, D., Srinivasan, P., Scheerlinck, T. & Verdonschot, N. (2012). Effect of cementing technique and cement type on thermal necrosis in hip resurfacing arthroplasty—a numerical study. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 30(3), 364–370.
- Jansson, V., Heimkes, B. & Zimmer, M. (1993). Stress transfer at the femoral bone/bone cement interface as a function of the cement thickness. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 112(2), 65–68.
- Jasty, M., Maloney, W., Bragdon, C., O'Connor, D., Haire, T. & Harris, W. (1991). The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties

- [Publisher: The British Editorial Society of Bone & Joint Surgery]. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 73-B(4), 551–558.
- Keaveny, T. M., Wachtel, E. F., Ford, C. M. & Hayes, W. C. (1994). Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *Journal of Biomechanics*, 27(9), 1137–1146.
- Kim, J.-M., Shin, D. A., Byun, D.-H., Kim, H.-S., Kim, S. & Kim, H.-I. (2012). Effect of Bone Cement Volume and Stiffness on Occurrences of Adjacent Vertebral Fractures after Vertebroplasty. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, 52(5), 435–440.
- Knight, S. R., Aujla, R. & Biswas, S. P. (2011). Total Hip Arthroplasty – over 100 years of operative history. *Orthopedic Reviews*, 3(2), 16.
- Kontulainen, S., Sievänen, H., Kannus, P., Pasanen, M. & Vuori, I. (2003). Effect of Long-Term Impact-Loading on Mass, Size, and Estimated Strength of Humerus and Radius of Female Racquet-Sports Players: A Peripheral Quantitative Computed Tomography Study Between Young and Old Starters and Controls. *Journal of Bone and Mineral Research*, 18(2), 352–359.
- Krause, W. R., Krug, W. & Miller, J. (1982). Strength of the cement-bone interface. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (163), 290–299.
- Lennon, A. B., McCormack, B. A. O. & Prendergast, P. J. (2003). The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femoral prostheses. *Medical Engineering & Physics*, 25(10), 833–841.
- Leung, S. Y. (2008). *Modelling the mechanical behaviour of the interface between prosthesis and bone* (phd). University of Southampton.
- Lewis, G. (1997). Properties of acrylic bone cement: State of the art review, 28.
- Lindahl, O. & Lindgren, A. G. H. (1967). Cortical Bone in Man II. Variation in Tensile Strength with Age and Sex. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 38(1-4), 141–147.
- Majkowski, R. S., Miles, A. W., Bannister, G. C., Perkins, J. & Taylor, G. J. (1993). Bone surface preparation in cemented joint replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 75(3), 459–463.
- Mann, K. A., Ayers, D. C., Werner, F. W., Nicoletta, R. J. & Fortino, M. D. (1997). Tensile strength of the cement-bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement. *Journal of Biomechanics*, 30(4), 339–346.
- Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M. & Burstein, A. H. (1995). Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model. *Journal of Biomechanics*, 28(9), 1067–1078.
- Mann, K. A., Miller, M. A., Cleary, R. J., Janssen, D. & Verdonschot, N. (2008). Experimental Micromechanics of the Cement–Bone Interface. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 26(6), 872–879.
- McCALDEN, R. W., McGEOUGH, J. A. & Court-Brown, C. M. (1997). Age-Related Changes in the Compressive Strength of Cancellous Bone. The Relative Importance of Changes in Density and Trabecular Architecture*. *JBJS*, 79(3), 421–7.
- Miller, M. A., Race, A., Gupta, S., Higham, P., Clarke, M. T. & Mann, K. A. (2007). The Role of Cement Viscosity on Cement-Bone Apposition and Strength: An In Vitro Model with Medullary Bleeding [Publisher: Elsevier]. *The Journal of Arthroplasty*, 22(1), 109–116.

- Nelissen, R. G. H. H., Garling, E. H. & Valstar, E. R. (2005). Influence of Cement Viscosity and Cement Mantle Thickness on Migration of the Exeter Total Hip Prosthesis. *The Journal of Arthroplasty*, 20(4), 521–528.
- Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures. (2019). Annual Report 2019.
- Nyffeler, R. W., Anglin, C., Sheikh, R. & Gerber, C. (2003). Influence of peg design and cement mantle thickness on pull-out strength of glenoid component pegs. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 85-B(5), 748–752.
- Panjabi, M. M., Goel, V. K., Drinker, H., Wong, J., Kamire, G. & Walter, S. D. (1983). Effect of pressurization on methylmethacrylate-bone interdigitation: An in vitro study of canine femora. *Journal of Biomechanics*, 16(7), 473–480.
- Paprosky, W. G., Greidanus, N. V. & Antoniou, J. (1999). Minimum 10-Year-Results of Extensively Porous-Coated Stems in Revision Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 369, 230–242.
- Paula, J. C. F. D. d. (2019). Estudo da interface osso-cimento na artroplastia cimentada.
- Peng, Y., Du, X., Huang, L., Li, J., Zhan, R., Wang, W., Xu, B., Wu, S., Peng, C. & Chen, S. (2018). Optimizing bone cement stiffness for vertebroplasty through biomechanical effects analysis based on patient-specific three-dimensional finite element modeling. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 56(11), 2137–2150.
- Prkić, A. (2016). Total elbow arthroplasty is moving forward: Review on past, present and future. *World Journal of Orthopedics*, 7(1), 44.
- Race, A., Miller, M. A., Ayers, D. C. & Mann, K. A. (2003). Early cement damage around a femoral stem is concentrated at the cement/bone interface. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 489–496.
- Ramaniraka, N. A., Rakotomanana, L. R. & Leyvraz, P.-F. (2000). The fixation of the cemented femoral component: EFFECTS OF STEM STIFFNESS, CEMENT THICKNESS AND ROUGHNESS OF THE CEMENT-BONE SURFACE. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 82-B(2), 297–303.
- Ramos, A. & Simões, J. (2009). The influence of cement mantle thickness and stem geometry on fatigue damage in two different cemented hip femoral prostheses. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2602–2610.
- Ramos, A., Judas, F., Fonseca, F. & Simões, J. (2020). *Artroplastia Total da Anca: Aspectos biomecânicos, biológicos e clínicos* (1ª edição). B4T - Blue for Technology.
- Ranjan, R. K., Kumar, M., Kumar, R. & Ali, M. F. (2017). Bone cement [Publisher: Medical Journals]. *International Journal of Orthopaedics Sciences*, 3(4), 79–82.
- Registry, N. J. (2018). 15th Annual Report 2018.
- Registry, T. N. Z. J. (2018). *Nineteen Year Report January 199 to December 2017*.
- Rincón-Kohli, L. & Zysset, P. K. (2009). Multi-axial mechanical properties of human trabecular bone. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 8(3), 195–208.
- Seeley, R. R., Stephens, T. D. & Tate, P. (2005). *Anatomia e Fisiologia* (6ª edição). Lusociência.
- Skipitz, R. & Aspenberg, P. (1999). Attachment of PMMA cement to bone: force measurements in rats. *Biomaterials*, 20(4), 351–356.
- Sochart, D. H. & Porter, M. L. (1997). Long-term results of total hip replacement in young patients who had ankylosing spondylitis. Eighteen to thirty-year results

- with survivorship analysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 79(8), 1181–1189.
- Srinivasan, P., Miller, M. A., Verdonschot, N., Mann, K. A. & Janssen, D. (2017). Strain shielding in trabecular bone at the tibial cement-bone interface. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 66, 181–186.
- Svahn, F., Kassman-Rudolphi, Å. & Wallén, E. (2003). The influence of surface roughness on friction and wear of machine element coatings. *Wear*, 254(11), 1092–1098.
- Teixeira-Dias, F., Pinho-da-Cruz, J., Valente, R. & Alves de Sousa, R. (2018). *Método dos Elementos Finitos: Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia* (2^a edição). ETEP.
- Terrier, A., Büchler, P. & Farron, A. (2005). Bone–cement interface of the glenoid component: Stress analysis for varying cement thickness. *Clinical Biomechanics*, 20(7), 710–717.
- Torchia, M. E., Klassen, R. A. & Bianco, A. J. (1996). Total Hip Arthroplasty with Cement in Patients Less Than Twenty Years Old. Long-Term Results*. *JBJS*, 78(7), 995–1003.
- Tozzi, G., Zhang, Q.-H. & Tong, J. (2012). 3D real-time micromechanical compressive behaviour of bone-cement interface: experimental and finite element studies. *Journal of Biomechanics*, 45(2), 356–363.
- Vaishya, R., Chauhan, M. & Vaish, A. (2013). Bone cement. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 4(4), 157–163.
- Verdonschot, N. & Huiskes, R. (1997). The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement. *Journal of Biomechanics*, 30(8), 795–802.
- Verdonschot, N. & Huiskes, R. (1998). Surface roughness of debonded straight-tapered stems in cemented THA reduces subsidence but not cement damage. *Biomaterials*, 19(19), 1773–1779.
- Verdonschot, N., Tanck, E. & Huiskes, R. (1998). Effects of prosthesis surface roughness on the failure process of cemented hip implants after stem-cement debonding. *Journal of Biomedical Materials Research*, 42(4), 554–559.
- Waanders, D., Janssen, D., Mann, K. A. & Verdonschot, N. (2010). The mechanical effects of different levels of cement penetration at the cement-bone interface. *Journal of biomechanics*, 43(6), 1167–1175.
- Waanders, D., Janssen, D., Mann, K. A. & Verdonschot, N. (2011). The behavior of the micro-mechanical cement-bone interface affects the cement failure in total hip replacement. *Journal of biomechanics*, 44(2), 228–234.
- Waanders, D., Janssen, D., Miller, M. A., Mann, K. A. & Verdonschot, N. (2009). Fatigue creep damage at the cement–bone interface: An experimental and a micro-mechanical finite element study. *Journal of biomechanics*, 42(15), 2513–2519.
- Wolff, J. (1986). *The Law of Bone Remodelling*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Wong, W., Chan, W., Chu, P., Ng, K., Hui, P. & Yuen, M. (2013). Cemented Femoral Stem Loosening of Hip Arthroplasty: Ten-year Radiographic Analysis. *Hong Kong Journal of Radiology*, 41–49.
- Woolson, S. T. & Haber, D. F. (1996). Primary Total Hip Replacement with Insertion of an Acetabular Component without Cement and a Femoral Component with Cement. Follow-up Study at an Average of Six Years*. *JBJS*, 78(5), 698–705.

- Zaharie, D. T. & Phillips, A. T. M. (2019). A Comparative Study of Continuum and Structural Modelling Approaches to Simulate Bone Adaptation in the Pelvic Construct [Number: 16 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute]. *Applied Sciences*, 9(16), 3320.
- Zain, N., Daud, R., Aziz, N., Ahmad, K., Ismail, A. & Izzawati, B. (2019). Stress analysis prediction on screw orthopedic implant in trabecular bone. *Materials Today: Proceedings*, 16, 1838–1845.
- Zelle, J., Janssen, D., Peeters, S., Brouwer, C. & Verdonshot, N. (2011). Mixed-mode failure strength of implant–cement interface specimens with varying surface roughness. *Journal of Biomechanics*, 44(4), 780–783.

Apêndices

Apêndice A

Gráficos interface cimento-osso

Nesta secção são apresentados os gráficos obtidos numericamente dos valores das tensões principais máxima e mínima e deformação principal máxima, ao longo das distâncias proximal (P) e distal (D) da interface cimento-osso, segundo os diferentes casos de estudo, para ambos os materiais constituintes da interface.

Estudo do acabamento do implante

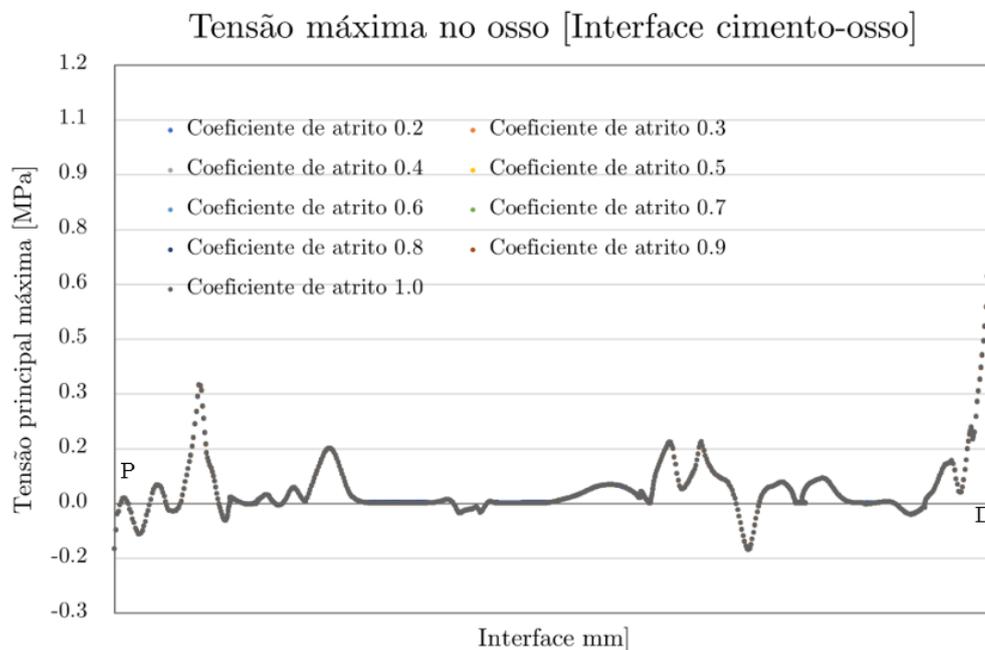


Figura A.1: Tensão principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.

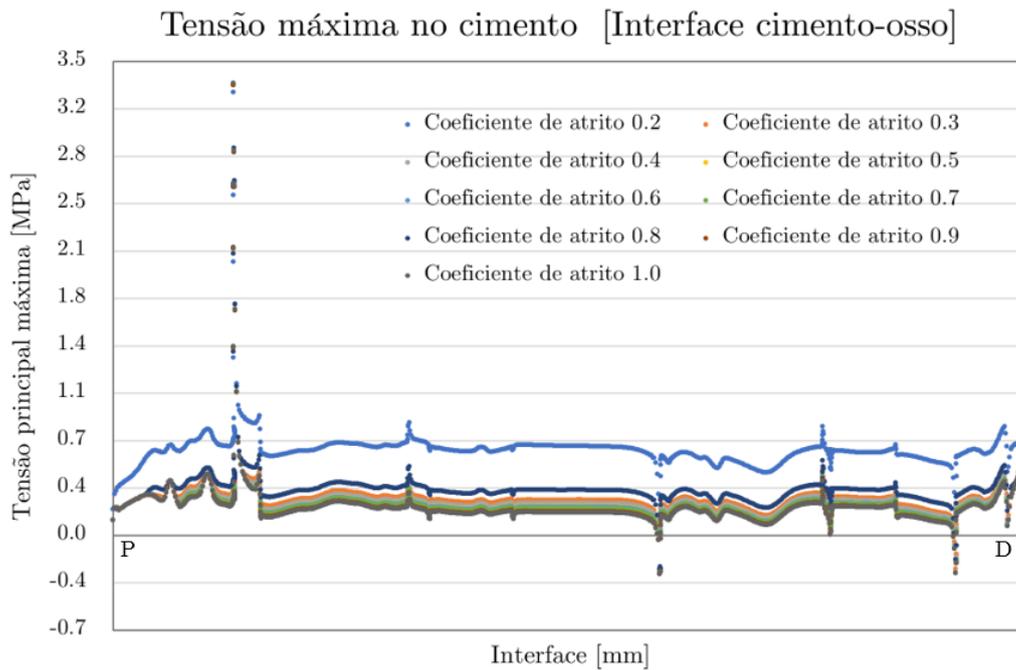


Figura A.2: Tensão principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.

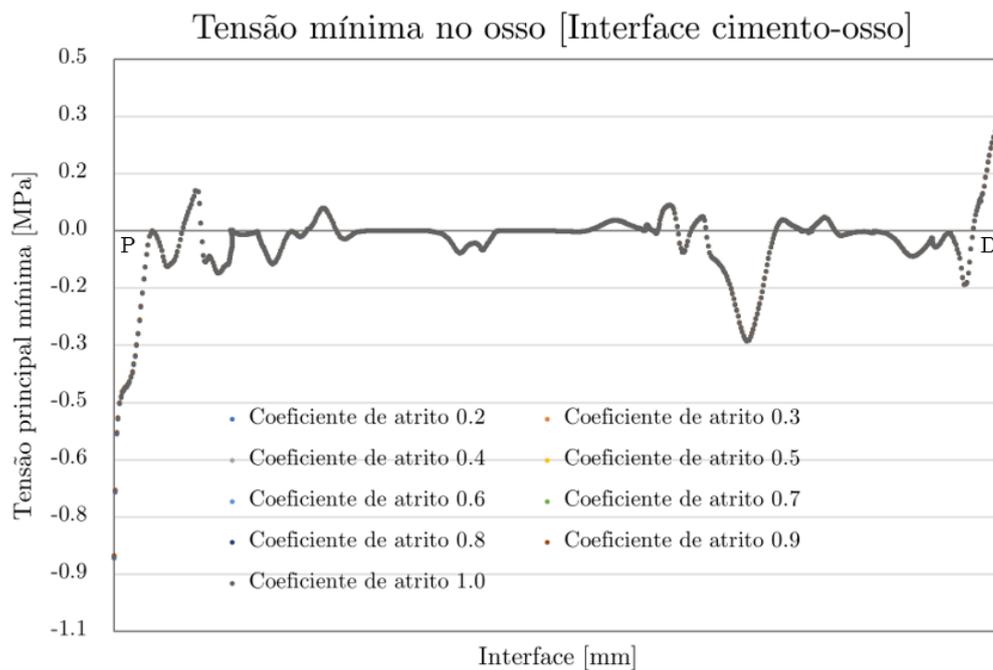


Figura A.3: Tensão principal mínima no osso, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.

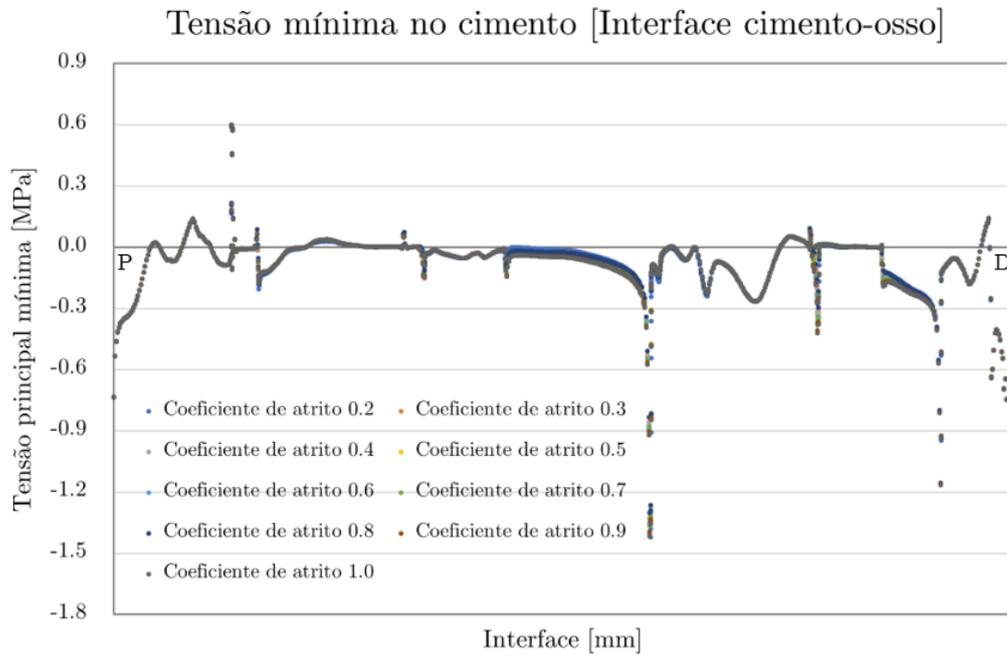


Figura A.4: Tensão principal mínima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.

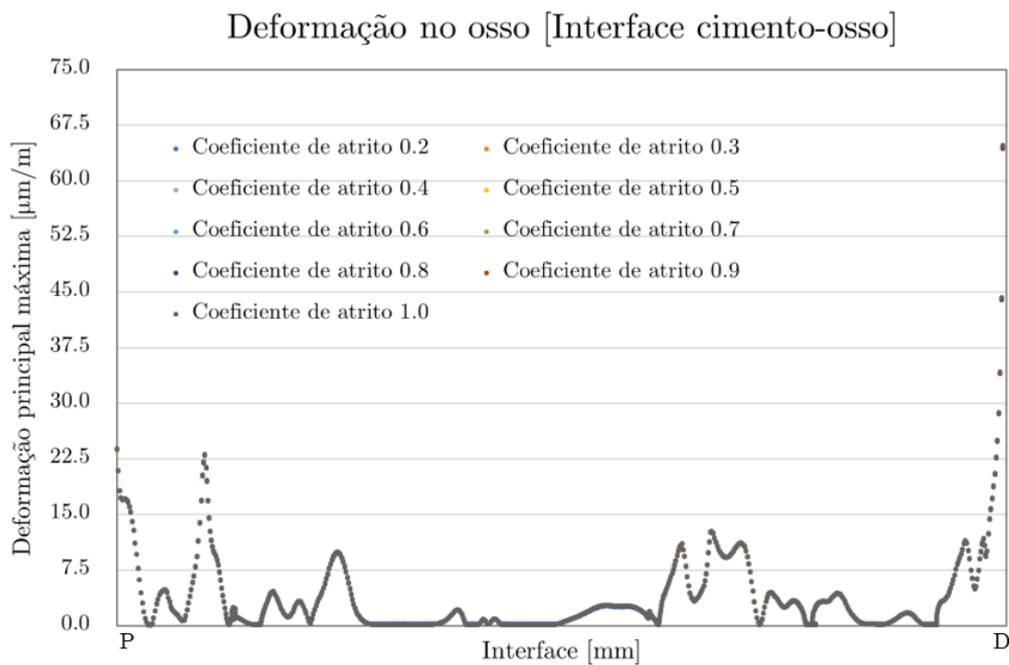


Figura A.5: Deformação principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.

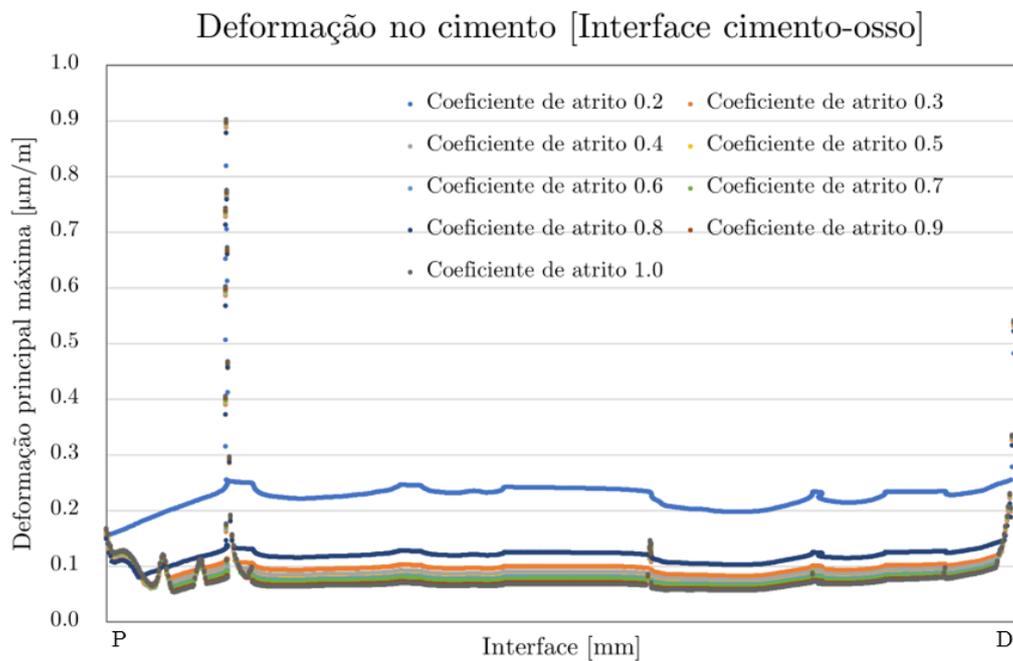


Figura A.6: Deformação principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.

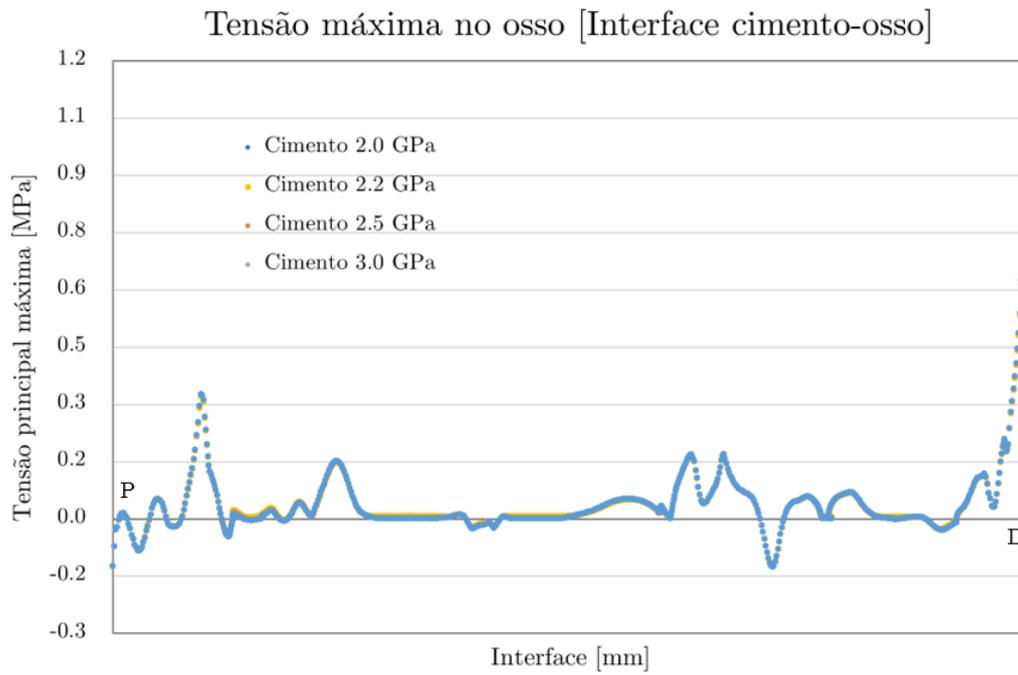
Estudo das propriedades do cimento

Figura A.7: Tensão principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.

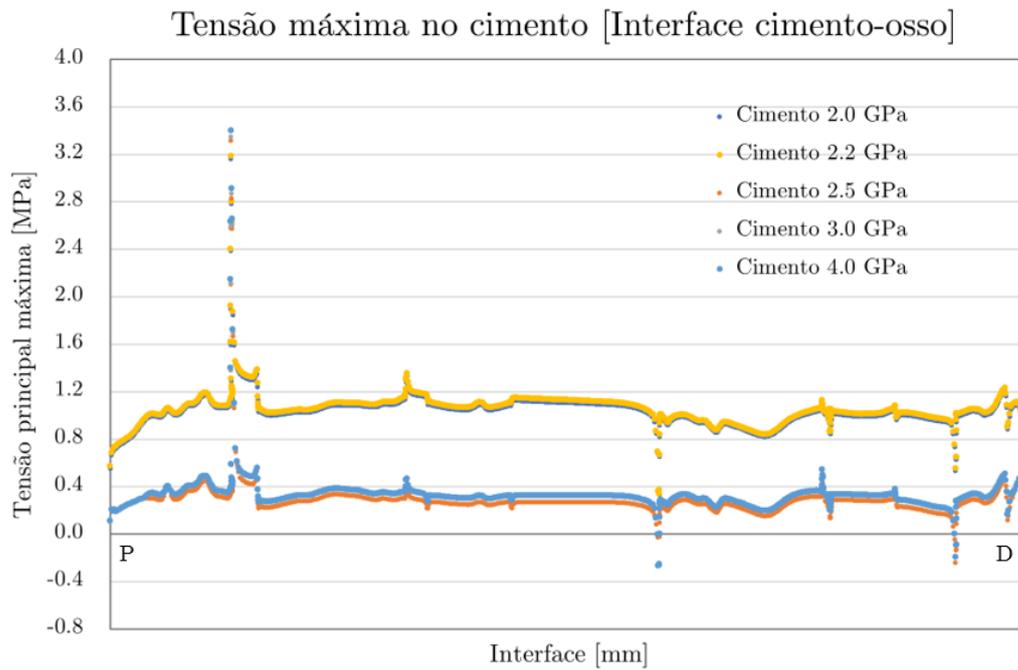


Figura A.8: Tensão principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.

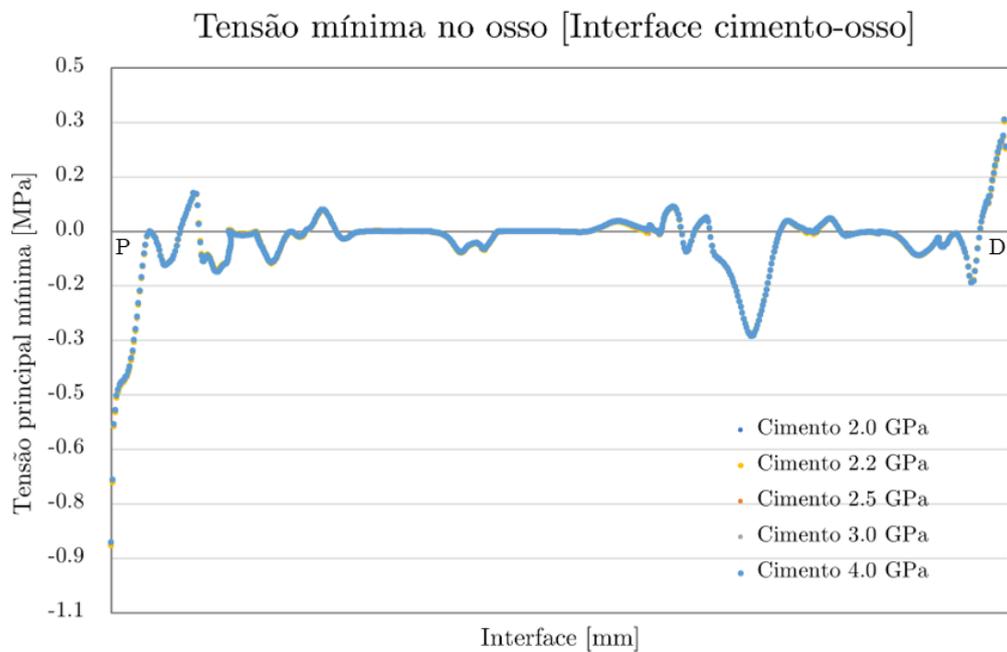


Figura A.9: Tensão principal mínima no osso, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.

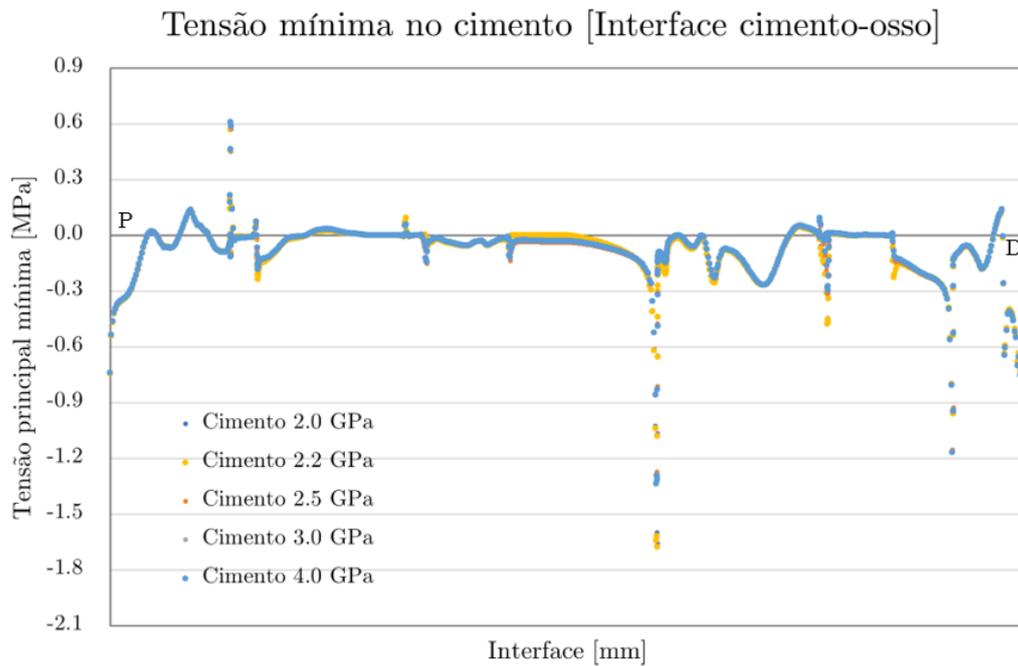


Figura A.10: Tensão principal mínima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.

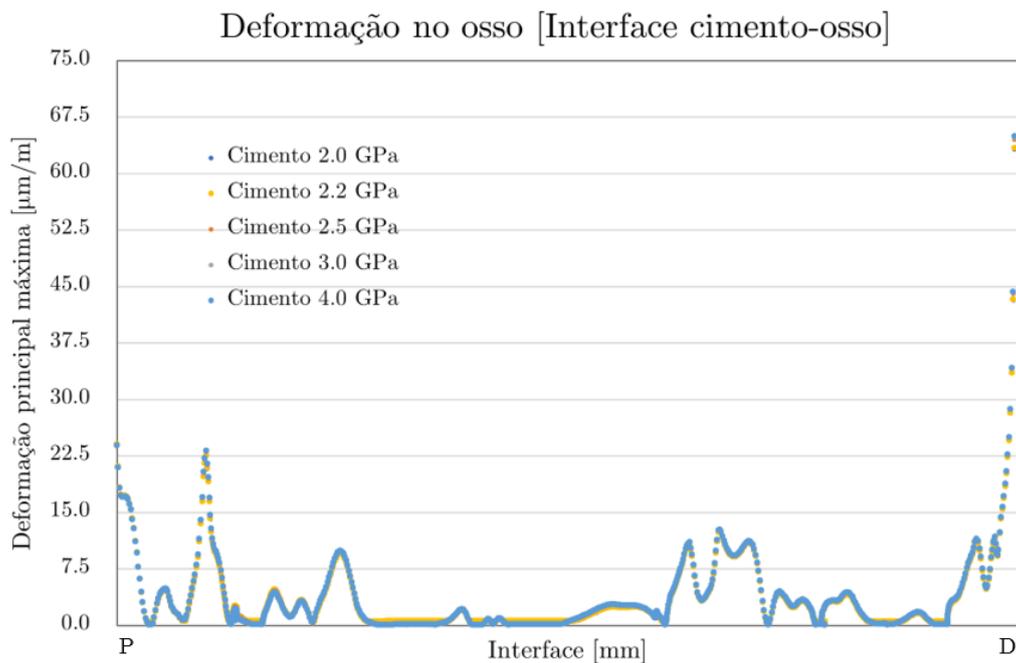


Figura A.11: Deformação principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.

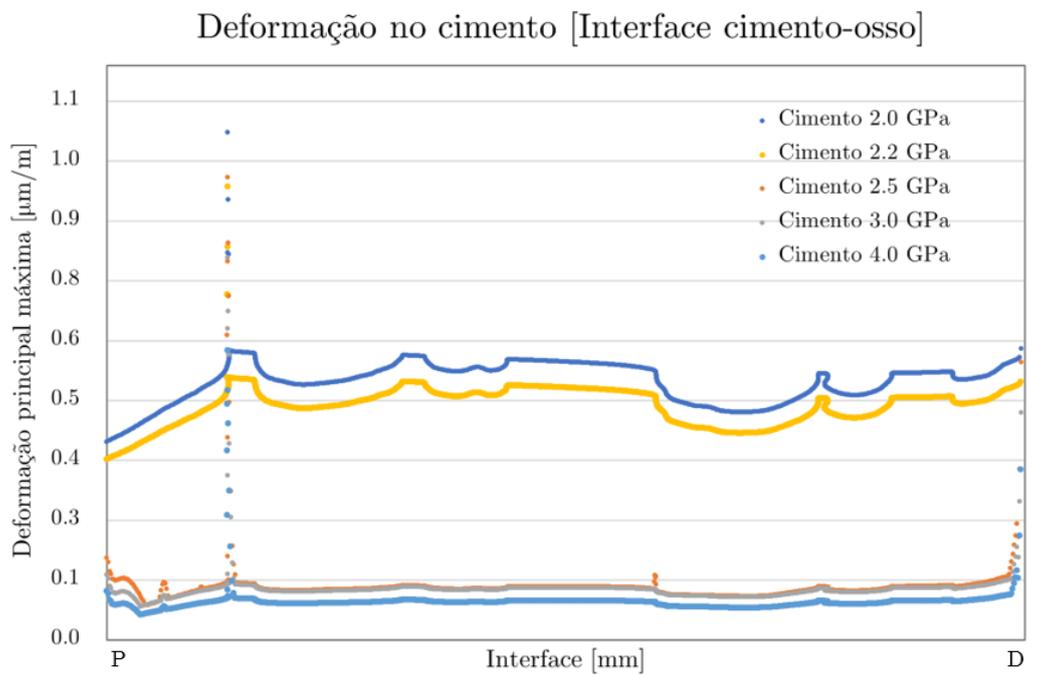


Figura A.12: Deformação principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.

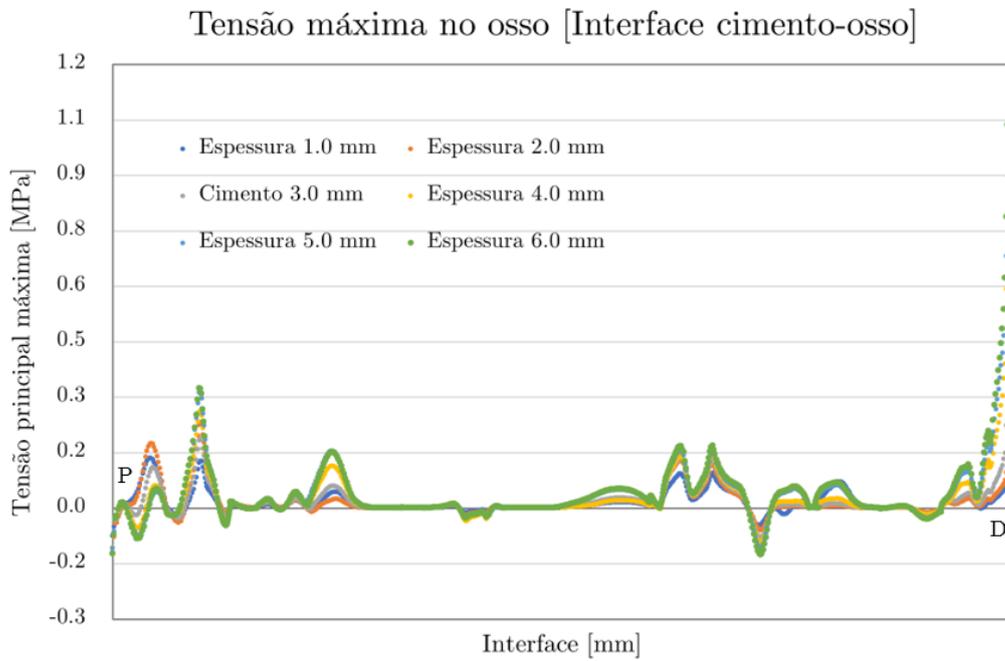
Estudo da espessura da camada de cimento

Figura A.13: Tensão principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.

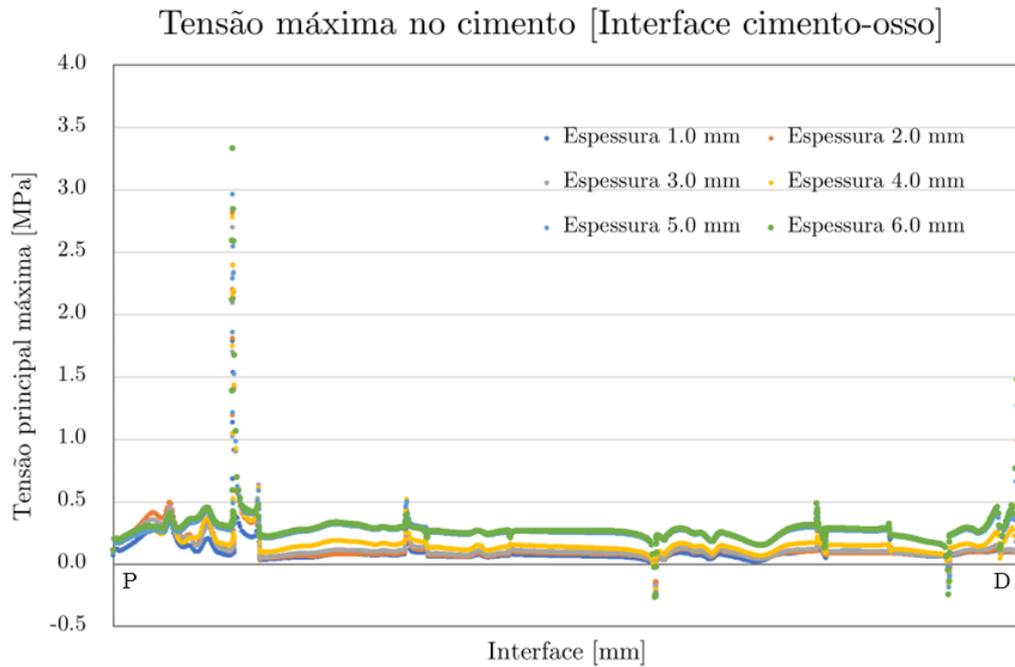


Figura A.14: Tensão principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.

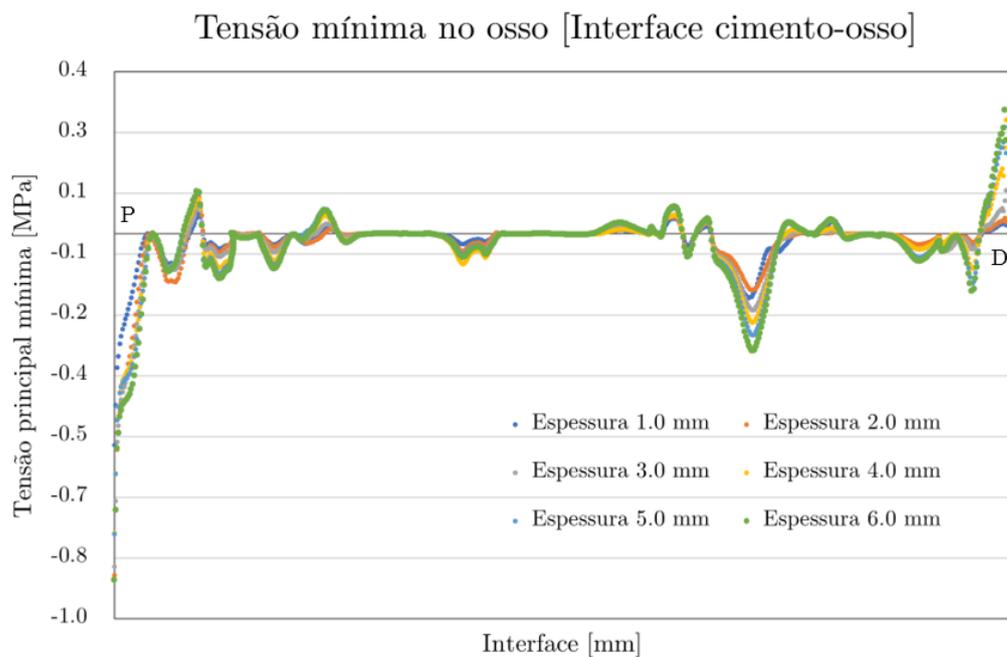


Figura A.15: Tensão principal mínima no osso, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.

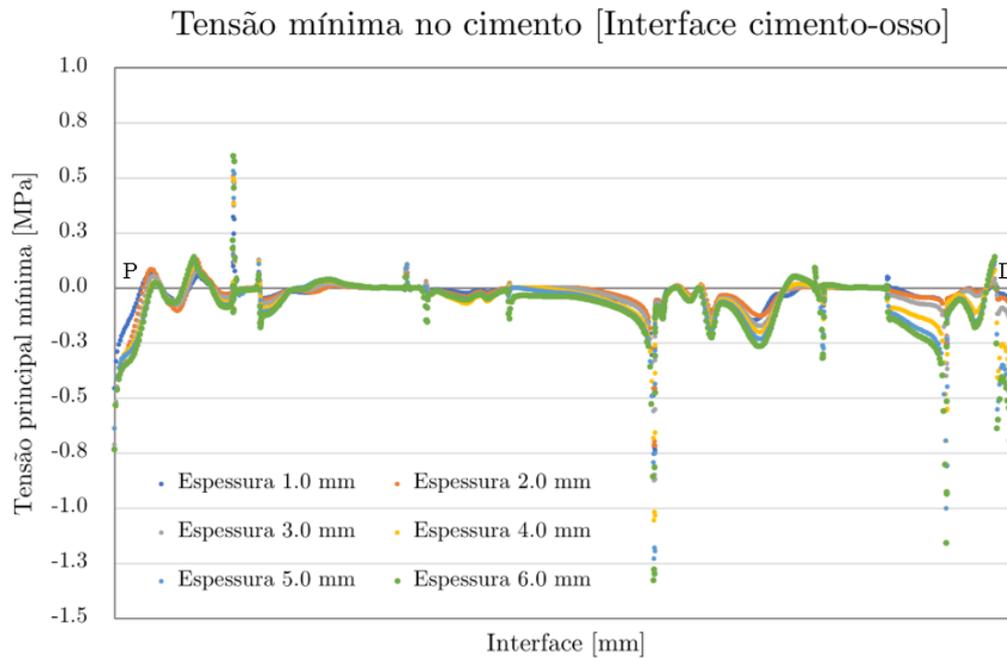


Figura A.16: Tensão principal mínima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.

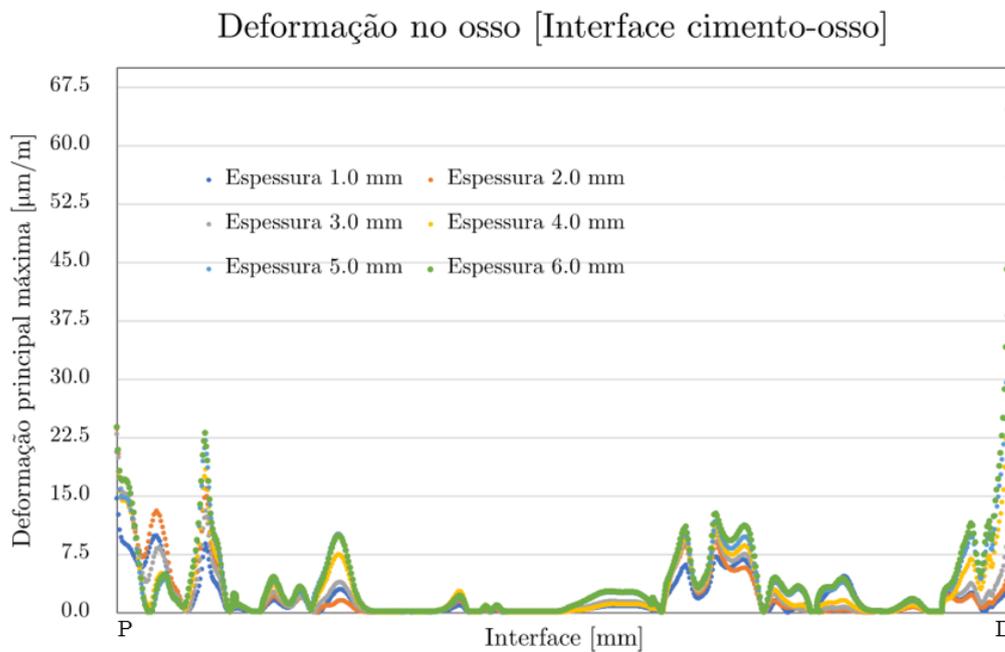


Figura A.17: Deformação principal máxima no osso, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.

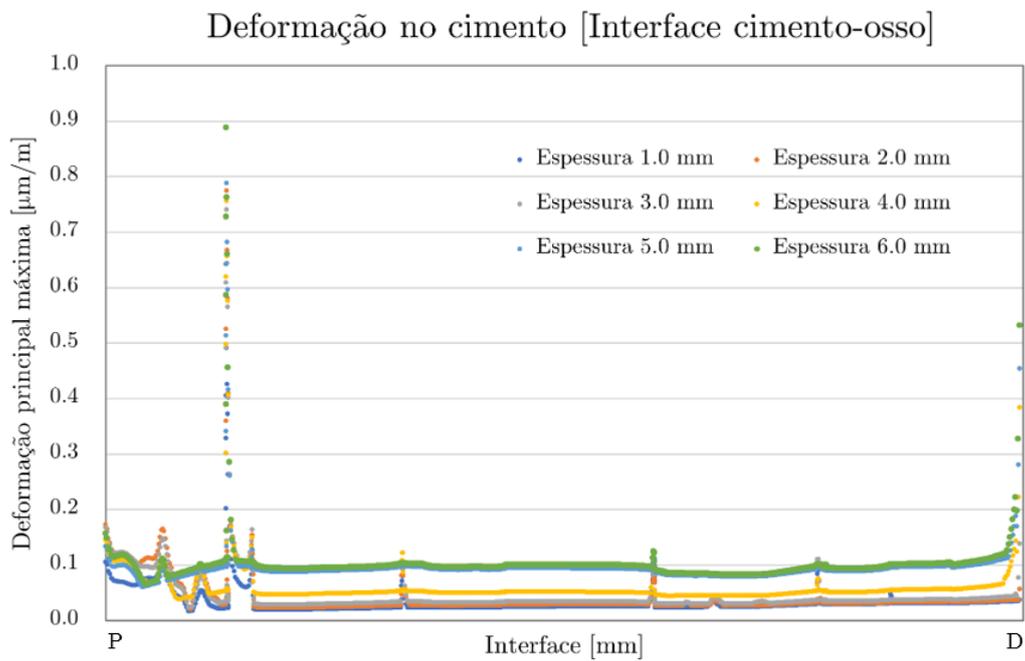


Figura A.18: Deformação principal máxima no cimento, na interface cimento-osso, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.

Apêndice B

Gráficos interface implante-cimento

Nesta secção são apresentados os gráficos obtidos numericamente dos valores das tensões principais máxima e mínima e deformação principal máxima, ao longo das distâncias proximal (P) e distal (D) da interface implante-cimento, segundo os diferentes casos de estudo, para o cimento.

Estudo do acabamento do implante

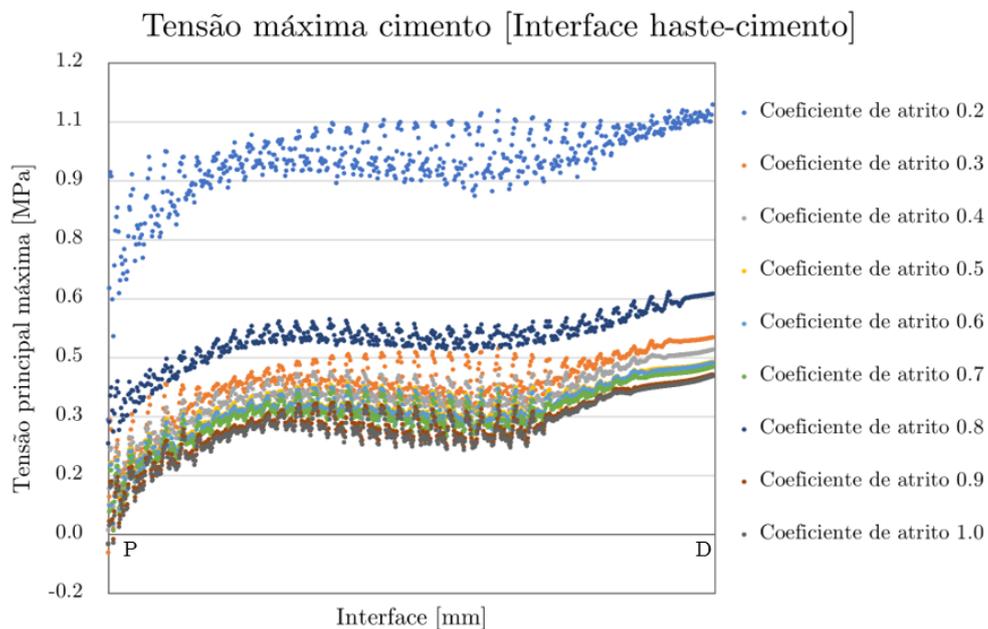


Figura B.1: Tensão principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.

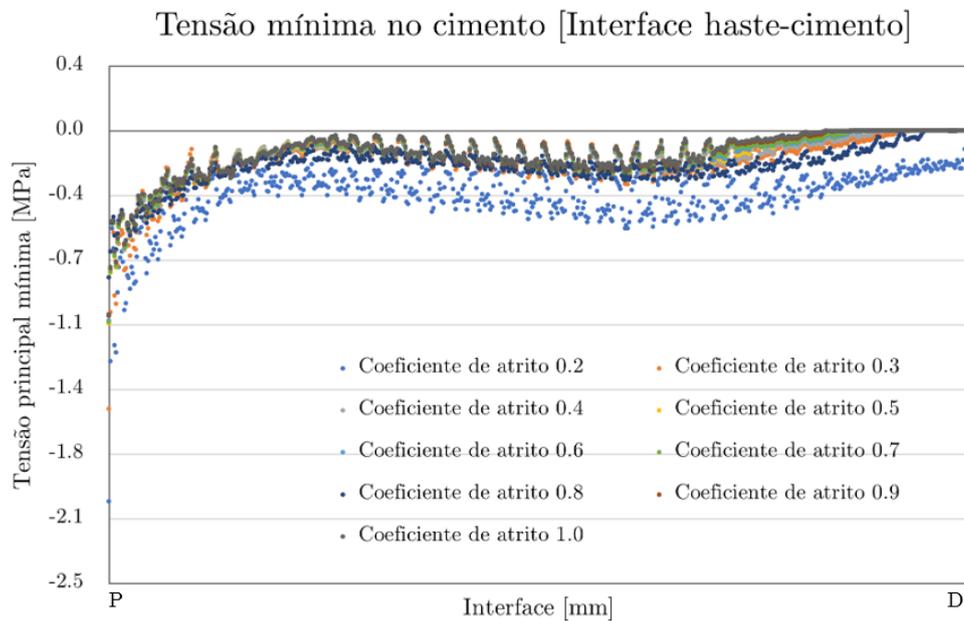


Figura B.2: Tensão principal mínima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.

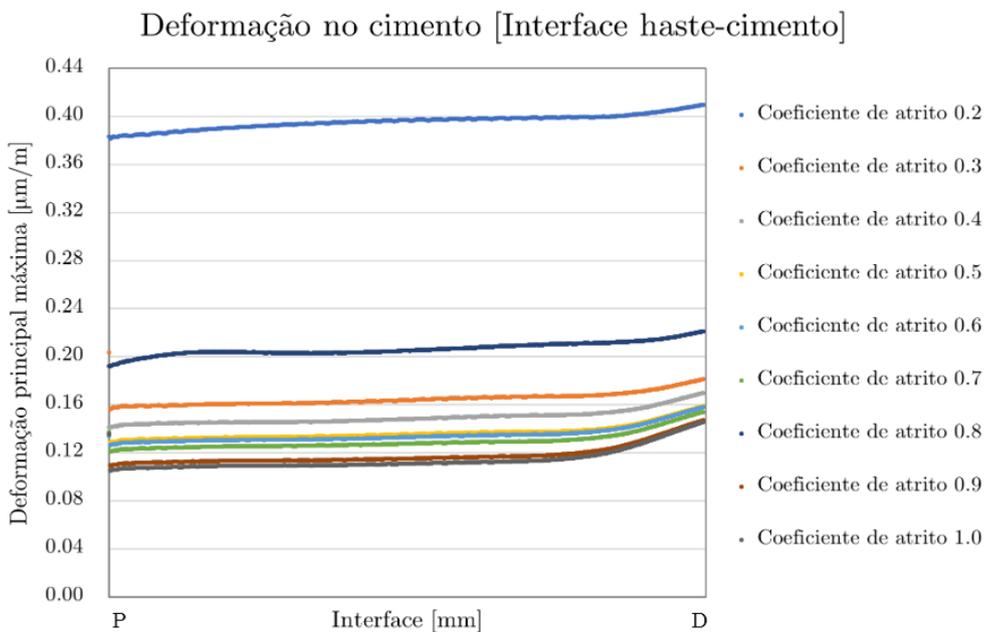


Figura B.3: Deformação principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação do atrito entre a haste e o cimento.

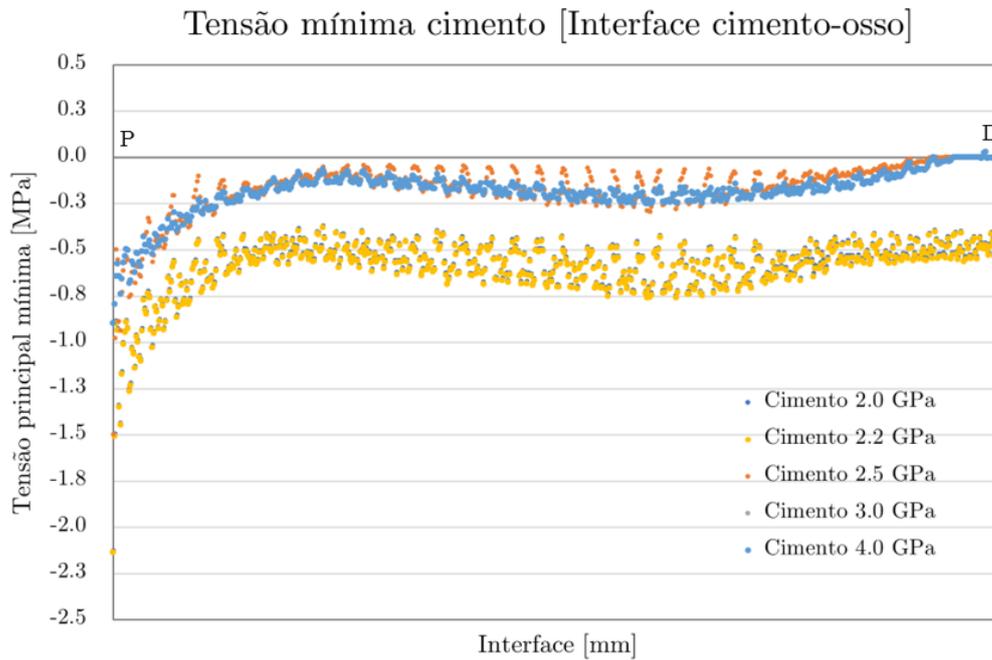


Figura B.5: Tensão principal mínima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.

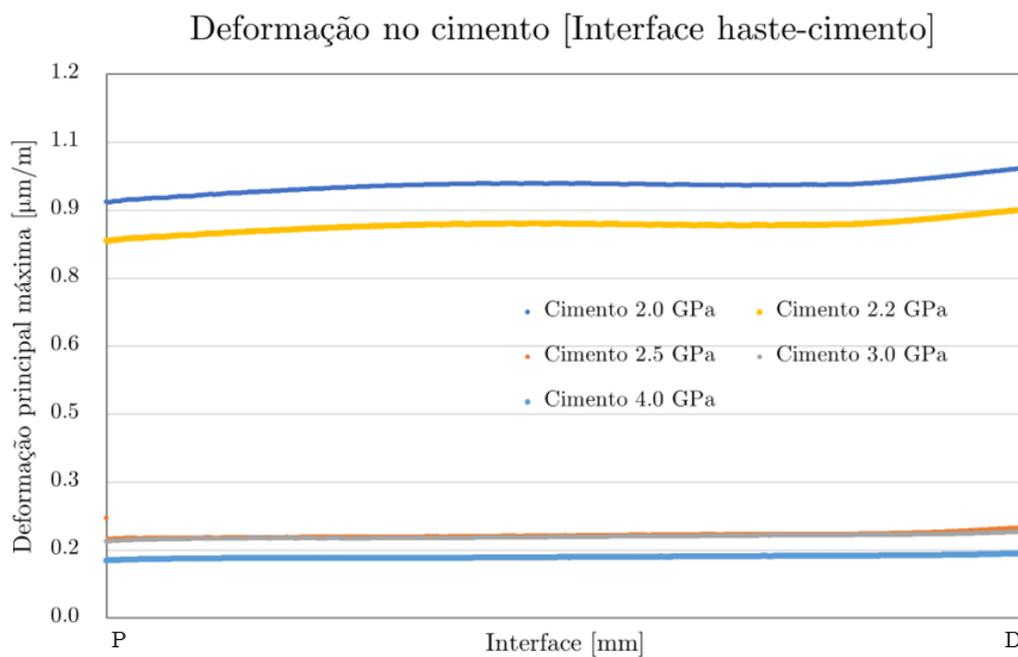


Figura B.6: Deformação principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação das propriedades mecânicas do cimento.

Estudo da espessura da camada de cimento

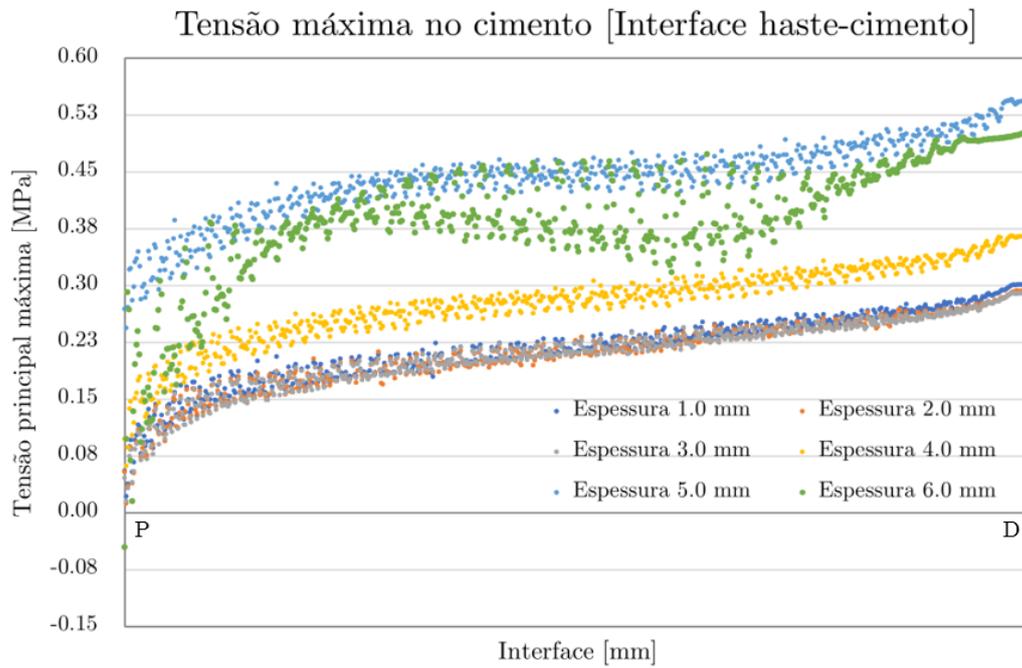


Figura B.7: Tensão principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.

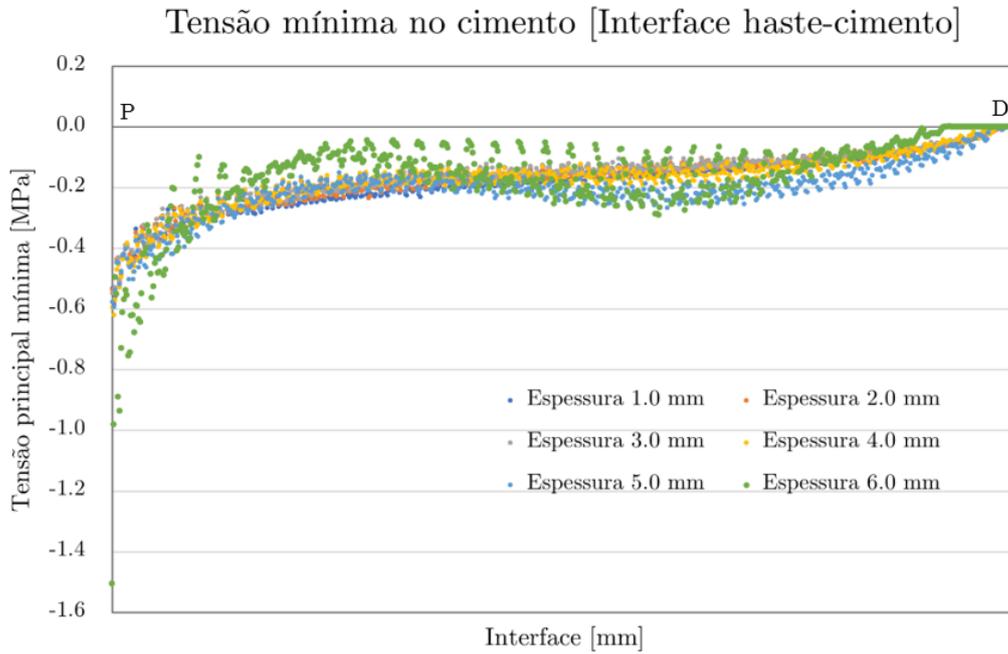


Figura B.8: Tensão principal mínima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.

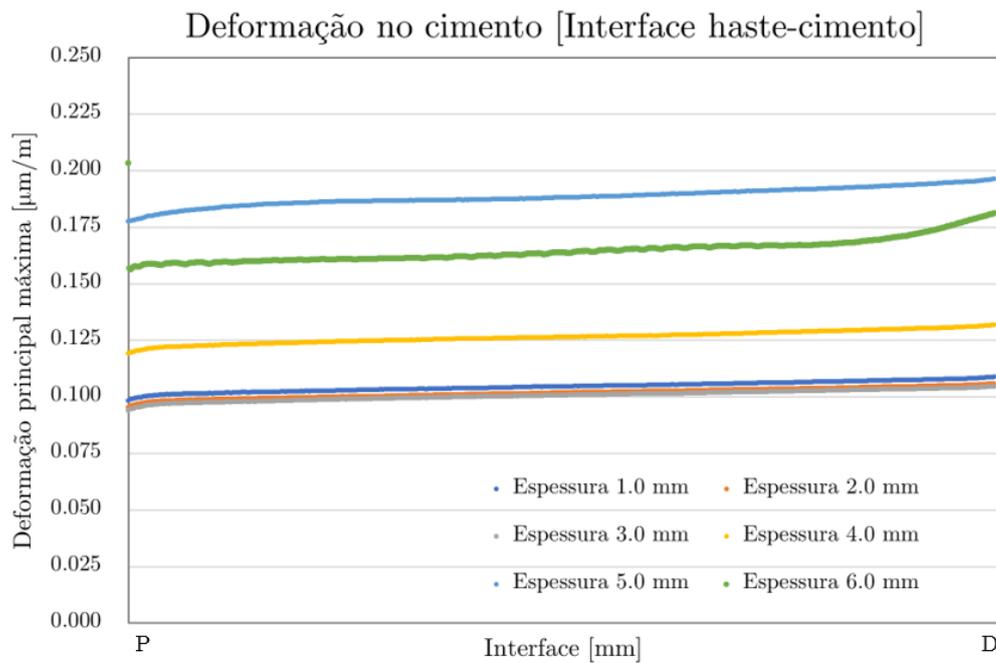


Figura B.9: Deformação principal máxima no cimento, na interface haste-cimento, com a variação da espessura da camada de cimento, e quantidade de osso.